



Politechnika Świętokrzyska

Wydział Mechatroniki i Budowy Maszyn

ROZPRAWA DOKTORSKA

mgr inż. Paweł Szczygieł

OCENA WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNYCH ELEMENTÓW WYTWARZANYCH TECHNOLOGIĄ DRUKU 3D DO ZASTOSOWAŃ BIOMEDYCZNYCH

Promotor:

dr hab. inż. Jerzy Bochnia, prof. PŚk

Promotor pomocniczy:

dr hab. inż. Tomasz Kozior, prof. PŚk

Kielce 2025

*Składam serdeczne podziękowania
Panu dr. hab. inż. Jerzemu Bochni, prof. PŚK
oraz Panu dr. hab. inż. Tomaszowi Koziorowi, prof. PŚK
za udzielenie cennych wskazówek
oraz pomoc przy pisaniu niniejszej pracy*

*Dziękuję rodzinie i bliskim za nieustanne wsparcie,
cierpliwość i niezłomną wiarę we mnie.*

SPIS TREŚCI

Wykaz ważniejszych skrótów i oznaczeń.....	7
1. WPROWADZENIE	11
1.1. Historia wytwarzania przyrostowego	14
1.2. Charakterystyka wytwarzania przyrostowego.....	15
2. ANALIZA LITERATURY	31
2.1. Materiały biokompatybilne	31
2.2. Technologie przyrostowe w zastosowaniach medycznych	40
2.3. Wymagania elementów medycznych	50
2.4. Metody sterylizacji	54
2.5. Wytrzymałość elementów wytwarzanych przyrostowo	57
2.6. Podsumowanie	59
3. CEL I ZAKRES PRACY	61
4. PROGRAM BADAŃ.....	62
5. ZASTOSOWANE TECHNOLOGIE I MATERIAŁY	65
5.1. Technologia PolyJet Matrix	65
5.2. Technologia Fused Deposition Modeling	69
5.3. Technologia Selective Laser Sintering.....	72
5.4. Podsumowanie	74
6. WYNIKI BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH	75
6.1. Wybrane właściwości mechaniczne	75
6.1.1. Technologia PJM.....	75
6.1.2. Technologia FDM	105
6.1.3. Technologia SLS.....	139
6.2. Elementy do zastosowań biomedycznych.....	146
6.2.1. Uchwyty hakowe robota medycznego.....	146
6.2.2. Proteza palca	151
6.2.3. Proteza ortopedyczna nadgarstka	157
6.3. Podsumowanie	171

7. BADANIA UZUPEŁNIAJĄCE	172
7.1. Badania tribologiczne próbek wykonanych technologią PJM.....	172
7.2. Badania tribologiczne próbek wykonanych technologią FDM	185
7.3. Analiza finansowa firm branży medycznej druku 3D	192
7.4. Podsumowanie	201
8. SYMULACJE KOMPUTEROWE.....	203
8.1. Definicja właściwości materiałowych	203
8.2. Definicja materiałów lepkosprężystych	210
8.3. Podsumowanie	215
9. PODSUMOWANIE I WNIOSKI KOŃCOWE	216
9.1. Wnioski ogólne	216
9.2. Kierunki dalszych badań	218
LITERATURA.....	219
SPIS ILUSTRACJI	229
SPIS TABEL	233
STRESZCZENIE	235

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH SKRÓTOWCÓW

<i>3MF 3D</i>	–	zaawansowany format plików dedykowany do druku 3D
<i>AHP</i>	–	wielokryterialna metoda analizy problemów decyzyjnych
<i>AIDR3D</i>	–	technika stosowana w tomografii komputerowej do przetwarzania danych obrazowych
<i>AM</i>	–	wytwarzanie przyrostowe
<i>AMF</i>	–	format zapisu plików opracowany na potrzeby druku 3D
<i>ASCII</i>	–	system kodowania znaków
<i>BJT</i>	–	spajanie sproszkowanego materiału płynnym spoiwem
<i>CAD</i>	–	komputerowe wspomaganie projektowania
<i>CE</i>	–	oznaczenie, które wskazuje, że dany produkt spełnia wymagania określone przez przepisy Unii Europejskiej
<i>DED</i>	–	ukierunkowane stapianie dostarczanego materiału
<i>DICOM</i>	–	format zapisu obrazowania medycznego
<i>DLP</i>	–	technologia druku 3D z zastosowaniem żywicy fotoutwardzalnej i projektora
<i>FBP</i>	–	technika rekonstrukcji stosowana w obrazowaniu medycznym
<i>FDA</i>	–	Amerykańska Agencja Żywności i Leków
<i>FDM</i>	–	technologia modelowania tworzywem termoplastycznym
<i>FIRE</i>	–	Fundacja Centrum Innowacji
<i>GelMA</i>	–	biotusz, modyfikowana forma żelatyny
<i>HA</i>	–	hydroksyapatyt, minerał
<i>HAMA</i>	–	biotusz, zmodyfikowana forma kwasu hialuronowego
<i>IGES</i>	–	neutralny format plików używany do wymiany danych CAD
<i>IVF</i>	–	technologia stosowana w druku 3D do precyzyjnego wprowadzania określonej objętości materiału, w tym leków
<i>MDR</i>	–	rozporządzenie Unii Europejskiej dotyczące wyrobów medycznych
<i>MEX</i>	–	wytłaczanie warstwowe materiału
<i>MJT</i>	–	warstwowy nadruk płynnego materiału
<i>MSC</i>	–	komórki macierzyste
<i>NIH/3T3</i>	–	linia komórkowa ludzkich fibroblastów
<i>OBJ</i>	–	format zapisu danych geometrycznych 3D
<i>PA 6.6</i>	–	poliamid 6.6
<i>PA 12</i>	–	poliamid 12
<i>PBF</i>	–	selektywne spajanie sproszkowanego materiału

<i>PDA</i>	–	polidopamina, polimer
<i>PEG</i>	–	polimer, glikol polietylenowy
<i>PETG</i>	–	politereftalan etylenu z domieszką glikolu, polimer
<i>PGS</i>	–	polimer glicerolowo-estrowy
<i>PHMB</i>	–	polimer o właściwościach antybakteryjnych i dezynfekujących
<i>PJM</i>	–	technologia wytwarzania za pomocą ciekłych żywic
<i>PLA</i>	–	polilaktyd, polimer
<i>POM</i>	–	polioksymetylen, polimer
<i>PP</i>	–	polipropylen, polimer
<i>PSSM</i>	–	Polskie Stowarzyszenie Sterylizacji Medycznej
<i>PVA</i>	–	polimer, alkohol poliwinylowy
<i>SAW</i>	–	dyskretna metoda rozwiązywania problemów wielokryterialnych
<i>SHL</i>	–	laminacja warstwowa przekrojów
<i>SLS</i>	–	technologia spiekania proszków metali i tworzyw sztucznych
<i>STL</i>	–	format zapisu wirtualnego modelu za pomocą siatki trójkątów
<i>VPP</i>	–	fotopolimeryzacja objętościowa
<i>ISO</i>	–	międzynarodowa organizacja normalizacyjna
<i>ASTM</i>	–	amerykańskie stowarzyszenie badań i materiałów
<i>MES</i>	–	metoda elementów skończonych
<i>RZiS</i>	–	Rachunek Zysków i Strat
<i>SHL</i>	–	Stowarzyszenie Higieny Lecznictwa
<i>Sil-MA</i>	–	modyfikowany materiał silikonowy, wraz z fibroiną jedwabiu tworzą biotusz
<i>SLA</i>	–	technologia druku 3D z zastosowaniem żywicy fotoutwardzalnej i lasera
<i>STEP</i>	–	format wymiany danych w środowisku CAD
<i>UE</i>	–	Unia Europejska
<i>USP</i>	–	amerykańska organizacja określająca wymagania jakościowe produktów leczniczych
<i>VRML</i>	–	format plików używany do przechowywania danych o modelach 3D

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH OZNACZEŃ

a	– grubość próbki, mm
AP	– analiza pozioma
b	– szerokość próbki, mm
b_k	– wartość k -tego współczynnika równania regresji
b_{kr}	– wartość krytyczna współczynnika regresji
$[C]$	– macierz sztywności
$C.I.$	– indeks niezgodności
$C.R.$	– współczynnik niezgodności
d	– średnica wiązki lasera, mm
E_0, E_1, E_2	– moduły sprężystości wzdłużnej
ED	– gęstość energii, J/mm ²
Fm	– siła maksymalna, N
$f(x)$	– funkcja gęstości prawdopodobieństwa
h	– odległość między skanami lasera, mm
Lh	– wysokość warstwy, mm
Lm	– ugięcie, przy którym nastąpiło złamanie próbki, mm
n	– liczba pomiarów
P	– moc lasera, W
R^2	– współczynnik determinacji
Ra	– średnie arytmetyczne odchylenia profilu chropowatości, μm
Rm	– wytrzymałość na rozciąganie, MPa
ROS	– wskaźnik rentowności sprzedaży
ROA	– wskaźnik rentowności aktywów
ROE	– wskaźnik rentowności kapitału własnego
Rz	– wysokość chropowatości profilu, μm
$S(A_i)$	– funkcja agregująca
S_{ad}^2	– wariancja adekwatności
SD	– odchylenie standardowe
SN	– współczynnik stosunku sygnału do szumu
$S^2(y)_i$	– wariancja błędów pomiaru
t_1, t_2	– czasy relaksacji lub retardacji, s
u_A	– niepewność pomiarowa obliczana metodą typu A

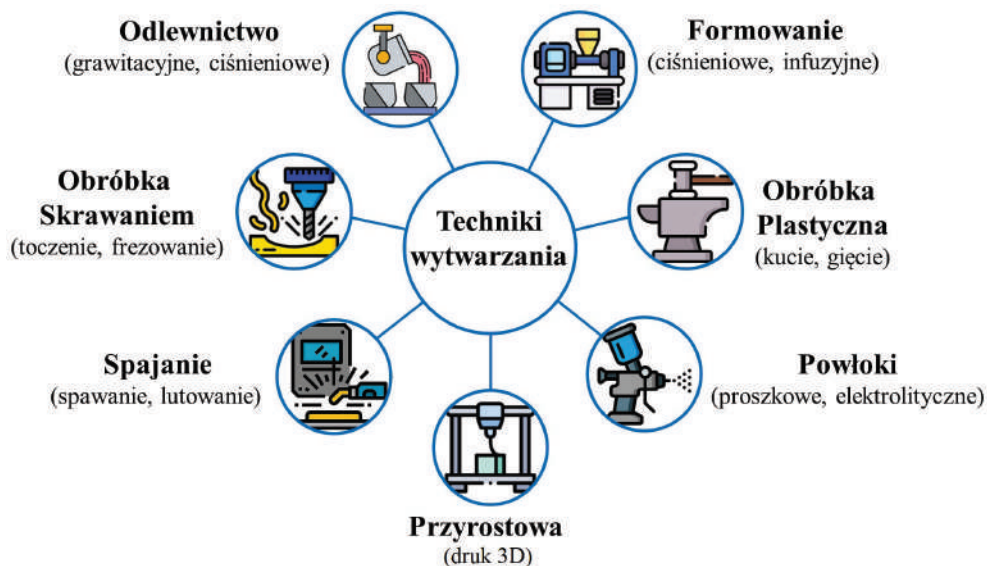
v	– prędkość skanowania lasera, mm/s
w_i	– waga będąca miarą uporządkowania kryteriów wyboru
WBP	– wskaźnik bieżącej płynności
WSP	– wskaźnik szybkiej płynności
WPG	– wskaźnik płynności gotówkowej
$\bar{x}$	– wartość średnia
$\Delta \hat{x}_k$	– jednostka zmienności k -tego czynnika
$\hat{x}_{k0}$	– wartość centralna k -tego czynnika
$\hat{x}_k$	– zakodowana postać k -tego czynnika wejściowego
ε	– odkształcenie, %
η_1, η_2	– współczynniki lepkości dynamicznej
λ_{max}	– maksymalna wartość własna macierzy, miara zgodności porównań
σ	– naprężenie, MPa
χ^2	– współczynnik testu zgodności

ROZDZIAŁ I

WPROWADZENIE

Rozwój metod wytwarzania jest jednym z kluczowych czynników wpływających na postęp cywilizacyjny. Historia wytwarzania sięga do pierwszych narzędzi wykonanych przez ludzi w epoce kamienia łupanego, jednak na przestrzeni wieków, wraz z postępującą industrializacją, techniki wytwarzania ewoluowały do zaawansowanych technologii stosowanych dzisiaj w przemyśle.

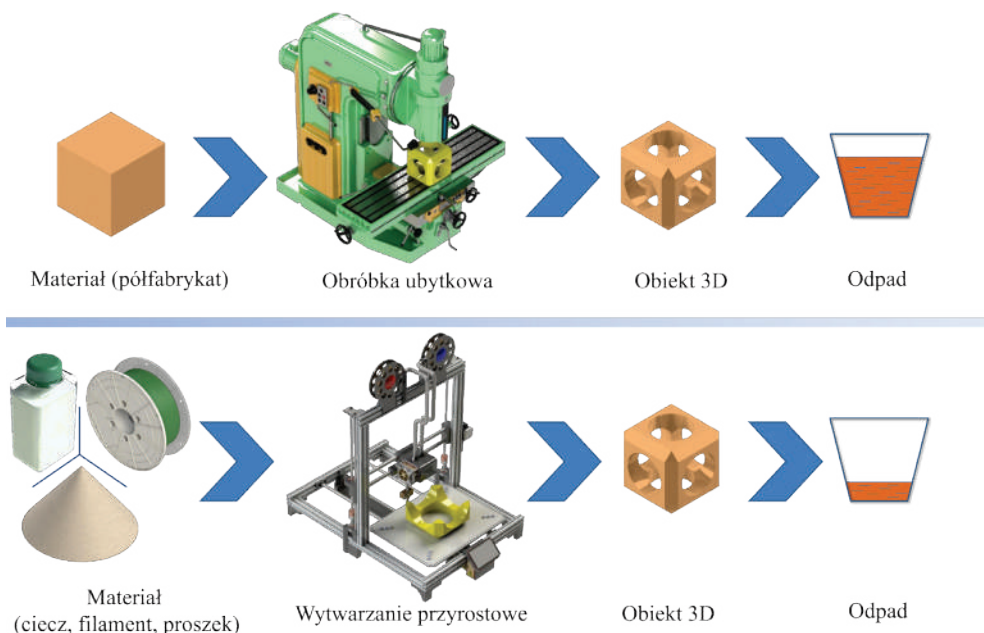
Techniki wytwarzania można podzielić na siedem grup (rys. 1.1). Najmłodszą, zapoczątkowaną w latach 80. XX wieku, jest technika przyrostowa (ang. additive manufacturing), zaliczana do metod niekonwencjonalnych. Należy jednak zwrócić uwagę, że dotyczy sterowanych komputerowo metod wytwarzania przyrostowego fizycznych obiektów trójwymiarowych, budowanych na podstawie modelu wirtualnego opracowanego z zastosowaniem oprogramowania typu CAD (Computer Aided Design). W celu odróżnienia, analogowy proces przyrostowy jest wykorzystywany od dawna w budownictwie (układanie bloków kamiennych i cegieł), jak i odlewnictwie (przyrost płynnego materiału w objętości formy odlewniczej), czy też spawalnictwie (napawanie).



Rys. 1.1. Podział technik wytwarzania

Technologia przyrostowa, zwana również addytywną, polega na wytwarzaniu przedmiotów poprzez dodawanie i nabudowywanie kolejnych warstw materiału, aż do uzyskania gotowego, fizycznego obiektu. W odróżnieniu od tradycyjnych metod produkcji, takich jak obróbka mechaniczna czy odlewnictwo, technologia

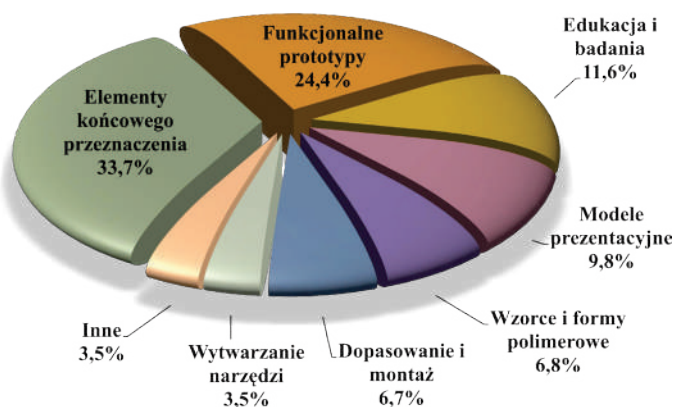
przyrostowa nie wymaga zastosowania dodatkowych narzędzi do procesów ubytkowych, czy też tworzenia formy odlewniczej. Do zalet zaliczane są również: szybkość produkcji (w porównaniu z tradycyjnymi metodami technologia przyrostowa może być znacznie szybsza, szczególnie w przypadku małoseryjnej produkcji), elastyczność (wytwarzanie skomplikowanych kształtów, które są trudne lub niemożliwe do uzyskania za pomocą tradycyjnych metod), minimalizacja odpadów (brak konieczności dodatkowej obróbki skrawaniem – rys. 1.2) oraz personalizacja (wytwarzanie niestandardowych obiektów). Wytwarzanie przyrostowe jest często nazywane terminem „druk 3D”, geneza tego sformułowania związana jest z podobieństwem do procesów i pracy urządzeń drukarek 2D i 2,5D. Mimo, iż „druk 3D” jest potocznym określeniem technologii przyrostowych, to został już dodany do języka naukowego wskutek popularyzacji.



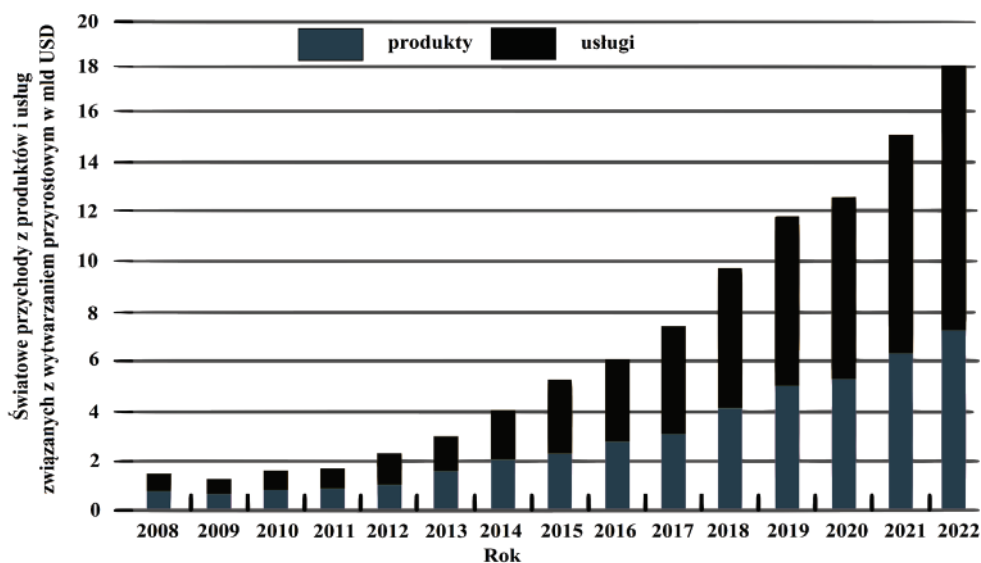
Rys. 1.2. Porównanie obróbki ubytkowej z wytwarzaniem przyrostowym

Rynek związany z technologiami przyrostowymi rozwija się w dynamicznym tempie. Rokrocznie firma konsultingowo-badawcza Wohlers Associates z siedzibą w Fort Collins, w Kolorado (USA) wydaje raport (Wohlers Report) zawierający obszerne dane i analizy dotyczące globalnego rynku druku 3D. Opracowania te są uważane za jedno z najbardziej rzetelnych i kompletnych źródeł informacji związanych z technologiami przyrostowymi. Raport uwzględnia najważniejsze trendy i innowacje (wraz z prognozami), wartości rynku oraz analizę zastosowań druku 3D w poszczególnych segmentach przemysłu. Terry Wohlers w swoim raporcie wydanym w 2022 r. [1] podaje, że największa liczba zainstalowanych systemów technologii przyrostowych przypada na Stany Zjednoczone (33 %

światowego udziału), w następnej kolejności Chiny (10,5 %), Japonię (8,8 %) i Niemcy (8,1 %). Według raportu głównymi obszarami wykorzystania druku 3D były: elementy końcowego przeznaczenia, prototypy, edukacja i badania; wyniki przedstawiono na rysunku 1.3. Warto zauważyć, że w nowszym, dwudziestym ósmym wydaniu raportu z roku 2023 [2] podkreślono wzrost o 18,3 % w 2022 r. światowych przychodów z produktów i usług AM, potwierdzając ożywienie rynku po pandemii. Porównując ten wynik z danymi z roku 2008 można stwierdzić aż dziesięciokrotny wzrost przychodów (rys. 1.4). W nowszym wydaniu raportu ponownie branża AM znajduje największe zastosowanie w kierunku produkcyjnym elementów końcowego przeznaczenia (ang. end-use), natomiast prognozy wskazują, że tendencja ta będzie rosła w miarę dalszej popularyzacji AM.



Rys. 1.3. Zastosowania metod przyrostowych wraz z procentowym udziałem



Rys. 1.4. Światowe przychody z produktów i usług AM, wyrażone w miliardach dolarów

1.1. Historia wytwarzania przyrostowego

Pierwsze próby opracowania metody wytwarzania przyrostowego modeli trójwymiarowych sięgają drugiej połowy XX wieku. W 1981 roku Hideo Kodama uzyskał patent [P1] na innowacyjną technologię przyrostową. Wyniki ukazały się również w artykule [3]; metoda ta zakłada nabudowywanie modeli warstwowo przy użyciu ciekłej żywicy fotoutwardzalnej. W wyniku działania światła UV o długości 300–400 nm zachodzi proces fotopolimeryzacji (utwardzenia) żywicy, następnie наносzona jest kolejna warstwa cieczy, która zostanie zeskanowana wiązką światła UV. Sukcesywnie, warstwa po warstwie powstaje model 3D.

Zaledwie kilka lat później w 1986 roku zatwierdzony został patent Charlesa Hulla [P2] na urządzenie do produkcji obiektów trójwymiarowych za pomocą stereolitografii, technologii bardzo zbliżonej do wynalazku Kodamy. Metoda ta polega na wytwarzaniu stałych obiektów poprzez sukcesywne "drukowanie" cienkich warstw utwardzalnego materiału, np. żywicy utwardzalnej promieniami UV, jedna na drugiej. Zaprogramowana, ruchoma wiązka punktowa światła UV świecąca na powierzchnię lub warstwę fotoutwardzalnej cieczy jest wykorzystywana do tworzenia stałego przekroju poprzecznego wytwarzanego obiektu. Obiekt ten jest następnie przesuwany, w zaprogramowany sposób, z dala od powierzchni cieczy o grubość jednej warstwy, a następny przekrój jest formowany i łączony do bezpośrednio poprzedzającej warstwy definiującej obiekt. Proces ten jest kontynuowany do momentu uformowania całego, fizycznego modelu 3D. Charles Hull po uzyskaniu patentu założył firmę produkującą drukarki 3D o nazwie 3D Systems, która funkcjonuje do dziś. Charles Hull to także twórca formatu pliku STL, który jest powszechnie używany do przekształcania i przygotowania modeli 3D w przyrostowych procesach wytwórczych. W 1988 roku firma 3D Systems sprzedała pierwszą komercyjną drukarkę 3D o nazwie SLA-1.

Kolejne wynalazki powstające w następnych latach przyczyniły się do powstania technologii przyrostowych wykorzystujących nowe materiały. W 1989 roku zatwierdzony został patent Carla Deckarda [P3] na technologię znaną pod nazwą Selective Laser Sintering. W SLS, laser dużej mocy spieka cząsteczki proszku (zwykle poliamidu), tworząc trójwymiarowe struktury. Trzy lata później w 1992 roku Scott Crump uzyskał patent na technologię znaną dziś pod nazwą Fused Deposition Modeling [P4]. W metodzie tej materiał termoplastyczny w formie żyłki nawiniętej na szpulę (inaczej *filament*) jest doprowadzany mechanizmem rolkowym do głowicy drukującej, gdzie jest podgrzewany do stanu półplastycznego. W takiej formie materiał zostaje naniesiony na stół roboczy drukarki 3D. Sukcesywnie, warstwa po warstwie powstaje trójwymiarowy obiekt. Scott Crump jest założycielem firmy Stratasys specjalizującej się w produkcji drukarek 3D. W 1993 roku Emanuel Sachs uzyskał patent na technologię druku trójwymiarowego [P5]. Metoda ta zakłada budowanie modelu z warstw proszku (na przykład ceramicznego), które w trakcie procesu są łączone ciekłym spoiwem.

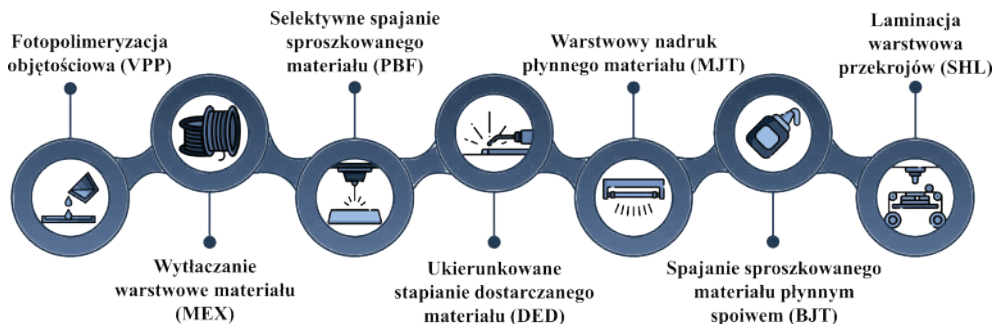
W celu wzmocnienia adhezji wymagane jest zastosowanie procesu wyżarzania lub pokrycie powierzchni modelu dodatkową warstwą ciekłego spoiwa.

Coraz to nowe technologie addytywne przyczyniły się do wielkich odkryć. Istotną datą jest rok 1999, kiedy to naukowcy z instytutu Wake Forrest za pomocą technologii przyrostowych wykonali syntetyczne rusztowanie organu – ludzkiego pęcherza, który został pokryty komórkami pacjentów. Ważną postacią w historii druku 3D jest również Adrian Bowyer, twórca projektu Replicating Rapid Prototyper (w skrócie RepRap), który powstał w 2004 roku. Projekt ten zakładał wykonanie maszyny samoreplikującej w postaci drukarki 3D. Dwa lata później zespół Bowyera zbudował pierwszy prototyp urządzenia RepRap 0.2, przy użyciu którego z powodzeniem wykonano powielone części tej drukarki 3D. W procesie wykorzystano technologię druku FDM (Fused Deposition Modeling). Projekt ten znacząco wpłynął na popularyzację druku 3D. W 2009 roku firma MakerBot wykorzystując postępy projektu RepRap wprowadziła na rynek pierwszą w historii drukarkę 3D do samodzielnego montażu. Firma ta została przejęta przez Stratasys w 2013 roku. Warto zaznaczyć, że w 2009 roku wygasł patent na technologię FDM założyciela firmy Stratasys, co spowodowało kilkukrotny spadek rynkowych cen drukarek 3D pracujących w tej technologii, a w konsekwencji przyczyniło się do jej popularyzacji.

1.2. Charakterystyka wytwarzania przyrostowego

Potrzeba standaryzacji jest ważna dla wszystkich sektorów, w tym nauki i przemysłu. Kwestia ta jest rozwiązywana przez wybitną grupę badaczy i naukowców oraz organizacji w celu opracowania pożądaných, kwalifikowanych standardów w produkcji addytywnej. ISO rozpoczęła działalność w 1947 roku i jest światowym liderem w opracowywaniu standardów, a obszar działania obejmuje specyfikacje dotyczące praktykowania usług, produktów itp., dzięki czemu są one bardziej odpowiednie do zastosowań przemysłowych. Z drugiej strony ASTM International pomaga w dostarczaniu i rozwijaniu tych standardów na całym świecie.

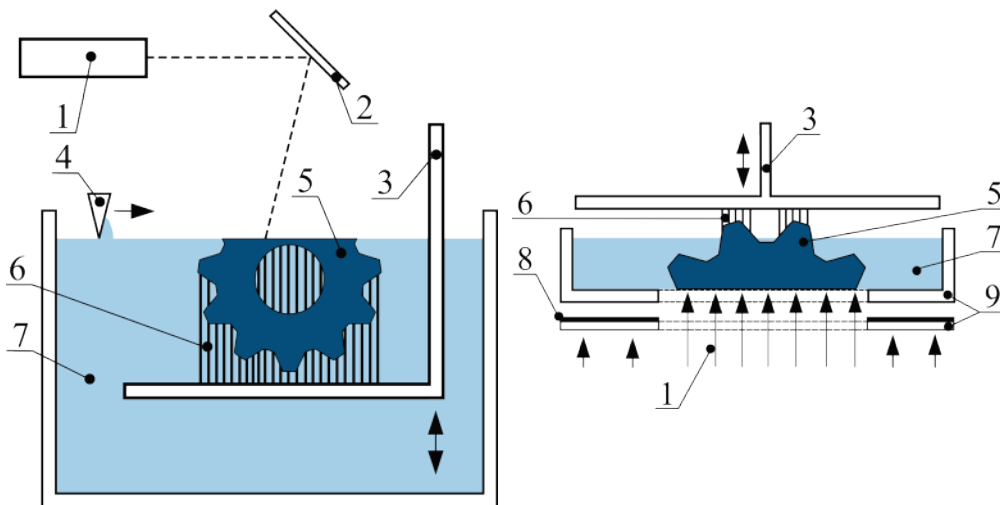
Podstawowym dokumentem normatywnym, na podstawie którego można dokonać podziału technologii przyrostowych (rys. 1.5) jest PN/EN ISO/ASTM 52900 [N1]. Do siedmiu podstawowych kategorii procesów wytwarzania przyrostowego zalicza się: fotopolimeryzacja objętościowa (VPP – VAT Photopolymerization), wytłaczanie warstwowe materiału (MEX – Material Extrusion), selektywne spajanie sproszkowanego materiału (PBF – Powder Bed Fusion), ukierunkowane stapianie dostarczanego materiału (DED – Directed Energy Deposition), warstwowy nadruk płynnego materiału (MJT – Material Jetting Additive), spajanie sproszkowanego materiału płynnym spoiwem (BJT – Binder Jetting) oraz laminacja warstwowa przekrojów (SHL – Sheet Lamination).



Rys. 1.5. Podstawowe kategorie wytwarzania przyrostowego

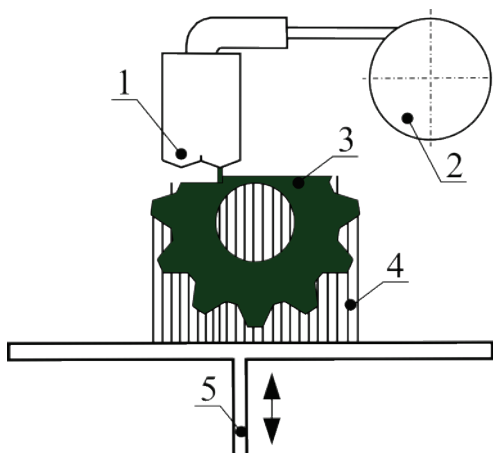
Kategorie są stosowane w celu zapewnienia ogólnego, strukturalnego rozróżnienia między procesami wytwarzania przyrostowego w oparciu o architekturę i typową charakterystykę każdego z nich. Czasami jednak istnieje potrzeba dalszej specyfikacji różnych procesów w ramach każdej kategorii. Przykładem może być rozróżnienie pomiędzy sproszkowanym polimerem a sproszkowanym metalem lub stosowaniem sproszkowanego metalu przy użyciu wiązki laserowej a sproszkowanego metalu przy użyciu wiązki elektronów. Podstawową zasadą procesów wytwarzania przyrostowego jest tworzenie trójwymiarowych części poprzez sukcesywne dodawanie materiału. W zależności od procesu, części mogą uzyskać podstawową geometrię i podstawowe właściwości zamierzonego materiału w jednym etapie procesu (proces jednoetapowy) lub uzyskać geometrię w podstawowym etapie procesu, a następnie uzyskać podstawowe właściwości zamierzonego materiału w drugim etapie procesu (proces wieloetapowy) [N1].

Kategorie procesów addytywnych zostały również szczegółowo opisane w normie [N2]. *Fotopolimeryzacja objętościowa* (rys. 1.6) opiera się na pierwszej technologii przyrostowej – stereolitografii. Wiązka lasera UV sterowana za pomocą lustra naświetla precyzyjnie żywicę fotoutwardzalną. Wskutek inicjacji procesu fotopolimeryzacji odwzorowany zostaje przekrój poprzeczny wytwarzanego elementu. Następnie platforma robocza zostaje obniżona, ruch zgarniacza wyrównuje poziom żywicy a światło lasera wtórnie skanuje przekrój elementu inicjując proces fotopolimeryzacji, tym samym trwale związując warstwę skanowaną z poprzednią. Proces jest powtarzany aż do uzyskania pełnej geometrii modelu. Fotopolimeryzacja objętościowa może być również realizowana w konfiguracji odwrotnej, gdzie platforma robocza w trakcie procesu wytwarzania przyrostowego sukcesywnie przesuwa się ku górze, wyciągając model. W tym przypadku częstym rozwiązaniem jest zastąpienie lasera UV lampą UV. Wanna wypełniona mniejszą ilością płynnej żywicy niż w przypadku SLA posiada przezroczyste dno umożliwiające przenikanie światła UV. Przykładową technologią pracującą w tym układzie kinematycznym jest Digital Light Processing [N2].



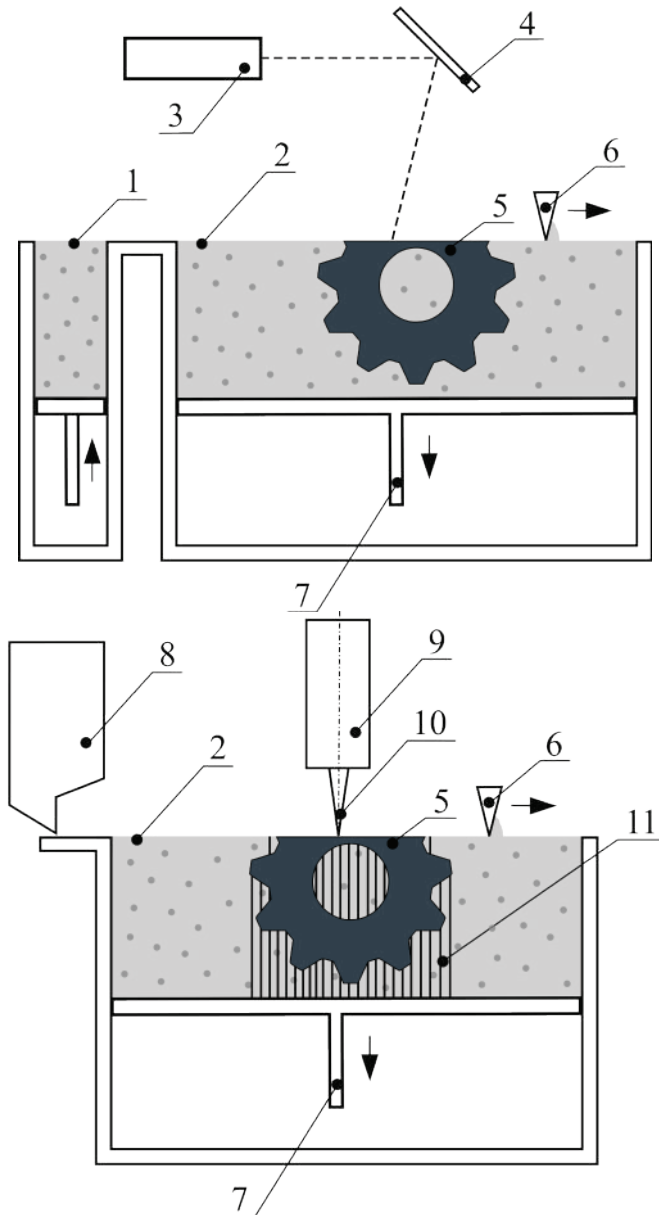
Rys. 1.6. Fotopolimeryzacja objętościowa: 1 – źródło światła, 2 – ruchome lustro sterujące wiązką lasera, 3 – platforma robocza, 4 – zgarniacz, 5 – prototyp, 6 – struktury podporowe, 7 – wanna wypełniona płynną żywicą fotoutwardzalną, 8 – filtr światła, 9 – przezroczyste płyty

Wytłaczanie warstwowe materiału (rys. 1.7) polega na warstwowym nakładaniu termoplastycznego materiału. Termoplastyczne tworzywo występuje zazwyczaj w postaci żyłki nawiniętej na szpulę (filamentu). Materiał jest transportowany do głowicy drukującej za pomocą ruchu rolek podających. Głowica drukująca posiada dyszę, która podgrzewana do odpowiedniej temperatury zapewnia przejście materiału do stanu półpłynnego, umożliwiającego wytłaczanie. Istnieje wiele różnych rozwiązań konstrukcyjnych, w których na przykład platforma robocza realizuje ruch w osi Z lub Y bądź też pozostaje nieruchoma a przemieszczenie w pozostałych osiach jest realizowane przez głowicę drukującą. Dodatkowo, w niektórych przypadkach istnieje możliwość podgrzewania stołu roboczego, a głowica drukująca może posiadać jedną bądź dwie dysze, co pozwala na wytwarzanie z dwóch materiałów w jednym procesie. Kategoria ta opiera się na technologii FDM, której pomysłodawcą był Scott Crump, jednak po wygaśnięciu ochrony patentowej proces ten został spopularyzowany i obecnie występuje pod wieloma innymi nazwami, na przykład Fused Filament Fabrication (FFF), Melted Extruded Modeling (MEM), Plastic Jet Printing (PJP) bądź Layer Plastic Deposition (LPD) [N2].



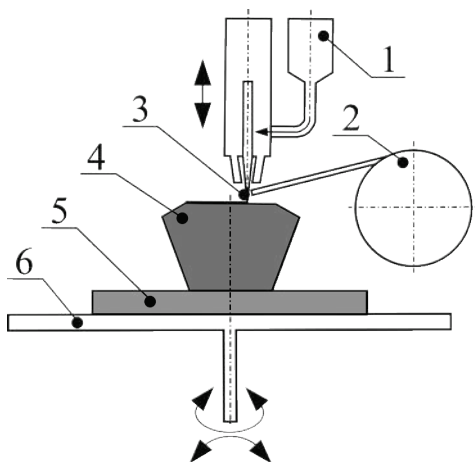
Rys. 1.7. Wytłaczanie warstwowe materiału: 1 – głowica drukująca z podgrzewaną dyszą, 2 – materiał wstępny w postaci żyłki nawiniętej na szpulę, 3 – prototyp, 4 – struktury podporowe, 5 – platforma robocza

Selektywne spajanie sproszkowanego materiału (rys. 1.8) polega na stapianiu kolejnych warstw proszku wskutek działania skupionej energii. Sproszkowany materiał jest transportowany do przestrzeni roboczej za pomocą systemu podawania lub bezpośrednio ze zbiornika i rozprowadzany wskutek ruchu zgarniacza. Sterowany za pomocą lustra promień lasera precyzyjnie skanuje zdefiniowany programowo przekrój stapiając określony kontur i wypełnienie. Następnie platforma robocza zostaje obniżona o grubość zadanej warstwy a ruch zgarniacza rozprowadza kolejną warstwę proszku. W trakcie stapiania kolejnej warstwy poprzednia zostaje nadtopiona, wskutek czego następuje ich połączenie. Proces jest kontynuowany aż do uzyskania pełnej geometrii wytwarzanego elementu. Struktury podporowe i podłoże są niezbędne w procesie wytwarzania na bazie materiałów metalowych, w przypadku materiałów polimerowych zazwyczaj nie są wymagane. Po zakończonym procesie wytwarzania następuje wysunięcie platformy roboczej oraz usunięcie niespieczonego proszku. Wykonany model zostaje oczyszczony z pozostałości proszku oraz struktur podporowych (jeśli zostały zastosowane). Do kategorii PBF należy technologia zapoczątkowana przez Carla Deckarda. Istnieje wiele odmian tej metody, na przykład Selective Laser Melting lub Electron Beam Melting (źródłem energii jest działo elektronowe), wykorzystujące sproszkowane materiały metalowe [N2].



Rys. 1.8. Selekttywne spajanie sproszkowanego materiału: 1 – system podawania proszku (w niektórych przypadkach w postaci zbiornika 8), 2 – materiał wstępny w postaci proszku, 3 – laser, 4 – ruchome lustro sterujące wiązką lasera, 5 – prototyp, 6 – zgarniacz, 7 – platforma robocza, 8 – zbiornik podający materiał, 9 – działo elektronowe, 10 – skupiona wiązka elektronów, 11 – struktury podporowce

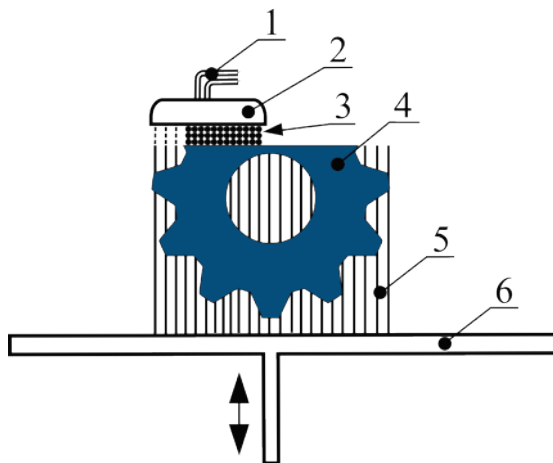
Ukierunkowane stapianie dostarczanego materiału (rys. 1.9) to proces wytwarzania przyrostowego elementów metalowych. Źródło energii w postaci wiązki lasera, wiązki elektronów lub łuku plazmowego jest kierowane na podłoże, gdzie podawany jest materiał w formie proszku lub drutu. Następuje stapianie materiału i jego osadzanie. Metoda ta pozwala na wytwarzanie elementów w całości lub nabudowywanie kolejnych warstw na już istniejących wyrobach. Ruch w wielu osiach (zazwyczaj 3 – 6) jest realizowany przez dyszę drukującą oraz stół roboczy. Istnieją alternatywne systemy podawania materiału wstępnego, na przykład: podawanie proszku przez wiązkę energii, podawanie proszku do punktu skupienia energii lub podawanie filamentu (drutu) do punktu skupienia energii [N2].



Rys. 1.9. Ukierunkowane stapianie dostarczanego materiału: 1 – zbiornik proszku, 2 – materiał wstępny w postaci drutu nawiniętego na szpulę, 3 – ukierunkowana wiązka lasera, wiązka elektronów lub łuk plazmowy, 4 – prototyp, 5 – podłoże, 6 – platforma robocza

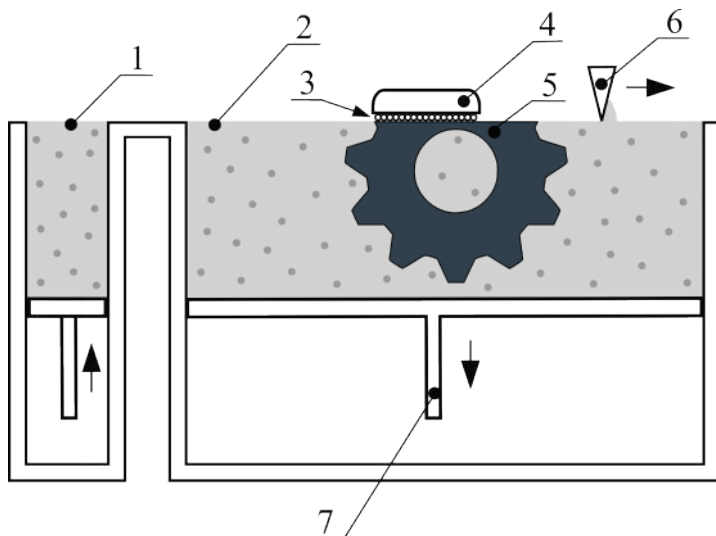
Warstwowy nadruk płynnego materiału (rys. 1.10) polega na wytwarzaniu elementów wskutek zastygania lub fotopolimeryzacji. Płynny materiał (fotopolimer) jest dostarczany do głowicy drukującej poprzez system podawania (przewody doprowadzające ze zbiorników) a następnie jest наносzony na platformę roboczą w formie drobnych kropeł. Wraz z materiałem modelowym dostarczany jest również materiał podporowy, umożliwiający budowanie struktur stabilizujących wytwarzany element. W głowicy drukującej znajduje się zintegrowana rolka, która podczas przesuwania się głowicy wyrównuje poziom żywicy. Proces fotopolimeryzacji (przejście materiału ze stanu ciekłego do stałego) następuje wskutek działania światła UV emitowanego przez lampy wbudowane w głowicę drukującą. Po utwardzeniu warstwy następuje obniżenie platformy roboczej i naniesienie płynnego materiału, który ponownie jest poddany działaniu światła UV. Proces jest kontynuowany warstwa po warstwie aż do uzyskania

pełnej geometrii. Po zakończonym procesie wytworzony element zostaje oczyszczony ze struktur podporowych z zastosowaniem myjki ciśnieniowej bądź roztworów wodnych. Możliwe jest również wytwarzanie warstwowe elementów z wosku. W tym przypadku wykorzystywane jest źródło ciepła i proces zastygania [N2].



Rys. 1.10. Warstwowy nadruk płynnego materiału: 1 – system podawania materiału wstępnego (modelowego oraz podporowego), 2 – aparatura dozująca materiał (głowica drukująca wraz ze źródłem światła lub ciepła), 3 – krople materiału, 4 – prototyp, 5 – struktury podporowe, 6 – platforma robocza

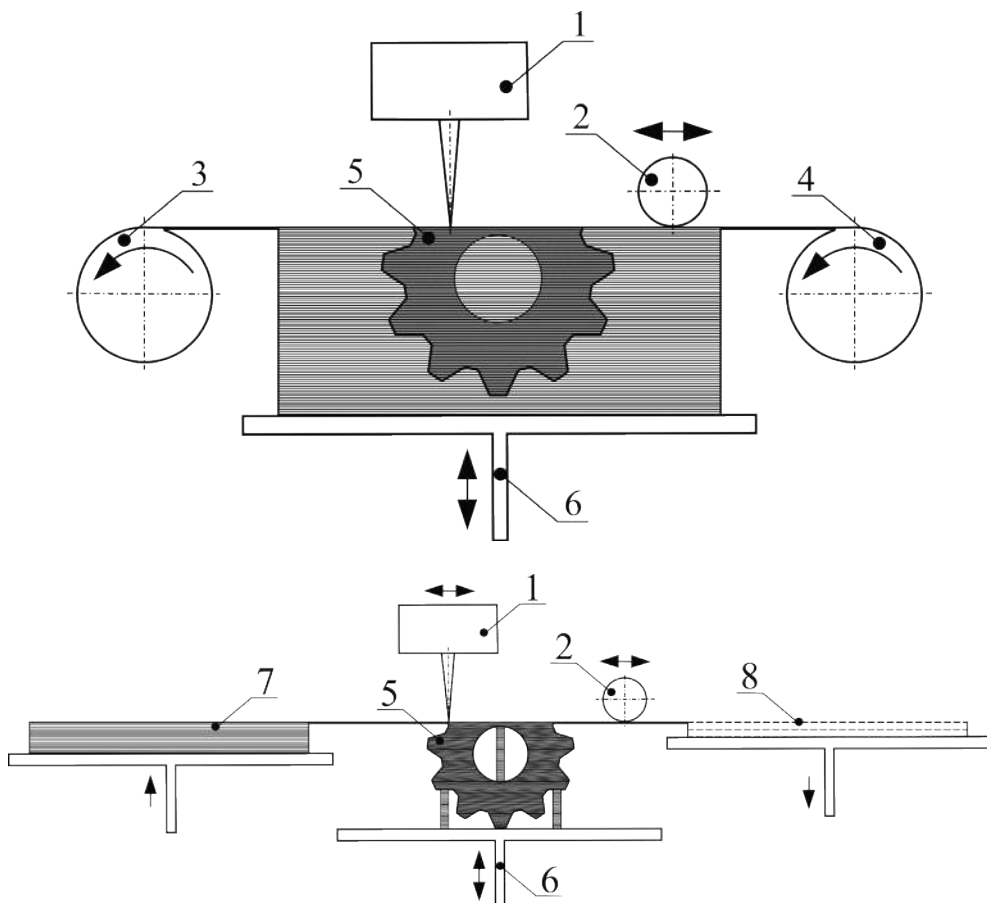
Spajanie sproszkowanego materiału płynnym spoiwem (rys. 1.11), jak nazwa wskazuje, polega na warstwowym łączeniu sproszkowanego materiału za pomocą płynnego środka wiążącego. W trakcie procesu po związaniu jednej warstwy, rozprowadzana jest kolejna objętość proszku za pomocą zgarniacza i w miejscu przekroju poprzecznego budowanego elementu następuje naniesienie spoiwa. Proces jest powtarzany aż do uzyskania pełnej geometrii modelu. Zaletą tej metody jest możliwość dodawania barwników do środka wiążącego, dzięki czemu wytwarzany element jest wielokolorowy. Po zakończonym procesie element należy oczyścić z pozostałości niezwiązanego proszku i zaimpregnować odpowiednim płynnym materiałem. W przypadku sproszkowanych materiałów polimerowych, jako środek wiążący stosuje się najczęściej woski i epoksydy, natomiast proszki metali i ceramika zwykle są konsolidowane przez spiekanie i infiltrację stopionym materiałem [N2].



Rys. 1.11. Spajanie sproszkowanego materiału płynnym spoiwem: 1 – system podawania proszku, 2 – materiał wstępny w formie proszku, 3 – płynne spoiwo, 4 – aparatura dozująca spoiwo, 5 – zgarniacz, 6 – platforma robocza

Laminacja warstwowa przekrojów (rys. 1.12) polega na wykrawaniu przekrojów (za pomocą lasera lub noża) wytwarzanego elementu z arkuszy materiału, które sukcesywnie są ze sobą sklejjane. Materiał wstępny występuje w postaci nawiniętej na rolkę lub jako stos arkuszy [N2].

Rysunki 1.6 – 1.12 opracowano na podstawie [N2].



Rys. 1.12. Laminacja warstwowa przekrojów: 1 – urządzenie tnące, 2 – wałek dociskowy, 3 – rolka materiału odpadowego, 4 – rolka materiału wstępnego, 5 – prototyp, 6 – platforma robocza, 7 – stos materiału odpadowego, 8 – stos materiału wstępnego

Informacje zbiorcze na temat przedstawionych kategorii zostały zawarte w tabeli 1.1 z uwzględnieniem rodzaju materiału wstępnego, mechanizmu wiązania, źródła inicjującego proces wiązania oraz obróbki poprocesowej.

Tabela 1.1. Charakterystyka kategorii procesów przyrostowych [N2]

Kategoria procesu	Materiał wstępny	Mechanizm wiązania	Źródło inicjujące proces wiązania	Obróbka poprocesowa*
VPP	Ciecz lub pasta: fotoreakcyjna żywica z lub bez wypełniacza	Reakcja chemiczna	Promieniowanie UV z lasera lub lamp	Oczyszczenie, usunięcie struktur podporowych, utwardzanie wtórne poprzez dalszą ekspozycję na promieniowanie UV
MEX	Filament lub pasta, zazwyczaj tworzywo termoplastyczne i tworzywo ceramiczne	Reakcja termiczna lub chemiczna	Wysoka temperatura, ultradźwięki lub chemiczna reakcja między elementami	Usunięcie struktur podporowych
PBF	Proszki: termoplastyczne polimery, czyste metale lub ich stopy, ceramiczne; wraz z lub bez wypełniaczy	Reakcja termiczna	Energia cieplna przekazywana przez laser, wiązkę elektronów, i/lub lampy na podczerwień	Usunięcie luźnego (niespieczonego) proszku oraz, jeśli ma to zastosowanie, usunięcie struktur podporowych
DED	Proszek lub drut, zazwyczaj metalowy, do niektórych zastosowań z dodatkiem cząstek ceramicznych	Reakcja termiczna	Energia emitowana jako wiązka lasera, wiązka elektronów lub łuk plazmowy	–
MJT	Ciekły foto-polimer lub воск, wraz z lub bez wypełniacza	Reakcja chemiczna lub adhezja poprzez krzepnięcie topionego materiału	Promieniowanie świetlne	Usunięcie struktur podporowych, utwardzanie wtórne poprzez dalszą ekspozycję na promieniowanie świetlne
BJT	Proszki, ich mieszaniny lub materiały w postaci cząstek stałych oraz ciekły środek wiążący	Reakcja chemiczna i/lub termiczna	W zależności od środka wiążącego**: reakcja chemiczna	Usunięcie luźnego proszku, impregnacja lub infiltracja odpowiednim płynnym materiałem

Tabela 1.1. Charakterystyka kategorii procesów przyrostowych – ciąg dalszy

Kategoria procesu	Materiał wstępny	Mechanizm wiązania	Źródło inicjujące proces wiązania	Obróbka poprocesowa*
SHL	Arkusze: zazwyczaj papier, folia metalowa, polimerowe lub kompozytowe arkusze utworzone głównie z proszku metalowego lub ceramicznego połączonego spoiwem	Reakcja termiczna lub chemiczna, ultradźwięki	Podgrzewanie lokalne lub globalne, reakcje chemiczne i przetworniki ultradźwiękowe	Usunięcie materiału odpadowego

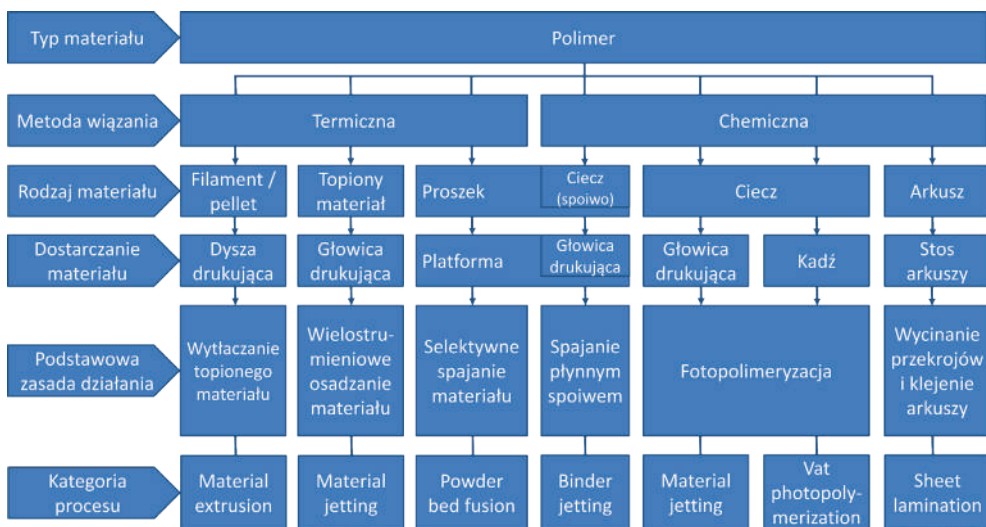
*istnieje możliwość zastosowania obróbki poprocesowej do każdej kategorii mającej na celu wykończenie powierzchni, poprawę dokładności wymiarowej i właściwości materiału; na przykład poprzez mikro-śrutowanie, frezowanie wykańczające, szlifowanie, polerowanie lub obróbkę cieplną.

**woski, epoksydy i inne środki wiążące są stosowane do materiałów polimerowych, podczas gdy metale i ceramika są zwykle konsolidowane przez spiekanie i infiltrację stopionym materiałem.

Istnieje wiele sposobów łączenia materiału w celu utworzenia trójwymiarowego obiektu. Różne rodzaje materiałów są spajane przez różne rodzaje wiązań atomowych: materiały metaliczne są zwykle utrzymywane razem przez wiązania metaliczne; cząsteczki polimeru zazwyczaj przez wiązania kowalencyjne, materiały ceramiczne zwykle przez wiązania jonowe i kowalencyjne, a materiały kompozytowe przez dowolną kombinację wyżej wymienionych. Metoda wiązania wskazuje najbardziej podstawowy warunek tego, jak dany rodzaj materiału może być łączony w procesie addytywnym. Duże znaczenie ma również postać materiału wstępnego oraz sposób jego dostarczania do systemu roboczego drukarki 3D.

W przypadku procesów wytwarzania przyrostowego materiał może zwykle występować w postaci proszku (suchego, pasty lub zawiesiny), filamentu (żyłki nawiniętej na szpulę), arkusza, a w przypadku polimerów – również w postaci nieutwardzonej, ciekłej żywicy. Materiał wsadowy (wstępny) może być następnie rozprowadzany warstwa po warstwie w złożu proszku, наносzony przez dyszę drukarki 3D, nabudowywany jako warstwy w stosie arkuszy, dystrybuowany przez głowicę drukującą lub наносzony jako ciecz, pasta lub zawiesina w kadzi. Ze względu na duże możliwości różnicowania materiałów i sposobów ich dystrybucji istnieje duża liczba możliwych zasad, które można wykorzystać w odpowiednich procesach wytwarzania przyrostowego. Na rysunku 1.13 przedstawiono zasady

przetwarzania materiałów polimerowych. Warto zaznaczyć, że w przypadku polimerów można zastosować aż sześć kategorii procesów wytwarzania przyrostowego. W przypadku metali liczba ta ogranicza się do trzech, tj.: PBF, DED oraz SHL. Natomiast w przypadku materiałów ceramicznych możliwe jest zastosowanie tylko jednej kategorii procesu addytywnego i jest nią PBF [N1].



Rys. 1.13. Zasady przetwarzania materiałów polimerowych technologiami AM [N1]

Proces wytwarzania przyrostowego fizycznych obiektów trójwymiarowych składa się z kilku etapów (rys. 1.14). Pierwszym jest uzyskanie cyfrowego obiektu 3D, który będzie wytworzony przy użyciu technologii druku 3D. Punktem wyjścia może być pomysł na produkt, który zostanie zdefiniowany bezpośrednio na ekranie komputera przy użyciu oprogramowania typu CAD (Computer Aided Design) lub wcześniej przygotowany obraz 2D obiektu w postaci szkiców, rysunków itp., które można przekształcić w dane 3D w procesie modelowania w oprogramowaniu typu CAD. Innym sposobem jest wykorzystanie już istniejącego fizycznego obiektu oraz inżynierii odwrotnej. Skanery 3D są szeroko wykorzystywane w inżynierii odwrotnej, stanowiąc narzędzie do pozyskiwania dokładnych danych geometrycznych istniejących obiektów fizycznych. Akwizycja danych w procesie skanowania 3D składa się z kilku etapów. Skaner zbiera dane punktowe na powierzchni obiektu tworząc chmurę punktów. Następnie trójwymiarowa przestrzeń zostaje podzielona na woksele (pojedynczy, najmniejszy element składający się na przestrzeń w grafice trójwymiarowej). W niektórych przypadkach po wokselizacji przeprowadza się proces segmentacji, który polega na identyfikacji różnych obszarów lub struktur w trójwymiarowej przestrzeni wokselowej [N3].

Segmentacja pozwala na grupowanie wokseli na podstawie pewnych kryteriów, takich jak kolor, intensywność, tekstura, czy inne cechy zależne od konkretnego

kontekstu aplikacji. Przykładem zastosowania procesu segmentacji jest medycyna obrazowa, gdzie segmentacja wokselowa pozwala na identyfikację i wyodrębnienie konkretnych struktur anatomicznych.

Kolejnym etapem akwizycji danych jest digitalizacja 3D. W tym procesie dane wokselowe są przekształcane w cyfrowy model chmury punktów, który pozwala na dalszą analizę, wizualizację czy modelowanie. Wykorzystanie digitalizacji 3D jest szczególnie skuteczne, jeśli model ma empirycznie zaprojektowane, swobodne obszary powierzchni, ponieważ są one trudne do odtworzenia poprzez bezpośrednie modelowanie w oprogramowaniu typu CAD.

Rekonstrukcja powierzchni jest sposobem przetwarzania danych generowanych przez digitalizację 3D. Począwszy od wygenerowanej komputerowo chmury punktów, matematycznie opisane krzywe i powierzchnie są generowane z wystarczającą ilością informacji topologicznych, aby odpowiednio odtworzyć powierzchnię fizycznego obiektu. Dane te mogą być następnie przechowywane oddzielnie lub zintegrowane z istniejącym modelem przestrzennym CAD. Rekonstrukcja powierzchni może być w ten sposób łącznikiem pomiędzy digitalizacją 3D a modelowaniem CAD.

Istotnym etapem jest również poligonizacja. Jest to proces wykorzystywany do generowania modelu fasetowego opartego na chmurze punktów uzyskanych po akwizycji danych lub z modelu przestrzennego po modelowaniu w oprogramowaniu typu CAD. W modelu fasetowym powierzchnia obiektu jest reprezentowana przez wiele małych, płaskich powierzchni tj. trójkątów, kwadratów lub innych wielokątów (faset), które są rozciągnięte między punktami, tworząc siatkę. Liczba i rozmiar faset są jednym z aspektów, które określają dokładność odwzorowania rzeczywistej geometrii powierzchni. Proces poligonizacji, w którym powierzchnia zostaje odwzorowana na podstawie trójkątów, nazywany jest triangulacją. Należy zaznaczyć, że model przestrzenny można opisać za pomocą dwóch różnych technik lub ich kombinacji. Obiekt składa się z podstawowych kształtów np.: prostopadłościanu, klina, cylindra, stożka, kuli lub toroidu, które generują rzeczywisty obiekt za pomocą sekwencji operacji Boole'a (suma, iloczyn, różnica) lub powierzchnia jest opisana przez otaczające ją powierzchnie graniczne i położenie materiału względem powierzchni granicznych [N3].

W przypadku każdej kategorii wytwarzania przyrostowego istotnym i niezbędnym etapem przedprodukcyjnym jest podział (cięcie) modelu na warstwy. Obejmuje on cięcie modelu fasetowego lub przestrzennego na kilka kolejnych warstw i zapisywanie informacji zawartych w każdej z nich. Uzyskane w ten sposób dane konturowe każdej warstwy nie są już połączone ze sobą w osi Z, co oznacza, że późniejsze skalowanie modelu nie jest już możliwe. W przypadku niektórych technologii przyrostowych proces ten jest automatycznie wykonywany przez oprogramowanie po ustawieniu niezbędnych parametrów (np. grubości/wysokości warstwy). Inne systemy wymagają oddzielnego oprogramowania do przygotowania i przechowywania danych każdej warstwy.

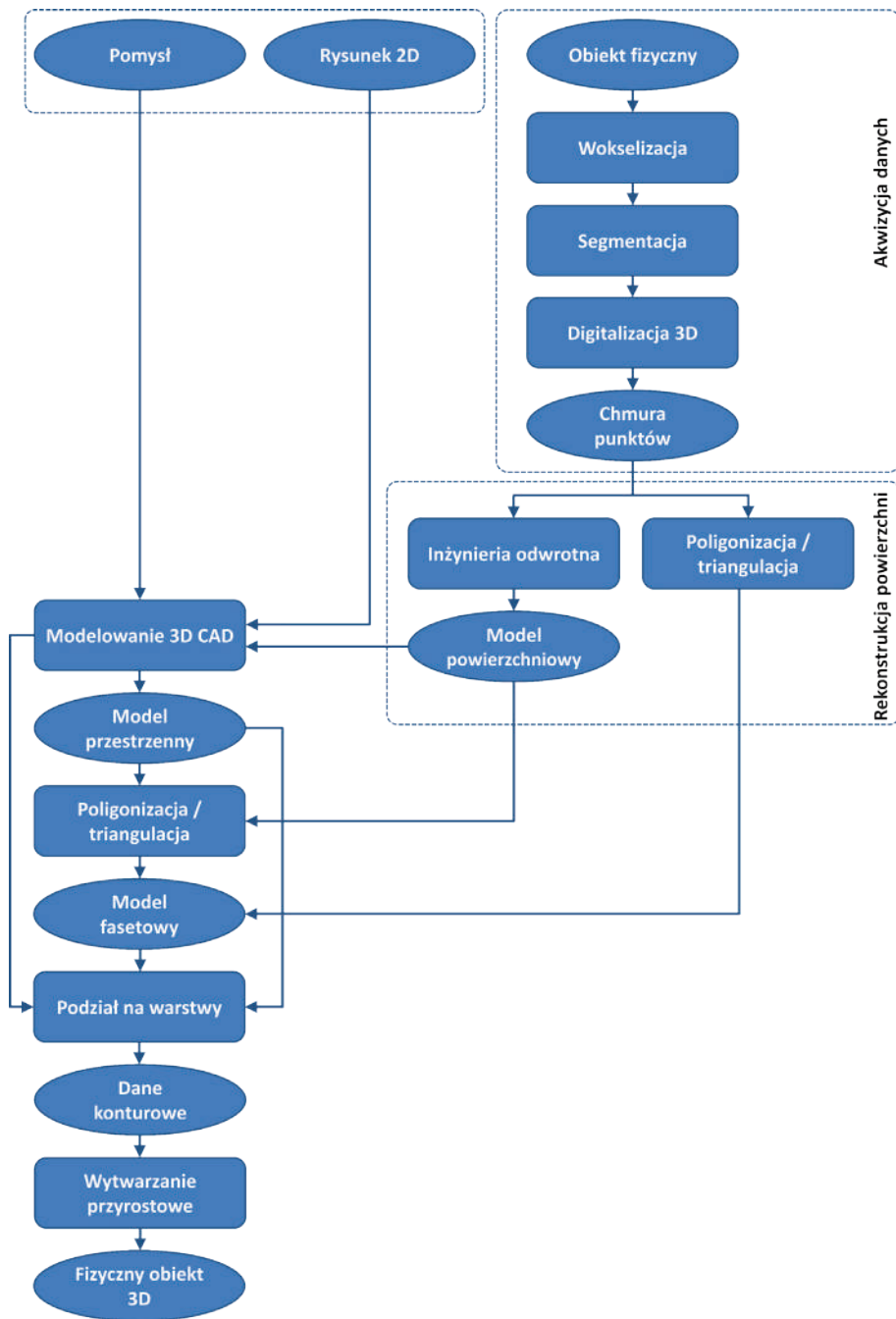
Cyfrowy model może zostać wyeksportowany do odpowiedniego formatu zapisu zawierającego informacje o geometrii powierzchni 3D wraz z możliwymi dodatkowymi cechami takimi jak: kolor, rodzaj materiału, tekstura i metadane. Istnieje wiele formatów zapisu stosowanych w systemach wytwarzania przyrostowego [N3]:

- STL – akronim STL oznacza standardowy język teselacji (standard tessellation language) lub stereolitografię (stereolithography), jest to powszechnie stosowany format zapisu plików, używany w modelowaniu 3D, zwłaszcza w druku 3D i inżynierii odwrotnej. Pliki STL są stosunkowo proste i przechowują informacje o geometrii trójwymiarowych obiektów poprzez reprezentację powierzchni przez trójkąty (fasety). Zestawy danych STL mogą być przechowywane w dwóch wariantach: ASCII (bardziej czytelna dla człowieka) i binarnej (zmniejsza rozmiar pliku). Format STL nie nadaje się do wymiany danych między systemami CAD, gdyż geometria jest nieodwracalnie fasetowana;
- VRML (WRL) – VRML (Virtual Reality Modeling Language) lub WRL (World) jest to trójwymiarowy format obrazu według funkcjonalności sieci. Nie ogranicza się do wprowadzania danych punktów lub krawędzi w formie list, opisuje także obiekty 3D w jednym typie języka komputerowego (ASCII lub UTF-8). Podstawowymi komponentami VRML są "typy węzłów" i kanały komunikacji: węzły kształtu (podstawowe kształty geometryczne, takie jak prostopadłościany, cylindry, stożki i kule), węzły wyglądu (kolor, tekstura wraz z właściwościami materiałowymi i transformacje geometryczne), węzły światła, węzły kamery (równoległa projekcja perspektywiczna) i węzły grupowe do implementacji struktur hierarchicznych, a także prototypy rozszerzające istniejący zakres typów węzłów. Obecnie format ten ewoluował do zapisu X3D (eXtensible 3D);
- IGES – Initial Graphics Exchange Specification, to neutralny format plików używany do wymiany danych geometrycznych między różnymi systemami CAD. Umożliwia transfer danych pomiędzy różnymi programami do projektowania inżynierskiego. IGES został opracowany w celu ułatwienia interoperacyjności pomiędzy różnymi oprogramowaniami CAD, co oznacza że mogą być odczytywane i zapisywane bez utraty informacji geometrycznych. Przechowuje informacje o relacjach między różnymi elementami geometrii (relacje między krawędziami a powierzchniami) oraz wiele danych dodatkowych takich jak kolor, czy właściwości materiałowe;
- STEP – Standard for the Exchange of Product Data jest jednym z najważniejszych i najczęściej stosowanych formatów wymiany danych w środowisku CAD. STEP obejmuje szeroki zakres informacji, takich jak geometria, właściwości materiałowe, tolerancje, struktury montażowe itp. STEP jest rozwinięciem poprzedniego standardu IGES. W przeciwieństwie do plików STL, które opisują jedynie zewnętrzną geometrię modelu, plik STEP

zapisuje model jako całość, zachowując wysoką dokładność wymiarową, nie upraszczając powierzchni elementów do faset;

- AMF – Additive Manufacturing File Format to format zapisu plików opracowany na potrzeby wytwarzania przyrostowego jako alternatywa dla formatu STL. Oferuje kompleksową reprezentację geometrii, obsługę materiałów, kolorów czy struktury hierarchicznej;
- OBJ – format zapisu danych geometrycznych 3D, zawiera informacje o współrzędnych wierzchołków, teksturach, materiałach i kolorach. Pliki OBJ mogą również opisywać struktury hierarchiczne obiektów, co ułatwia organizację modeli 3D. Format ten jest popularny w przypadku wielokolorowego druku 3D;
- 3MF – 3D Manufacturing Format jest rozwinięciem formatu STL i oferuje bardziej zaawansowane funkcje, takie jak obsługa kolorów, materiałów, zaawansowanych geometrii, a także informacji dotyczących procesów produkcyjnych (ustawienia parametrów drukarki 3D). Co więcej, 3MF zapewnia jasną definicję zamkniętego modelu – niemożliwe jest utworzenie pliku 3MF z niezamkniętymi krawędziami, a modele przecinające się są jasno oznaczone. Pomaga to zapobiegać niepowodzeniom wydruku spowodowanym błędami w modelu. 3MF pozwala na umieszczanie wielu obiektów w jednym pliku, co ułatwia zarządzanie projektami złożonymi z wielu elementów. Format zapisu 3MF ma na celu ułatwienie wymiany informacji między różnymi systemami i aplikacjami, co z kolei poprawia efektywność i spójność w procesach wytwarzania przyrostowego.

Podsumowując, wybór formatu zapisu zależy od konkretnej aplikacji, potrzeb projektu oraz obsługiwanych funkcji przez daną technologię addytywną.



Rys. 1.14. Etapy wytwarzania przyrostowego [N3]

ROZDZIAŁ II

ANALIZA LITERATURY

2.1. Materiały biokompatybilne

Biomateriał powinien charakteryzować się odpowiednią biotolerancją, czyli biokompatybilnością, definiowaną jako zgodność biologiczna, która obejmuje harmonijną interakcję z materiążywioną. Biokompatybilność odnosi się do zdolności materiału lub substancji do interakcji z systemami biologicznymi bez powodowania szkód. Biokompatybilność ma kluczowe znaczenie przy opracowywaniu i stosowaniu materiałów, które wchodzi w kontakt z żywymi tkankami, komórkami lub organizmami. Idealny biomateriał nie wywołuje ostrych ani przewlekłych reakcji zapalnych, nie zakłóca procesów regeneracyjnych tkanek ani nie inicjuje istotnych reakcji toksykologicznych czy immunologicznych, minimalizując jednocześnie drażniące działanie na tkanki. Biomateriał (według European Society of Biomaterials) można zdefiniować jako *„każda substancja (inna niż lek) albo kombinacja substancji pochodzenia syntetycznego lub naturalnego, która może być użyta w dowolnym czasie, w całości lub części celem leczenia, powiększenia lub zastąpienia tkanek narządu, organu lub funkcji ustroju”*. Biomateriały można podzielić na metalowe, ceramiczne, polimerowe, węglowe i kompozytowe [4,5].

Od czasów II wojny światowej biomateriały przeszły znaczącą ewolucję. Początkowo wykorzystywano materiały takie jak silikon, poliuretany, teflon, nylon, metakrylany, tytan i stal nierdzewna, które były pierwotnie przeznaczone do zastosowań wojennych i przemysłowych. Lekarze często na własną odpowiedzialność stosowali te materiały do naprawy uszkodzeń ciała, co prowadziło do rezultatów z różnym skutkiem. Te działania w końcu zaowocowały bardziej formalnym podejściem do rozwoju biomateriałów, z udziałem naukowców i inżynierów oraz wprowadzeniem regulacji rządowych. Biomateriały znalazły zastosowanie w wielu dziedzinach medycyny, m.in. w tworzeniu sztucznych serc, soczewek kontaktowych i wewnątrzgałkowych oraz stentów. Przykładowo, H. Ridley wynalazł sztuczne soczewki wewnątrzgałkowe dzięki obserwacjom, z których wynikało, że fragmenty osłon kokpitów samolotów wykonanych z tworzyw sztucznych nie powodowały reakcji odrzutowej w oczach pilotów; odkrycie to było przełomowe w okulistyce. Innym przykładem są stenty naczyniowe, wynalezione przez J. Palmaza, które rewolucjonizowały leczenie chorób wieńcowych, oferując mniej inwazyjną alternatywę dla operacji bypassów [6].

Współczesne biomateriały to rezultat współpracy inżynierów, chemików, fizyków oraz bioinżynierów. Dziedzina biomateriałów nieustannie się rozwija, wprowadzając nowe materiały i technologie, które poprawiają jakość życia pacjentów na całym świecie. Postępy w tej dziedzinie są wynikiem badań nad

biokompatybilnością, trwałością materiałów oraz ich zdolnością do integracji z tkankami ludzkimi. Należy zaznaczyć, że każda ze wskazanych grup biomateriałów może być wykorzystana w procesach wytwarzania przyrostowego, co z kolei umożliwia ich zastosowanie w szeroko pojętych aplikacjach medycznych.

Dedykowaną normą europejską do oceny biologicznej (biozgodności) jest PN-EN ISO 10993-1 *Biologiczna ocena wyrobów medycznych* [N4]. Podstawowym celem normy jest zapewnienie ochrony ludzi przed potencjalnymi zagrożeniami biologicznymi związanymi z używaniem wyrobów medycznych. Norma ta zawiera wytyczne dotyczące oceny biologicznej wyrobów medycznych w ramach zarządzania ryzykiem, stanowiąc część całościowej oceny i rozwoju każdego takiego wyrobu. Podejście to polega na przeglądzie i ocenie istniejących danych z różnych źródeł oraz, w razie konieczności, na wyborze i przeprowadzeniu dodatkowych badań, co pozwala na pełną ocenę reakcji biologicznych na dany wyrób medyczny, uwzględniając jego bezpieczeństwo podczas użytkowania. Materiały stosowane w technologiach przyrostowych do zastosowań medycznych muszą zostać ocenione i uznane za dopuszczalne w odniesieniu do wyszczególnionych w niniejszej normie zagrożeń biologicznych. Producenci, którzy spełnili wymagania, zamieszczają często adnotację w kartach charakterystyki materiałów „*materiał biokompatybilny zgodnie z ISO 10993*”.

Schemat postępowania w przypadku oceny biokompatybilności na podstawie normy PN-EN ISO 10993 przedstawiono na rysunku 2.1. Dokument normatywny przeznaczony jest dla dostawców materiałów i wytwórców wyrobów medycznych w celu wsparcia oceny biologicznej i jedynie w tym zakresie ma zastosowanie. Badania dotyczące oceny biokompatybilności rozpoczyna norma PN-EN ISO 10993-18 *Charakterystyka chemiczna materiałów wyrobu medycznego w procesie zarządzania ryzykiem*. W dokumencie określono ramy identyfikacji i ilościowego oznaczania składników materiału w wyrobach medycznych, mające na celu określenie zagrożeń biologicznych i ocenę ryzyka biologicznego. Metody obejmują identyfikację materiałów konstrukcyjnych, charakteryzację składu chemicznego, analizę substancji dodawanych w procesie produkcji, ocenę potencjału uwalniania substancji podczas użytkowania klinicznego oraz pomiar substancji uwalnianych w warunkach rzeczywistego stosowania. Dokument ten dotyczy również charakteryzacji chemicznej produktów degradacji. W oryginalnej, anglojęzycznej wersji dokumentu widnieje określenie *Extractables & Leachables testing*, które można przetłumaczyć jako badanie substancji ulegających ekstrakcji i wymywalnych, tj. oszacowanie uwalnianych substancji chemicznych w warunkach klinicznego stosowania wraz z ustaleniem ich dozwolonych granic. Na podstawie tego badania przeprowadza się ocenę ryzyka toksykologicznego korzystając z dokumentu PN-EN ISO 10993-17 *Ocena ryzyka toksykologicznego składników wyrobu medycznego*. W przypadku, gdy ryzyko toksykologiczne związane ze składnikami jest nieistotne lub dopuszczalne można przystąpić do badań tzw. biologicznych punktów końcowych, w innym przypadku należy

przeprojektować wyrób i poddać go ponownej ocenie. W kontekście normy PN-EN ISO 10993, pojęcie *biological endpoints* (biologiczne punkty końcowe) odnosi się do specyficznych parametrów biologicznych, które są oceniane w badaniach biokompatybilności wyrobów medycznych. Te punkty końcowe służą do określenia potencjalnych efektów biologicznych wywołanych przez kontakt materiałów (wyrobów medycznych) z organizmem ludzkim. Biologiczne punkty końcowe obejmują między innymi [N4]:

- cytotoksyczność – ocena, czy materiał jest toksyczny dla komórek, tj. określenie lizy komórek (śmierci komórki), zahamowania wzrostu komórek, tworzenia kolonii i innych skutków dla komórek spowodowanych przez wyroby medyczne, materiały i/lub ich produkty (PN-EN ISO 10993-5 *Badania cytotoksyczności in vitro*);
- nadwrażliwość typu IV (opóźniona) – narażenie lub kontakt nawet z niewielkimi ilościami potencjalnych substancji wymywalnych może powodować reakcje alergiczne lub uczuleniowe (PN-EN ISO 10993-10 *Badania działania uczulającego na skórę*);
- podrażnienie (w tym reaktywność śródskórna) – oszacowanie potencjału drażniącego wyrobów medycznych, materiałów i/lub ich ekstraktów, wykorzystując odpowiednie miejsce zastosowania, takie jak skóra, oko i błona śluzowa (PN-EN ISO 10993-10 *Badania działania uczulającego na skórę*);
- pirogenność – testy mają na celu wykrycie efektu pirogennego (podniesienia temperatury ciała) wywołanego przez wyroby medyczne, materiały i/lub ich ekstrakty (PN-EN ISO 10993-11 *Badania toksyczności układowej*);
- toksyczność ogólnoustrojowa (ostra) – badanie ostrej toksyczności ogólnoustrojowej stosuje się w przypadku, gdy kontakt umożliwia potencjalne wchłanianie toksycznych substancji wymywanych i produktów rozpadu, w celu oszacowania potencjalnych szkodliwych skutków jednorazowego lub wielokrotnego narażenia, w okresie krótszym niż 24 godziny, na działanie wyrobów medycznych, materiałów lub ich ekstraktów na modelu zwierzęcym (PN-EN ISO 10993-11 *Badania toksyczności układowej*);
- toksyczność podostra i podprzewlekła – badanie przeprowadza się w celu określenia skutków pojedynczego lub wielokrotnego narażenia lub kontaktu z wyrobami medycznymi, materiałami i/lub ich produktami przez okres nie krótszy niż 24 godziny i nie dłuższy niż 10 % całkowitej długości życia badanego zwierzęcia, np. do 13 tygodni życia u szczurów (PN-EN ISO 10993-11 *Badania toksyczności układowej*);
- genotoksyczność – w celu określenia mutacji genowych, zmian w strukturze i liczbie chromosomów oraz innych toksyczności DNA lub genów spowodowanych przez wyroby medyczne, materiały i/lub ich ekstrakty stosuje się szereg badań genotoksyczności *in vitro* z wykorzystaniem hodowli komórek ssaków lub innych gatunków. Jeśli którykolwiek z testów *in vitro* da wynik pozytywny, należy przeprowadzić test mutagenności *in vivo* lub przyjąć

domniemanie, że materiał jest mutageny (PN-EN ISO 10993-3 *Badania genotoksyczności, rakotwórczości i toksyczności reprodukcyjnej*);

- implantacja – testy implantacyjne są wykorzystywane do oceny miejscowych skutków patologicznych na żywą tkankę, zarówno na poziomie ogólnym, jak i mikroskopowym. Badaniom poddawana jest próbka materiału lub produktu końcowego, który jest chirurgicznie wszczepiany lub umieszczany w miejscu implantacji lub tkance odpowiedniej do zamierzonego zastosowania (PN-EN ISO 10993-6 *Badania miejscowej reakcji po implantacji*);
- hemokompatybilność – test hemokompatybilności stosuje się do oceny wpływu wyrobów medycznych lub materiałów na krew i jej składniki, tak aby nie wywoływały szkodliwych efektów w układzie krążenia, na przykład test hemolizy określa stopień lizy krwinek czerwonych i uwalniania hemoglobiny (PN-EN ISO 10993-4 *Wybór badań dla interakcji z krwią*);
- toksyczność przewlekła – testy są stosowane w celu określenia skutków pojedynczego lub wielokrotnego narażenia na działanie wyrobów medycznych, materiałów i/lub ich ekstraktów w głównym okresie życia badanego zwierzęcia; zwykle 6 miesięcy u szczurów (PN-EN ISO 10993-11 *Badania toksyczności układowej*);
- rakotwórczość – jeśli nie ma informacji z innych źródeł, należy rozważyć zbadanie potencjalnej rakotwórczości materiału/urządzenia. Badanie powinno być stosowane w celu określenia potencjału nowotworowego w okresie większej części długości życia badanego zwierzęcia (PN-EN ISO 10993-3 *Badania genotoksyczności, rakotwórczości i toksyczności reprodukcyjnej*);
- toksyczność reprodukcyjna i rozwojowa – badanie stosuje się w celu oceny potencjalnego wpływu wyrobów medycznych, materiałów i/lub ich ekstraktów na funkcje reprodukcyjne, rozwój zarodka (teratogenność) oraz rozwój prenatalny i wczesny rozwój postnatalny (PN-EN ISO 10993-3 *Badania genotoksyczności, rakotwórczości i toksyczności reprodukcyjnej*);
- biodegradacja – należy rozważyć, jeśli wyrób jest zaprojektowany tak, aby uległ biodegradacji lub wyrób jest przeznaczony do implantacji przez okres dłuższy niż 30 dni lub świadome rozważenie systemu materiałów wskazuje, że substancje toksyczne mogą być uwalniane podczas kontaktu z ciałem. Ogólne ramy testu biodegradacji podano w normie PN-EN ISO 10993-9 *Ramowy plan identyfikacji i oznaczania ilościowego potencjalnych produktów degradacji*. Szczegółowe testy biodegradacji *in vitro* dla polimerów, ceramiki i metali opisano odpowiednio w normach PN-EN ISO 10993-13 *Identyfikacja i oznaczanie ilościowe produktów degradacji wyrobów medycznych z polimerów*, PN-EN ISO 10993-14 *Identyfikacja i oznaczanie ilościowe produktów degradacji ceramiki* i PN-EN ISO 10993-15 *Identyfikacja i oznaczanie ilościowe produktów degradacji metali i stopów*;
- badania toksykokinetyczne – celem badań jest ocena wchłaniania, dystrybucji, metabolizmu i wydalania substancji chemicznej, o której wiadomo, że jest toksyczna lub której toksyczność jest nieznana. Badania te posłużą również do

określenia dawki dostarczonej do narządów docelowych w celu oceny wszelkich zagrożeń dla zdrowia przy użyciu modelowania farmakokinetycznego opartego na fizjologii (PN-EN ISO 10993-16 *Projektowanie badań toksykokinetycznych produktów degradacji i substancji wymywalnych*);

- immunotoksykologia – badanie immunotoksyczności należy rozważyć w oparciu o charakter chemiczny materiałów produkcyjnych i dane ze źródeł, które sugerują skutki immunotoksyczne lub jeśli potencjał immunogeny którejkolwiek z substancji chemicznych jest nieznany (ISO/TS 10993-20 *Biological evaluation of medical devices – Part 20: Principles and methods for immunotoxicology testing of medical devices* – specyfikacja techniczna).

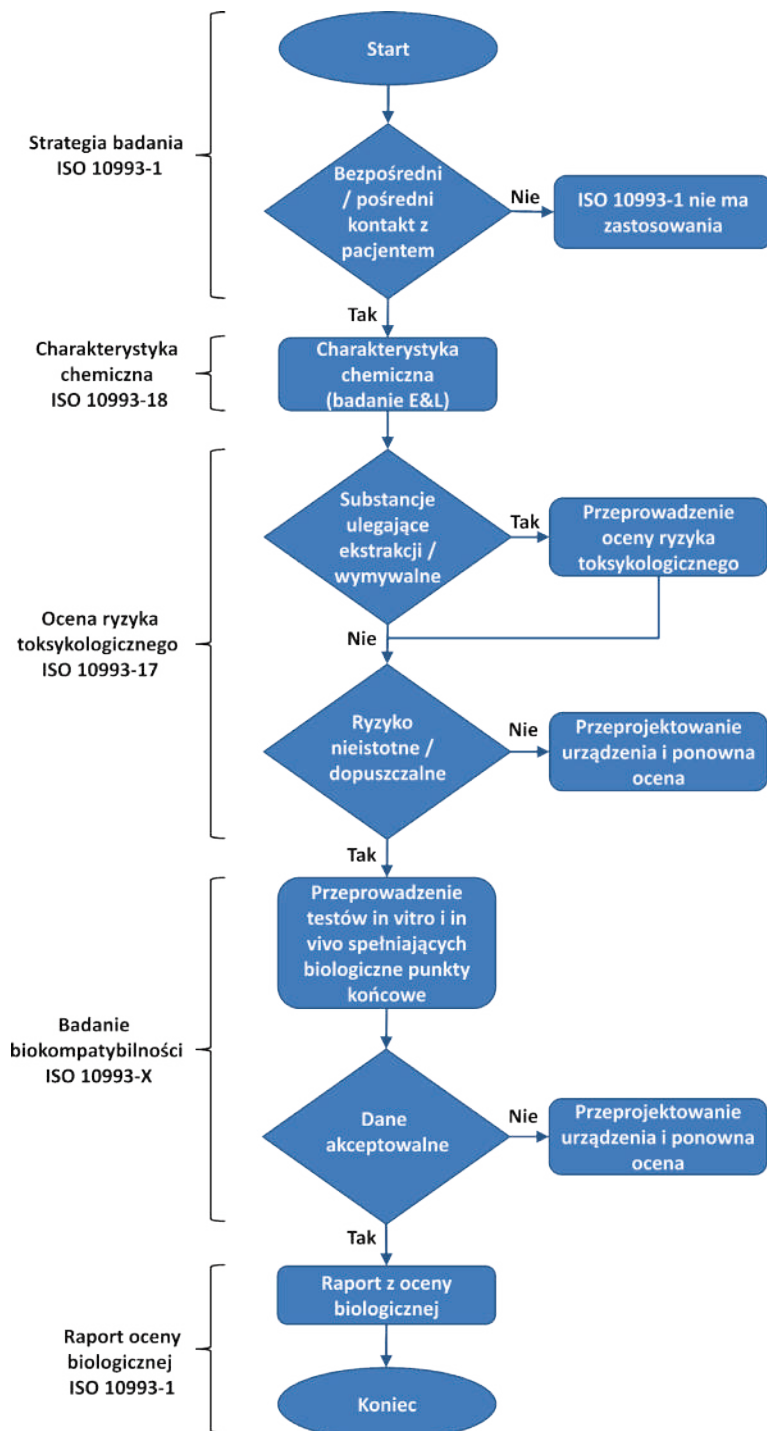
W przypadku, gdy dane zgromadzone podczas badania biologicznych punktów końcowych zostaną uznane za akceptowalne przez ekspertów, ostatnim etapem jest przygotowanie raportu. Raport z oceny biologicznej powinien zawierać podsumowanie wyników ogólnej oceny i potwierdzać, że analiza ryzyka i kontrola ryzyka zostały zakończone. Raport zarządzania ryzykiem powinien zostać zatwierdzony przez personel, któremu przydzielono tę odpowiedzialność i uprawnienia.

W tabeli 2.1 wykazano punkty końcowe, które należy uwzględnić w ocenie ryzyka w zależności od kategorii wyrobu medycznego wraz z typem oraz czasem kontaktu. Zawarte informacje stanowią ramy dla opracowania oceny biokompatybilności. W przypadku niektórych wyrobów medycznych istnieje możliwość, że wskazane będzie uwzględnienie większej lub mniejszej liczby punktów końcowych. W kwestii punktów końcowych toksyczności reprodukcyjnej i rozwojowej oraz degradacji nie zostały one oznaczone jako istotne dla wszystkich kategorii. W szczególnych przypadkach, gdy stosowane są nowe materiały, materiały o znanej toksyczności reprodukcyjnej lub rozwojowej, bądź wyroby medyczne z odpowiednimi populacjami docelowymi (np. kobiety w ciąży) i wyroby medyczne, w których istnieje możliwość miejscowej obecności materiałów wyrobu w narządach rozrodczych, należy uwzględnić badanie toksyczności reprodukcyjnej i rozwojowej. W przypadku degradacji niezbędne informacje należy uwzględnić we wszelkich wyrobach medycznych lub materiałach stosowanych u pacjenta, które mogą ulec degradacji.

W celu zrozumienia charakteru kontaktu należy rozszerzyć niektóre pojęcia; kontakt z błoną śluzową odnosi się do warstwy komórek otaczających narządy i otwory, które wydzielają ochronny śluz, można je znaleźć w uszach, oczach, układzie pokarmowym, układzie oddechowym i układzie rozrodczym. Kontakt „krew (pośrednio)” odnosi się do wyrobów, które stykają się z krwią w jednym miejscu (punkcie) i służą jako przewód umożliwiający проникnięcie do układu naczyniowego.

Przykładami wyrobów medycznych dla pierwszej kategorii są: elektrody, zewnętrzne protezy (kontakt z nieuszkodzoną skórą), soczewki kontaktowe, cewniki urologiczne (kontakt z błoną śluzową), opatrunki okluzyjne (kontakt

z naruszoną lub uszkodzoną powierzchnią). Dla kategorii wyrobów medycznych przeznaczonych do implantacji można wskazać: gwoździe ortopedyczne, stawy zastępcze, neurostymulatory (kontakt z tkanką/kością), elektrody rozruszników serca, zastawki serca (kontakt z krwią). W przypadku ostatniej grupy jako przykłady można przytoczyć: kraniki do infuzji, transfuzji (kontakt pośrednio z krwią), artroskop, laparoskop (kontakt z tkanką, kością, zębina), tymczasowe elektrody rozrusznika serca, oksygenatory (kontakt z przepływającą krwią) [N4].



Rys. 2.1. Schemat postępowania w procesie oceny biokompatybilności

Tabela 2.1. Punkty końcowe, które należy uwzględnić w ocenie ryzyka biologicznego – ciąg dalszy

Kategoryzacja		Punkty końcowe oceny biologicznej												
Typ kontaktu	Czas kontaktu	Informacje fizyczne i/lub chemiczne	Cytotoksyczność	Reakcje alergiczne	Podrażnienie	Pirogenność	Toksyczność ogólnoustrojowa (ostra)	Toksyczność podostra	Toksyczność podprzewlekła	Toksyczność przewlekła	Efekty implantacji	Hemokompatybilność	Genotoksyczność	Rakotwórczość
	A ^a , B ^b , C ^c													
Kategoria	Krew (pośrednio)	A	X	P	P	P	P					P		
		B	X	P	P	P	P	P				P		
		C	X	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P
	Tkanka / kość / zębina	A	X	P	P	P	P							
		B	X	P	P	P	P	P	P			P		P
		C	X	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P
	Bezpośrednio z przepływającą krwią	A	X	P	P	P	P						P	P
		B	X	P	P	P	P	P	P			P	P	P
		C	X	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P

^a ograniczony (≤ 24 h)^b przedłużony (> 24 h do 30 dni)^c długoterminowy (> 30 dni)^d X oznacza informacje wstępne potrzebne do oceny ryzyka^e P oznacza punkty końcowe, które należy uwzględnić w ocenie ryzyka. Jeśli wyrób medyczny jest produkowany z nowych materiałów, które nie były wcześniej stosowane w wyrobach medycznych, a w literaturze nie ma danych toksykologicznych, należy rozważyć dodatkowe punkty końcowe poza tymi oznaczonymi literą "P"

2.2. Technologie przyrostowe w zastosowaniach medycznych

Technologie przyrostowe znajdują zastosowanie w wielu branżach takich jak elektronika, motoryzacja, architektura, aeronautyka, medycyna, czy kultura i sztuka [7]. Ze względu na problematykę niniejszej dysertacji analiza literatury została skoncentrowana na szeroko pojętych aplikacjach medycznych.

W przeglądzie literaturowym uwzględniono szczególną odmianę technologii przyrostowych, charakteryzującą się użytecznością w zakresie aplikacji medycznych – biodruk. Proces ten umożliwia tworzenie tkankopodobnych struktur, które mogą być wykorzystywane w medycynie regeneracyjnej, badaniach biomedycznych i inżynierii tkankowej. Biodruk opiera się na zasadzie działania dobrze znanych technologii druku 3D tzn. wykorzystuje tożsame źródła energii oraz metodę produkcji warstwa po warstwie, jednak z wykorzystaniem specjalistycznego materiału – biotuszu. Termin „biotusz” został po raz pierwszy użyty w kontekście organodruku w 2003 roku. Początkowo koncepcja polegała na dostarczeniu lub nawet wydrukowaniu hydrożelu, a następnie wprowadzeniu żywych komórek lub sferoidów tkankowych jako „biotuszu” poprzez biodrukowanie. Tak więc, termin „biotusz” pierwotnie odnosił się do składnika komórkowego, który został umieszczony w trójwymiarze (3D) na powierzchni lub wewnątrz hydrożeli. Wraz z dalszym rozwojem dziedziny biodruku, a zwłaszcza rosnącą adaptacją druku opartego na wytłaczaniu, wzrosło uznanie dla zrozumienia właściwości reologicznych materiałów stosowanych w procesie drukowania. Na przykład w podejściach opartych na wytłaczaniu kluczowym wyzwaniem jest to, że tusz musi być dozowany przez wąską dyszę, jednak po osadzeniu wydrukowany obiekt 3D musi być stabilny. Dlatego też materiał musi szybko zwiększyć lepkość po wyjściu z dyszy. W związku z tym nie było już potrzeby stosowania oddzielnego biopolimeru, a zatem osiągnięto jednolitą koncepcję biotuszu będącego dozowanym materiałem. Wciąż trwają rozważania nad jednolitą definicją biotuszu, jedną z proponowanych jest: *„formuła komórek nadająca się do przetwarzania za pomocą zautomatyzowanej technologii biofabrykacji, która może również zawierać składniki aktywne biologicznie i biomateriały”* [8].

Dla przykładu, w metodzie biodruku SLA i DLP fotoutwardzalny polimer został zastąpiony fotoutwardzalnym biotuszem. Poprzez wzbudzenie fotoinicjatora za pomocą odpowiedniego światła, generowane są wolne rodniki w celu promowania wzrostu łańcucha monomerów lub oligomerów. Wykazano, że niska dawka promieniowania UV (365 nm) nie ma wpływu na apoptozę i proliferację fibroblastów NIH/3T3 i ludzkich mezenchymalnych komórek macierzystych (MSC). Fotoinicjatory światła widzialnego przyciągają coraz większą uwagę ze względu na ich dobrą biokompatybilność i niską fototoksyczność. Do naturalnych biotuszy zalicza się: żelatynę (GelMA), kwas hialuronowy (HAMA), fibroina jedwabiu (Sil-MA), aragozę, kolagen, alginian, celulozę. Do syntetycznych na bazie polimerów: Poly(ethylene glycol) PEG, Poly(vinyl alcohol) PVA,

Poly(glycerol sebacate) PGS. Biotusze mogą zawierać żywe komórki, czynniki wzrostu i inne bioaktywne molekuły, które wspierają formowanie się tkanki [9].

W tabeli 2.2 zawarto zastosowania technologii przyrostowych w medycynie z uwzględnieniem kategorii procesu addytywnego i działu medycyny.

Tabela 2.2. Zastosowania medyczne w zależności od kategorii procesu przyrostowego

Kategoria procesu	Dział medycyny	Specjalność	Zastosowanie
VPP	Stomatologia	Protetyka	Korony, protezy całkowite, częściowe, ruchome i stałe [10]
		Implantologia	Pomoce chirurgiczne, spersonalizowane łyżki wyciskowe [10]
		Chirurgia szczękowo-twarzowa	Pomoce chirurgiczne i szablony, spersonalizowane implanty, protezy szczękowo-twarzowe [10]
		Ortodoncja	Alignery (nakładki ortodontyczne), narzędzia ortodontyczne [10]
		Endodoncja	Pomoce chirurgiczne [10]
		Periodoncja	Pomoce chirurgiczne w zakresie gingiwektomii [10]
	Inżynieria tkankowa i medycyna regeneracyjna	Modelowanie tkanek	Kokultura neuronów i mioblastów mięśniowych [11] Model tkanki serca [12] Wytwarzanie tkanki chrzęstnej [13]
		Biomimetyka	Model biomimetyczny 3D raka piersi [14], glejaka wielopostaciowego [15], raka wątrobowokomórkowego [16] Rusztowania biomimetyczne rdzenia kręgowego [17]
	Ortopedia	Chirurgia ortopedyczna	Implant kości udowej [18]
	Okulistyka	Optometria, chirurgia refrakcyjna	Soczewki kontaktowe i wewnątrzgałkowe [19]
	Neurochirurgia	Neurochirurgia rekonstrukcyjna	Wypełniacz ubytków czaszki i do stabilizacji kręgow [19]
	Farmaceutyka	Formulacja farmaceutyczna	Systemy dostarczania leków [20]
MEX	Chirurgia	Planowanie przedoperacyjne	Produkcja fizycznych modeli geometrii kości pacjenta służących do analizy przedoperacyjnej i pomocy chirurgicznej [21]
		Chirurgia implantologiczna	Produkcja implantów [22–24]
	Farmaceutyka	Formulacja farmaceutyczna	Systemy dostarczania leków, produkcja leków [25–27]

Tabela 2.2. Ciąg dalszy

Kategoria procesu	Dział medycyny	Specjalność	Zastosowanie
MEX	Stomatologia	Implantologia	Produkcja implantów dentystycznych stałych i ruchomych [28,29]
	Inżynieria tkankowa	Regeneracja tkanek	Budowa rusztowań kostnych [30]
	Ortopedia	Traumatologia	Produkcja stabilizatorów kończyn [31]
PBF	Ortopedia	Chirurgia	Implanty kolan, bioder, kręgosłupa, gwoździe chirurgiczne, zastawki serca, stenty wieńcowe [32]
	Stomatologia	Implantologia	Implanty dentystyczne [32]
		Ortodoncja	Zamki ortodontyczne [32]
	Inżynieria tkankowa	Regeneracja tkanek	Rusztowania dla inżynierii tkankowej [33]
	Farmaceutyka	Formulacja farmaceutyczna	Systemy dostarczania leków [34–37]
	Inżynieria tkankowa	Regeneracja tkanek	Implanty do regeneracji tkanek i kości [38]
	Onkologia	Ginekologia onkologiczna	Wkładki wewnątrzmaciczne do leczenia raka endometrium i jajnika [39]
	Farmaceutyka	Logistyka farmaceutyczna	Dystrybucja leku za pomocą implantu w leczeniu raka kości [40]
MJT	Ortopedia	Chirurgia	Implanty do regeneracji kości [41]
	Medycyna naczyniowa	Angiologia, chirurgia naczyniowa	Fantomy do zabiegów naczyniowych [42]
	Stomatologia	Protetyka	Modele dentystyczne [43]
	Medycyna obrazowa i radiologiczna	Diagnostyka obrazowa, radiologia interwencyjna	Radiologia i radioterapia [44–46]
		Modelowanie tkanek	Budowa rusztowań kostnych [47,48]
	Inżynieria tkankowa i medycyna regeneracyjna	Biotechnologia komórkowa	Produkcja kultur komórkowych [49]
	Ortopedia	Protetyka	Produkcja protez [50]
DED	Chirurgia	Instrumentarium chirurgiczne	Produkcja narzędzi chirurgicznych [51]
	Ortopedia	Chirurgia	Implanty [52,53]
	Farmaceutyka	Formulacja farmaceutyczna	Systemy podawania leków [54,55]
BJT	Technologia symulacji medycznej		Modele medyczne [53]
	Technologia medyczna		Narzędzia i aparatura medyczna [53]
SHL	Technologia symulacji medycznej		Modele medyczne i fantomy [56–58]
	Implantologia		Implanty i urządzenia medyczne [53]

W przypadku fotopolimeryzacji objętościowej (VPP) zastosowania w głównej mierze są skoncentrowane na aplikacjach stomatologicznych, a do zalet zalicza się m.in. skrócenie czasu i zmniejszenie kosztów produkcji (w porównaniu z konwencjonalnymi metodami), wysoka dokładność wykonania (personalizacja), jak i dobre właściwości mechaniczne. Pomoce chirurgiczne zmniejszają czas operacji oraz minimalizują ryzyko popełnienia błędów podczas zabiegu [10].

W kwestii biodruku należy podkreślić możliwość wytwarzania kultur i kokultur (dwa lub więcej różnych typów komórek) komórkowych oraz tkanek. Te rozwiązania mogą posłużyć w medycynie regeneracyjnej, jak i również stanowić model do badań *in vitro* do wykorzystania, np. w modelowaniu chorób oraz przesiewowych badaniach leków [11,12]. Modele biomimetyczne (imitujące biologiczne systemy), pozwalają na odtworzenie danego stadium choroby (np. nowotworu) w celu poznania jej mechanizmów oraz poszukiwania metod leczenia poprzez badania przesiewowe leków [14–16]. Niekiedy jednak takie modele mogą być również wykorzystane w inżynierii regeneracyjnej – Koffler wraz z zespołem badawczym wykazali, że rusztowanie rdzenia kręgowego wytworzone technologią druku 3D sprzyja regeneracji ośrodkowego układu nerwowego (badanie przeprowadzone na gryzoniach) [17].

Dodatkowo, znane są próby wytwarzania substytutów kości. Akbari-Aghdam i inni [18] opracowali model kości scharakteryzowany jako bio-nanokompozyt, składający się z polimeru, nanorurki węglowej (jako wzmocnienie) i hydroksyapatytu. Rusztowanie wykonano przy pomocy technologii DLP o porowatości zbliżonej do kości ludzkiej. Jak ocenił zespół badawczy, wykonany model z powodzeniem może zastąpić kość i być stosowany w chirurgii ortopedycznej. Innym przykładem jest zastosowanie fotopolimeryzacji objętościowej do wytwarzania soczewek lub wypełniaczy ubytków czaszki. Takie modele produkowane są z żywicy na bazie szkła akrylowego [19]. W przypadku systemów dostarczania leków technologia SLA jest ceniona w procesie produkcji leków. Wang wraz z zespołem badawczym [20] wyprodukowali pomyślnie tabletki o skomplikowanych kształtach (takich jak torus) na bazie kwasu *p*-aminosalicylowego oraz paracetamolu. Wskazano, iż ta metoda cechuje się prostotą i szybkością (w porównaniu do tradycyjnych metod).

W następnej kolejności analizie poddano kategorię MEX. W artykule [21] przedstawiono proces wytwarzania spersonalizowanego narzędzia prowadzącego (prowadnica chirurgiczna) dostosowanego do geometrii kości pacjenta. Model stanowi pomoc chirurgiczną podczas przeprowadzania operacji mocowania protezy stawu. Ponadto, znane są zastosowania technologii FDM do produkcji implantów np. do artroplastyki małych stawów ręki [22]. Co więcej, Ahmad wraz z zespołem badawczym [24] przeprowadzili badanie kliniczne na dziesięciu pacjentach z deformacjami twarzy. Wykonane spersonalizowane implanty twarzowe z polieteroeteroketonu posłużyły do operacji rekonstrukcyjnych szczękowo-twarzowych. Rewizja po trzech miesiącach od operacji wykazała, że

zaproponowane rozwiązanie jest zadowalające, tylko jeden pacjent przeszedł operację usunięcia implantu z powodu nawracającej infekcji.

W przypadku systemów dostarczania leków technologii z grupy MEX nie są popularne z uwagi na zbyt dużą temperaturę procesu, co powoduje degradację leków wrażliwych na ciepło. W celu zniwelowania tej wady Shi wraz z zespołem badawczym [25] opracowali metodę produkcji leków z proszków. Te innowacyjne podejście polega na wprowadzeniu leku (np. ibuprofen), matrycy polimerowej (np. etyloceluloza) i modyfikatorów uwalniania leku w formie proszku do wytłaczarki dwuślimakowej zakończonej podgrzewaną dyszą. Temperatura została znacznie obniżona, w porównaniu z tą niezbędną w przypadku druku z materiału w formie żyłki. Wytworzone tabletki cechowały się spójnością i z powodzeniem mogą być stosowane przez pacjentów. Dodatkowo, modyfikacje składu chemicznego poprzez regulację składnika uwalniania leku, pozwalają na dostrojenie profilu uwalniania do indywidualnych potrzeb. Inne rozwiązanie zaproponowali badacze [26], którzy opracowali metodę produkcji leków składającą się z druku rusztowań w technologii FDM oraz wprowadzania płynnego leku w technologii Injection Volume Filling (IVF) w temperaturze pokojowej – jako zintegrowany system drukowania leków. W artykule [27] wykorzystano technologię FDM do wytwarzania leków w formie cienkich, elastycznych pasków (tzw. *buccal films*), które zawierają substancje lecznicze i są przeznaczone do umieszczenia na błonie śluzowej jamy ustnej, zazwyczaj na wewnętrznej stronie policzka.

W artykule [28] wskazano, że materiał PEEK jest ceniony w produkcji implantów, w tym dentystycznych, z uwagi na doskonałą biokompatybilność, przezierność radiacyjną (zdolność materiału do przepuszczania promieni rentgenowskich), odporność chemiczną oraz właściwości chemiczne przypominające ludzką kość, przez co jest uważany za materiał alternatywny dla popularnego w implantologii tytanu. Technologia osadzania termoplastycznego tworzywa z powodzeniem znajduje również zastosowanie w produkcji stomatologicznych szablonów implantologicznych, jako narzędzie, które umożliwia precyzyjne wprowadzenie implantu we wcześniej zaplanowane miejsce [29]. Wu i inni [30] wykorzystali drukarkę 3D opartą na procesie wytłaczania do produkcji rusztowań kostnych z kompozytu składającego się z żelu krzemionkowego, hydroksypropylometylocelulozy i krzemianu trójwapniowego – takie rusztowania indukują regenerację tkanki kostnej. Druk 3D FDM jest coraz częściej stosowany do produkcji stabilizatorów kończyn, w tym do wytwarzania wkładek ortopedycznych. Do materiałów w formie żyłki są często wprowadzane modyfikatory w celu uzyskania właściwości przeciwdrobnoustrojowych produktów [31].

Technologie należące do kategorii selektywnego spajania sproszkowanego materiału (PBF) są wykorzystywane do celów medycznych jako narzędzie do produkcji implantów. Jednym z najpopularniejszych stosowanych w formie proszków materiałów jest tytan i jego stopy, ze względu na biokompatybilność (dobrze akceptowany przez ludzki organizm), wysoki stosunek wytrzymałości do

masy, odporność na korozję (długa żywotność implantu w organizmie), dobrą osseointegrację (połączenie pomiędzy powierzchnią implantu a kością). Przykładami implantów na potrzeby chirurgii ortopedycznej są implanty kręgosłupa, biodra, kolana, miednicy, gwoździe chirurgiczne, a w przypadku zastosowań stomatologicznych są to zamki i implanty dentystyczne. Korzyścią wynikającą z produkcji implantów technologiami przyrostowymi jest możliwość dostosowania wszczepu do geometrii ciała pacjenta, co z kolei przekłada się na lepsze dopasowanie, stabilność i skrócenie czasu operacji [32]. Do pozostałych zalet należą: wysoka precyzja wytwarzanych modeli, możliwość produkcji implantów o skomplikowanych kształtach i złożeniu kilku elementów w czasie jednego procesu druku, krótszy czas realizacji (w porównaniu z konwencjonalnymi metodami).

Technologie druku 3D PBF znajdują również zastosowanie w wytwarzaniu rusztowań na potrzeby inżynierii tkankowej. Te trójwymiarowe struktury służą jako wsparcie dla komórek w procesie regeneracji tkanek. Należy podkreślić, że ważną cechą rusztowań jest ich porowatość. Ilość i wielkość porów trójwymiarowej struktury wpływa na efektywność procesu regeneracji w tym przyczepność komórek, a tym samym ich wzrost i rozwój, jak i dyfuzję substancji odżywczych. Zbyt mała porowatość doprowadzi do zaburzonego i ograniczonego rozwoju komórek, natomiast zbyt duża do osłabienia strukturalnej integralności rusztowania (ryzyko uszkodzenia) oraz nierównomiernego wzrostu tkanki. Salmoria wraz zespołem badawczym [33] ocenili rusztowania na bazie celulozy produkowane technologią SLS. Wytworzone modele cechowały się zadowalającą porowatością i właściwościami mechanicznymi, a tym samym posiadają potencjał w aplikacjach inżynierii tkankowej.

Innym obszarem medycyny korzystającym z powodzeniem z technologii druku 3D selektywnego spajania sproszkowanego materiału jest formuła farmaceutyczna. Ciekawostką stanowi fakt, że pierwsza próba wykorzystania wytwarzania przyrostowego w farmaceutyce sięga 1996 roku, kiedy to drukarka 3D pracującą w technologii Binder Jetting została użyta do produkcji tabletki. Pierwszy taki lek został zatwierdzony przez amerykańską Agencję ds. Żywności i Leków (FDA) dwie dekady później pod nazwą Spiritam (leczenie padaczki). Znane są również próby wytwarzania leków technologią druku 3D SLS. Główną wadą tego rozwiązania, podobnie jak w przypadku FDM, jest zbyt wysoka temperatura procesu, powodująca degradację leku. Fina i inni [34,35] udowodnili, że produkcja leków selektywnie spiekanych laserowo jest możliwa zarówno w przypadku tabletek o pełnej geometrii, jak i o skomplikowanych kształtach (struktury gyroidalne). Wytworzone tabletki na bazie paracetamolu nie uległy degradacji. Podobne badania przeprowadzono w artykułach [36,37], gdzie wykorzystano technologię SLS do produkcji tabletek zawierających lopinawir (lek przeciwwirusowy), oraz substancję czynną w postaci paracetamolu wraz z kopowidonem jako pomocniczym składnikiem. W obu przypadkach stwierdzono

brak zjawiska degradacji leku i udowodniono przydatność druku SLS do produkcji leków dawkowania doustnego w postaci stałej.

Innymi przykładami zastosowania technologii spiekania laserowego w medycynie są: implanty służące regeneracji tkanek i kości (wytwarzane na bazie polilaktydu i nano-hydroksyapatytu) [38], wkładki do leczenia raka endometrium (trzonu macicy) i jajnika [39], implanty przeznaczone do dystrybucji leku w organizmie w leczeniu raka kości [40].

Poprzez warstwowy nadruk płynnego materiału (MJT) wytwarzane są fantomy naczyń krwionośnych, odwzorowujące układ naczyniowy pacjenta w celu testowania urządzeń medycznych i oceny stanu fizjologicznego [42]. Park wraz z zespołem badawczym [43] porównali różne technologie druku 3D do produkcji modeli dentystycznych. Badania wykazały, że modele wydrukowane za pomocą technologii PolyJet cechowały się wysoką dokładnością, mniejszą chropowatością i posiadały największy połysk w porównaniu z pozostałymi technologiami. Modele dentystyczne są wykorzystywane do analizy i diagnozowania przypadków klinicznych, jak i do produkcji protez, szyn okluzyjnych i ochraniaczy na zęby.

Technologia PolyJet jest również ceniona w radioterapii. W artykule [44] oceniono pozytywnie możliwość zastosowania nadruku płynnego materiału w celu wytwarzania urządzenia mocującego (ustnika) stosowanego dla pacjentów poddawanych radioterapii głowy i szyi. Ustniki są używane do stabilizacji szczęki dolnej pacjenta w określonej pozycji, zapewniając jednocześnie otwarty dostęp do obszarów wymagających napromieniowania, mogą być również wykorzystywane do delikatnego cofania języka pacjenta, co umożliwia lepszy dostęp do obszarów jamy ustnej i gardła podczas radioterapii. Ustniki mogą również zmniejszać napromieniowanie zdrowych struktur, takich jak tkanka kostna i gruczoły ślinowe. Wykonane urządzenie jest dodatkowo spersonalizowane, aby uzyskać dopasowanie do geometrii ciała pacjenta. Uzyskane przez zespół badawczy wyniki jasno wskazały, że technologia PolyJet może być stosowana w tym celu, gdyż ustniki cechowały się dobrą dokładnością odwzorowania, jak i niższą absorpcyjnością dawki promieniowania w porównaniu do konwencjonalnego ustnika.

Warto zaznaczyć, że polimery, w przeciwieństwie do metali, słabiej pochłaniają promieniowanie rentgenowskie. Tym samym, komponenty drukowane 3D na bazie polimerów nie są wyraźnie rozróżnialne w jonizujących metodach obrazowania, co ogranicza ich zastosowanie tam, gdzie jest to wymagane. W artykule [45] przeprowadzono modyfikacje fotoutwardzalnej żywicy polimerowej stosowanej w technologii PolyJet w celu zwiększenia zdolności pochłaniania promieniowania. Wyniki wykazały, że najlepszy efekt uzyskano przy zastosowaniu tlenku cyrkonu (ZrO_2) jako modyfikatora. Domieszkowana żywica po utwardzeniu pozostała nietoksyczna, przyjazna dla środowiska, posiadała właściwości przeciwdrobnoustrojowe a przede wszystkim próbka o grubości 1,5 mm cechowała się absorpcją promieniowania odpowiadającą 3 mm próbce wykonanej z aluminium. Oceniono, że uzyskany kompozyt może być stosowany do produkcji modeli anatomicznych lub urządzeń o dokładnych właściwościach

radiologicznych, które wymagają widoczności w jonizujących metodach obrazowania. Podobne badanie przeprowadzili Shannon wraz z zespołem badawczym [46], którzy również udowodnili, że modyfikacja żywicy tlenkiem cyrkonu (ZrO_2) zwiększa absorpcyjność promieniowania w obrazowaniu rentgenowskim i mikrotomografii komputerowej.

Innym przykładem zastosowania tej kategorii procesu jest budowa rusztowań kostnych. Takie struktury wytwarza się w celu regeneracji tkanki kostnej. Kość posiada naturalną właściwość regeneracji, jednak w przypadku dużych ubytków (wynikających na przykład z resekcji guzów bądź wypadków drogowych lub również podeszłego wieku) wymagane jest zastosowanie przeszczepu kostnego. Syntetyczne rusztowania kostne w porównaniu z naturalnymi posiadają wiele zalet, m.in. brak ograniczenia związanego ze stosowaniem wynikającym z różnic anatomicznych, większa dostępność, mniejsze ryzyko infekcji. W artykule [47] udowodniono, że technologia PolyJet sprawdza się jako narzędzie do produkcji rusztowań kostnych o kontrolowanym poziomie porowatości oraz przepuszczalności (istotna cecha wpływająca na transport tlenu i składników odżywczych, migrację komórek, metabolizm komórkowy) na poziomie zbliżonym do ludzkiej kości. Chen wraz z zespołem badawczym [48] również wytworzyli rusztowania kostne technologią PolyJet, a następnie wykonane modele pokryli powłoką składającą się z polidopaminy (PDA) oraz hydroksyapatytu (HA). Wykazano, iż zastosowanie tej powłoki zwiększa twardość, biokompatybilność oraz ma pozytywny wpływ na proces różnicowania osteogennego (proces, w którym komórki macierzyste przekształcają się w osteoblasty, które z kolei tworzą nową tkankę kostną).

Dodatkowo, w artykule [49] przeprowadzono badania sprawdzające możliwość zastosowania modeli wykonanych technologią PolyJet w produkcji dwóch kultur komórkowych: komórek śródbłonna tętnicy płucnej bydła oraz komórek psiej nerki Madina i Darby'ego. Wyniki porównano z hodowlami uzyskanymi konwencjonalnymi narzędziami. Hodowle komórek otrzymane przy użyciu narzędzi wykonanych technologią PolyJet cechowały się morfologią i gęstością komórek oraz ich żywotnością na podobnym poziomie, w związku z czym technologia ta ma praktyczne zastosowanie w produkcji kultur komórkowych.

Unkovskiy i inni [50] poszukiwali metody wytwarzania przyrostowego gwarantującej dobre odwzorowanie zaprojektowanej protezy ucha ludzkiego. Porównano trzy technologie druku 3D: DLP, SLA oraz PolyJet. Wyniki pokazują, że technologia PolyJet zapewnia najwyższą precyzję. Ponadto, w artykule [51] scharakteryzowano metodę drukowania PolyJet jako skuteczne narzędzie do tworzenia modeli o różnych poziomach twardości, odzwierciedlających twardość zdrowego szkliwa, zębiny i próchnicy, co pozwala stażystom na doświadczanie propriocepcji podczas pracy na rzeczywistych zębach. Znajduje również zastosowanie do produkcji zaawansowanych modeli anatomicznych oraz prowadnic do wiercenia i cięcia.

Zastosowania medyczne kategorii procesu ukierunkowanego stapiania dostarczanego materiału (DED) są skoncentrowane na produkcji implantów. W artykule [52] wykorzystano proszki czystych pierwiastków: tytanu (Ti), niobu (Nb) i cyrkonu (Zr), które były łączone wiązką lasera w celu uzyskania stopów Ti-Nb oraz Ti-Zr-Nb. Tytan, jak już wspomniano, cechuje się biokompatybilnością oraz dobrą wytrzymałością, dużą odpornością na korozję i stosunkowo niskim modułem sprężystości. Oprócz czystego tytanu popularnym materiałem jest stop Ti-6Al-4V, niekiedy jednak dyfuzja cytotoksycznych jonów wanadu i aluminium może powodować długotrwałe problemy zdrowotne po wnikięciu do organizmu człowieka. Dodatkowo, moduły sprężystości czystego tytanu oraz stopu Ti-6Al-4V uzyskują większe wartości niż moduł sprężystości kości, w związku z czym może wystąpić niekorzystne zjawisko znane w nomenklaturze anglojęzycznej jako *stress shielding*. Kość jest bardziej elastyczna w porównaniu do implantu, co podczas obciążania doprowadza do przejmowania większości obciążeń przez implant, które naturalnie byłyby przenoszone przez kość. W efekcie zjawisko to prowadzi do zmniejszenia naprężeń w kości, co z kolei zgodnie z prawem Delpecha-Wolffa (obciążanie tkanki kostnej jest głównym czynnikiem stymulującym jej tworzenie) skutkuje demineralizacją oraz osłabieniem kości i może doprowadzić do jej złamania, bądź obluzowania implantu. Wybrane przez zespół badawczy pierwiastki Zr oraz Nb wykazują biokompatybilność oraz niską toksyczność. Wyniki wykazały, że stop Ti-35Zr-25Nb cechował się najmniejszym modułem sprężystości (o ok. 34 % niższym w porównaniu do czystego tytanu), a przy tym wykazał doskonałą odporność na korozję, biokompatybilność i cytokompatybilność.

W artykule [53] wskazano, że za małą popularność procesu wytwarzania DED może odpowiadać niska dokładność i jakość powierzchni produkowanych elementów. Zwrócono również uwagę, że proces ten bywa stosowany w celu napraw np. części wykonanych ze stali nierdzewnej.

Proces BJT, jak już wspomniano, posłużył do produkcji pierwszych leków dawkowania doustnego w postaci stałej (tabletki). Postępowanie w tym przypadku jest analogiczne do tradycyjnej metody wytwarzania tabletek, tj. granulacji na mokro. Drukowane leki są wysoce porowate i można przyjmować bez lub z niewielką ilością wody. W przeciwieństwie do innych metod wytwarzania przyrostowego, proces BJT nie wymaga użycia specjalnych polimerów i pozwala na stosowanie zatwierdzonych przez FDA substancji pomocniczych [54]. Produkcja tabletek z wykorzystaniem druku 3D przy użyciu technologii Binder Jetting zapewnia precyzyjną kontrolę kształtu oraz umożliwia zaprojektowanie pożądanego profilu uwalniania leku. Niekiedy jednak zastosowane substancje czynne mogą cechować się hydrofobowością. Podczas druku z użyciem hydrofobowych cząsteczek o słabej zwilżalności może dojść do rozprzestrzeniania się spoiwa i przemieszczania warstw proszku. W celu niwelowania tego zjawiska stosowane są rozpuszczalniki organiczne, gdyż wykazują niższą lepkość i napięcie powierzchniowe w porównaniu ze spoiwami na bazie wody [55].

W przypadku pozostałych zastosowań na cele medyczne procesu BJT należy wskazać wytwarzanie kolorowych modeli medycznych, dzięki możliwości dodawania barwników do środka wiążącego. Ponadto, opracowywane nowe systemy produkcyjne z wykorzystaniem proszków metalowych oparte na technologii Binder Jetting pozwalają na wykorzystanie tego procesu do produkcji narzędzi, instrumentów i części dla urządzeń medycznych [53].

Proces wytwarzania przyrostowego laminacji warstwowej przekrojów (SHL) nie jest powszechnie stosowany na potrzeby medyczne. Warto jednak zwrócić uwagę na kilka możliwych aplikacji. Szymor wraz z zespołem badawczym [56] wykonali modele 3D oczodołów (modele wirtualne uzyskano na podstawie skanu 3D czaszki) wykorzystując proces SHL. W trakcie wytwarzania wolframowe ostrze cięło arkusze papieru w formacie A4, warstwa po warstwie odwzorowując przekroje poprzeczne modelu, które następnie zostały połączone za pomocą spoiwa rozpuszczalnego w wodzie. Zespół badawczy ocenił, że dokładność uzyskanych modeli jest porównywalna z innymi kategoriami procesów wytwarzania przyrostowego, w związku z czym laminacja warstwowa przekrojów może być wykorzystywana do produkcji precyzyjnych, anatomicznych modeli do celów klinicznych.

W artykule [57] opisano procedurę wykonania dwóch fantomów ludzkiej głowy wraz z szyją z zastosowaniem arkuszy papieru o właściwościach radioceniujących (zdolność materiału do absorbowania promieniowania rentgenowskiego i tworzenia kontrastu w obrazowaniu medycznym) w celu testowania dawki promieniowania i jakości obrazu uzyskanych tomografią komputerową. W procesie wytwarzania przyrostowego wykorzystano roztwór jodku potasu, a modele wykonano dwiema metodami. W pierwszej kolejności przygotowano stosy arkuszy papieru, na które uprzednio nadrukowano obrazy (przekroje poprzeczne obrazowania medycznego głowy) stosując jako tusz roztwór jodku potasu. Pierwsza metoda polegała na załadowaniu przygotowanego stosu do maszyny drukującej, następnie pobraniu pojedynczego arkusza papieru na platformę roboczą i termicznemu dociskaniu do warstwy dolnej. Kolejno arkusz został przycięty a na powierzchnię drukarka naniosła klej w ramach przygotowania do kolejnej warstwy. Z uwagi na ograniczone pole robocze drukarki pełny model głowy wraz z szyją został podzielony na cztery drukowalne części, które kolejno połączono z użyciem spoiwa. W drugiej metodzie małe stosy papieru składające się z pięćdziesięciu kartek były klejone na gorąco, następnie za pomocą wiązki lasera zostały wycięte kształty odpowiadające wirtualnemu modelowi. W ostatnim etapie mniejsze, przycięte stosy zostały połączone za pomocą spoiwa w jeden, odpowiadający pełnej geometrii modelu. Wykonane modele poddano badaniu z użyciem tomografii komputerowej. Analiza wyników pozwoliła na stwierdzenie, że obie metody zapewniały realistyczną symulację obrazowania medycznego głowy i szyi oraz pozwalały na systematyczne badanie dawki i parametrów obrazowania. Uzyskane modele mogą posłużyć jako narzędzie szkoleniowe dla radiologów, techników medycznych, w celu kalibracji i testowania urządzeń np. tomografów

komputerowych, w badaniach naukowych dotyczących technik obrazowania medycznego i ostatecznie mogą pozwolić na ocenę jakości obrazu z zastosowaniem różnych technik rekonstrukcji np. Filtered Back Projection (FBP) i AIDR 3D (Adaptive Iterative Dose Reduction 3D).

W artykule [58] zwrócono uwagę, że proces SHL pozwala na wytwarzanie kolorowych modeli, co jest niewątpliwą zaletą w przypadku produkcji edukacyjnych modeli medycznych. Salmi [53] w swojej pracy zwrócił uwagę, że proces laminacji warstwowej przekrojów z wykorzystaniem metalowych arkuszy pozwala na wytwarzanie bimetalicznych implantów (możliwość łączenia różnych rodzajów metali w różnych warstwach) oraz urządzeń medycznych.

2.3. Wymagania elementów medycznych

Dokumentem opisującym wymagania wyrobów medycznych obowiązującym na terenie Unii Europejskiej jest Rozporządzenie Parlamentu Europejskiego i Rady (UE) 2017/745, które weszło w życie 5 kwietnia 2017 roku [R1]. Rozporządzenie nazywane MDR (Medical Device Regulation) ustanowiło wysokie normy jakości i bezpieczeństwa dla wyrobów medycznych oraz harmonizację zasad wprowadzania ich do obrotu i używania na rynku unijnym.

Warto zaznaczyć, że przez *wyrób medyczny* należy rozumieć narzędzie, aparat, urządzenie, oprogramowanie, implant, odczynnik, materiał lub inny artykuł przewidziany przez producenta do stosowania u ludzi do co najmniej jednego zastosowania medycznego. Dodatkowo, są to również wyroby do celów kontroli poczęć lub wspomagania poczęcia i produkty specjalne przeznaczone do czyszczenia, dezynfekcji i sterylizacji wyrobów. Rozporządzenie przede wszystkim wprowadziło nowy podział wyrobów medycznych ze względu na klasy: I, IIa, IIb oraz III. Przy czym, klasa I oznacza wyroby o niskim ryzyku (prawdopodobieństwo wystąpienia szkody), klasa IIa średnim, IIb podwyższonym, a III reprezentuje wyroby najwyższego ryzyka. Reguły klasyfikacji zostały podzielone ze względu na wyroby nieinwazyjne, inwazyjne oraz aktywne. Wyroby nieinwazyjne to produkty medyczne, które nie wnikają ani nie penetrują ciała pacjenta. Wyroby te są stosowane na powierzchni ciała lub w naturalnych otworach ciała bez naruszania integralności skóry lub błon śluzowych (np. maseczki ochronne, termometry zewnętrzne). Wyroby inwazyjne to produkty medyczne, które wnikają w ciało pacjenta przez skórę, błony śluzowe lub poprzez naturalne otwory ciała. Mogą być używane w celu diagnozowania, leczenia lub monitorowania pacjenta (np. endoskopy, cewniki). Z kolei, wyroby aktywne to produkty medyczne, które do swojego działania wymagają źródła energii innego niż energia generowana przez organizm pacjenta. Energia ta może być elektryczna, mechaniczna, chemiczna lub inna (np. rozrusznik serca, pompy infuzyjne). Rozporządzenie zawiera wiele istotnych reguł pomagających zidentyfikować i sklasyfikować wyrób medycznych. Na ogół podział prezentuje się w następujący sposób:

- klasa I reprezentuje wyroby medyczne zazwyczaj przeznaczone do użytku zewnętrznego, które nie przenikają przez barierę skórną ani błony śluzowe. W związku z tym, procedury oceny zgodności dla tych wyrobów są mniej rygorystyczne w porównaniu z wyrobami wyższych klas. Do tej klasy należą przede wszystkim: wyroby nieinwazyjne, które nie przenikają przez skórę ani błony śluzowe oraz inwazyjne przeznaczone do krótkotrwałego użytku;
- klasa IIa zawiera wyroby nieinwazyjne przeznaczone do przechowywania krwi, płynów ustrojowych, komórek lub tkanek, które mogą mieć kontakt z aktywnym wyrobem; wyroby inwazyjne stosowane przez otwory ciała, przeznaczone do krótkotrwałego użytku, z wyjątkiem niektórych miejsc jak usta, kanał słuchowy czy jama nosowa; chirurgiczne wyroby inwazyjne do chwilowego użytku, które nie mają dużego ryzyka związanego z kontrolowaniem lub diagnozowaniem wad serca lub układu krążenia; aktywne wyroby diagnostyczne i monitorujące, które mają umiarkowane ryzyko dla pacjenta; oprogramowanie do diagnostyki i monitorowania, które nie powoduje poważnego pogorszenia stanu zdrowia;
- klasa IIb obejmuje wyroby o wyższym ryzyku, w tym nieinwazyjne, stosowane do zmiany biologicznego lub chemicznego składu ludzkich tkanek, krwi, lub innych płynów, chyba że stosowanie dotyczy filtracji lub wymiany gazu; wyroby inwazyjne stosowane przez otwory ciała do długotrwałego użytku, z wyjątkiem niektórych lokalizacji jak jama ustna, kanał słuchowy, czy jama nosowa; chirurgiczne wyroby inwazyjne do krótkotrwałego użytku, które mają znaczący wpływ na zdrowie, takie jak te, które dostarczają energię w postaci promieniowania jonizującego; wyroby do implantacji i chirurgiczne wyroby inwazyjne do długotrwałego użytku, które nie są przeznaczone do bezpośredniego kontaktu z sercem, układem krążenia lub ośrodkowym układem nerwowym; aktywne wyroby terapeutyczne, które podają energię w sposób potencjalnie niebezpieczny, oraz wyroby diagnostyczne, które mają wysokie ryzyko dla pacjenta; oprogramowanie diagnostyczne i monitorujące, które może spowodować poważne pogorszenie stanu zdrowia;
- klasa III przyznawana jest wyrobom medycznym o najwyższym ryzyku i obejmuje wyroby, które są wprowadzane do organizmu, wchłaniane lub mają długotrwały kontakt z organizmem, np. implanty piersi, protezy stawów, wyroby do implantacji w kręgosłupie; wyroby aktywne do implantacji i te, które mają zintegrowaną funkcję diagnostyczną, która znacząco wpływa na leczenie pacjenta; wyroby przeznaczone do kontaktu z żywymi komórkami, tkankami lub organami, które są systematycznie wchłaniane lub mają wpływ na system wewnętrzny; wyroby zawierające nanomateriały, które stwarzają duże lub średnie ryzyko narażenia wewnętrznego; oprogramowanie, które może powodować zgon lub nieodwracalne pogorszenie stanu zdrowia.

Rozporządzenie wyraźnie wskazuje procedury rejestracji wyrobów medycznych. Proces wprowadzenia wyrobu medycznego na rynek rozpoczyna się od fazy koncepcyjnej, w której identyfikowany jest problem, który produkt ma rozwiązać.

Na tym etapie producent określa grupę docelową (użytkowników) oraz funkcje, które wyrób ma spełniać. Następnie przystępuje się do fazy projektowania, w ramach której tworzony jest prototyp i ustalane są wymagania techniczne. Kluczowym elementem tego etapu jest przeprowadzenie analizy ryzyka, mającej na celu identyfikację i ocenę potencjalnych zagrożeń związanych z używaniem wyrobu. Dokumentacja analizy ryzyka stanowi podstawę dla kolejnych etapów procesu. Producenci powinni dysponować w swojej organizacji co najmniej jedną osobą odpowiedzialną za zgodność regulacyjną, dysponującą wymaganą wiedzą fachową w dziedzinie wyrobów medycznych.

Kolejnym krokiem są badania przedkliniczne, mające na celu ocenę bezpieczeństwa i skuteczności wyrobu medycznego. Wyniki tych badań są kluczowe, gdyż pozwalają na weryfikację, czy produkt jest gotowy do dalszych testów. W przypadku wyrobów medycznych o wysokim ryzyku może być wymagane przeprowadzenie badań klinicznych. Badania te umożliwiają ocenę działania wyrobu w warunkach rzeczywistych i dostarczają dodatkowych dowodów na jego skuteczność oraz bezpieczeństwo. Po zakończeniu badań, kluczowe jest przygotowanie dokumentacji technicznej. Dokumentacja ta powinna zawierać szczegółowy opis wyrobu, dowody dotyczące bezpieczeństwa i skuteczności, wyniki badań, a także instrukcje użytkowania. Na podstawie tej dokumentacji przeprowadzana jest ocena zgodności, polegająca na sprawdzeniu, czy wyrób spełnia wymagania określone w Rozporządzeniu (UE) 2017/745 (MDR) lub Rozporządzeniu (UE) 2017/746 (IVDR).

W zależności od klasy wyrobu medycznego, może być konieczne zaangażowanie jednostki notyfikowanej – niezależnej organizacji odpowiedzialnej za ocenę zgodności wyrobu z wymaganiami regulacyjnymi. Proces ten obejmuje audyt dokumentacji technicznej oraz ocenę, czy wyrób spełnia wymagania norm i przepisów. Dla wyrobów medycznych klasy wyższej (IIa, IIb, III), jednostka notyfikowana przeprowadzi audyt i w przypadku zgodności wyrobu wyda certyfikat zgodności. Certyfikacja ta jest niezbędna do wprowadzenia wyrobu na rynek. Po uzyskaniu certyfikatu zgodności, wyrób medyczny musi być oznakowany znakiem CE, co oznacza spełnienie wszystkich wymagań regulacyjnych Unii Europejskiej. Znak CE jest wymagany do wprowadzenia wyrobu na rynek UE. Następnie, zgodnie z przepisami krajowymi, może być konieczna dodatkowa rejestracja wyrobu w krajowym rejestrze wyrobów medycznych. Po spełnieniu tych wymogów, wyrób może być wprowadzony na rynek.

Następnie po wprowadzeniu wyrobu na rynek, istotne jest monitorowanie jego działania poprzez system post-marketingowy. Obejmuje to zbieranie informacji o wszelkich incydentach i problemach związanych z używaniem wyrobu oraz ich zgłaszanie odpowiednim organom regulacyjnym. Konieczne jest regularne aktualizowanie dokumentacji technicznej oraz systemu zarządzania jakością, aby zapewnić ciągłą zgodność z wymaganiami regulacyjnymi. Utrzymanie kontaktu z jednostką notyfikowaną i przechodzenie okresowych audytów jest kluczowe dla

utrzymania ważności certyfikacji i zapewnienia, że wyrób pozostaje zgodny z obowiązującymi przepisami. Wspomniana norma ISO 10993 jest stosowana w etapie badania przedklinicznego oraz oceny bezpieczeństwa wyrobu medycznego. Norma ta odnosi się do biokompatybilności wyrobów medycznych, czyli oceny, czy materiał, z którego wykonany jest wyrób, jest bezpieczny dla pacjenta i nie wywołuje niepożądanych reakcji organizmu [R1].

W przypadku zastosowania wytwarzania przyrostowego na potrzeby medyczne klasyfikacja wyrobów nie jest intuicyjna. Jak już wspomniano, jedną z największych zalet druku 3D jest personalizacja i dostosowanie wyrobu do geometrii ciała pacjenta. W takich przypadkach, zgodnie z rozporządzeniem, należy takie wyroby traktować jako *wykonane na zamówienie*. Oznacza to wyrób, który został wykonany specjalnie, zgodnie ze zleceniem medycznym (wystawionym przez osobę upoważnioną na podstawie prawa krajowego ze względu na jej kwalifikacje zawodowe) i przeznaczony wyłącznie do stosowania przez konkretnego pacjenta. Warto zaznaczyć, że za wyroby wykonane na zamówienie nie uznaje się wyrobów produkowanych masowo. Dodatkowo, wyroby medyczne wykonane na zamówienie nie noszą oznakowania zgodności CE. Producentów takich wyrobów przed wprowadzeniem do obrotu obowiązuje jedynie procedura opisana w załączniku XIII Rozporządzenia. W przypadku wyrobów implantacyjnych klasy III producenci podlegają ocenie zgodności określonej w załączniku IX rozdział I (ocena zgodności w oparciu o system zarządzania jakością). Alternatywnie, producent może zastosować ocenę zgodności określoną w załączniku XI część A (zapewnienie jakości produkcji). Załącznik XIII wskazuje procedurę dla wyrobów wykonywanych na zamówienie. W pierwszej kolejności producent sporządza oświadczenie zawierające niezbędne informacje:

- dane producenta,
- dane umożliwiające identyfikację wyrobu,
- potwierdzenie, że wyrób przeznaczony jest do wyłącznego użytku przez konkretnego użytkownika wraz z jego danymi,
- dane osoby wystawiającej zlecenie, posiadającej kwalifikacje zawodowe, opcjonalnie nazwa instytucji zdrowia publicznego,
- specyficzne właściwości produktu określone w zleceniu,
- oświadczenie, że wyrób jest zgodny z wymogami dotyczącymi bezpieczeństwa i działania
- (opcjonalnie, jeśli posiada) informacje, że wyrób zawiera substancję leczniczą.

Producent jest dodatkowo zobowiązany do:

- udostępniania właściwym organom dokumentacji dotyczącej miejsca produkcji oraz projektu, procesu produkcji i działania wyrobu, umożliwiając ocenę zgodności z wymogami rozporządzenia,
- zapewnienia, że wyroby są produkowane zgodnie z dokumentacją,

- przechowywania oświadczenia o zgodności przez co najmniej 10 lat (15 lat dla wyrobów do implantacji) od wprowadzenia wyrobu do obrotu,
- przeglądania i dokumentowania doświadczeń poprodukcyjnych, w tym obserwacji klinicznych, i wdrażania środków korygujących. Zgłaszania właściwym organom poważnych incydentów (zgon użytkownika, czasowe lub trwałe poważne pogorszenie stanu zdrowia pacjenta).

Wymienione informacje zostały potwierdzone w wiadomości prywatnej przez Prezesa Urzędu Rejestracji Produktów Leczniczych, Wyrobów Medycznych i Produktów Biobójczych (znak sprawy DIM-IMZ.461.247.2024). W przypadku wytwarzania technologiami druku 3D wyrobów nie będących *wykonanymi na zamówienie* obowiązują standardowe procedury. Przykład stanowią narzędzia chirurgiczne, które będą w zamyśle stosowane u więcej niż jednego pacjenta.

Naukowcy zajmujący się badaniami nad zastosowaniami druku 3D w medycynie niekiedy na podstawie przeprowadzonych eksperymentów określają dodatkowe, empiryczne wymagania dotyczące projektowania produkowanych elementów. Na ten przykład w artykule [59] wskazano, że porowatość rusztowań kostnych wytwarzanych addytywnie powinna wynosić więcej niż 40 %. Optymalny poziom ustalono w przedziale 70 – 90 %, gdyż korzystnie wpływa na mocowanie implantu oraz wspomaga lepszy wzrost kości.

W związku z dynamicznym rozwojem technologii przyrostowych oraz materiałów stosowanych w aplikacjach medycznych wciąż niezbędne jest prowadzenie dalszych prac badawczych w celu poznania ich potencjalnych zastosowań ale i ograniczeń, w szczególności związanych z wytrzymałością. Badania te pozwolą na określenie praktycznych wskazówek co do projektowania wyrobów medycznych [60].

2.4. Metody sterylizacji

Wprowadzenie Rozporządzenia MDR rodzi wątpliwości co do jego wpływu na reprocessowanie wyrobów medycznych (procedura obejmująca czynności zapewniające bezpieczeństwo ponownego użycia wyborów). Choć unijne przepisy są bezpośrednio stosowane, to w wielu aspektach pozostawiają one swobodę legislacyjną na poziomie krajowym. Procedury związane z reprocessowaniem i ich monitorowaniem regulują krajowe wytyczne opracowane w październiku 2017 roku przez takie stowarzyszenia jak PSSM, SHL oraz Narodowy Instytut Leków. Te organizacje, które skoncentrowały swoje działania na profilaktyce zakażeń, opracowały wytyczne mające na celu zapobieganie zakażeniom nie tylko w szpitalach, ale także w innych placówkach oferujących usługi związane z higieną i kosmetyką, takich jak studia kosmetyczne, tatuażu, gabinety fryzjerskie czy medycyny estetycznej. Ze względu na brak jednoznacznych przepisów prawnych w Polsce dotyczących sterylizacji wyrobów medycznych, konieczność opracowania takich wytycznych była oczywista. Powstały one w oparciu o polskie normy, wytyczne innych krajów oraz akty prawne dotyczące placówek

medycznych, które poruszają tematy podobne do sterylizacji wyrobów medycznych [61].

Dekontaminacja wyrobów medycznych, jako element reprocesowania, jest kluczowym procesem mającym na celu eliminację, redukcję lub inaktywację patogenów, w tym bakterii, wirusów i grzybów, z powierzchni i wnętrza wyrobu. Jest to niezbędne dla zapewnienia bezpieczeństwa pacjentów oraz personelu medycznego, a także dla spełnienia wymogów regulacyjnych. Dekontaminacja składa się z trzech poziomów: usuwania zdolnych do namnażania form czynników biologicznych (mycie i czyszczenie), redukowania zdolnych do namnażania form czynników biologicznych (dezynfekcja) oraz niszczenia z określonym prawdopodobieństwem zdolnych do namnażania form czynników biologicznych, w tym spor bakterii (sterylizacja).

W celu przeprowadzenia racjonalnej dekontaminacji stosuje się klasyfikację Spauldinga, zgodnie z którą wyroby medyczne są dzielone na trzy kategorie: niskiego, średniego i wysokiego ryzyka. Wyroby niskiego ryzyka kontaktują się z nieuszkodzoną skórą i w tym przypadku należy zastosować dezynfekcję średniego lub niskiego stopnia lub oczyścić wyrób z zastosowaniem detergentów. Wyroby średniego ryzyka to na przykład sprzęt do terapii oddechowej bądź elastyczne endoskopy przewodu pokarmowego – kontaktują się ze zdrową oraz zmienioną patologicznie skórą i błonami śluzowymi, lecz nie wnikają do jałowych tkanek ciała. Zalecany poziom dekontaminacji zakłada sterylizację lub dezynfekcję wysokiego stopnia. Ostatnia grupa, wyroby wysokiego ryzyka to m.in. narzędzia chirurgiczne i implanty, produkty które kontaktują się z uszkodzoną skórą i błonami śluzowymi, penetrują w głąb jałowych tkanek lub układu naczyniowego. W tym przypadku wyroby podlegają bezwzględnej sterylizacji.

W zależności od temperatury, metody sterylizacji dzieli się na wysokotemperaturowe oraz niskotemperaturowe. W przypadku pierwszej, najczęściej stosowane temperatury to 121 °C oraz 134 °C, metoda jest realizowana parą wodną w podciśnieniu. Metoda niskotemperaturowa zawiera zakres temperatur sterylizacji poniżej 60 °C z wykorzystaniem chemicznych czynników, na przykład sterylizacja tlenkiem etylenu, parą wodną i formaldehydem, waporyzowanym nadtlenkiem wodoru lub plazmą z nadtlenku wodoru. W celu określenia skuteczności sterylizacji przyjęto skalę pewności sterylności (Sterility Assurance Level), minimalny poziom wynosi 10^{-6} , co oznacza, że ryzyko obecności żywych mikroorganizmów po sterylizacji wynosi mniej niż jeden na milion [62].

Warto zwrócić uwagę, że wysokie temperatury podczas procesu sterylizacji mogą doprowadzić do deformacji elementów wytwarzanych przyrostowo, zwłaszcza z materiałów o niskiej wytrzymałości temperaturowej. Rynio wraz z zespołem badawczym [63] sprawdzili wpływ różnych metod sterylizacji (wysoko- i niskotemperaturowych) na modele wytworzone technologiami FDM i SLA. Wykorzystano następujące materiały: PLA, Nylon, PP, PETG (FDM) oraz żywicę fotoutwardzalną w odmianie sztywnej i elastycznej (SLA). W wyniku

sterylizacji wysokotemperaturowej realizowanej w 121 °C modele wykonane z PLA, PETG oraz PP uległy znacznym deformacjom i odkształceniom, pozostałe pozostały nienaruszone. Zastosowanie metody niskotemperaturowej przy 54 °C za pomocą tlenu etylenu lub plazmą z nadtlenu wodoru nie wykazało zauważalnej różnicy między stanem próbek przed i po sterylizacji dla każdego materiału. Autorzy zwrócili uwagę, że problem sterylizacji elementów wytwarzanych przyrostowo dotyczy w głównej mierze kategorii MEX. W artykule zaproponowano alternatywne metody dekontaminacji przy użyciu promieniowania ultrafioletowego i gamma (zalecane dla materiału Nylon). Chociaż metoda niskotemperaturowa została uznana za skuteczną dla sterylizacji elementów produkowanych technologiami z grupy MEX, stosowanie tlenu etylenu w tym procesie wymaga specjalistycznego wyposażenia i może trwać nawet do 14 godzin, aby zredukować toksyczność tkankową wynikającą z tego procesu; dodatkowo, tlenek etylenu jest substancją łatwopalną. Z kolei, metoda oparta na plazmie z nadtlenu wodoru jest bardzo kosztowna.

Oth i inni [64] wskazali, że sterylizacja tlenkiem etylenu może prowadzić do degradacji polimerów takich jak PLA i PETG. Proces ten powoduje zmiany w ich strukturze, utratę masy cząsteczkowej oraz powstawanie toksycznych osadów na powierzchni materiału. Z tego powodu sterylizacja tlenkiem etylenu nie jest zalecana dla tych materiałów, ponieważ może to negatywnie wpłynąć na ich właściwości fizyczne i chemiczne oraz biokompatybilność. Badania przedstawione w artykule skoncentrowano na niskotemperaturowej sterylizacji nadtlaniem wodoru, która wykorzystuje połączenie nadtlenu wodoru i plazmy gazowej do szybkiej eliminacji mikroorganizmów. Po zakończeniu procesu sterylizacji nie stwierdzono obecności toksycznych pozostałości. Metoda ta jest szczególnie odpowiednia do sterylizacji instrumentów medycznych wrażliwych na ciepło i wilgoć, gdyż temperatura nie przekracza 50 °C i utrzymywana jest niska wilgotność. Skuteczność tej metody potwierdzono na modelach wykonanych z materiałów PLA i PETG. Odkształcenia po sterylizacji były mniejsze niż milimetr, a zespół badawczy uznał stan modeli za dopuszczalny do użytku chirurgicznego.

W artykule [65] również porównano metody sterylizacji, zarówno wysokotemperaturowe, realizowane w 121 °C oraz 134 °C za pomocą pary wodnej w podciśnieniu, jak i niskotemperaturową sterylizację nadtlaniem wodoru. Do badań wyselekcjonowano cztery technologie FDM, SLA, SLS oraz PolyJet. Uzyskane wyniki pozwoliły na stwierdzenie, że im wyższa temperatura i dłuższy czas ekspozycji sterylizacji, tym większe ryzyko zmian właściwości mechanicznych oraz deformacji. Ponownie, metoda niskotemperaturowa została uznana za najbardziej odpowiednią dla technologii FDM. Sterylizacja wysokotemperaturowa nie została jednak wykluczona i może być z powodzeniem wykorzystywana do dekontaminacji elementów wytworzonych technologią SLS i PolyJet, szczególnie z materiałów biokompatybilnych takich jak PA12 i MED610.

Innym sposobem na zwiększenie sterylności wyrobów wytwarzanych przyrostowo jest zastosowanie powłok wytwarzanych z materiałów o właściwościach przeciwdrobnoustrojowych. Badania wykazały, że jony metali oraz substancje metaliczne, takie jak nanocząstki srebra, tlenek miedzi, tlenek cynku, dwutlenek tytanu i złoto, mogą być wykorzystywane do tworzenia efektywnych powłok o działaniu przeciwdrobnoustrojowym. Jednak obawy dotyczące cytotoksyczności nanocząsteczek metali stosowanych w powłokach przeciwdrobnoustrojowych mogą stanowić długoterminowe ryzyko dla zdrowia ludzi i środowiska, z uwagi na możliwe gromadzenie się tych cząsteczek w organach oraz niekontrolowane uwalnianie jonów metali. Ryzyko wnikania nanocząsteczek srebra lub jonów Ag^+ do organizmu ludzkiego poprzez kontakt ze skórą jest stosunkowo wysokie. Może to prowadzić do niebiesko-szarych przebarwień skóry i oczu spowodowanych akumulacją srebra w organizmie. W przypadku przedostania się nanocząsteczek srebra lub ich jonów do krwi i jelita grubego, mogą wystąpić choroby krwi oraz nowotwór jelita grubego. W związku z tym poszukiwane są materiały polimerowe. Przykładem jest modyfikacja żywicy fotoutwardzalnej używanej w technologii druku 3D DLP poprzez dodanie Poli(heksametyleno biguanidu) (PHMB), który jest syntetycznym polimerem o właściwościach antybakteryjnych i dezynfekujących. PHMB charakteryzuje się wysoką masą cząsteczkową, wynoszącą od 1600 do 2600 g/mol (co przyczynia się do jego stabilności środowiskowej), niską toksycznością, wysoką biokompatybilnością oraz efektywnością zatrzymywania aktywności przeciwdrobnoustrojowej. Dodatek 3 % PHMB do żywicy światłoczułej stosowanej w druku 3D wykazał obiecujące wyniki, zapewniając skuteczną i bezpieczną ochronę przed infekcjami patogennymi [66].

2.5. Wytrzymałość elementów wytwarzanych przyrostowo

Wytrzymałość jest kluczowym czynnikiem w produkcji i wytwarzaniu elementów do zastosowań medycznych za pomocą technologii druku 3D. Wpływa na ich trwałość i niezawodność w długoterminowym użytkowaniu. Implanty czy protezy muszą wytrzymać codzienne obciążenia, nie tracąc swoich właściwości mechanicznych. Norma PN-EN ISO/ASTM 52901 [N5] wyszczególnia wymagania dla kupowanych części wyprodukowanych w procesach wytwarzania przyrostowego. Producent jest zobowiązany do uzgodnienia z klientem wytycznych dotyczących technologii i doboru parametrów technologicznych jakie zostaną użyte w procesie wytwarzania, oraz dodatkowo o dokładności geometrycznej wyprodukowanej części wraz z informacjami opisującymi właściwości mechaniczne.

Producenci materiałów wykorzystywanych w technologiach przyrostowych często pomijają w kartach charakterystyki kluczowe informacje, takie jak parametry technologiczne, przy których osiągnięto opisane właściwości mechaniczne materiału. Zjawisko to dotyczy filamentów [S1, S2], żywic

fotoutwardzalnych [S3, S4], czy też materiałów w postaci proszków [S5, S6]. Powszechnie wiadomo, że wytwarzanie przyrostowe charakteryzuje się anizotropią właściwości mechanicznych. Oznacza to, że wytrzymałość wydrukowanego obiektu różni się w zależności od kierunku wydruku (usytuowania na platformie roboczej), ale również od parametrów technologicznych. Niekiedy producenci poszerzają kartę charakterystyki materiału o informacje dotyczące kierunku wydruku próbek [S7], jest to jednak rzadkie.

W związku z powyższym, badania naukowe bardzo często skupiają się na oszacowaniu zjawiska anizotropii dla danego materiału. W przypadku właściwości mechanicznych uznaje się, że największe różnice występują dla części wytwarzanych technologiami z grupy MEX, które mogą sięgać nawet 50 %. W przypadku selektywnego spiekania laserowego proszków wartość ta wynosi około 10 %, a dla technologii z grupy VPP około 5 %. Anizotropia dotyczy również właściwości elektrycznych (przewodności) i termicznych (przewodność, rozszerzalność cieplna) [67].

Niekiedy popularne materiały stosowane w branży druku 3D zostają poddane modyfikacjom składu chemicznego. Na ten przykład w artykule [68] opisano proces wytwarzania kompozytów na bazie PLA poprzez dodatek napelniaczy w postaci pyłu z naturalnych części bambusa, korka i drewna, dzięki modyfikacji zaobserwowano poprawę płynności materiału, jednak zmniejszenie udarności i twardości. Oleksy i inni [69] otrzymali również kompozyty na bazie PLA z dodatkiem koloidalnej krzemionki, hydroksyapatytu, bentonitu oraz polietylenu szczepionym dodatkami bezwodnika maleinowego. Modyfikatory te znacznie poprawiły właściwości wytrzymałościowe, ale spowodowały spadek elastyczności PLA. Modyfikacje materiałów wpływają również na biokompatybilność. W artykule [70] sprawdzono skuteczność przeciwdrobnoustrojową PLA z modyfikatorami w postaci cząstek miedzi, stali nierdzewnej i aluminium. Najlepszy efekt osiągnięto dla kompozytów z dodatkiem miedzi. Asadollahi i inni [71] wykorzystali glikol polietylenowy (PEG) oraz cząstki tytanu jako modyfikatory PLA. Wyniki wskazały, że dodatek Ti powoduje poprawę właściwości mechanicznych oraz zapewnia poprawę biokompatybilności, natomiast modyfikacja PEG sprzyja uplastycznianiu materiału i zmniejszeniu wytrzymałości. Materiały kompozytowe mają duży potencjał dla rozwoju technologii przyrostowych i ich zastosowań, lecz wymagają gruntownych badań w celu poznania i oszacowania ich właściwości, w tym mechanicznych.

Znaczący wpływ na wytrzymałość elementów wytwarzanych przyrostowo ma dodatkowo obróbka poprocesowa. W celu wykończenia powierzchni lub poprawy dokładności wymiarowej stosuje się obróbkę chemiczną oraz skrawaniem. W artykule [72] sprawdzono wpływ kąpieli w roztworze czystego acetonu na wytrzymałość i chropowatość powierzchni próbek wykonanych z materiału PLA. Badanie wykazało, że im dłuższy jest czas kontaktu między rozpuszczalnikiem a próbką tym stopniowo zmniejszają się twardość i wytrzymałość na rozciąganie, a materiał staje się bardziej plastyczny. Co więcej, czas kontaktu do 15 minut

spowodował zmniejszenie chropowatości powierzchni. Obróbka skrawaniem natomiast, dzięki kontrolowanemu i precyzyjnemu procesowi, umożliwiła poprawę dokładności wymiarowej próbek wytworzonych z materiału PLA, lecz skutkowała zmniejszeniem wytrzymałości na rozciąganie o około 9 % [73].

Symulacje MES umożliwiają ocenę, jak obciążenia i siły będą oddziaływać na wydrukowany 3D element, pomagając w identyfikacji potencjalnych miejsc, gdzie mogą wystąpić słabe punkty lub wady strukturalne. Pozwalają na optymalizację konstrukcji i parametrów druku w celu uzyskania maksymalnej wytrzymałości. Dzięki symulacjom można także szybciej testować różne warianty projektów bez potrzeby fizycznego drukowania prototypów, co skraca czas rozwoju produktu i obniża koszty. Integracja symulacji MES z drukiem 3D może prowadzić do wyższej jakości i efektywności produkcji, a także umożliwia innowacyjne podejścia do projektowania i wytwarzania. Abbot wraz z zespołem badawczym [74] porównali wyniki eksperymentalne uzyskane z próby ściskania z symulacjami komputerowymi. Analiza wyników ujawniła znaczące różnice, które mogą wynikać z uproszczeń przyjętych w modelach symulacyjnych, które nie zawsze oddają złożoność rzeczywistych procesów. Na przykład, symulacje mogą nie uwzględniać wszystkich zmiennych, takich jak warstwowa natura elementów wytwarzanych przyrostowo, zmiana wypełnienia, czy lokalne zmiany w strukturze materiału. W związku z tym, nawet przy zaawansowanych technologiach symulacyjnych, uzyskanie wyników, które dokładnie odzwierciedlają rzeczywiste zachowanie materiałów i komponentów, może być trudne. W artykule [75] przeprowadzono symulacje MES w celu oszacowania właściwości wytrzymałościowych modeli mających zastosowanie w budownictwie. Uzyskane wyniki uznano za rozsądne, nie przekraczające wartości krytycznych, jednak walidację wyników przeprowadzono wyłącznie w oparciu o dokumenty normatywne, informujące o wartościach granicznych.

2.6. Podsumowanie

Wyroby medyczne wytwarzane przyrostowo muszą zapewniać bezpieczeństwo, skuteczność i funkcjonalność. Przede wszystkim, kluczową właściwością jest biokompatybilność. Materiały używane w druku 3D muszą być bezpieczne dla organizmu, nie wywoływać reakcji alergicznych ani toksycznych i nie wpływać negatywnie na funkcjonowanie tkanek i organów. Dlatego też wybór odpowiednich materiałów oraz ich staranne testowanie pod kątem biokompatybilności jest niezbędne.

Druk 3D znajduje szerokie zastosowanie w medycynie, obejmując produkcję spersonalizowanych implantów, protez, modeli anatomicznych do planowania operacji, a także narzędzi chirurgicznych. Dzięki tej metodzie możliwe jest tworzenie dokładnych modeli anatomicznych, które pomagają lekarzom w precyzyjnej ocenie i planowaniu zabiegów. Wszystkie wyroby medyczne muszą spełniać określone wymagania, które obejmują nie tylko ich konstrukcję

i funkcjonalność, ale również procedury sterylizacji. Proces dekontaminacji jest kluczowy, aby zapewnić, że produkty są wolne od mikroorganizmów, które mogą wywołać infekcje lub inne komplikacje. Metody sterylizacji muszą być dostosowane do materiałów użytych w procesie druku 3D, aby nie wpływały negatywnie na ich właściwości i strukturę.

Ponadto, istotnym aspektem jest wytrzymałość wyrobów medycznych. Implanty czy protezy muszą być wystarczająco trwałe, aby wytrzymać obciążenia mechaniczne i działać prawidłowo przez odpowiednio długi czas. Dokładna analiza i testowanie wytrzymałości materiałów użytych w procesie druku 3D są niezbędne, aby zapewnić, że finalne produkty będą funkcjonalne i bezpieczne w codziennym użytkowaniu. W szczególności należy uwzględnić kierunek wytwarzania, a tym samym oszacować występującą anizotropię właściwości mechanicznych. Właściwa wytrzymałość gwarantuje nie tylko długotrwałe działanie, ale również minimalizuje ryzyko awarii i zapewnia pacjentowi odpowiednią jakość życia.

ROZDZIAŁ III

CEL I ZAKRES PRACY

Problematyka badań dotyczy analizy wytrzymałościowej materiałów i modeli wydrukowanych w technologii druku 3D do zastosowań biomedycznych.

Cel badań to oszacowanie właściwości mechanicznych elementów dla danej technologii druku 3D z uwzględnieniem orientacji ustawień na platformie roboczej oraz ocena wpływu parametrów technologicznych wydruku na wybrane wskaźniki właściwości mechanicznych.

Cel dodatkowy badań to ocena wpływu geometrii badanych elementów i struktury geometrycznej powierzchni na niepewność pomiarów wartości parametrów charakteryzujących właściwości mechaniczne.

Cel użyteczny to zastosowanie wyników badań w obliczeniach inżynierskich i symulacjach komputerowych.

Przedstawione cele pracy są spójne i wynikają z potrzeby badania innowacyjnych materiałów biokompatybilnych, przy czym cel główny ma charakter poznawczy. Opracowanie stanowi bazę wiedzy zawierającą niezbędne informacje do prawidłowego stosowania badanych materiałów, umożliwiając skuteczne ich wykorzystanie w praktyce.

ROZDZIAŁ IV

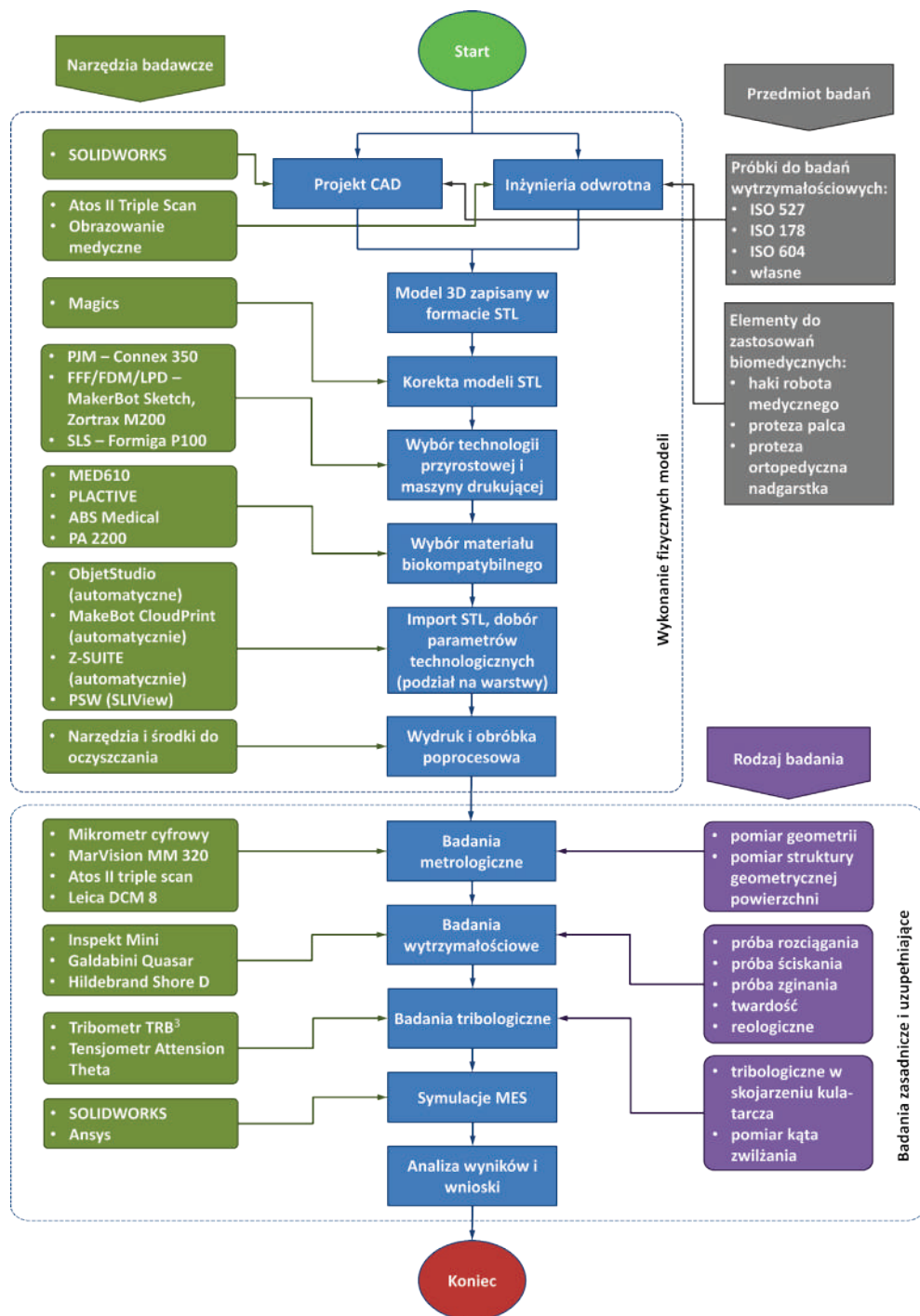
PROGRAM BADAŃ

W ramach pracy doktorskiej wykonano szereg badań zgodnie z przyjętym schematem postępowania (rys. 4.1). W procesie wytwarzania przyrostowego wykorzystano materiały biokompatybilne, które wraz z wybranymi technologiami zostały scharakteryzowane w rozdziale piątym.

Przedmiotem badań były próbki o kształcie znormalizowanym oraz o wymiarach własnych, jak również elementy do zastosowań biomedycznych. W celu wykonania wirtualnych modeli 3D wykorzystano zarówno modelowanie CAD, jak i inżynierię odwrotną. Próbki do badań wytrzymałościowych oraz uchwyty hakowe robota medycznego zostały zaprojektowane przy użyciu oprogramowania SOLIDWORKS (Dassault Systemes SOLIDWORKS Corp., Waltham, MA, Stany Zjednoczone), a następnie zapisane do formatu STL. Model fasetowy (STL) protezy palca został uzyskany z wykorzystaniem procesu skanowania 3D; do tego celu jako narzędzie użyto skanera optycznego ATOS II Triple Scan (GOM Co., Brunswick, Niemcy) wraz z oprogramowaniem GOM Inspect Pro (GOM Co., Brunswick, Niemcy). Model ten został następnie przebudowany w oprogramowaniu SOLIDWORKS. W przypadku protezy ortopedycznej nadgarstka wykorzystano obrazowanie medyczne – tomografię komputerową. Dokładną metodykę badań wraz z wynikami przedstawiono w rozdziale szóstym.

Modele fasetowe zostały poddane procedurze sprawdzenia geometrii w oprogramowaniu Magics (Materialise, Technologielaan, Belgia). W przypadku wykrycia przez program pustek lub przenikających się powierzchni zastosowano operację naprawy. Gotowe pliki w formacie STL zostały następnie zaimportowane do oprogramowań drukarek 3D pracujących w wybranych technologiach przyrostowych.

Do realizacji badań wybrano trzy technologie przyrostowe PJM, FDM oraz SLS oraz cztery maszyny drukujące: Connex 350 (Stratasys, Minnesota, Stany Zjednoczone) pracującą w technologii PJM, MakerBot Sketch (MakerBot, Nowy Jork, Stany Zjednoczone) i Zortrax M200 (Zortrax, Olsztyn, Polska) pracujące w technologii FDM oraz Formiga P100 (EOS GmbH, Krailling, Niemcy) realizującą technologię SLS. Każda drukarka posiada dedykowane oprogramowanie, odpowiednio: ObjetStudio (Stratasys, Minnesota, Stany Zjednoczone), MakerBot CloudPrint (MakerBot, Nowy Jork, Stany Zjednoczone), Z-SUITE (Zortrax, Olsztyn, Polska), które automatycznie wykonują operację podziału na warstwy, natomiast oprogramowanie PSW (EOS GmbH, Krailling, Niemcy) posłużyło do ustawienia parametrów technologicznych, a oprogramowanie SLIView (EOS GmbH, Krailling, Niemcy) do przeprowadzenia procesu podziału na warstwy.



Rys. 4.1. Program badań wraz z uwzględnieniem: narzędzi badawczych, przedmiotu badań oraz rodzaju badania

Modele umieszczono na wirtualnych platformach zadając tym samym kierunek wydruku, następnie dobrano parametry technologiczne. Zdefiniowane modele zapisano do formatów odpowiadającym tym, które obsługuje wybrana maszyna drukująca. Kolejno, po zakończonym procesie druku 3D fizyczne modele zostały zdjęte z platform roboczych drukarek 3D i poddane obróbce poprocesowej. W ramach tej obróbki usunięto materiał podporowy (jeśli występuje) w sposób mechaniczny z wykorzystaniem narzędzi ręcznych lub chemiczny z zastosowaniem odpowiednich odczynników chemicznych.

Oczyszczone modele fizyczne w postaci próbek lub elementów do zastosowań medycznych zostały poddane badaniom dokładności wymiarowej oraz wytrzymałościowym. Pomiar geometrii lub struktury geometrycznej powierzchni modeli wykonano wykorzystując narzędzia: mikrometr cyfrowy Mitutoyo (Mitutoyo, Kanagawa, Japonia), MarVision MM 320 (Mahr GmbH, Getynga, Niemcy), skaner optyczny Atos II Triple Scan oraz mikroskop konfokalny Leica DCM 8 (Leica Microsystems, Wetzlar, Niemcy).

W przypadku badań wytrzymałościowych przeprowadzono statyczne próby rozciągania, zginania oraz ściskania przy użyciu maszyn wytrzymałościowych Inspekt Mini wraz z oprogramowaniem LabMaster (Hegewald and Peschke, Nossen, Niemcy) oraz Galdabini Quasar wraz z oprogramowaniem Labtest (Galdabini, Cardano al Campo, Włochy). Badania przeprowadzono przy stałej prędkości przesuwu 1 mm/min. Należy zaznaczyć, że badania przeprowadzono zgodnie ze standardami europejskimi, które przyjęto na podstawie normy [N6]. Dodatkowo przeprowadzono testy reologiczne, tj. relaksacji oraz pełzania na rozciąganie. W ramach badań uzupełniających wykonano pomiary twardości za pomocą twardościomierza Hildebrand Shore D (Hildebrand, Oberboihingen, Niemcy), pomiary kąta zwilżania powierzchni przy użyciu tensjometru Attension Theta (Biolin Scientific, Sztokholm, Szwecja) oraz badania tribologiczne w skojarzeniu kula-tarcza za pomocą tribometru TRB³ (Anton Paar, Graz, Austria).

Symulacje MES zostały przeprowadzone w środowiskach oprogramowań SOLIDWORKS oraz Ansys (Ansys, Pensylwania, Stany Zjednoczone). Symulacje zostały przedstawione w rozdziale ósmym i ilustrują sposób definicji materiału o właściwościach anizotropowych, ortotropowych oraz lepkosprężystych, wraz z walidacją wyników.

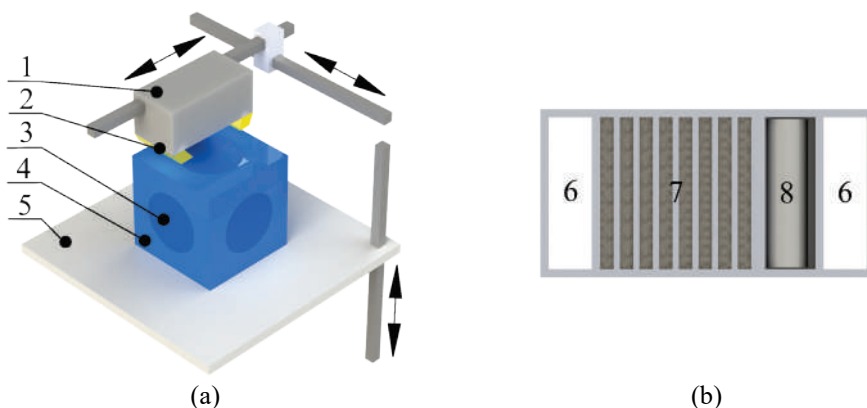
Badania zostały zrealizowane w Laboratorium Niekonwencjonalnych Technologii Wytwarzania Politechniki Świętokrzyskiej oraz w Laboratorium Zaawansowanych Nanotechnologii i Nanomateriałów zlokalizowanym w Centrum Naukowo-Wdrożeniowym Inteligentnych Specjalizacji Regionu Świętokrzyskiego (CENWIS).

ROZDZIAŁ V

ZASTOSOWANE TECHNOLOGIE I MATERIAŁY

5.1. Technologia PolyJet Matrix

Pierwszą technologię zastosowaną w niniejszej pracy stanowi PolyJet Matrix (rys. 5.1), która należy do kategorii warstwowego nadruku płynnego materiału (MJT). Polega na nanoszeniu ciekłego materiału fotoutwardzalnego na stół roboczy w postaci małych kropeł, a następnie utwardzaniu go za pomocą światła ultrafioletowego. Wytwarzanie przyrostowe realizowane było za pomocą drukarki Connex 350. Drukarka pozwala na wytwarzanie w trzech wariantach *High Quality*, gdzie wysokość warstwy wynosi 0,016 mm, *High Speed* o wysokości warstwy 0,032 mm oraz *Digital Material*, gdzie istnieje możliwość druku wielomateriałowego o wysokości warstwy 0,032 mm. Ponadto, proces wytwarzania może być realizowany w dwóch trybach wykończenia powierzchni, tj. *Matte* oraz *Glossy*. Pierwszy z nich zapewnia matową powierzchnię poprzez pokrycie całego elementu materiałem podporowym, natomiast w trybie *Glossy* materiał ten występuje jedynie w miejscach niezbędnych, wymagających podparcia, pozostałe powierzchnie (nie mające kontaktu z materiałem podporowym) pozostają błyszczące.



Rys. 5.1. Schemat technologii PolyJet Matrix: (a) układ drukarki 1 – głowica drukująca, 2 – światło UV, 3 – materiał podporowy, 4 – materiał modelowy, 5 – platforma robocza; (b) układ głowicy drukującej 6 – lampy UV, 7 – dysze drukujące, 8 – rolka i zgarniacz

W badaniach przyjęto dwa materiały o nazwach handlowych MED610 (Stratasys, Minnesota, Stany Zjednoczone) jako materiał modelowy oraz SUP705 (Stratasys, Minnesota, Stany Zjednoczone) jako materiał podporowy. Pierwszy z nich stanowi przezroczysta żywica, która spełnia wymagania biokompatybilności w zakresie cytotoksyczności, nadwrażliwości typu IV (opóźnionej), podrażnienia

(w tym reaktywności śródskórnej), genotoksyczności, spełniając tym samym wymagania normy PN/EN ISO 10993–1. Posiada również certyfikat organizacji United States Pharmacopeia (USP) w zakresie biokompatybilności o najwyższej klasie VI. W związku z czym materiał ten jest dedykowany do zastosowań medycznych i został określony jako bezpieczny w permanentnym kontakcie z nieuszkodzoną skórą (>30 dni) oraz w ograniczonym kontakcie z błoną śluzową, naruszoną skórą, tkankami i kośćmi (do 24 godzin) [S8]. W celu osiągnięcia jak najlepszej przezroczystości producent zaleca stosowanie MED610 do wytwarzania modeli o grubości mniejszej niż 15 mm oraz z wykończeniem matowym (im mniejsza ekspozycja elementu na światło UV tym większa przezroczystość) [S9]. Materiał posiada również deklarację zgodności CE.

W celu zachowania biokompatybilności wytwarzanych elementów (w tym próbek) przeznaczonych do badań postępowano zgodnie ze wskazówkami producenta [S10], do których należą:

- materiał MED610 nie może być mieszany z materiałami nie-biokompatybilnymi;
- elementy drukarki takie jak głowice drukujące, powierzchnia rolki wraz ze zgarniaczem, lampy UV, platforma robocza należy wyczyścić przy użyciu ściereczki bezpyłowej nasączonej izopropanolem lub etanolem po każdym zakończonym procesie druku;
- kalibracja lamp UV powinna być przeprowadzona raz w tygodniu w celu zapewnienia prawidłowego utwardzania modeli;
- w przypadku zmiany materiału z nie-biokompatybilnego na MED610 należy przeprowadzić pięć krótkich cykli płukania systemu doprowadzającego żywicę lub jeden cykl *High-Performance*;
- materiał podporowy SUP705 jest dopuszczony do procesu drukowania z użyciem MED610;
- w celu usunięcia materiału podporowego należy:
 - a) upewnić się, że obszary robocze służące czyszczeniu są czyste i wolne od pozostałości innych materiałów,
 - b) przed podniesieniem elementu należy założyć rękawice ochronne (np. nitrylowe), aby nie spowodować zanieczyszczenia,
 - c) dokładnie wyczyścić wydrukowany element poprzez dziesięć płukań z każdej strony za pomocą strumienia wody myjki ciśnieniowej (należy uprzednio upewnić się, że komora myjki jest czysta i wolna od pozostałości innych materiałów),
 - d) założyć nowe rękawice ochronne i usunąć pozostałości materiału podporowego z komory myjki ciśnieniowej,
 - e) zanurzyć wydrukowany model w czystym pojemniku ze świeżo przygotowanym roztworem jednoprocentowym sody kaustycznej (wodorotlenku sodu) przez trzy godziny w temperaturze pokojowej,

- f) założyć nowe rękawice ochronne, wyjąć element z roztworu sody kaustycznej i umieścić w czystym pojemniku, następnie przetransportować model wraz z pojemnikiem do komory myjki ciśnieniowej,
- g) zdjąć i wyrzucić rękawice ochronne,
- h) dokładnie wyczyścić element (dziesięć płukań z każdej strony) za pomocą strumienia wody myjki ciśnieniowej,
- i) założyć nowe rękawice ochronne, wyjąć element z komory myjki ciśnieniowej i opłukać pod bieżącą wodą,
- j) zanurzyć element w czystym pojemniku z izopropanolem klasy analitycznej na czas trzydziestu minut w temperaturze pokojowej,
- k) używając nowych rękawic ochronnych lub pęsety wyjąć część i umieścić na czystej ściereczce bezpyłowej,
- l) pozostawić część do wyschnięcia w temperaturze pokojowej na wolnym powietrzu przez dwie godziny.

Na tym etapie wytworzone elementy zostały poddane niezwłocznym badaniom. Producent zawarł również informację o procesie sterylizacji. W tym celu należy przeprowadzić ją metodą wysokotemperaturową w temperaturze 132 °C przez 4 minuty lub niskotemperaturową za pomocą tlenu etylenu przez 6 godzin w temperaturze 45 °C. Wskazano jednak, że obie metody mogą powodować deformację części i wpływać na właściwości mechaniczne. Jako metodę alternatywną podano sterylizację promieniami gamma przy użyciu dawki 25-50 kGy, jednak to podejście powoduje zmianę koloru części. Niemniej jednak, modele przeznaczone do badań nie zostały poddane procesowi sterylizacji.

MED610 składa się z 19 składników, z czego 7 jest prawnie zastrzeżonych natomiast pozostałe zawarto w tabeli 5.1. Wybrane właściwości przedstawiono w tabeli 5.2. Producent nie podaje przy jakich parametrach zostały one uzyskane, prezentuje je natomiast w przedziałach np. wytrzymałość na rozciąganie przyjmuje wartość w zakresie 50 – 65 MPa. Warto zaznaczyć, że materiał ten charakteryzuje się stosunkowo niską absorpcyjnością wody, na poziomie 1,1 – 1,5 %.

Tabela 5.1. Skład chemiczny materiału MED610 [S11]

Nazwa chemiczna	% wagowo
Akrylan kaprolaktonu	1-3
Tlenek difenylo(2,4,6-trimetylobenzoilo)fosfiny	1-3
Butylohydroksytoluen	0,1-0,3
Kwas akrylowy, ester 2-hydroksyetylowy	0,1-0,3
Kwas 2-propenowy, ester 1,2-etanodiolu	0,1-0,3
Kamfen	0,1-0,3
Kwas akrylowy	0,1-0,3
Glicerol, propoksylowany, estry z kwasem akrylowym	0,1-0,3
1,7,7-Trimetylotricyklo[2.2.1.02,6]heptan	0,1-0,3
4-Metoksyfenol	<0,1
Toluen	<0,1
Cykloheksan	<0,1

Tabela 5.2. Właściwości MED610 [S8]

Właściwość	Standard ASTM / procedura	Wartość
Wytrzymałość na rozciąganie	D638	50 – 65 MPa
Wydłużenie przy zerwaniu		10 – 25 %
Moduł sprężystości		2000 – 3000 MPa
Wytrzymałość na zginanie	D790	75 – 110 MPa
Udarność z karbem metodą Izoda	D256	20 – 30 J/m
Absorpcyjność wody	D570	1,1 – 1,5 %
Twardość Shore’a	Skala D	83 – 86
Gęstość po polimeryzacji	D792	1,17 – 1,18 g/cm ³

SUP705 z kolei jest materiałem podporowym, który wskutek polimeryzacji przyjmuje postać żelopodobną, łatwą do usunięcia. Skład chemiczny zawarto w tabeli 5.3, jeden składnik jest zastrzeżony prawnie. Podobnie jak w przypadku MED610 receptura nie jest szczegółowo opisana, wartości składników są podane w przedziałach. Niemniej jednak, również zawiera monomery, czy fotoinicjatory.

Tabela 5.3. Skład chemiczny SUP705 [S12]

Nazwa chemiczna	% wagowo
Glikol polietylenowy 400	10 – 30
Glikol propylenowy	10 – 30
Gliceryna	10 – 30
Ester hydroksyetylowy kwasu akrylowego	3 – 10
4,4'-izopropylidenodifenol, produkty reakcji oligomeryzacji z 1-chloro-2,3-epoksypropanem, estry z kwasem akrylowym	0,3 – 1
Etoksyłowany triakrylan trimetylopropanu	0,3 – 1
Butylohydroksytoluen	0,1 – 0,3
Tris(N-hydroksy-N-nitrozo-fenylaminato-O,O') aluminium	0,1 – 0,3
4-Metoksyfenol	<0,1
Heptan	<0,1

Pracując z technologią PJM należy zwrócić szczególną uwagę na bezpieczeństwo. Podczas korzystania z maszyny można wymienić obecność kilku potencjalnych zagrożeń. Po pierwsze, głowice drukujące mogą osiągać wysokie temperatury, co stwarza ryzyko poparzeń na przykład podczas ich czyszczenia. Ponadto, maszyna jest zasilana prądem elektrycznym, co niesie ryzyko porażenia prądem. Tym samym należy upewnić się, że wszystkie połączenia elektryczne są prawidłowo zabezpieczone. Maszyna emituje promieniowanie UV, które jest szkodliwe dla skóry i oczu. Dlatego należy kontrolować stan przesłony zabezpieczającej przed promieniowaniem, która jest umieszczona w pokrywie drukarki. Dodatkowo, podczas zamykania lub otwierania pokrywy maszyny istnieje ryzyko przytrzaśnięcia dłoni. Należy więc zachować ostrożność podczas

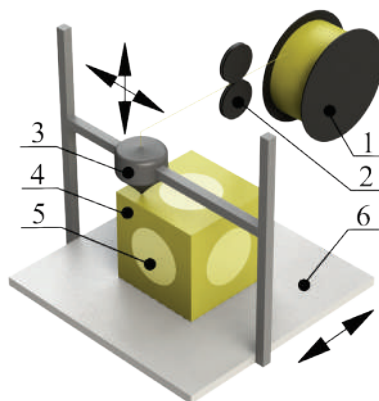
operowania pokrywą i upewnić się, że jest ona prawidłowo zamocowana. Kolejnym zagrożeniem są ostre narzędzia używane do zdejmowania części z maszyny, które mogą powodować skaleczenia. Ważne jest, aby używać narzędzi z odpowiednią ostrożnością i zawsze nosić rękawice ochronne, aby zminimalizować ryzyko urazu. Dodatkowo stosowane żywice w procesie druku 3D są wysoce toksyczne w stanie ciekłym, w tym:

- działają drażniąco na skórę,
- mogą powodować reakcję alergiczną skóry,
- powodują poważne podrażnienie oczu,
- mogą powodować podrażnienie dróg oddechowych,
- mogą powodować uszkodzenie organów wskutek długotrwałej lub powtarzalnej ekspozycji na działanie żywicy,
- działa toksycznie na organizmy wodne [S11, S12].

W związku z powyższym należy bezwzględnie stosować środki ochrony osobistej, przechowywać żywicę w zamkniętym pojemniku, nie dopuszczać do wycieków oraz używać w dobrze wentylowanym pomieszczeniu. Przestrzeganie tych zasad jest niezbędne dla zapewnienia bezpiecznego użytkowania maszyny i zapobiegania wypadkom.

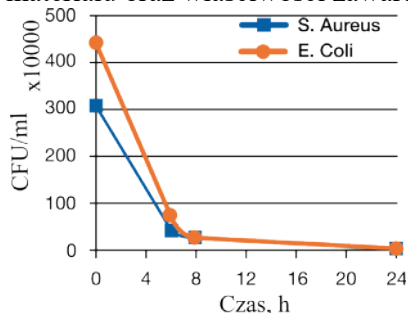
5.2. Technologia Fused Deposition Modeling

Modele do badań wytworzono również przy pomocy technologii FDM, należącej do kategorii MEX. Wykorzystano dwie maszyny: MakerBot Sketch oraz Zortrax M200. Schemat pierwszej z drukarek przedstawiono na rysunku 5.2. Jak można zauważyć, głowica drukująca porusza się w osiach X oraz Z, natomiast stół roboczy wykonuje ruch w osi Y. Tworzywo termoplastyczne w formie filamentu jest dostarczane do głowicy dzięki rolkom podającym. W dyszy następuje podgrzanie materiału do odpowiedniej temperatury, zapewniającej stan półplastyczny i możliwość formowania na stole roboczym. Zasada działania jest zbliżona w przypadku drukarki Zortrax M200, z tą różnicą, iż stół roboczy porusza się w osi Z, a głowica drukująca wykonuje ruch w osiach X, Y. Obie maszyny posiadają podgrzewane stoły robocze.



Rys. 5.2. Schemat technologii Fused Deposition Modeling: 1 – filament, 2 – rolki podające, 3 – głowica drukująca, 4 – model, 5 – struktury podporowe, 6 – platforma robocza

Wykorzystano dwa materiały dedykowane do zastosowań medycznych o nazwach handlowych PLACTIVE (Copper3D, Santiago, Chile) oraz ABS Medical (Spectrum Filaments, Pęcice Małe, Polska). Filament PLACTIVE jest nanokompozytem PLA z dodatkiem opatentowanych cząstek nano-miedzi i cechuje się działaniem przeciwdrobnoustrojowym, eliminując ponad 99,99 % grzybów, wirusów, bakterii i szerokiego zakresu mikroorganizmów. PLACTIVE jest materiałem biokompatybilnym, spełniającym wymagania normy PN/EN ISO 10993-1 w zakresie cytotoksyczności oraz jest dopuszczony do kontaktu ze skórą. Dodatkowo jest produktem nietoksycznym i przyjaznym dla środowiska (biodegradowalnym). Producent zaleca materiał do zastosowań medycznych takich jak: protezy pooperacyjne, opatrunki na rany oraz sprzęt chirurgiczny. Na rysunku 5.3 przedstawiono wyniki badań producenta, w których sprawdzono zdolność przeciwdrobnoustrojową materiału w kontakcie ze szczepem *Staphylococcus aureus* (gronkowiec złocisty) opornym na metycylinę oraz szczepem DH5 α *Escherichia coli*. Wyniki pokazują, że w ciągu pierwszych 6 godzin ekspozycji zachodzi gwałtowne zmniejszenie CFU (Colony-Forming Unit) o około 95 %, gdzie przy czasie ekspozycji 24 h osiąga wartość >99,99 % zdolności eliminacyjnej [S13]. Skład chemiczny materiału oraz właściwości zawarto w tabelach 5.4 i 5.5.



Rys. 5.3. Zdolność eliminacyjna drobnoustrojów materiału PLACTIVE [S13]

Tabela 5.4. Skład chemiczny PLACTIVE [S14]

Nazwa chemiczna	% wagowo
Polilaktyd (PLA)	> 99
NanoCu (Zeolite 4A: 75% Copper Hydroxyacetate: 25%)	< 1

Tabela 5.5. Właściwości materiału PLACTIVE [S13]

Właściwość	Standard ASTM	Wartość
Granica plastyczności przy rozciąganiu	D882	60 MPa
Wytrzymałość na rozciąganie przy zerwaniu		53 MPa
Moduł sprężystości		3,6 GPa
Wydłużenie przy rozciąganiu		6 %
Udarność Izoda z karbem	D256	16 J/m
Wytrzymałość na rozciąganie	D790	83 MPa

Filament Medical ABS to wysokiej jakości materiał przeznaczony do zastosowań medycznych. Jest produkowany z granulatu ABS, który spełnia wymagania zgodności biologicznej certyfikatów USP klasy VI i ISO 10993-1, co zapewnia jego biokompatybilność do 30 dni w kontakcie z ludzkim ciałem (użycie miejscowe). Materiał ten jest również zatwierdzony do kontaktu z żywnością zgodnie z normami UE nr 10/2011 oraz 21 CFR FDA [S15]. Wybrane właściwości zawarto w tabeli 5.6. Również i w tym przypadku producent nie podaje przy jakich parametrach technologicznych zostały wytworzone próbki do badań.

Tabela 5.6. Właściwości materiału ABS Medical [S15]

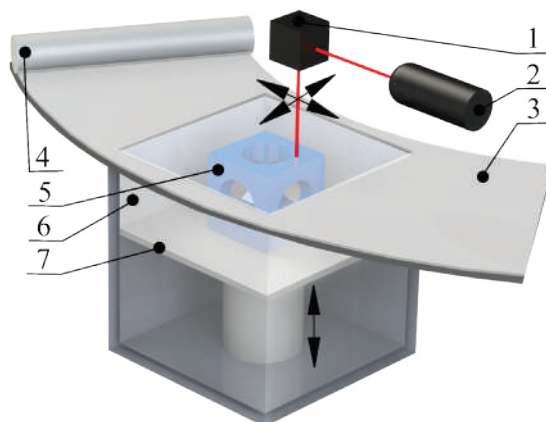
Właściwość	Standard ISO	Wartość
Granica plastyczności	ISO527	47 MPa
Wydłużenie przy zerwaniu		16 %
Moduł sprężystości		2450 MPa
Wydłużenie przy rozciąganiu		6 %
Moduł sprężystości przy zginaniu	ISO178	2500 MPa
Udarność Izoda z karbem (23°C)	ISO180	14 J/m

W przypadku drukarek pracujących w technologii FDM należy zwrócić uwagę na bezpieczeństwo podczas ich użytkowania. Do zagrożeń zalicza się możliwość przytraśnięcia dłoni obudową drukarki. Niedługo po zakończonym procesie wytwarzania stół roboczy wraz z dyszą mogą pozostać gorące, osiągając temperatury grożące poparzeniem przy przypadkowym kontakcie, dlatego też nie należy dotykać tych elementów bezpośrednio po zakończeniu druku i odczekać, aż

ostygną do bezpiecznej temperatury, bądź używać odpowiednich rękawic ochronnych. Co więcej, ruchome elementy drukarki, takie jak głowica drukująca i platforma, mogą spowodować obrażenia w wyniku uderzenia lub utknięcie fragmentu odzieży, z tej przyczyny nie należy wkładać rąk ani innych przedmiotów do drukarki podczas jej pracy. Drukarki 3D pracujące w technologii FDM, tak jak i inne, korzystają z prądu elektrycznego, co niesie ryzyko porażenia prądem, szczególnie w przypadku uszkodzenia kabla zasilającego; należy regularnie i starannie sprawdzać stan wszystkich elementów elektrycznych drukarki. Dodatkowo, zdejmowanie wydrukowanych części z platformy może wymagać użycia ostrych narzędzi, takich jak noże lub szpachelki, co grozi skaleczeniami, z tego powodu należy nosić rękawice ochronne i pracować ostrożnie, zawsze kierując ostrza narzędzi z dala od ciała. W trakcie wydruku mogą również wydzielać się opary, potencjalnie szkodliwe w dużych stężeniach dla człowieka, dlatego też należy zapewnić odpowiednią wentylację pomieszczenia.

5.3. Technologia Selective Laser Sintering

W ramach badań wykorzystano również technologię Selektynnego Spiekania Laserowego (rys. 5.4), należącą do kategorii PBF. Wybraną maszyną była Formiga P100. Przed przystąpieniem do realizacji procesu wytwarzania należało przestrzeń roboczą drukarki wypełnić gazem obojętnym o odpowiednim ciśnieniu i przystąpić do jej podgrzania. Następnie maszyna rozpoczęła wydruk poczynając od pokrycia stołu roboczego cienką warstwą proszku za pomocą zgarniacza. Kolejno, laser CO₂ wysokiej mocy selektywnie skanował powierzchnię proszku zgodnie z przekrojem budowanego modelu odpowiadającym danej warstwie. Energia lasera podgrzewała i spiekała cząstki proszku. W wybranej maszynie stół roboczy wykonuje ruch wzdłuż osi Z. Zaletą tej technologii jest brak stosowania podpór w trakcie procesu, ponieważ element o skomplikowanym kształcie jest stabilizowany w objętości niespieczonego proszku.



Rys. 5.4. Schemat technologii Selective Laser Sintering: 1 – układ optyczny, 2 – laser, 3 – przestrzeń robocza wypełniona proszkiem, 4 – zgarniacz, 5 – model, 6 – komora robocza wypełniona proszkiem, 7 – platforma robocza zintegrowana z komorą

W badaniu zastosowano materiał PA 2200 (poliamid 12) w formie proszku (EOS GmbH, Krailling, Niemcy). Charakteryzuje się on wysoką wytrzymałością oraz sztywnością, a także dobrą odpornością chemiczną i stabilnością w długim okresie użytkowania. Materiał ten zapewnia wysoką dokładność wymiarową oraz różne opcje wykończenia, takie jak metalizacja, emaliowanie, szlifowanie wibracyjne, barwienie, malowanie proszkowe czy flokowanie. PA 2200 jest również biokompatybilny według normy EN ISO 10993-1 oraz posiada certyfikat USP klasy VI, dodatkowo jest dopuszczony do kontaktu z żywnością zgodnie z Dyrektywą UE 2002/72/EC. Wykorzystywany jest głównie do produkcji funkcjonalnych elementów wysokiej jakości. Dzięki swoim wyjątkowym właściwościom mechanicznym często zastępuje tradycyjne tworzywa formowane wtryskowo. Jego wysoka odporność na ścieranie i biokompatybilność sprawiają, że jest zalecany do produkcji protez oraz w konstrukcji zawierających ruchome części [S7]. W tabeli 5.7 przedstawiono wybrane właściwości.

Tabela 5.7. Właściwości materiału PA2200 [S7]

Właściwość	Standard	Wartość
Moduł sprężystości (kierunek X)	ISO527	1700 MPa
Moduł sprężystości (kierunek Y)		1700 MPa
Moduł sprężystości (kierunek Z)		1650 MPa
Wytrzymałość na rozciąganie (kierunek X)		48 MPa
Wytrzymałość na rozciąganie (kierunek Y)		48 MPa
Wytrzymałość na rozciąganie (kierunek Z)		47 MPa
Wdłużenie przy zerwaniu (kierunek X)	ISO179	24 %
Udarność Charpy’ego z karbem		53 kJ/m ²

Podobnie jak w przypadku poprzednich technologii podczas użytkowania drukarki pracującej w SLS należy bezwzględnie zadbać o bezpieczeństwo. Maszyna wymaga użycia kompresora do regulacji ciśnienia w komorze roboczej, co wiąże się z ryzykiem związanym z nadmiernym ciśnieniem lub ewentualnymi wyciekami sprężonego powietrza, mogącymi prowadzić do obrażeń. Przestrzeń robocza wraz z wytworzonym modelem pozostają gorące po zakończonym procesie i mogą powodować poparzenia, dlatego też należy zachować szczególną ostrożność używając rękawic termoizolacyjnych bądź pozostawić maszynę do czasu ostygnięcia.

W trakcie pracy z proszkiem może wystąpić mgła proszkowa i zapylenie, które mogą prowadzić do problemów z układem oddechowym oraz zwiększonego ryzyka pożaru lub eksplozji w przypadku wysokich stężeń pyłu w powietrzu. Aby zapewnić bezpieczeństwo, konieczne jest stosowanie odpowiednich środków ochrony. Należy używać odzieży ochronnej, w tym maski z właściwym filtrem, oraz zapobiegać gromadzeniu się ładunków elektrostatycznych. Do usuwania pyłów najlepiej stosować specjalny, antystatyczny odkurzacz, który minimalizuje ryzyko zapłonu. Promieniowanie lasera stanowi poważne zagrożenie dla wzroku, dlatego konieczna jest osłona ochronna wbudowana w drzwi drukarki 3D, należy kontrolować jej stan. Azot używany w komorze roboczej w celu utrzymania atmosfery obojętnej zmniejsza ryzyko utleniania materiałów, ale może także prowadzić do niebezpiecznych warunków wybuchowych w przypadku niewłaściwego zarządzania ciśnieniem i wentylacją. Dodatkowo, maszyny pracujące w technologii SLS, ze względu na swoje zaawansowane funkcje i wysokie wymagania energetyczne, są zasilane napięciem 400 V, co oznacza, że są podłączone do trójfazowego źródła prądu przemiennego. To wiąże się z wyższym ryzykiem porażenia, które stanowi poważne zagrożenie dla zdrowia i życia [S16].

5.4. Podsumowanie

W badaniach wykorzystano certyfikowane materiały biokompatybilne, spełniające wymagania normy PN/EN ISO 10993–1. Ponadto, zastosowano trzy technologie, różniące się sposobem kształtowania w procesie wytwarzania. Z wymienionych materiałów jedynie MED610 posiadał szczegółowe informacje producenta dotyczące sterylizacji. Co więcej, w żadnej karcie charakterystyki nie podano kompletnych danych ujmujących parametry technologiczne zastosowane w produkcji próbek będących przedmiotem badań producenta. Nie uwzględniono również zjawiska anizotropii, za wyjątkiem materiału PA 2200, gdzie zawarto informacje o wytrzymałości na rozciąganie w trzech kierunkach: X, Y oraz Z. Na potrzeby realizacji niniejszej rozprawy doktorskiej wszystkie materiały zostały zakupione w stanie fabrycznie nowym, bezpośrednio od producenta lub autoryzowanego dystrybutora.

ROZDZIAŁ VI

WYNIKI BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

6.1. Wybrane właściwości mechaniczne

Właściwości mechaniczne wytwarzanych elementów są uzależnione od zastosowanej technologii przyrostowej oraz rodzaju użytego materiału. W ramach badań przygotowano próbki z materiałów biokompatybilnych, wykonane z wykorzystaniem trzech technologii druku 3D: PJM, FDM oraz SLS.

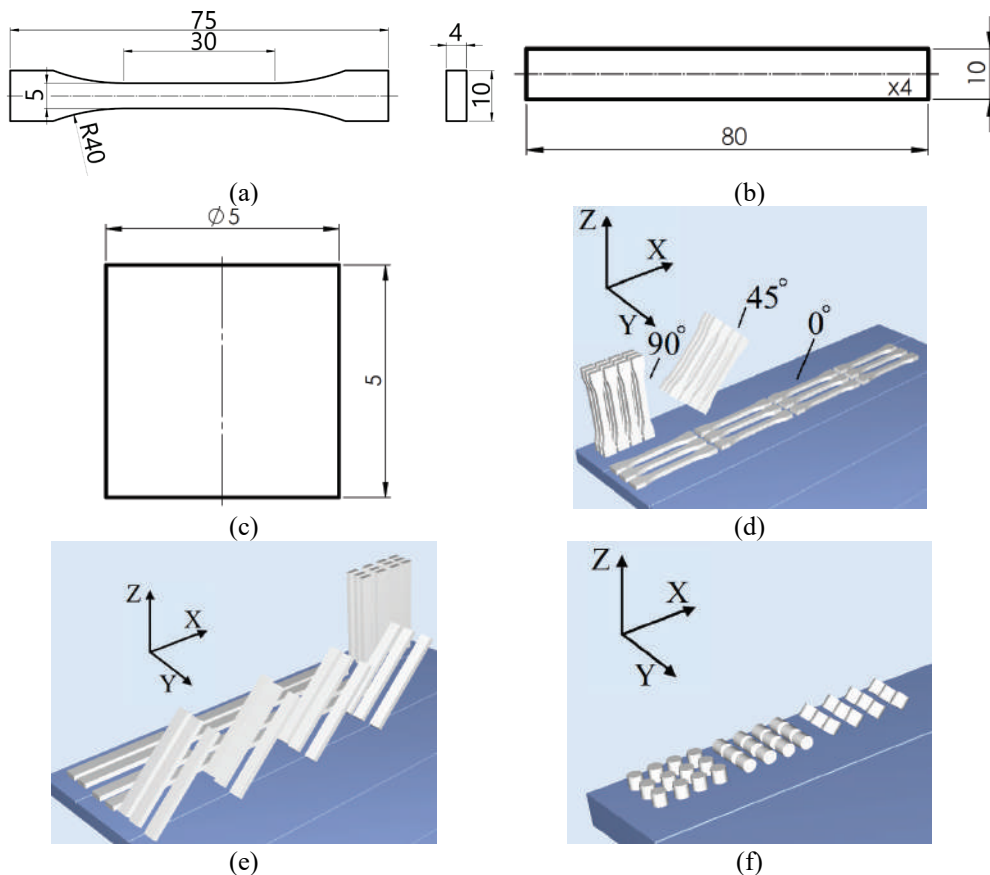
6.1.1. Technologia PJM

W pierwszej kolejności badaniom został poddany biokompatybilny materiał MED610. W procesie wytwarzania wykorzystano technologię przyrostową PolyJet Matrix. Wykonano próbki przeznaczone do przeprowadzenia statycznej próby rozciągania, zginania oraz ściskania w trzech różnych kierunkach wydruku (kąt nachylenia względem platformy roboczej 0°, 45° i 90°), aby sprawdzić anizotropię wybranych właściwości mechanicznych. Do tego celu próbki zostały zaprojektowane zgodnie z normami (rys. 6.1 a,b,c), odpowiednio: PN-EN ISO 527-1 [N7], PN-EN ISO 178 [N8], PN-EN ISO 604 [N9]. Wirtualne modele przygotowano w środowisku oprogramowania SOLIDWORKS. Następnie geometria próbek została zapisana w formacie STL, tj. opisana za pomocą siatki trójkątów. Kolejno, pliki STL zostały zaimportowane do oprogramowania drukarki 3D Objet Studio i umieszczone na wirtualnej platformie (rys. 6.1 d,e,f). Próbki zostały wytworzone na drukarce Connex 350 w trybie drukowania *High Quality*, który charakteryzuje się wysokością warstwy 0,016 mm oraz zastosowano wykończenie powierzchni *Matte*, co oznacza że próbki w całości zostały pokryte materiałem podporowym. Do przeprowadzenia testów wykorzystano maszynę wytrzymałościową Inspekt Mini z oprogramowaniem LabMaster. Maksymalny zakres obciążenia maszyny wynosił 3 kN. Mocowanie próbek podczas próby rozciągania, ściskania i zginania pokazano na rysunku 6.2. Wartości średnie wraz z odchyleniem standardowym zostały obliczone na podstawie wzorów, odpowiednio (6.1) oraz (6.2):

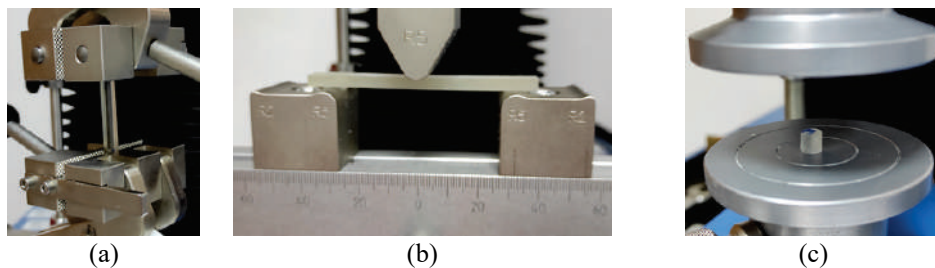
$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (6.1)$$

$$SD = \sqrt{\frac{1}{(n-1)} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (6.2)$$

gdzie: n – rozmiar grupy; x_i – wynik pojedynczego testu.



Rys. 6.1. Wymiary próbek przeznaczonych do: (a) rozciągania – typ 1BA, (b) zginania, (c) ściskania; rozmieszczenie próbek na wirtualnej platformie przeznaczonych do próby: (d) rozciągania, (e) zginania, (f) ściskania [76]



Rys. 6.2. Sposób mocowania próbek podczas próby: (a) rozciągania, (b) zginania, (c) ściskania [76]

Próbki po zdjęciu z platformy roboczej zostały dokładnie oczyszczone z pozostałości materiału podporowego zgodnie ze wskazówkami producenta. Następnie za pomocą mikrometru zmierzono wielkości charakteryzujące przekrój

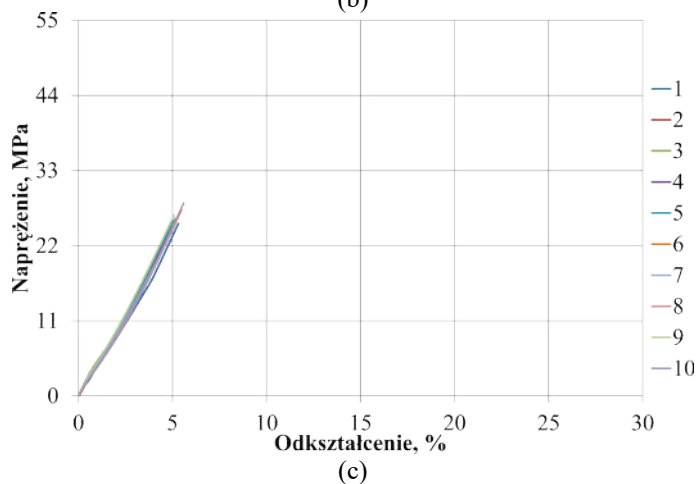
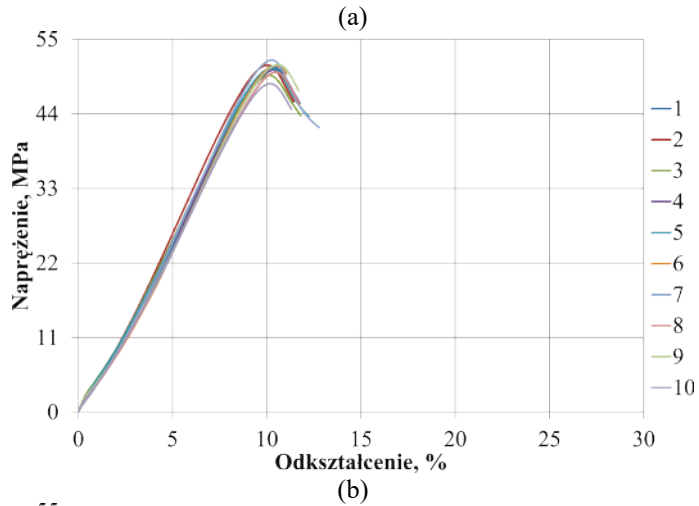
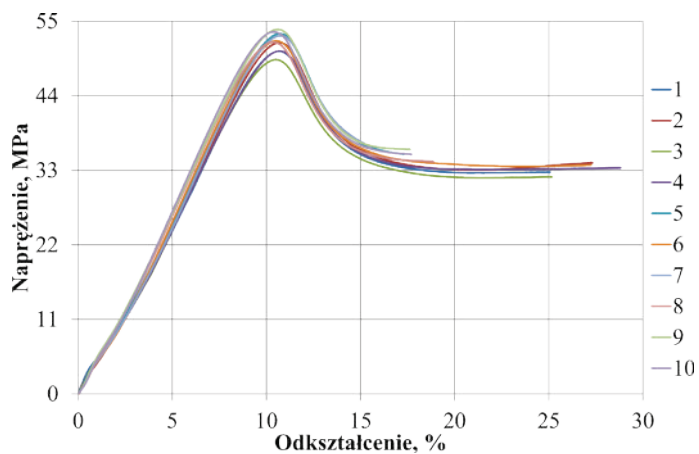
poprzeczny próbek, aby uwzględnić rzeczywiste wymiary. Przeprowadzono łącznie dziewięć rodzajów testów, tj. statyczne rozciąganie, zginanie i ściskanie przy trzech różnych orientacjach druku: 0° , 45° , 90° . Każdy test został powtórzony dziesięć razy, co dało łącznie dziewięćdziesiąt próbek.

Rysunki 6.3 – 6.5 przedstawiają krzywe uzyskane z danych maszyny w czasie badań wytrzymałościowych. W przypadku próby rozciągania (rys. 6.3) można zauważyć, że próbki wydrukowane na płasko (0°) wykazały największą wytrzymałość, jednocześnie osiągając najwyższe odkształcenie w porównaniu do próbek wydrukowanych pod kątem 45° i 90° . Próbkę wytworzone w kierunkach drukowania 0° i 45° osiągnęły maksymalne naprężenie przy około 10 % odkształceniu, podczas gdy zerwanie próbek 90° wystąpiło w zakresie od 5 do 5,5 % odkształcenia. Analizując przebieg wykresów można zauważyć wyraźną anizotropię. Próbki 0° posiadały znacznie większy zakres odkształcenia plastycznego, natomiast te wytworzone w orientacji 45° ulegały zniszczeniu niedługo po osiągnięciu maksymalnego naprężenia. Próbki 90° pękały krucho, w zakresie odkształcenia sprężystego.

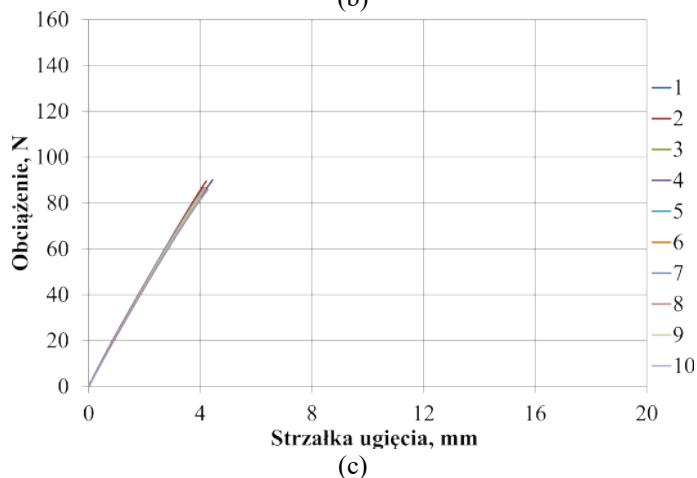
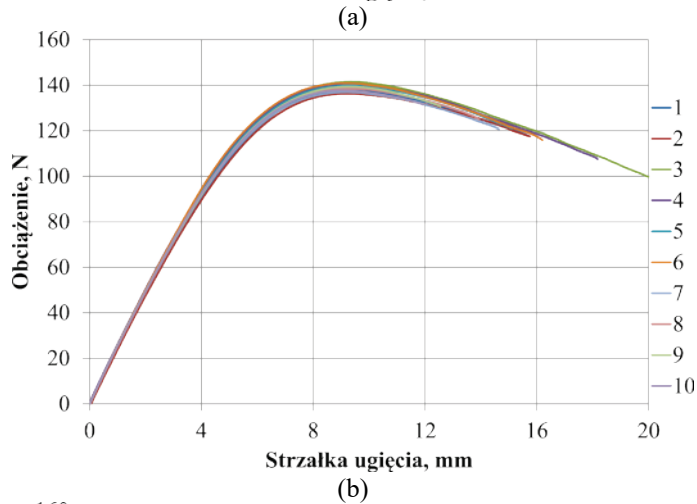
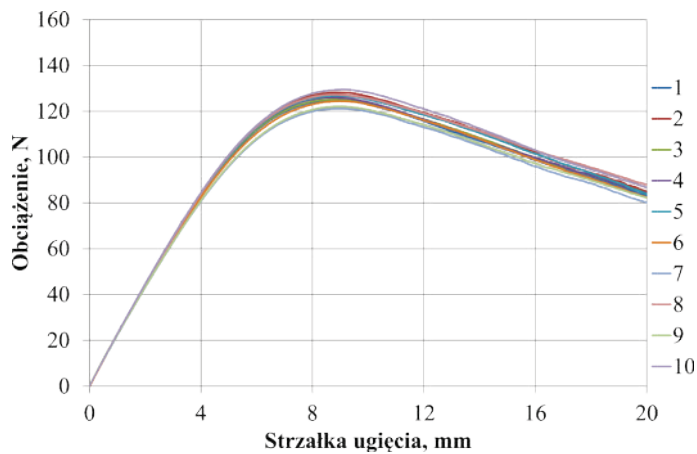
Podobny trend jest zauważalny dla wykresów zginania (rys. 6.4). Należy zwrócić uwagę, że próbki 0° podczas działania obciążenia zginającego nie uległy zniszczeniu. Próbki wykonane w orientacji 45° w większości pękały przed ugięciem 20 mm. Próbki wydrukowane w kierunku 90° zostały zniszczone stosunkowo szybko, przy ugięciu około 4 mm.

W przypadku testu ściskania wykresy (rys. 6.5) pokazują zbliżone trendy. Testy były ograniczone ze względu na zakres pracy maszyny, ale warto zauważyć, że przy tego typu obciążeniach anizotropia nie jest wyraźna.

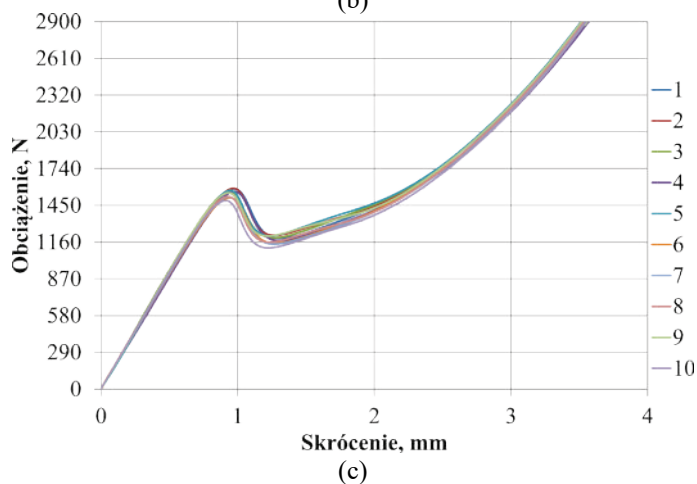
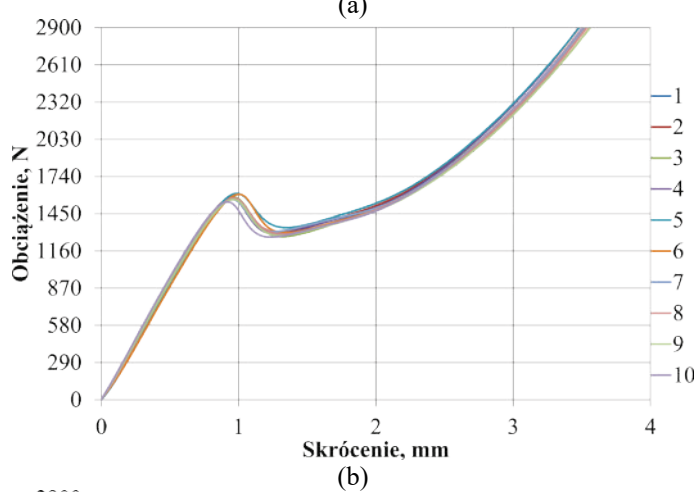
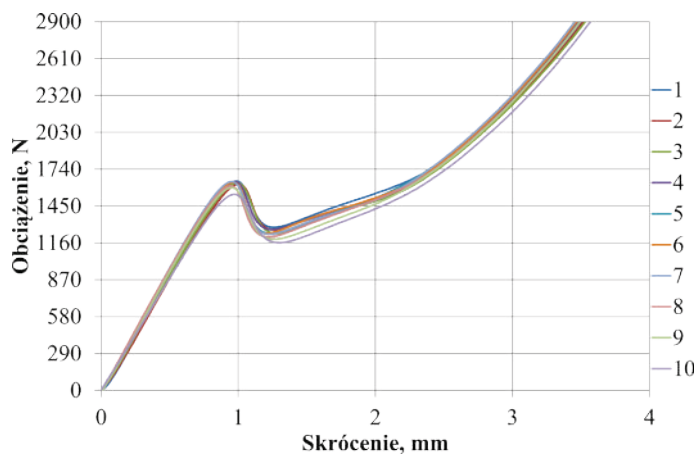
Rysunek 6.6 przedstawia wykresy słupkowe przedstawiające średnie wartości (maksymalne naprężenie lub siła) obliczone dla każdej serii próbek, ze wskazanymi odchyleniami standardowymi. Można zauważyć, że średnia wartość wytrzymałości na rozciąganie (rys. 6.6 a) dla próbek 0° jest tylko o 3 % większa niż średnia wartość wytrzymałości na rozciąganie dla próbek 45° . Największą różnicę widać porównując średnią wartość wytrzymałości na rozciąganie próbek 0° lub 45° do średniej wartości wytrzymałości na rozciąganie próbek 90° . Różnica sięga 112 % w porównaniu do próbek 45° i 107 % w porównaniu do próbek 0° . Wartości odchylenia standardowego dla zmierzonej wytrzymałości na rozciąganie są najwyższe dla próbek 90° . W przypadku testu zginania (rys. 6.6 b) można zaobserwować, że średnia wartość maksymalnej siły dla próbek 45° jest o 11 % większa niż średnia wartość maksymalnej siły dla próbek 0° . Próbki 90° pękały stosunkowo szybko przy średniej sile 82,17 N. Odchylenie standardowe przyjmuje najwyższą wartość dla próbek 90° . W przypadku testu ściskania przeanalizowano lokalizację pierwszego pikę na wykresie ściskania występującego przy skróceniu około 1 mm. W tym miejscu zarejestrowano najwyższą średnią wartość obciążenia dla próbek wykonanych w orientacji 0° (rys. 6.6 c). Należy jednak zauważyć, że odchylenia standardowe przyjmują wysokie wartości niezależnie od orientacji wydruku.



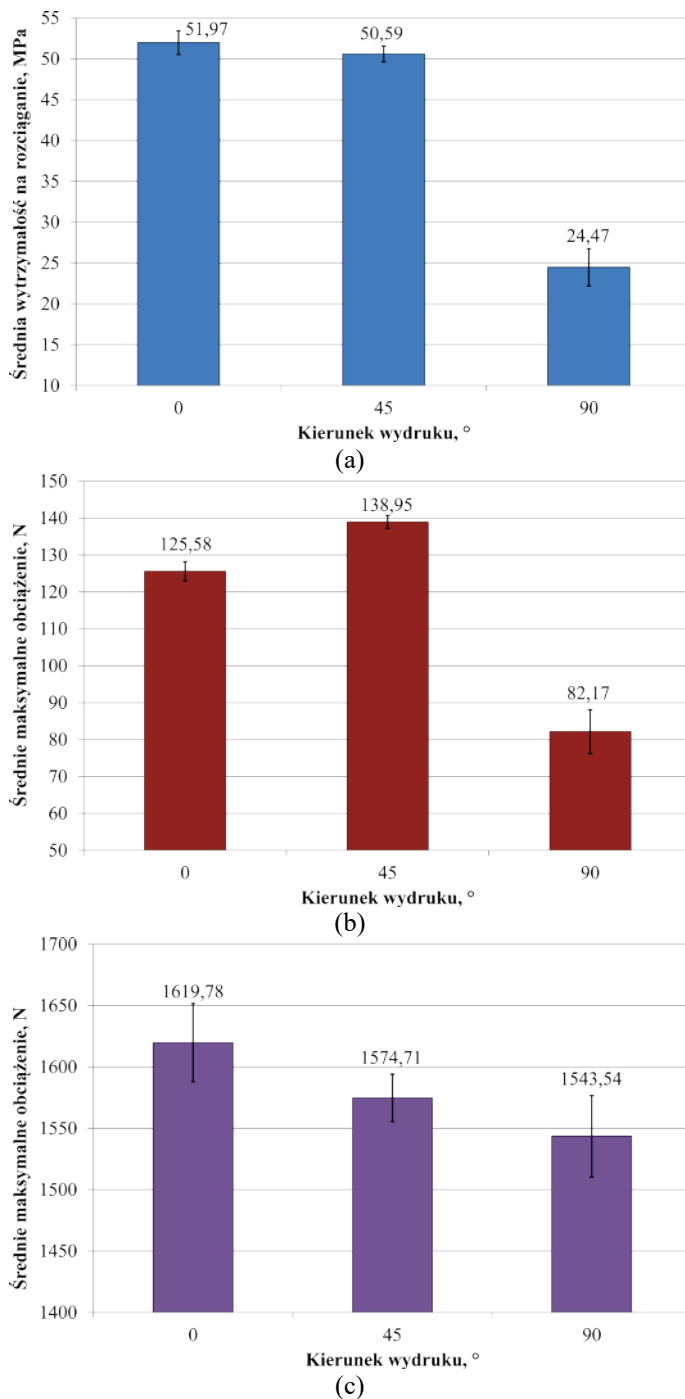
Rys. 6.3. Wyniki testów rozciągania: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° MED610 [76]



Rys. 6.4. Wyniki testów zginania: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° MED610 [76]



Rys. 6.5. Wyniki testów ściskania: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° MED610 [76]



Rys. 6.6. Średnie wartości wytrzymałości na rozciąganie lub maksymalnego obciążenia uzyskane w trakcie próby: (a) rozciągania, (b) zginania i (c) ściskania [76]

Badanie ujawniło, że anizotropia ze względu na kierunek wydruku jest szczególnie wyraźna w przeprowadzonych statycznych próbach rozciągania i zginania. Wyniki zostały opublikowane w artykule [76].

Badania z wykorzystaniem planowanego eksperymentu 2³

Przeprowadzone eksperymenty pozwoliły na ocenę anizotropii wybranych właściwości mechanicznych ze względu na kierunek wydruku. Badania rozszerzono w oparciu o metodykę eksperymentu planowanego (DOE), w tym celu przeprowadzono zdeterminowany dwupoziomowy plan z uwzględnieniem skutków interakcji 2³. Jako parametry wejściowe przyjęto kierunek wydruku o dwóch skrajnych stopniach zmienności 0° oraz 90°, wysokość warstwy 0,016 mm oraz 0,032 mm i tryb drukowania decydujący o wykończeniu powierzchni *Matte* lub *Glossy* (tabela 6.1).

Tabela 6.1. Parametry, stopnie zmienności i matryca planu

Parametr		Stopień zmienności	
		-1	+1
x_1	Orientacja, °	0	90
x_2	Wysokość warstwy, mm	0,016	0,032
x_3	Tryb drukowania	Matte	Glossy
Matryca planu			
Lp.	x_1	x_2	x_3
1	-1	-1	-1
2	-1	-1	+1
3	-1	+1	-1
4	-1	+1	+1
5	+1	-1	-1
6	+1	-1	+1
7	+1	+1	-1
8	+1	+1	+1

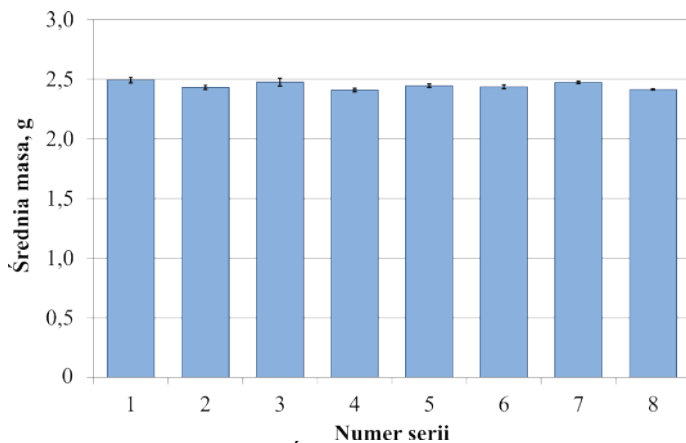
Do badań wykorzystano próbki przeznaczone do rozciągania [N7], a każda seria liczyła 32 sztuki (łącznie 256). Na rysunku 6.7 przedstawiono ułożenie próbek na platformie roboczej oraz sposób ich numeracji. Warto zaznaczyć, że każdy model wytworzony w tym procesie, bez względu na wybrany tryb drukowania, posiada cienką warstwę materiału podporowego, który stanowi połączenie między modelem a platformą roboczą. Oznacza to, że produkując część nie wymagającą podparcia w trybie *Glossy*, powierzchnia przylegająca do platformy będzie posiadać wykończenie *Matte*, ponieważ wystąpi w tym miejscu materiał podporowy. Z tego powodu, aby jak najlepiej odwzorować stan próbek pionowych (90°) do tych drukowanych na płasko zdecydowano się na wytwarzanie w pakietach (rys. 6.7 b).



Rys. 6.7. Ułożenie próbek na platformie roboczej wykonanych technologią PJM: (a) kierunek wydruku 0° , (b) kierunek wydruku 90°

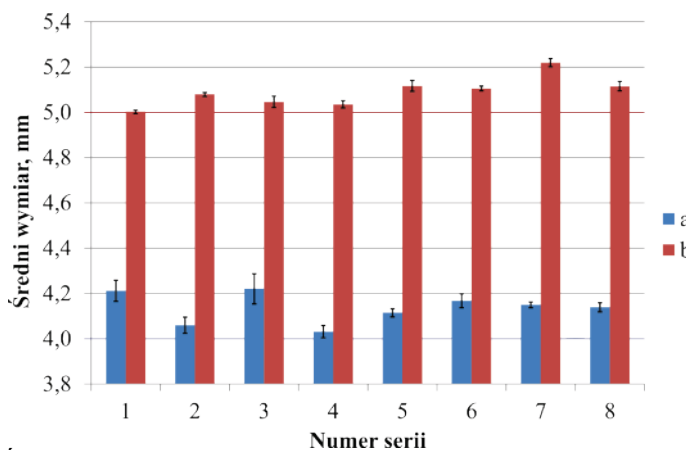
Po oczyszczeniu próbek z materiału podporowego (zgodnie z zaleceniami producenta) przystąpiono kolejno do: zważenia każdej próbki przy użyciu wagi elektronicznej, przeprowadzenia pomiarów przekroju poprzecznego próbek za pomocą mikrometru, wykonania pomiarów chropowatości powierzchni korzystając z chropowatościomierza stykowego ISR-C300 (INSIZE, Suzhou New District, Chiny) oraz przeprowadzenia statycznej próby rozciągania przy użyciu maszyny wytrzymałościowej Inspekt Mini.

Średnią masę próbek przedstawiono w formie wykresu słupkowego na rysunku 6.8. Nominalną wartość wyznaczono w prosty sposób, wiedząc że gęstość żywicy po utwardzeniu wynosi $1,17 - 1,18 \text{ g/cm}^3$ [S8] a objętość próbki odczytana z oprogramowania SOLIDWORKS jest równa $2,02 \text{ cm}^3$ oraz korzystając z zależności, z której wynika, że masa jest równa iloczynowi gęstości i objętości można oszacować, iż nominalna masa jednej próbki powinna wynosić około $2,36 - 2,38 \text{ g}$. Największą średnią masę posiadały próbki z serii numer 1 – $2,49 \text{ g}$, natomiast najmniejszą z serii 8 – $2,42 \text{ g}$ (wartość o około $1,68 \%$ wyższa od wartości nominalnej). Warto zauważyć, że próbki wykonane w trybie *Glossy* (serie 2, 4, 6, 8) posiadały niższą średnią masę niż próbki wytworzone w trybie *Matte*. Niemniej jednak, wartości odchylenia standardowego w tym przypadku były stosunkowo niskie i dla wszystkich serii zawierały się w przedziale $0,1 - 0,3 \text{ g}$.



Rys. 6.8. Średnia masa próbek

Wymiary próbek do rozciągania były tożsame do uzyskanych w poprzednim badaniu, oznacza to, że wymiary nominalne przekroju poprzecznego były następujące: $a = 4$ mm oraz $b = 5$ mm. Wykonano trzy pomiary wymiaru a i trzy wymiaru b dla każdej próbki, następnie obliczono średnią arytmetyczną, a po zmierzeniu wszystkich próbek wyznaczono średnie ogólne, które zostały przedstawione na rysunku 6.9. Wszystkie serie próbek w przypadku wymiaru a charakteryzowały się dodatnimi odchyłkami, z czego największymi seria numer 3 (+4,220 mm). Najbliżej wartości nominalnej pozostały próbki z serii 2 oraz 4. W przypadku wymiaru b , średni wymiar serii 1 wyniósł 5,002 mm, osiągając najmniejszą odchyłkę.



Rys. 6.9. Średni wymiar próbek, przy wymiarach nominalnych $a = 4$ mm, $b = 5$ mm

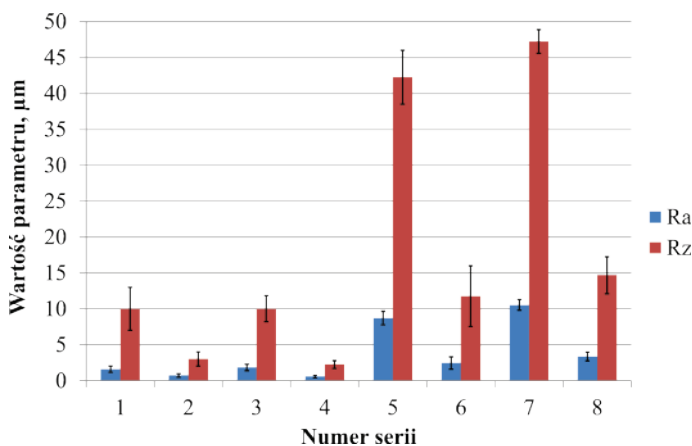
Następnie za pomocą chropowatościomierza stykowego ISR-C300 wykonano pomiary chropowatości powierzchni. Przed przystąpieniem do pomiarów każdą próbkę oceniono wizualnie, nie stwierdzono występowania wad powierzchni,

a kierunek wykonywanego pomiaru określono jako prostopadły do kierunku ułożenia nierówności powierzchni (warstw). Określono ustawienia warunków pomiarowych, które przedstawiono w tabeli 6.2. Rejestrowano dwa parametry: Rz oraz Ra . Miejscem wykonywania pomiarów była górna powierzchnia próbki.

Tabela 6.2. Warunki pomiarów chropowatości

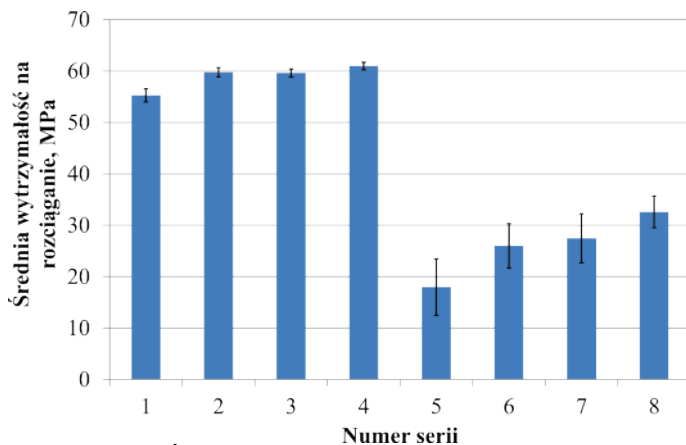
Parametr	Wartość / ustawienie
Odcinek elementarny λ_c	2,5 mm (zgodnie z PN/EN ISO 4288)
Odcinek pomiarowy ln	7,5 mm ($3 \times lr$)
Filtr	Gaussa

Pomiary chropowatości powierzchni przeprowadzono na każdej próbce trzykrotnie, a ogólne średnie wartości przedstawiono na rysunku 6.10. Ra to średnie arytmetyczne odchylenie zmierzonego profilu od linii środkowej długości oceny, a Rz to średnia odległość między najwyższym szczytem a najniższą doliną w każdym obszarze próbkowania. Najniższe wartości parametrów Ra i Rz uzyskano dla serii próbek drukowanych na płasko (0°). Dodatkowo, mniejszą chropowatością cechowały się próbki wytworzone w trybie drukowania *Glossy*.



Rys. 6.10. Chropowatość próbek reprezentowana przez parametry Ra i Rz

Na rysunku 6.11 przedstawiono graficznie wyniki ze statycznej próby rozciągania. Większą wytrzymałością charakteryzowały się próbki wytworzone w orientacji druku 0° . Wyniki są zbliżone do tych uzyskanych w poprzednim badaniu (rys. 6.6). Podczas badania zwrócono jednak uwagę na pewne zjawisko, tj. próbki drukowane w pakietach (w kierunku wydruku 90°), posiadały zależność: próbki o numerach nieparzystych, usytuowane na lewo posiadały większą wytrzymałość niżeli próbki o numerach parzystych (rys. 6.7 b). Różnice sięgały kilku MPa, dlatego też uzyskano odchylenia standardowe w przedziale 3,09 – 5,49 MPa.



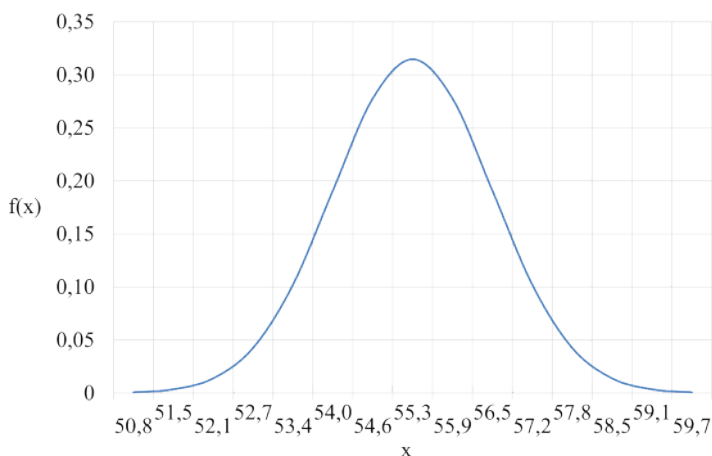
Rys. 6.11. Średnia wytrzymałość na rozciąganie próbek

Mając wartość oczekiwaną i odchylenie standardowe, wynik można przedstawić w formie rozkładu normalnego na podstawie wzoru:

$$f(x) = \frac{1}{SD\sqrt{2\pi}} e^{\frac{-(x-\bar{R}_m)^2}{2SD^2}} \quad (6.3)$$

gdzie: $f(x)$ – funkcja gęstości prawdopodobieństwa.

Na rysunku 6.12 przedstawiono przykładowy rozkład normalny gęstości prawdopodobieństwa w funkcji wytrzymałości na rozciąganie.



Rys. 6.12. Rozkład normalny gęstości prawdopodobieństwa w funkcji otrzymanych wyników wytrzymałości na rozciąganie dla serii 1

W celu poznania związków między zmiennymi wejściowymi przystąpiono do analizy matematycznej. Matrycę planowania PS/DK 2³ uwzględniającą skutki interakcji wraz z wynikami przedstawiono w tabeli 6.3. Parametry ciągłe (przyjmujące wartości pośrednie) stanowiły wysokość warstwy i orientacja. Nie jest możliwa bezpośrednia zmiana wartości wysokości warstwy na dowolną w oprogramowaniu drukarki, mimo to rozważano ten parametr w pełnym zakresie 0,016 – 0,032 mm. Tryb drukowania był parametrem binarnym (posiadał dwie wartości: *Matte* lub *Glossy*).

Tabela 6.3. Matryca eksperymentu wytrzymałości na rozciąganie

Lp.	x_0	x_1	x_2	x_3	x_1x_2	x_1x_3	x_2x_3	$x_1x_2x_3$	y_1-y_{32}	$\bar{y}$	$S^2(y)_i$	$\hat{y}$
1	+	-	-	-	+	+	+	-	...	55,28	1,61	55,31
2	+	-	-	+	+	-	-	+	...	59,77	0,78	59,74
3	+	-	+	-	-	+	-	+	...	59,63	0,64	59,60
4	+	-	+	+	-	-	+	-	...	60,98	0,53	61,01
5	+	+	-	-	-	-	+	+	...	17,96	30,18	17,93
6	+	+	-	+	-	+	-	-	...	26,00	18,54	26,03
7	+	+	+	-	+	-	-	-	...	27,49	22,66	27,52
8	+	+	+	+	+	+	+	+	...	32,60	9,54	32,57

* „+” wyższy poziom danego czynnika, „-” niższy poziom danego czynnika

Opracowanie wyników przeprowadzono zgodnie z procedurą opisaną w [77]. Analiza matematyczna przedstawia się w następująco:

1. Obliczenie jednostek zmienności:

$$\Delta \hat{x}_k = \frac{\hat{x}_{k \max} - \hat{x}_{k \min}}{2} \quad (6.4)$$

gdzie: $\Delta \hat{x}_k$ – jednostka zmienności k -tego czynnika

$$\Delta x_1 = \frac{o_{\max} - o_{\min}}{2} = \frac{90 - 0}{2} = 45$$

$$\Delta x_2 = \frac{w_{\max} - w_{\min}}{2} = \frac{0,032 - 0,016}{2} = 0,008$$

$$\Delta x_3 = \frac{t_{\max} - t_{\min}}{2} = \frac{1 - (-1)}{2} = 1$$

2. Obliczenie wartości centralnych czynników wejściowych:

$$\hat{x}_{k0} = \frac{\hat{x}_{k\max} + \hat{x}_{k\min}}{2} \quad (6.5)$$

gdzie: $\hat{x}_{k0}$ – wartość centralna k -tego czynnika

$$x_{10} = \frac{o_{\max} + o_{\min}}{2} = \frac{90 + 0}{2} = 45$$

$$x_{20} = \frac{w_{\max} + w_{\min}}{2} = \frac{0,032 + 0,016}{2} = 0,024$$

$$x_{30} = \frac{t_{\max} + t_{\min}}{2} = \frac{1 + (-1)}{2} = 0$$

3. Kodowanie parametrów:

$$x_k = \frac{\hat{x}_k - \hat{x}_{k0}}{\Delta \hat{x}_k} \quad (6.6)$$

gdzie: $\hat{x}_k$ – zakodowana postać k -tego czynnika wejściowego, $\hat{x}_{k0}$ – wartość centralna k -tego czynnika

$$x_1 = \frac{x_1 - x_{10}}{\Delta x_1} = \frac{o - 45}{45} \text{ (orientacja, } ^\circ \text{)}$$

$$x_2 = \frac{x_2 - x_{20}}{\Delta x_2} = \frac{w - 0,024}{0,008} \text{ (wysokość warstwy, mm)}$$

$$x_3 = \frac{x_3 - x_{30}}{\Delta x_3} = \frac{t - 0}{1} = t \text{ (tryb drukowania)}$$

$y = \Delta R_m$ (wytrzymałość na rozciąganie, MPa)

4. Obliczenie wartości wariancji błędów pomiaru w poszczególnych doświadczeniach, wyniki zawarto w tabeli 6.2:

$$S^2(y)_i = \frac{\sum_{u=1}^r (y_{ui} - \bar{y}_i)^2}{r-1} \quad (6.7)$$

gdzie: y_{ui} – wynik u -tego powtórzenia w i -tym doświadczeniu, $\bar{y}_i$ – średnia wyników pomiarów równoległych w i -tym doświadczeniu, N – całkowita liczba doświadczeń w planie, r – liczba pomiarów równoległych (powtórzeń)

5. Obliczenie wartości współczynników regresji:

$$b_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{ki} \bar{y}_i \quad (6.8)$$

gdzie: b_k – wartość k -tego współczynnika równania regresji, x_{ki} – poziom zmienności k -tego czynnika wejściowego w i -tym doświadczeniu, odczytany z odpowiedniej kolumny macierzy planowania, $\bar{y}_i$ – średnia wartość czynnika wynikowego z pomiarów równoległych w i -tym doświadczeniu, N – całkowita liczba doświadczeń według macierzy planowania

$$b_0 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{0i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 x_{0i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \cdot (55,28 + 59,77 + 59,63 + 60,98 + 17,96 + 26,00 + 27,49 + 32,60) = 42,464$$

$$b_1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{1i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 x_{1i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \cdot (-55,28 - 59,77 - 59,63 - 60,98 + 17,96 + 26,00 + 27,49 + 32,60) = -16,451$$

$$b_2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{2i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 x_{2i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \cdot (-55,28 - 59,77 + 59,63 + 60,98 - 17,96 - 26,00 + 27,49 + 32,60) = 2,711$$

$$b_3 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{3i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 x_{3i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \cdot (-55,28 + 59,77 - 59,63 + 60,98 - 17,96 + 26,00 - 27,49 + 32,60) = 2,374$$

$$b_{12} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{1i} x_{2i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 x_{1i} x_{2i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \cdot (55,28 + 59,77 - 59,63 - 60,98 - 17,96 - 26,00 + 27,49 + 32,60) = 1,321$$

$$b_{13} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{1i} x_{3i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 x_{1i} x_{3i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \cdot (55,28 - 59,77 + 59,63 - 60,98 - 17,96 + 26,00 - 27,49 + 32,60) = 0,914$$

$$b_{23} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{2i} x_{3i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 x_{2i} x_{3i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \cdot (55,28 - 59,77 - 59,63 + 60,98 + 17,96 - 26,00 - 27,49 + 32,60) = -0,759$$

$$b_{123} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{1i} x_{2i} x_{3i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 x_{1i} x_{2i} x_{3i} \bar{y}_i = \frac{1}{8} \cdot (-55,28 + 59,77 + 59,63 - 60,98 + 17,96 - 26,00 - 27,49 + 32,60) = 0,026$$

6. Obliczenie wariancji błędów pomiarów:

$$S^2(y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S^2(y)_i \quad (6.9)$$

$$S^2(y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S^2(y)_i = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 S^2(y)_i = \frac{1}{8} \cdot (1,61 + 0,78 + 0,64 + 0,53 + 30,18 + 18,54 + 22,66 + 9,54) = 10,56$$

7. Ocena istotności współczynników równania regresji:

- określenie liczby stopni swobody do testu t-studenta

$$f = N(r - 1) \quad (6.10)$$

$$f = N(r - 1) = 8 \cdot (32 - 1) = 248$$

- określenie wartości krytycznej współczynnika t (określono za pomocą tabeli *Wartości krytyczne współczynnika t_{kr} rozkładu t-Studenta* [77])

$$t_{kr} = t_{(\alpha, f)} = t_{(0,05; 248)} = 1,96$$

- obliczenie wartości krytycznej dla współczynników regresji:

$$b_{kr} = t_{(\alpha, f)} \sqrt{\frac{S^2(y)}{Nr}} \quad (6.11)$$

$$b_{kr} = t_{(\alpha, f)} \sqrt{\frac{S^2(y)}{Nr}} = 1,96 \sqrt{\frac{10,56}{8 \cdot 32}} = 0,398$$

- porównanie współczynników regresji z wartością krytyczną:

$ b_0 $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_1 $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_2 $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_3 $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_{12} $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_{13} $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_{23} $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_{123} $	$<$	b_{kr}	nieistotny

Liniowe równanie regresji wyznaczono na podstawie wzoru:

$$\hat{y} = b_0 + b_1x_1 + b_2x_2 + b_3x_3 + b_{12}x_1x_2 + b_{13}x_1x_3 + b_{23}x_2x_3 + b_{123}x_1x_2x_3 \quad (6.12)$$

gdzie: b_0, b_1, b_2, b_3 – współczynniki regresji równania liniowego, x_1, x_2, x_3 – czynniki wejściowe, b_{12} – współczynnik regresji obrazujący skutki interakcji czynników wejściowych x_1 i x_2 , b_{13} – współczynnik regresji obrazujący skutki interakcji czynników wejściowych x_1 i x_3 , b_{23} – współczynnik regresji obrazujący skutki interakcji czynników wejściowych x_2 i x_3 , b_{123} – współczynnik regresji obrazujący skutki interakcji czynników wejściowych x_1, x_2, x_3

Równanie regresji przybrało więc postać:

$$\hat{y} = 42,464 - 16,451x_1 + 2,711x_2 + 2,374x_3 + 1,321x_{12} + 0,914x_{13} - 0,759x_{23}$$

Wartości obliczone z równania zawarto w ostatniej kolumnie tabeli 6.3.

8. Ocena adekwatności równania na podstawie testu Fishera:

- obliczenie wartości wariancji adekwatności:

$$S_{ad}^2 = \frac{r \sum_{i=1}^N (\hat{y}_i - \bar{y}_i)^2}{N - k - 1} \quad (6.13)$$

gdzie: $\bar{y}_i$ – wartość średnia wyników pomiarów w i -tym doświadczeniu, $\hat{y}_i$ – wartość obliczona z równania regresji dla poziomów czynników wejściowych i wyjściowych i -tego doświadczenia, k – liczba wyrazów równania regresji (bez wyrazu wolnego) po odrzuceniu nieistotnych, r – liczba powtórzeń, N – całkowita liczba doświadczeń

$$S_{ad}^2 = \frac{r \sum_{i=1}^N (\hat{y}_i - \bar{y}_i)^2}{N - k - 1} = 0,18$$

- obliczenie empirycznej wartości współczynnika F :

$$F = \frac{S_{ad}^2(y)}{S^2(y)} \quad (6.14)$$

gdzie: $S^2(y)$ – wariancja błędów pomiaru obliczana ze wzoru (6.7), $S_{ad}^2(y)$ – wariancja adekwatności obliczana ze wzoru (6.13)

$$F = \frac{S_{ad}^2(y)}{S^2(y)} = \frac{0,18}{10,56} = 0,017$$

- obliczenie liczby stopni swobody dla licznika:

$$f_l = N - k - 1 \quad (6.15)$$

$$f_l = N - k - 1 = 8 - 6 - 1 = 1$$

- obliczenie liczby stopni swobody dla mianownika:

$$f_m = N(r - 1) \quad (6.16)$$

$$f_m = N(r - 1) = 8 \cdot (32 - 1) = 248$$

- określenie krytycznej wartości współczynnika F na podstawie tablic rozkładu Fishera–Snedecora przy założonym poziomie istotności 0,05 [77]:

$$F_{kr} = F_{(\alpha; f_1; f_m)} = G_{(0,05; 1; 248)} = 3,8415$$

Uzyskano $F < F_{kr}$, więc równanie jest adekwatne na poziomie istotności $\alpha = 0,05$.

- Odkodowanie równania regresji (podstawiając zakodowane parametry):

$$\Delta R_m = 42,464 - 16,451 \left(\frac{o - 45}{45} \right) + 2,711 \left(\frac{w - 0,024}{0,008} \right) + 2,374 t + \\ + 1,321 \left(\frac{o - 45}{45} \right) \left(\frac{w - 0,024}{0,008} \right) + 0,914 \left(\frac{o - 45}{45} \right) t - 0,759 \left(\frac{w - 0,024}{0,008} \right) t$$

$$\Delta R_m = 54,745 - \frac{10207}{22500} o + 173,750 w + 3,737 t + \frac{1321}{360} ow + \frac{457}{22500} ot - 94,875 wt$$

Analizując otrzymane, odkodowane równanie regresji stwierdzono, że największy wpływ na czynnik wyjściowy w postaci wytrzymałości na rozciąganie posiada orientacja. Dodatkowo, obliczenia analityczne sprawdzono z podejściem macierzowym:

$$b = (X^T X)^{-1} X^T Y \quad (6.17)$$

gdzie: Y – wektor odpowiedzi (zmienna wyjściowa), X – wektor wielkości wejściowych, b – wektor estymatorów współczynników regresji

$$\begin{pmatrix}
 (1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 & 1 & -1)^T \\
 (1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1) \\
 (1 & -1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1) \\
 (1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1) \\
 (1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1) \\
 (1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1) \\
 (1 & 1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & -1) \\
 (1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1)
 \end{pmatrix}^T \cdot \begin{pmatrix}
 (1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 & 1 & -1)^{(-1)} \\
 (1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1) \\
 (1 & -1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1) \\
 (1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1) \\
 (1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1) \\
 (1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1) \\
 (1 & 1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & -1) \\
 (1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1)
 \end{pmatrix}^{(-1)} = \begin{pmatrix}
 (1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 & 1 & -1)^T \\
 (1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1) \\
 (1 & -1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1) \\
 (1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1) \\
 (1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1) \\
 (1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1) \\
 (1 & 1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & -1) \\
 (1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1)
 \end{pmatrix}^T \cdot \begin{pmatrix} 55,28 \\ 59,77 \\ 59,63 \\ 60,98 \\ 17,96 \\ 26,00 \\ 27,49 \\ 32,60 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 42,464 \\ -16,451 \\ 2,711 \\ 2,374 \\ 1,321 \\ 0,914 \\ -0,759 \\ 0,026 \end{pmatrix}$$

W kolejnym etapie przeprowadzono analizę matematyczną na podstawie uzyskanych wartości parametru Ra w wyniku skanowania powierzchni próbek chropowatościomierzem stykowym. W tabeli 6.4 przedstawiono macierzę eksperymentu.

Tabela 6.4. Macierz eksperymentu chropowatości

Lp.	x_0	x_1	x_2	x_3	x_1x_2	x_1x_3	x_2x_3	$x_1x_2x_3$	y_1-y_{32}	$\bar{y}$	$S^2(y)_i$	$\hat{y}$
1	+	-	-	-	+	+	+	-	...	1,605	0,204	1,605
2	+	-	-	+	+	-	-	+	...	0,729	0,062	0,729
3	+	-	+	-	-	+	-	+	...	1,847	0,199	1,847
4	+	-	+	+	-	-	+	-	...	0,563	0,026	0,563
5	+	+	-	-	-	-	+	+	...	8,704	0,895	8,703
6	+	+	-	+	-	+	-	-	...	3,705	0,133	3,707
7	+	+	+	-	+	-	-	-	...	10,537	0,541	10,537
8	+	+	+	+	+	+	+	+	...	3,358	0,388	3,357

* „+” wyższy poziom danego czynnika, „-” niższy poziom danego czynnika

Analiza została przeprowadzona analogicznie jak w przypadku wytrzymałości na rozciąganie. Obliczenie jednostek zmienności, centralnych czynników

wyjściowych wraz z kodowaniem parametrów jest tożsame, wyjątkiem jest czynnik wyjściowy oznaczony jako $y = \Delta Ra$ (parametr chropowatości, μm). Wartości obliczonych wariancji błędów pomiaru zawarto w tabeli 6.4. W dalszej kolejności wyznaczono wartości współczynników regresji (tabela 6.5).

Tabela 6.5. Wartości współczynników regresji (analiza parametru Ra)

b_0	b_1	b_2	b_3	b_{12}	b_{13}	b_{23}	b_{123}
3,881	2,695	0,195	-1,792	0,176	-1,252	-0,324	-0,222

Kolejno, obliczono wariancję błędów pomiarów:

$$S^2(y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S^2(y)_i = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 S^2(y)_i = \frac{1}{8} \cdot (0,204 + 0,062 + 0,199 + 0,026 + 0,895 + 0,133 + 0,541 + 0,388) = 0,306$$

Następnie, oceniono istotność współczynników równania regresji, przy czym wartość krytyczna współczynnika t pozostała równa 1,96, a wartość krytyczna dla współczynników regresji wyniosła:

$$b_{kr} = t_{(\alpha, f)} \sqrt{\frac{S^2(y)}{Nr}} = 1,96 \sqrt{\frac{0,306}{8 \cdot 32}} = 0,068$$

porównując:

$ b_0 $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_1 $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_2 $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_3 $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_{12} $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_{13} $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_{23} $	$>$	b_{kr}	istotny
$ b_{123} $	$>$	b_{kr}	istotny

Równanie regresji przybrało więc postać:

$$\hat{y} = 3,881 + 2,695x_1 + 0,195x_2 - 1,792x_3 + 0,176x_{12} - 1,252x_{13} - 0,324x_{23} - 0,222x_{123}$$

Wartości obliczone z równania przedstawiono w ostatniej kolumnie tabeli 6.4. Wystąpił szczególny przypadek braku liczby stopni swobody do oceny adekwatności tego modelu, gdyż wszystkie współczynniki pełnego równania regresji okazały się istotne (mianownik we wzorze (6.14) na wariancję

adekwatności jest równy zero). W takim przypadku do umożliwienia oceny adekwatności konieczne jest przeprowadzenie dodatkowych doświadczeń, przy przyjęciu czynników wejściowych na poziomach innych niż ujęte w maczy planowania, ale mieszczących się w przyjętym obszarze zmienności czynników wejściowych. Przystąpiono więc do odkodowania równania regresji:

$$\Delta Ra = 3,881 + 2,695 \left(\frac{o-45}{45} \right) + 0,195 \left(\frac{w-0,024}{0,008} \right) - 1,792 t + 0,176 \left(\frac{o-45}{45} \right) \cdot \left(\frac{w-0,024}{0,008} \right) - 1,252 \left(\frac{o-45}{45} \right) t - 0,324 \left(\frac{w-0,024}{0,008} \right) t - 0,222 \left(\frac{o-45}{45} \right) \left(\frac{w-0,024}{0,008} \right) t$$

$$\Delta Ra = 1,129 + \frac{2167}{45000} o + 2,375 w - 0,234 t + \frac{22}{45} ow - \frac{293}{22500} ot - 12,750 wt - \frac{37}{60} owt$$

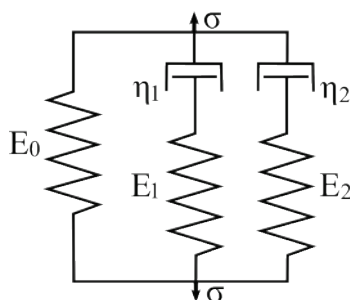
Analizując otrzymane odkodowane równanie regresji stwierdzono, że największy wpływ na czynnik wyjściowy w postaci chropowatości powierzchni wyrażonej parametrem Ra posiada orientacja. Dodatkowo, obliczenia analityczne sprawdzono z podejściem macierzowym, uzyskując tożsame wyniki:

$$\begin{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 & 1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & 1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & -1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}^T & \begin{pmatrix} 1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 & 1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & 1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & -1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \end{pmatrix}^{(-1)} \cdot \begin{pmatrix} 1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 & 1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & 1 & 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & -1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}^T = \begin{pmatrix} 1,605 \\ 0,729 \\ 1,847 \\ 0,563 \\ 8,704 \\ 3,705 \\ 10,537 \\ 3,358 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 3,881 \\ 2,695 \\ 0,195 \\ -1,792 \\ 0,176 \\ -1,252 \\ -0,324 \\ -0,222 \end{pmatrix}$$

Badania reologiczne

W ramach eksperymentów modeli wytwarzanych technologią PJM przeprowadzono również badania właściwości reologicznych, które przedstawiają zachowanie ciała stałego pod wpływem naprężeń rozciągających. Wynikiem testów reologicznych są wykresy obrazujące zjawiska relaksacji naprężeń i pełzania materiału.

Relaksacje naprężeń można zdefiniować jako zmniejszanie naprężenia wewnętrznego wraz z upływem czasu, gdy odkształcenie pozostaje stałe. Pełzanie materiału definiuje się jako wzrost odkształcenia przy stałym naprężeniu. Do opisu matematycznego krzywej relaksacji naprężeń stosuje się modele reologiczne. Najczęściej stosowanym modelem reologicznym do opisu krzywej relaksacji jest pięcioparametrowy model Maxwella-Wiecherta. W przypadku pełzania materiału stosuje się często model pięcioparametrowy Kelvina-Voighta. Pięcioparametrowy model Maxwella-Wiecherta to połączone ze sobą modele Hooke'a i Newtona. Dokładniej opisując są to dwa podstawowe modele Maxwella połączone równolegle z modelem Hooke'a. Do opisu krzywych relaksacji naprężeń wykorzystano pięcioparametrowy model Maxwella-Wiecherta (rys. 6.13) [78].



Rys. 6.13. Pięcioparametrowy model Maxwella-Wiecherta

Równanie opisujące pięcioparametrowy model Maxwella-Wiecherta jest następujące:

$$\sigma(t) = \sigma_0 + \sigma_1 e^{\frac{-t}{t_1}} + \sigma_2 e^{\frac{-t}{t_2}} \quad (6.18)$$

gdzie: σ – naprężenie; t_1, t_2 – czasy relaksacji opisane wzorami:

$$t_1 = \frac{\eta_1}{E_1}, t_2 = \frac{\eta_2}{E_2} \quad (6.19)$$

gdzie: η_1, η_2 – współczynniki lepkości dynamicznej; E_1, E_2 – moduły sprężystości.

Równanie (6.18) przekształcono do równania (6.20), gdzie ε_0 oznacza odkształcenie jednostkowe początkowe:

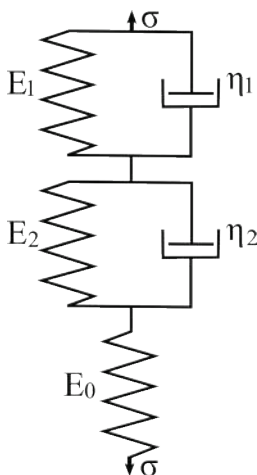
$$\sigma(t) = \varepsilon_0 \left(E_0 + E_1 e^{\frac{1}{\eta_1} t} + E_2 e^{\frac{1}{\eta_2} t} \right) \quad (6.20)$$

Na podstawie równań (6.18) oraz (6.20) wyznaczono wartości modułów sprężystości E_0 , E_1 , E_2 i współczynników lepkości dynamicznej η_1 , η_2 . Dopasowanie modelu reologicznego do krzywej relaksacji wykonano metodą Levenberga-Marquardta stosując program OriginPro (OriginLab, Northampton, Massachusetts, Stany Zjednoczone). Oprócz obliczonych współczynników modelu pięcioparametrowego otrzymano również: współczynnik determinacji R^2 i współczynnik zgodności χ^2 . Na podstawie tych dwóch czynników dokonano oceny dopasowania. Moduł zastępczy obliczono ze wzoru:

$$E_z = E_0 + E_1 + E_2 \quad (6.21)$$

gdzie: E_0 , E_1 , E_2 – moduły sprężystości modelu M–W, jak na rysunku 6.13.

Do opisu krzywych pełzania stosuje się pięcioparametrowy model Kelvina-Voighta (rys. 6.14). Pięcioparametrowy model Kelvina-Voighta to połączone ze sobą w sposób szeregowy ciało Kelvina-Voighta i Hooke’a.



Rys. 6.14. Pięcioparametrowy model Kelvina-Voighta

Równanie opisujące pięcioparametrowy model Kelvina-Voighta jest następujące:

$$\varepsilon(t) = \varepsilon_0 + \varepsilon_1 \left(1 - e^{-\frac{t}{t_1}} \right) + \varepsilon_2 \left(1 - e^{-\frac{t}{t_2}} \right) \quad (6.22)$$

gdzie: ε – odkształcenie; t_1, t_2 – czasy retardacji opisane wzorem:

$$t_1 = \frac{\eta_1}{E_1}, t_2 = \frac{\eta_2}{E_2} \quad (6.23)$$

Równanie (6.22) przekształcono do (6.24), gdzie σ_0 – naprężenie początkowe:

$$\varepsilon(t) = \sigma_0 \left[\frac{1}{E_0} + \frac{1}{E_1} \left(1 - e^{-\frac{t}{t_1}} \right) + \frac{1}{E_2} \left(1 - e^{-\frac{t}{t_2}} \right) \right] \quad (6.24)$$

Na podstawie równań (6.22) i (6.24) wyznaczono wartości modułów sprężystości E_0, E_1, E_2 i współczynników lepkości dynamicznej η_1, η_2 . Dopasowanie modelu reologicznego do krzywej pełzania wykonano metodą Levenberga-Marquardta stosując program OriginPro. Dodatkowo oprócz obliczonych współczynników modelu pięcioparametrowego otrzymano również współczynniki determinacji R^2 i zgodności χ^2 , informujące o jakości dopasowania. Moduł zastępczy obliczono ze wzoru:

$$E_z = \frac{E_0 E_1 E_2}{E_1 E_2 + E_0 E_1 + E_0 E_2} \quad (6.25)$$

gdzie: E_0, E_1, E_2 - moduły naprężeń sprężystości modelu K-V przedstawionego na rysunku 6.14.

Próbki, jak poprzednio, były przeznaczone do rozciągania (typ 1BA) i zostały wytworzone z materiału MED610 w trzech kierunkach wydruku: $0^\circ, 45^\circ$ i 90° (rys. 6.1 d). Wybrano wysokość warstwy 0,016 mm (*High Quality*) oraz tryb wykończenia powierzchni *Matte*. Łącznie na potrzeby tego badania wykonano sześćdziesiąt próbek (dziesięć powtórzeń dla każdej orientacji wydruku testu relaksacji i pełzania).

Testy relaksacji naprężeń i pełzania materiału przeprowadzono z zastosowaniem następujących parametrów: prędkość przemieszczenia poprzeczki maszyny w celu osiągnięcia zadanej wartości przemieszczenia – 10 mm/min, obciążenie wstępne – 20 N oraz czas badania relaksacji – 600 s. W przypadku testów relaksacji naprężeń, na podstawie wcześniejszych badań wstępnych,

przyjęto stałą wartość przemieszczenia wynoszącą 1 mm, którą utrzymywano przez 600 s. Natomiast dla pełzania, również na podstawie badań wstępnych, zastosowano stałą wartość siły równą 200 N, co odpowiada naprężeniu 10 MPa.

Tabela 6.6 przedstawia wartości naprężeń i czasów relaksacji, które są wynikiem dopasowania pięcioparametrowego modelu Maxwella-Wiecherta do krzywych testów relaksacji naprężeń. Dodatkowo w tabeli 6.6 zawarto również współczynniki zgodności χ^2 , R^2 a także obliczono wartości średnie, odchylenie standardowe i niepewność pomiarową obliczoną metodą typu A (wzór 6.26). Wyniki podzielono ze względu na orientację wydruku: 0°, 45°, 90°.

$$u_A = \sqrt{\frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (6.26)$$

gdzie: x_i – wartość i -tego pomiaru, $\bar{x}$ – wartość średnia, n – liczba pomiarów

Tabela 6.6. Wyniki dopasowań krzywych testów relaksacji do krzywej aproksymacji [79]

Orientacja	Wartość średnia i niepewność	σ_0 , MPa	σ_1 , MPa	σ_2 , MPa	t_1 , s	t_2 , s	χ^2	R^2
0°	$\bar{X}$	7,981	1,927	1,889	12,4	217,2	0,00182	0,9948
	u_A	0,260	0,028	0,046	0,8	17,8		
45°	$\bar{X}$	6,874	2,577	1,658	14,1	248,0	0,00120	0,9954
	u_A	0,282	0,098	0,057	0,7	14,1		
90°	$\bar{X}$	6,956	3,029	1,923	13,6	228,3	0,00139	0,9962
	u_A	0,290	0,047	0,051	0,2	3,9		

Na podstawie tabeli 6.6 można zauważyć bardzo niskie wartości współczynnika χ^2 i wartości zbliżone do 1 współczynnika R^2 dla wszystkich orientacji drukowania. Największa niepewność wśród czasów relaksacji wyniosła 17,8 s i wystąpiła dla czasu relaksacji t_2 o orientacji wydruku 0°. Najniższą natomiast, zarejestrowano dla czasu t_1 : 0,2 s o orientacji wydruku 90°. Najmniejsze wartości niepewności zaobserwowano dla współczynników naprężeń σ_1 i σ_2 . Na podstawie tabeli 6.6 obliczono moduły sprężystości, moduł zastępczy i współczynniki lepkości dynamicznej dla każdej orientacji wydruku zawarte w tabeli 6.7.

Tabela 6.7. Obliczone moduły sprężystości, moduł zastępczy i współczynniki lepkości dynamicznej – relaksacja [79]

Orientacja wydruku	E_0 , MPa	E_1 , MPa	E_2 , MPa	η_1 , MPa·s	η_2 , MPa·s	E_z , MPa
0°	399,063	96,371	94,454	1197,495	20519,424	589,888
45°	344,137	84,162	81,303	1107,590	19818,041	509,602
90°	348,410	98,449	94,286	1232,127	20926,586	541,145

Na podstawie tabeli 6.7 można zauważyć, że najwyższa wartość modułu zastępczego E_z , wynosząca 589,888 MPa, występuje przy orientacji wydruku 0° , natomiast najniższą wartość, równą 509,602 MPa, odnotowano dla orientacji wydruku 45° . Największy współczynnik lepkości dynamicznej η_1 wystąpił dla 90° , a najmniejszy dla 45° , tę samą zależność zaobserwowano również dla współczynnika lepkości dynamicznej η_2 .

Tabela 6.8 przedstawia wartości odkształceń i czasów retardacji, które są wynikiem dopasowania pięcioparametrowego modelu Kelvina-Voighta do krzywych testów pełzania materiału. Dodatkowo w tabeli 6.8 zawarto również współczynniki zgodności χ^2 , R^2 , a także obliczono wartości średnie i niepewność pomiarową obliczoną metodą typu A. Wszystkie wyniki podzielono ze względu na kierunek wydruku: 0° , 45° , 90° .

Tabela 6.8. Wyniki dopasowania krzywych aproksymacji do krzywej testów pełzania [79]

Orientacja	Wartość średnia i niepewność	ε_0 , %	ε_1 , %	ε_2 , %	t_1 , s	t_2 , s	χ^2	R^2
0°	$\bar{X}$	1,445	0,279	0,200	284,9	22,7	0,000006	0,9990
	u_A	0,021	0,008	0,007	2,7	0,5		
45°	$\bar{X}$	1,485	0,325	0,200	301,6	25,6	0,000006	0,9993
	u_A	0,046	0,007	0,007	9,2	1,4		
90°	$\bar{X}$	1,477	0,296	0,206	285,8	22,8	0,000007	0,9992
	u_A	0,025	0,003	0,007	3,6	0,6		

Na podstawie tabeli 6.8 można zauważyć bardzo niskie wartości współczynnika χ^2 i wartości zbliżone do 1 współczynnika R^2 dla wszystkich kierunków orientacji drukowania. W przypadku czasów retardacji największą niepewność zaobserwowano dla czasu retardacji t_1 , która wyniosła 9,2 s (orientacja wydruku 45°), natomiast najmniejsza dla czasu retardacji t_2 , która wyniosła 0,5 s (orientacja wydruku 0°). Najmniejsze wartości niepewności pomiaru zaobserwowano dla współczynników odkształceń ε_0 , ε_1 , ε_2 . Na podstawie tabeli 6.8 obliczono moduły sprężystości, moduł zastępczy i współczynniki lepkości dynamicznej dla każdej orientacji wydruku i przedstawiono w tabeli 6.9.

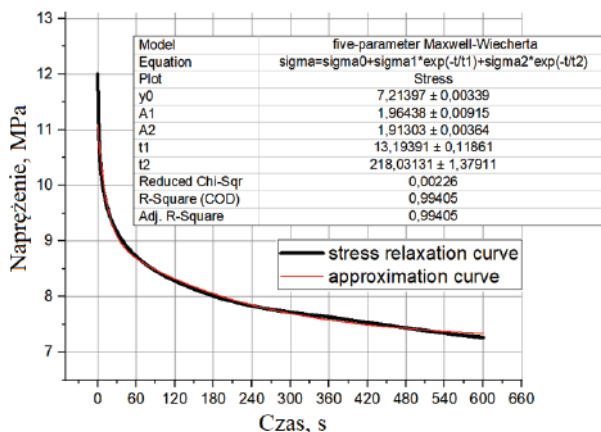
Tabela 6.9. Obliczone moduły sprężystości, moduł zastępczy i współczynniki lepkości dynamicznej – pełzanie [79]

Orientacja wydruku	E_0 , MPa	E_1 , MPa	E_2 , MPa	η_1 , MPa·s	η_2 , MPa·s	E_z , MPa
0°	691,839	3582,393	5005,306	1020452,832	113551,535	519,655
45°	673,208	3072,565	4997,826	926820,120	127815,450	497,272
90°	677,222	3377,534	4843,295	965320,403	110508,677	505,263

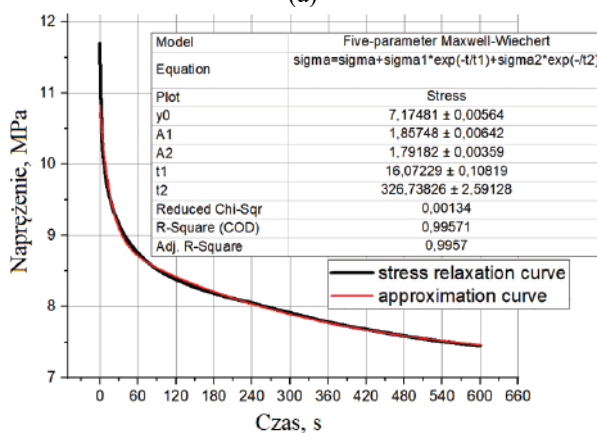
Z tabeli 6.9 wynika, że najwyższy moduł zastępczy E_z , wynoszący 519,655 MPa, występuje przy orientacji wydruku 0° , natomiast najniższy, równy 497,272 MPa, odnotowano przy orientacji wydruku 45° . Największą wartość współczynnika lepkości dynamicznej η_1 zarejestrowano dla orientacji 0° , natomiast najmniejszą dla orientacji 45° . Największa wartość współczynnika lepkości dynamicznej η_2 wyniosła 127815,450 MPa·s dla 45° , a najmniejsza 110508,677 MPa·s dla 90° .

Na rysunku 6.15 przedstawiono przykładowe dopasowania krzywej aproksymacji pięcioparametrowego modelu Maxwella-Wiecherta do krzywych testów relaksacji. Kolorem czerwonym zaznaczono krzywą modelu reologicznego, natomiast czarną linią krzywą eksperymentalną. W tabelach obok wykresów przedstawiono: nazwę modelu, równanie reprezentujące krzywą aproksymującą, współczynniki równania pięcioparametrowego modelu Maxwella-Wiecherta i współczynniki określające jakość dopasowania.

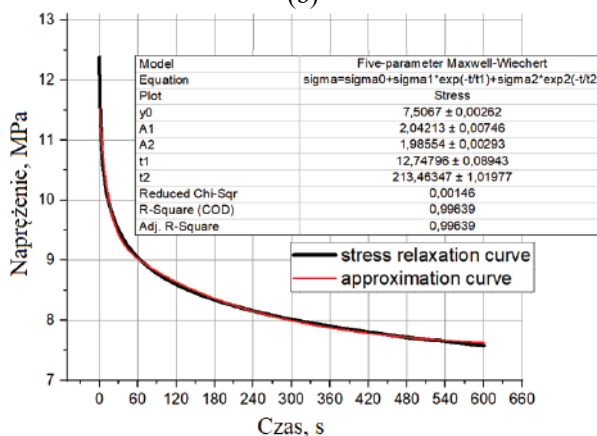
Rysunek 6.16 przedstawia przykładowe dopasowania krzywej aproksymacji pięcioparametrowego modelu Kelvina-Voighta do krzywych testów pełzania materiału. Ponownie kolorem czerwonym zaznaczono krzywą modelu reologicznego, natomiast czarną linią krzywą eksperymentalną. W tabelach obok wykresów zwarto informacje: nazwę modelu, równanie reprezentujące krzywą aproksymującą, współczynniki równania pięcioparametrowego modelu Kelvina-Voighta i współczynniki określające jakość dopasowania.



(a)

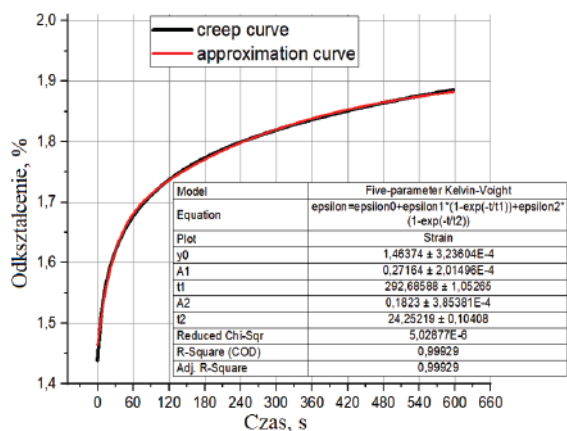


(b)

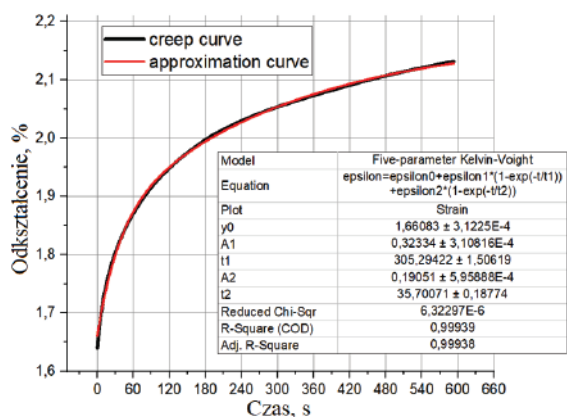


(c)

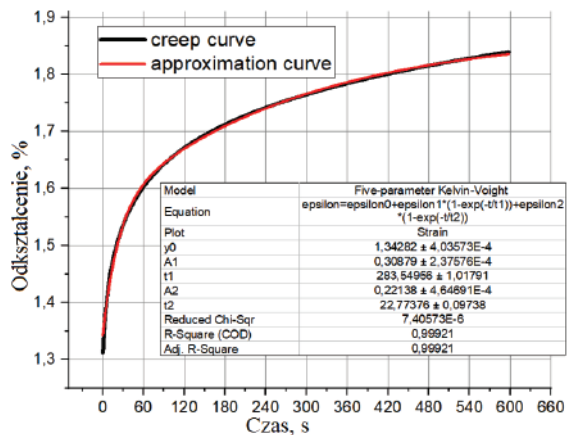
Rys. 6.15. Dopasowanie modelu M-W do krzywej relaksacji (eksperymentalnej), dla kierunku wydruku: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° [79]



(a)



(b)



(c)

Rys. 6.16. Dopasowanie modelu K-V do krzywej pełzania (eksperymentalnej), dla kierunku wydruku: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° [79]

Współczynniki χ^2 i R^2 informują o jakości dopasowania krzywych modelu reologicznego do krzywych relaksacji naprężeń i pełzania materiału. Współczynnik χ^2 wskazuje na lepsze dopasowanie modelu, im bliższa jego wartość zera. Natomiast dla współczynnika R^2 lepsze dopasowanie uzyskuje się, gdy jego wartość zbliża się do 1. W przypadku zjawisk relaksacji naprężeń i pełzania materiału, dla wszystkich orientacji wydruku (0° , 45° i 90°), wartości współczynnika R^2 były bliskie 1, a wartości współczynnika χ^2 zbliżone do 0 (tabela 6.6 i 6.8). Interpretacja graficzna (rysunek 6.15 i 6.16) potwierdza dopasowanie modelu pięcioparametrowego dla krzywych relaksacji naprężeń i pełzania materiału, poprzez ścisłą zgodność krzywej modelu reologicznego (kolor czerwony) z krzywą eksperymentalną (kolor czarny).

Dla zjawiska relaksacji naprężeń najwyższe wartości niepewności pomiarowej obliczone metodą typu A wystąpiły dla czasu t_2 (tabela 6.6). Największa wartość wyniosła 17,8 s (orientacja 0°) i była ona o 356 % większa od najmniejszej wartości dla czasu t_2 (orientacja 90°). W przypadku pełzania materiału największe wartości niepewności pomiarowej obliczone metodą typu A wystąpiły dla czasu t_1 (tabela 6.8). Największa wartość wystąpiła dla orientacji wydruku 45° : 9,2 s i była ona o 241 % wyższa od najniższej wartości dla czasu t_1 (orientacja 0°).

Analizując zjawisko relaksacji naprężeń stwierdza się, że największa wartość modułu zastępczego $E_z = 589,888$ MPa wystąpiła dla orientacji wydruku 0° i była o 16 % większa od najniższej wartości dla kierunku 45° . Najwyższy współczynnik lepkości dynamicznej η_1 wystąpił dla orientacji 90° i był większy o 11 % od najmniejszego dla kierunku 45° . Współczynnik lepkości dynamicznej η_2 osiągnął najwyższą wartość dla orientacji 90° i był o 4 % większy od najniższej wartości dla kierunku 45° (tabela 6.7).

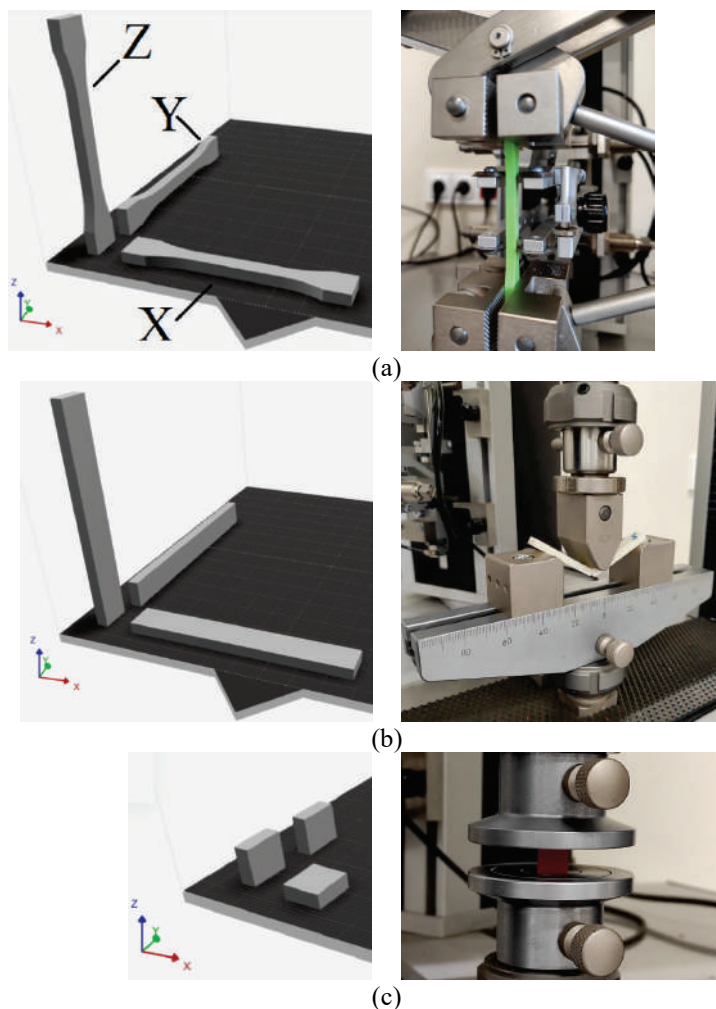
Analizując zjawisko pełzania materiału stwierdzić można, że największa wartość modułu zastępczego $E_z = 519,655$ MPa wystąpiła dla orientacji 0° i była o 5 % większa od najniższej wartości dla kierunku 45° . Najwyższy współczynnik lepkości dynamicznej η_1 wystąpił dla orientacji 0° i był większy o 10 % od najmniejszego dla kierunku 45° . Współczynnik lepkości dynamicznej η_2 osiągnął najwyższą wartość dla orientacji 45° i był o 16 % większy od najniższej wartości dla kierunku 90° (tabela 6.9).

Przedstawione wyniki zostały opublikowane w artykule [79].

6.1.2. Technologia FDM

W kolejnym etapie badań wykorzystano technologię Fused Deposition Modeling. Ponownie wytworzono znormalizowane próbki do przeprowadzenia statycznej próby rozciągania, ściskania i zginania (rys. 6.17). Próbki z materiału PLACTIVE zostały wykonane za pomocą drukarki MakerBot Sketch, a z materiału ABS Medical przy użyciu maszyny Zortrax M200, gdyż materiał wymagał wyższych temperatur druku. Dodatkowo, wykonano próbki z czystego PLA (ROSA PLAST, Hipolitów, Polska) [S17] jako materiału referencyjnego, w celu

zbadania wpływu modyfikatora nano-miedzi i porównaniu do materiału PLACTIVE.



Rys. 6.17. Usytuowanie próbek FDM oraz sposób ich mocowania podczas realizacji prób wytrzymałościowych: (a) rozciąganie, (b) zginanie, (c) ściskanie

Parametry wydruku dobrano tak, aby były zbliżone w obu przypadkach i przedstawiono je w tabeli 6.10. Próbkę wytworzono w trzech kierunkach druku X, Y oraz Z, natomiast badania zostały przeprowadzone przy pomocy maszyny wytrzymałościowej Galdabini Quasar o maksymalnym obciążeniu 25 kN. Warto zaznaczyć, że maszyna ta analizuje odkształcenie próbek w sposób rzeczywisty (logarytmiczny), uwzględniając zmiany w geometrii próbki podczas próby, natomiast maszyna Inspekt Mini przedstawia odkształcenie w sposób inżynierski (nominalny).

Tabela 6.10. Parametry druku FDM

Parametr \ Drukarka	MakerBot Sketch (PLACTIVE, PLA)	Zortrax M200 (ABS Medical)
Wysokość warstwy, mm	0,10	0,09
Temperatura dyszy, °C	220	245
Temperatura platformy, °C	50	100
Wypełnienie, %	100	100
Wzór wypełnienia	Liniowy	Liniowy

Każda z 270 próbek została zmierzona w miejscu przekroju poprzecznego trzy razy dla każdej cechy geometrycznej a oraz b . Wyniki ze statycznej próby rozciągania przedstawiono w tabeli 6.11. Wymiar a (grubość próbki) wynosił nominalnie 4 mm, a b (szerokość próbki) 5 mm. W tabeli 6.11 zawarto średnie arytmetyczne wraz z niepewnością każdego pomiaru (typu A) wyrażoną wzorem (6.26). Większość serii próbek charakteryzowała się dodatnimi odchyłkami za wyjątkiem tych wytworzonych z materiału PLA w osi drukowania Y, gdzie średni wymiar a wyniósł 3,987 mm. Warto jednak zwrócić uwagę, że próbki wykonane w osi X oraz Z nie posiadały struktur podporowych w przeciwieństwie do próbek Y. Podpory były usuwane ręcznie przy użyciu narzędzi, można więc stwierdzić że wymiar próbek b jest zależny od umiejętności operatora, gdyż pozostałość śladowych ilości podpór mogła wpłynąć na wynik pomiaru.

W tabeli 6.11 zawarto dodatkowo maksymalną zarejestrowaną siłę (F_m), wytrzymałość na rozciąganie (R_m) oraz odkształcenie występujące przy maksymalnym naprężeniu rozciągającym ε_m . Największą wytrzymałością na rozciąganie cechowały się próbki Y dla każdego z badanych materiałów, a najmniejszą Z. Różnice te są znacznie większe niż w przypadku technologii PolyJet Matrix. Próbki wykonane z materiału PLA w osi X i Y uzyskały podobną wytrzymałość na rozciąganie, różnica wyniosła około 2 %. Porównując jednak serię Z do Y, parametr R_m jest mniejszy aż o około 90 %. Trend ten jest bliski dla materiału PLACTIVE, tj. różnica między wytrzymałością na rozciąganie serii X i Y wynosi 9 %, a Z jest o 90 % mniejsza od Y. Można stwierdzić, że w przypadku wytrzymałości na rozciąganie modyfikacja w postaci około 1 % dodatku nanomiedzi nie ma większego wpływu. Próbki wytworzone z materiału ABS Medical wykazały mniejszą anizotropię wytrzymałości na rozciąganie, różnica między wartością parametru R_m serii X i Y była mniejsza niż 2 %, a seria Z mniejsza od Y o 49 %.

Tabela 6.11. Wyniki statycznej próby rozciągania materiałów termoplastycznych

Pomiar	a , mm	b , mm	Fm , N	Rm , MPa	ε_m , %
PLA X					
$\bar{X}$	4,048	5,056	645,11	32,17	1,41
u_A	0,015	0,008	8,64	0,44	0,03
PLA Y					
$\bar{X}$	3,987	5,123	671,42	32,87	1,95
u_A	0,004	0,022	10,49	0,45	0,03
PLA Z					
$\bar{X}$	4,015	5,017	61,84	3,05	0,12
u_A	0,010	0,009	6,99	0,36	0,02
PLACTIVE X					
$\bar{X}$	4,128	5,140	609,97	29,40	1,39
u_A	0,006	0,012	5,13	0,44	0,03
PLACTIVE Y					
$\bar{X}$	4,027	5,164	668,69	32,34	1,67
u_A	0,007	0,023	9,19	0,58	0,03
PLACTIVE Z					
$\bar{X}$	4,133	5,133	68,21	3,27	0,12
u_A	0,017	0,017	5,65	0,26	0,01
ABS Medical X					
$\bar{X}$	4,034	5,250	686,84	32,43	1,87
u_A	0,005	0,017	6,08	0,26	0,01
ABS Medical Y					
$\bar{X}$	4,100	5,260	710,35	32,94	1,77
u_A	0,008	0,011	4,70	0,26	0,01
ABS Medical Z					
$\bar{X}$	4,187	5,158	362,75	16,80	0,74
u_A	0,005	0,008	17,55	0,82	0,04

W tabeli 6.12 przedstawiono wyniki ze statycznej próby zginania. Próbkki posiadały kształt prostopadłościennych belek i nie wymagały struktur podporowych w każdym kierunku druku. Podczas próby zginania rejestrowano maksymalną siłę zginającą oraz ugięcie Lm , przy którym nastąpiło złamanie próbkki. Próbkki wytworzone z materiału PLA w kierunku Y posiadały największą wytrzymałość, uzyskując o 36 % większą wartość Fm w odniesieniu do kierunku X i o 779 % w porównaniu do Z. Dodatkowo cechowały się zdolnością do większego ugięcia przed złamaniem. Z kolei próbkki wykonane z PLACTIVE ponownie nie wykazały znacznych różnic odnosząc się do tych wytworzonych z PLA, niemniej

jednak zarejestrowano mniejsze wartości F_m dla każdego kierunku. Różnica średniej maksymalnej siły między kierunkiem drukowania Y oraz X, która wyniosła 33 %. Próbkę wytworzone z materiału ABS Medical cechowały się większą elastycznością, osiągając największe wartości ugięcia. Anizotropia wytrzymałości na rozciąganie dla tego materiału była najmniejsza.

Tabela 6.12. Wyniki statycznej próby zginania materiałów termoplastycznych

Pomiar	a , mm	b , mm	F_m , N	L_m , mm
PLA X				
$\bar{X}$	4,168	10,006	109,78	4,88
u_A	0,006	0,010	1,25	0,03
PLA Y				
$\bar{X}$	4,036	10,173	149,23	9,00
u_A	0,006	0,015	0,98	0,32
PLA Z				
$\bar{X}$	3,933	9,916	16,98	1,82
u_A	0,016	0,027	1,62	0,15
PLACTIVE X				
$\bar{X}$	4,209	10,044	89,73	3,92
u_A	0,007	0,011	1,67	0,09
PLACTIVE Y				
$\bar{X}$	4,048	10,262	118,91	4,62
u_A	0,010	0,008	1,99	0,11
PLACTIVE Z				
$\bar{X}$	3,957	10,005	15,36	0,83
u_A	0,009	0,015	0,79	0,04
ABS Medical X				
$\bar{X}$	3,993	10,184	100,08	10,60
u_A	0,009	0,010	0,09	0,44
ABS Medical Y				
$\bar{X}$	4,107	10,004	118,25	12,81
u_A	0,009	0,005	0,87	0,40
ABS Medical Z				
$\bar{X}$	4,139	10,100	47,41	2,10
u_A	0,006	0,007	1,28	0,06

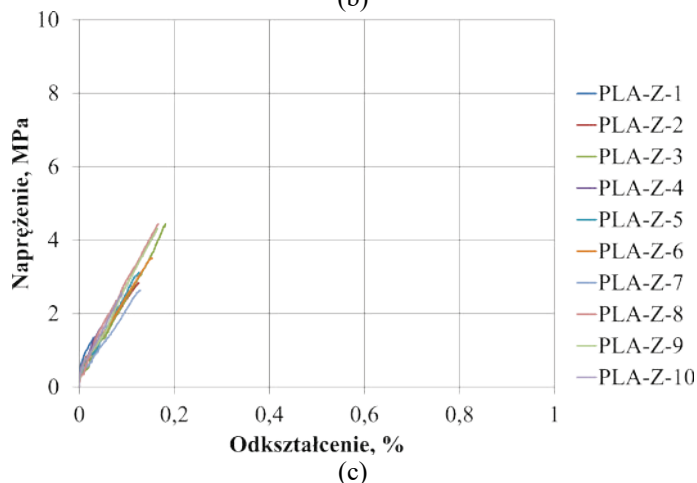
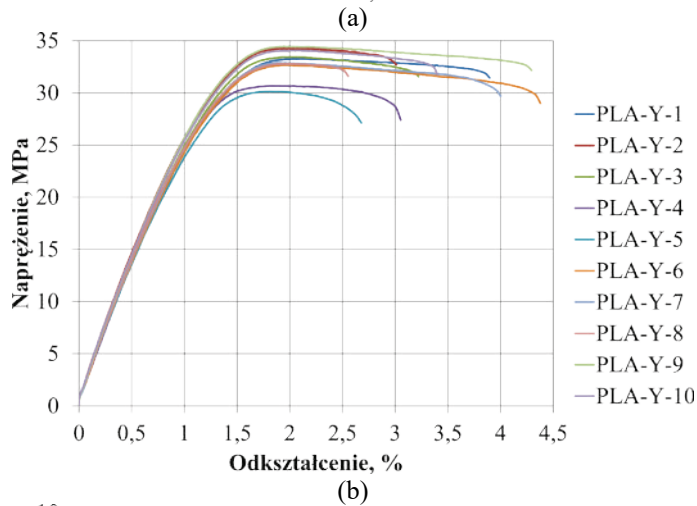
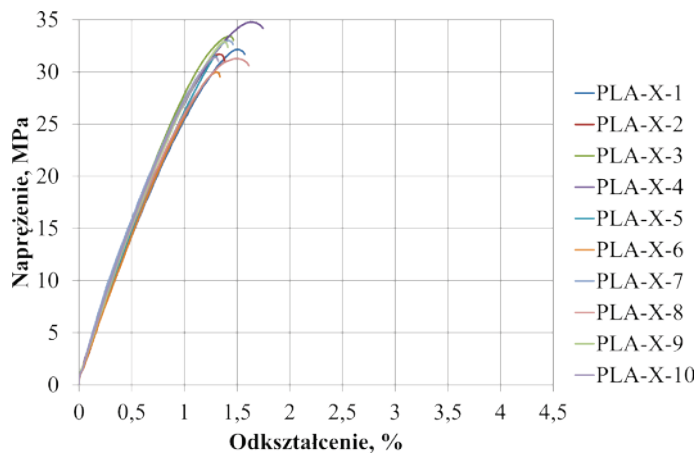
Warto zwrócić uwagę, że zjawisko anizotropii jest mało widoczne podczas występowania sił ściskających podczas przeprowadzania próby ściskania dla każdego z materiałów. Wiązania kowalencyjne występujące wzdłuż łańcuchów

polimerowych są bardzo silne i odgrywają kluczową rolę w zapewnieniu wewnętrznej wytrzymałości materiałów polimerowych. Podczas ściskania, te łańcuchy nie ulegają łatwemu zerwaniu ani deformacji, ponieważ ściskanie działa w kierunku zgodnym z ich wytrzymałością.

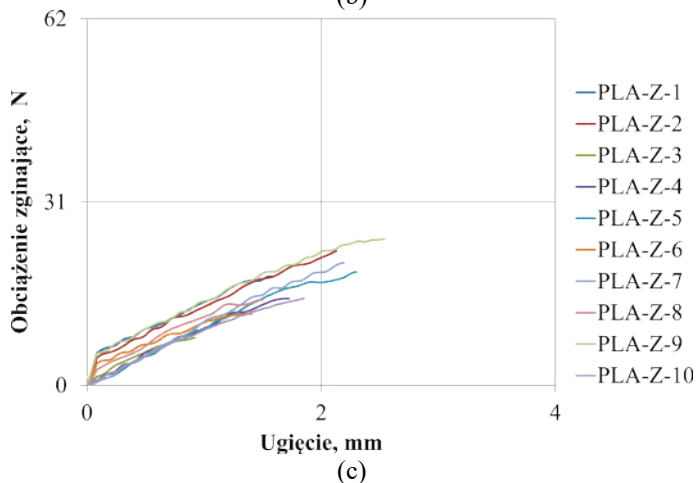
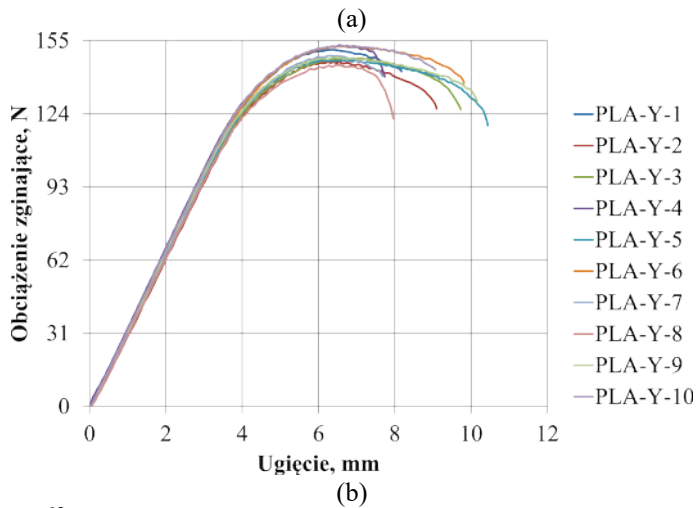
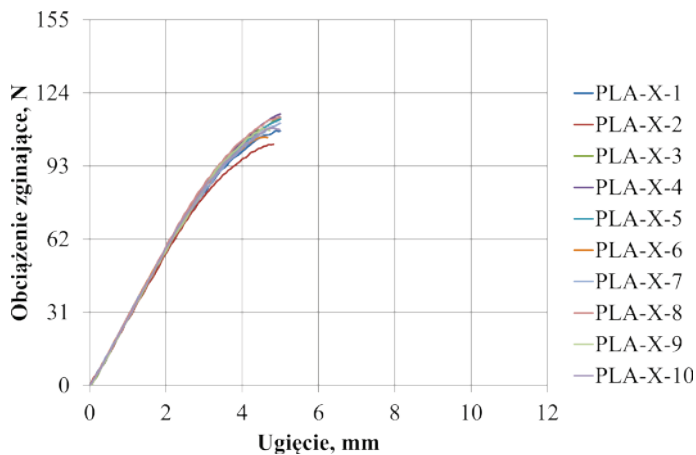
Na rysunkach 6.18 – 6.20 przedstawiono wykresy uzyskane z prób wytrzymałościowych próbek wykonanych z materiału PLA. W przypadku rozciągania kierunek drukowania Y pozwolił na uzyskanie znacznych odkształceń, tym samym próbki były bardziej plastyczne, a zerwanie zachodziło w zakresie 2,5 – 4,5 %. Próbki X ulegały zerwaniu znacznie wcześniej przy odkształceniu około 1,5 % i cechowały się ograniczoną plastycznością, a te wytworzone w kierunku Z w zakresie 0,1 – 0,2 % i pękały krucho.

Podobną charakterystykę zaobserwowano dla próbek zginanych, gdzie te oznaczone jako Y zachowały największą plastyczność osiągając największe wartości ugięcia przed złamaniem.

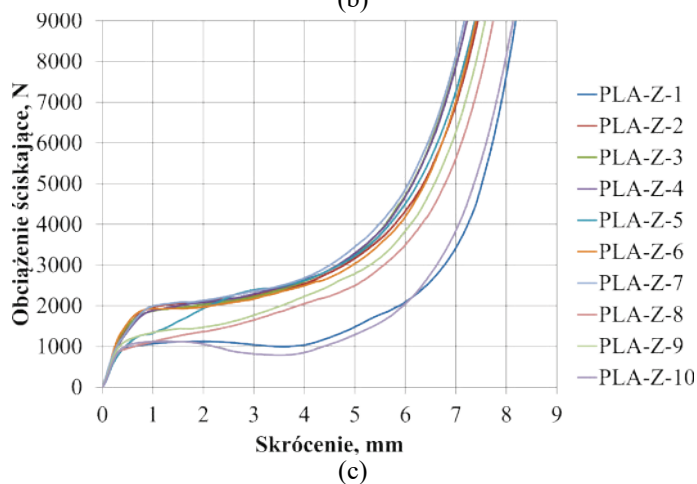
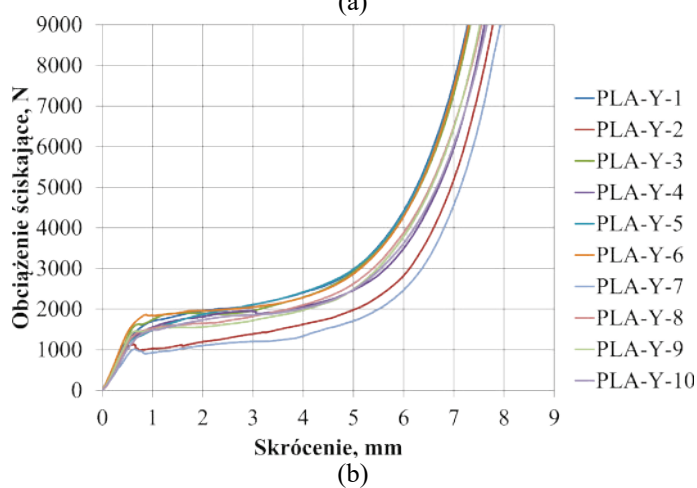
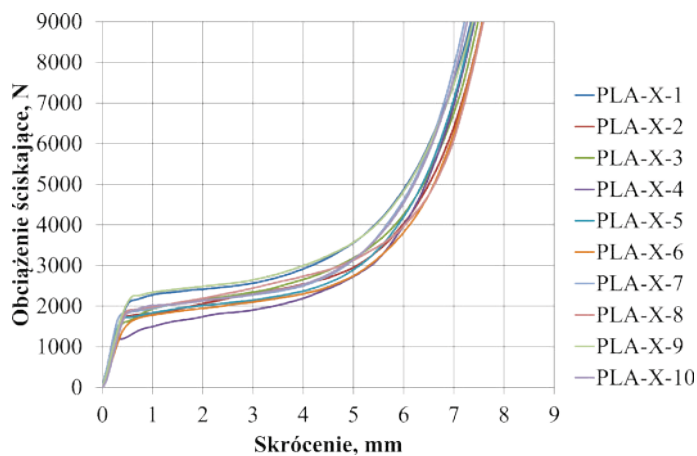
W przypadku próby ściskania krzywe posiadały bardzo zbliżoną charakterystykę bez względu na kierunek wydruku, niemniej jednak sposób ułożenia warstw wpłynął na rozrzut wyników, który był największy dla próbek Z.



Rys. 6.18. Krzywe uzyskane z próby rozciągania próbek PLA: (a) X, (b) Y, (c) Z



Rys. 6.19. Krzywe uzyskane z próby zginania próbek PLA: (a) X, (b) Y, (c) Z

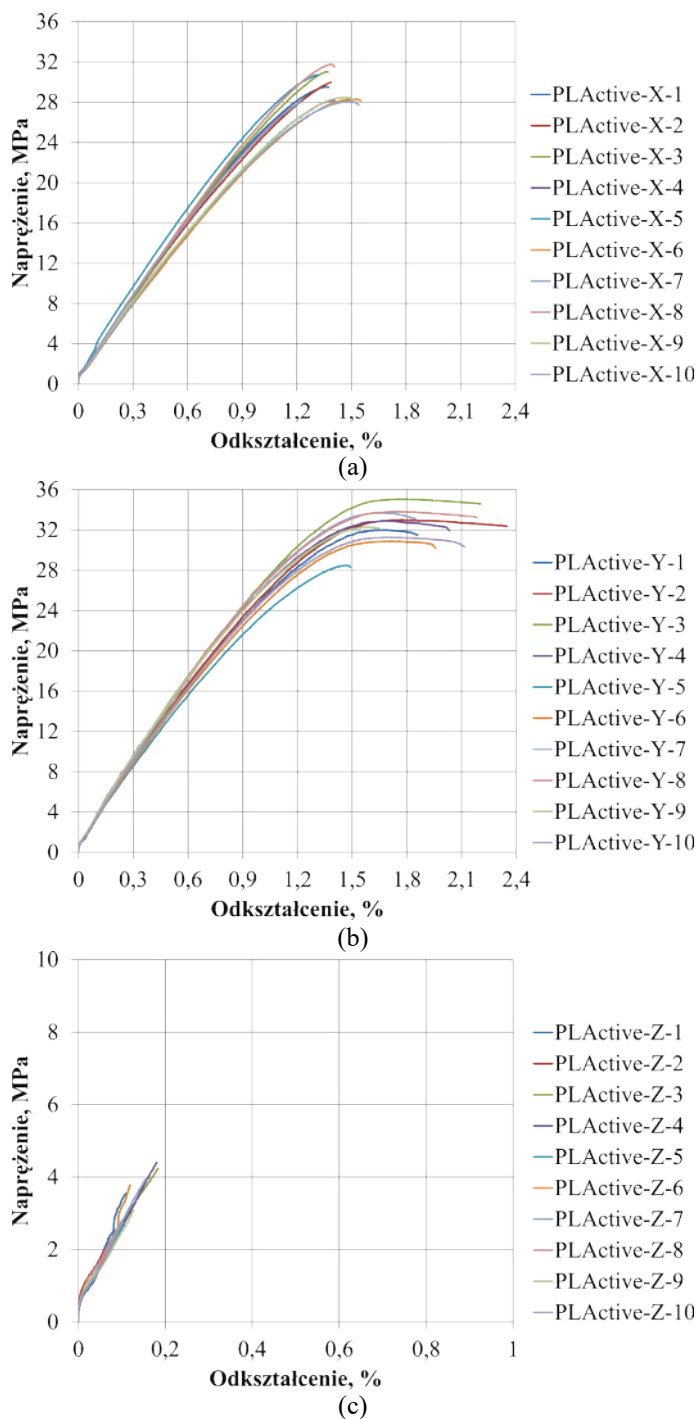


Rys. 6.20. Krzywe uzyskane z próby ściskania próbek PLA: (a) X, (b) Y, (c) Z

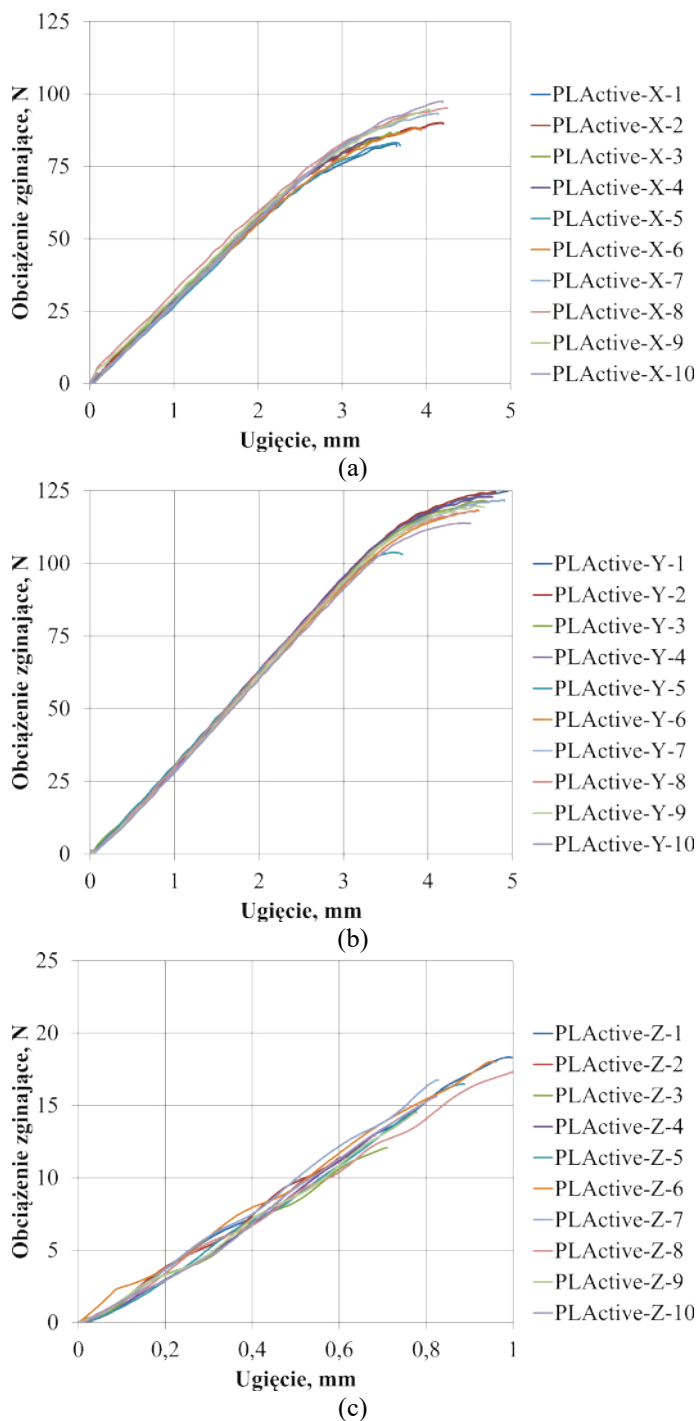
Na rysunkach 6.21 – 6.23 przedstawiono wykresy uzyskane z prób wytrzymałościowych próbek wykonanych z materiału PLACTIVE. Próbki wykonane w kierunku Y i rozciągane uzyskały największe odkształcenie, niemniej jednak mniejsze niż w przypadku materiału PLA i ulegały zerwaniu w przedziale 1,5 – 2,4 %. Próbki X pękały w początkowym zakresie odkształceń plastycznych, tj. około 1,4 %. Natomiast dla kierunku drukowania Z, próbki pękały krucho, nie przekraczając 0,2 % odkształcenia, wykazując najmniejszą wytrzymałość na rozciąganie.

Próba statycznego zginania ujawniła również mniejszą plastyczność próbek Y w odniesieniu do tych wykonanych z materiału PLA. W przypadku ściskania ponownie nie stwierdzono wyraźnych różnic, lecz seria próbek Y oraz Z cechowała się znacznym rozrzutem wyników w porównaniu do serii X.

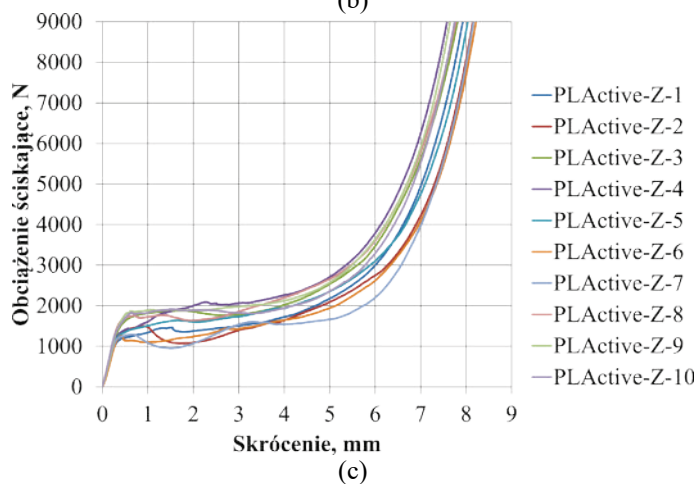
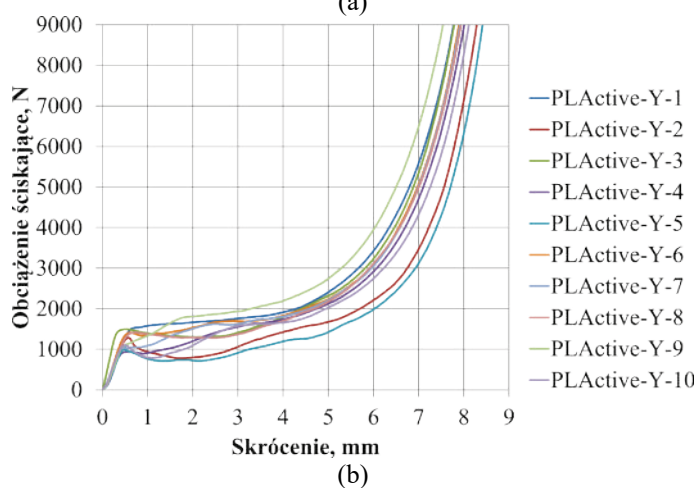
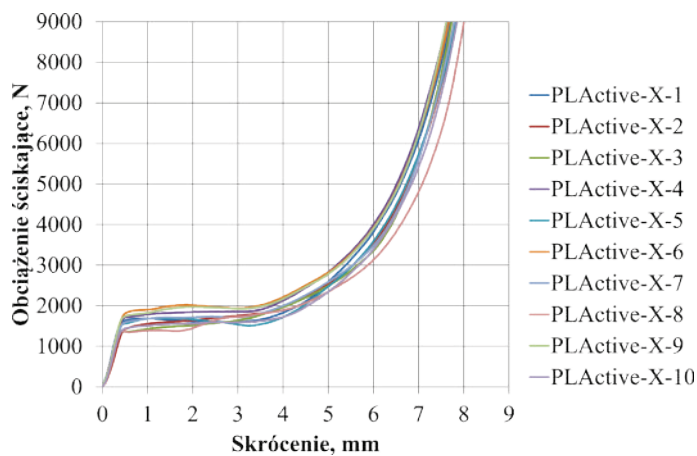
Analizując przedstawione charakterystyki można stwierdzić, że dodatek 1 % nano-miedzi spowodował zmniejszenie plastyczności w przypadku rozciągania i zginania.



Rys. 6.21. Krzywe uzyskane z próby rozciągania próbek PLACTIVE: (a) X, (b) Y, (c) Z



Rys. 6.22. Krzywe uzyskane z próby zginania próbek PLACTIVE: (a) X, (b) Y, (c) Z



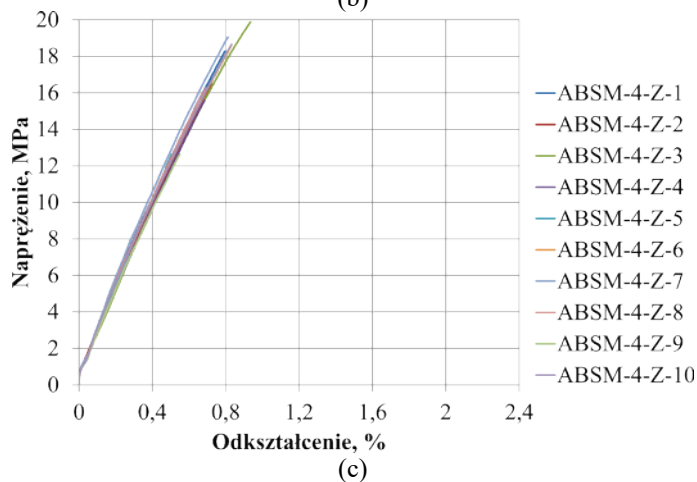
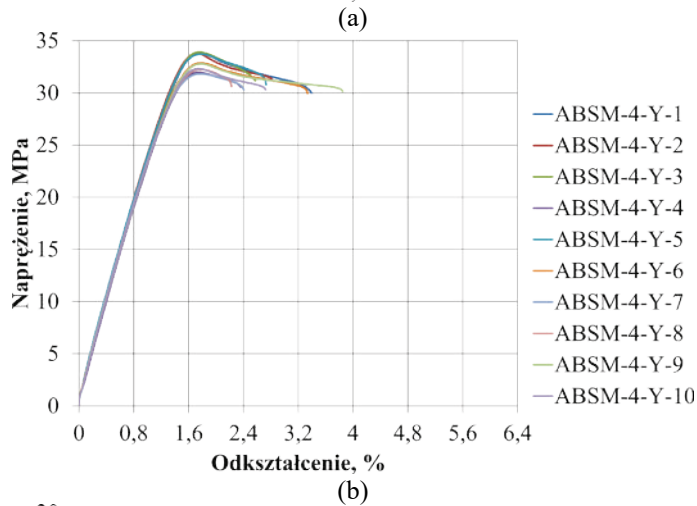
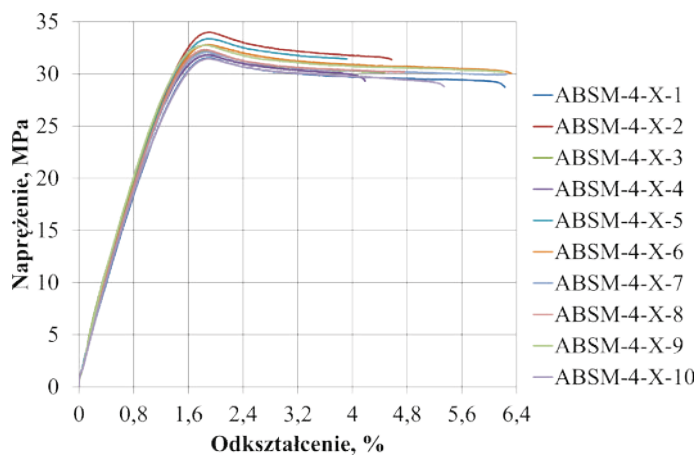
Rys. 6.23. Krzywe uzyskane z próby ściskania próbek PLACTIVE (a) X, (b) Y, (c) Z

Na rysunkach 6.24 – 6.26 przedstawiono wykresy uzyskane podczas badania próbek wykonanych z materiału ABS Medical. Należy zwrócić uwagę, że w każdym eksperymencie uzyskano mniejszy rozrzut wyników w porównaniu do materiałów PLA i PLACTIVE.

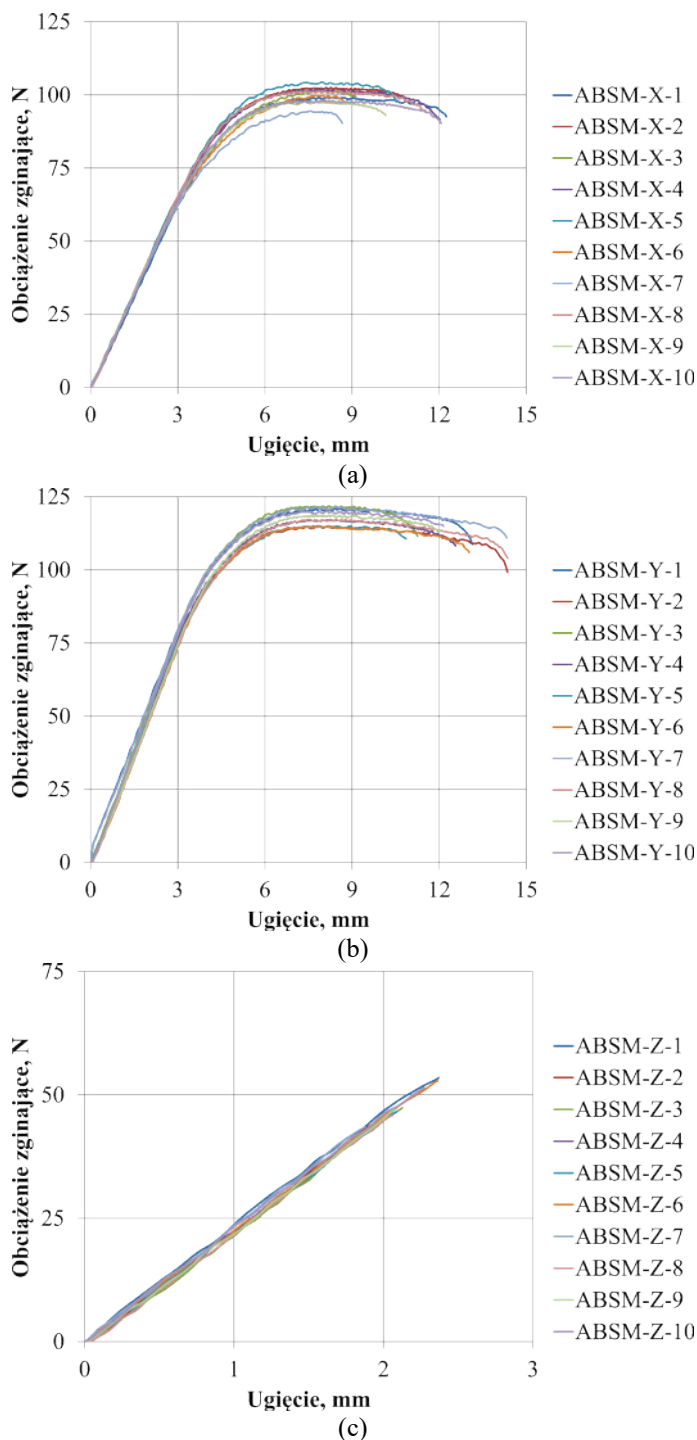
Dodatkowo, w przypadku rozciągania, próbki X osiągały znaczny zakres odkształceń plastycznych i ulegały zerwaniu przy wartości 4,0 – 6,4 %, gdzie te z serii Y zostały zniszczone znacznie wcześniej. Niemniej jednak, próbki Z pękały krucho przy odkształceniu około 0,8 %.

Największe wartości ugięcia uzyskały prostopadłościennne próbki wytworzone w kierunku Y, seria X i Z odpowiednio wytrzymała mniejsze obciążenia i posiadała mniejsze wartości ugięcia przy złamaniu.

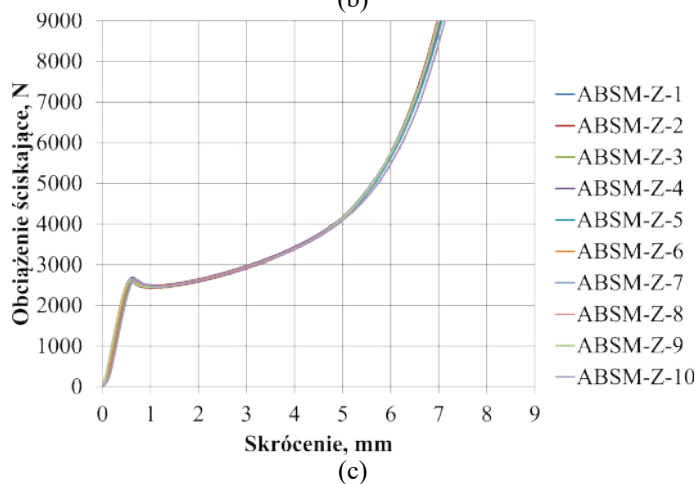
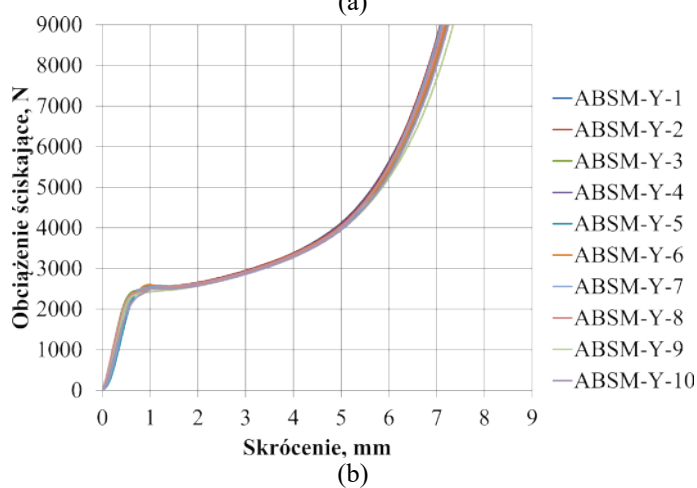
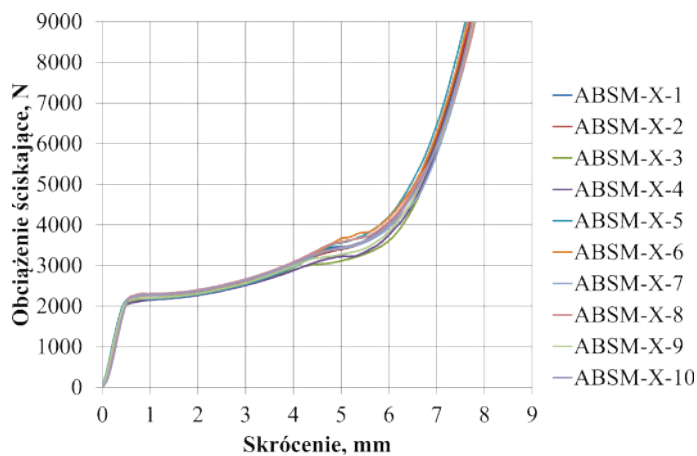
W przypadku próby ściskania największy rozrzut wyników zaobserwowano dla serii X. Nie stwierdzono wyraźnej anizotropii.



Rys. 6.24. Krzywe uzyskane z próby rozciągania próbek ABS Medical: (a) X, (b) Y, (c) Z



Rys. 6.25. Krzywe uzyskane z próby zginania próbek ABS Medical: (a) X, (b) Y, (c) Z



Rys. 6.26. Krzywe uzyskane z próby ściskania próbek ABS Medical: (a) X, (b) Y, (c) Z

Statyczna próba rozciągania została powtórzona z wykorzystaniem próbek cienkościennych, w celu sprawdzenia wpływu geometrii badanych elementów na niepewność wartości parametrów charakteryzujących właściwości mechaniczne, spełniając tym samym cel dodatkowy niniejszej pracy. Wykorzystano materiał ABS Medical, a próbki wykonano w trzech wariantach wartości parametru a (grubości) 1 mm, 1,4 mm oraz 1,8 mm. Zauważono, że wraz ze zwiększeniem grubości próbki następuje zwiększenie wartości niepewności maksymalnej zarejestrowanej siły dla kierunku drukowania X, Y i Z (tabela 6.13). Odpowiednio: $\pm 1,30$ N (1 mm), $\pm 2,80$ N (1,4 mm), $\pm 3,37$ N (1,8 mm), $\pm 6,08$ N (4 mm) dla kierunku drukowania X. W przypadku wytrzymałości na rozciąganie stwierdzono odwrotną zależność dla kierunków Y i Z, np.: niepewność próbek Z prezentowała się następująco: $\pm 1,48$ MPa (1 mm), $\pm 1,11$ MPa (1,4 mm), $\pm 1,05$ MPa (1,8 mm), $\pm 0,82$ MPa (4 mm). Porównując niepewność wytrzymałości na rozciąganie serii X również nastąpiło jej zmniejszenie: $\pm 0,34$ MPa (1 mm), $\pm 0,26$ MPa (4 mm), niemniej jednak zastosowana grubość próbki 1,4 mm uzyskała mniejszą wartość ($\pm 0,28$ MPa) niż 1,8 mm ($\pm 0,33$ MPa). Nie stwierdzono znaczącego wpływu na niepewność charakteryzującą odkształcenie przy maksymalnym naprężeniu.

Tabela 6.13. Wyniki statycznej próby rozciągania próbek cienkościennych

Pomiar	a , mm	b , mm	F_m , N	R_m , MPa	ε_m , %
ABS Medical X ($a = 1$ mm)					
$\bar{X}$	1,042	5,296	145,47	26,38	1,53
u_A	0,003	0,031	1,30	0,34	0,02
ABS Medical Y ($a = 1$ mm)					
$\bar{X}$	1,089	5,150	162,17	28,92	1,58
u_A	0,004	0,008	2,12	0,41	0,02
ABS Medical Z ($a = 1$ mm)					
$\bar{X}$	1,134	4,816	72,17	13,23	0,73
u_A	0,006	0,037	8,07	1,48	0,11
ABS Medical X ($a = 1,4$ mm)					
$\bar{X}$	1,451	5,278	224,13	29,25	1,61
u_A	0,008	0,012	2,80	0,28	0,02
ABS Medical Y ($a = 1,4$ mm)					
$\bar{X}$	1,632	5,168	266,34	31,47	1,67
u_A	0,006	0,024	2,33	0,32	0,01
ABS Medical Z ($a = 1,4$ mm)					
$\bar{X}$	1,664	5,071	123,39	14,60	0,68
u_A	0,011	0,011	9,19	1,11	0,06

Tabela 6.13. Ciąg dalszy

Pomiar	a , mm	b , mm	Fm , N	Rm , MPa	ε_m , %
ABS Medical X ($a = 1,8$ mm)					
$\bar{X}$	1,803	5,315	305,50	31,89	1,76
u_A	0,003	0,010	3,37	0,33	0,01
ABS Medical Y ($a = 1,8$ mm)					
$\bar{X}$	1,961	5,217	348,56	34,09	1,70
u_A	0,004	0,022	2,62	0,29	0,06
ABS Medical Z ($a = 1,8$ mm)					
$\bar{X}$	2,080	5,127	191,11	17,93	0,85
u_A	0,003	0,014	11,10	1,05	0,06

Badania z wykorzystaniem metody Taguchi

Badania technologii FDM zostały rozszerzone o eksperyment z wykorzystaniem metody Taguchi. Przedmiotem badań były próbki przeznaczone do statycznej próby rozciągania (zgodnie z [N7]), wytworzone z materiału PLACTIVE. W tej metodzie zakłada się, że istnieje idealny (optymalny) poziom czynnika wyjściowego, co oznacza optimum funkcji-kryterium optymalizacji. Uważa się, że zwiększenie odchyłeń procesu od wartości optymalnej nie prowadzi do proporcjonalnych strat jakości, ale do strat podniesionych do kwadratu. Celem tego podejścia jest zidentyfikowanie wpływu poszczególnych czynników wejściowych oraz funkcji straty, określanej jako współczynnik SN , która odzwierciedla zmienność badanego czynnika wyjściowego spowodowaną zakłóceniami (odchyleniami) procesu. Zdobycie takich informacji umożliwia podjęcie działań optymalizacyjnych, które mają na celu zminimalizowanie kwadratów odchyłeń lub wariancji wartości danego czynnika wynikowego od jego wartości optymalnej. Po realizacji całego planu eksperymentalnego oblicza się wartości czynnika wyjściowego na różnych poziomach zmienności czynnika wejściowego, a następnie określa różnice między tymi wartościami. Większa różnica wskazuje na silniejszy wpływ badanego czynnika wejściowego na czynnik wyjściowy. Celem tego etapu jest identyfikacja czynników wejściowych, które mają największy wpływ na wynik procesu. Następnie oblicza się wartość funkcji straty na każdym poziomie zainteresowania dla każdego czynnika wejściowego, oceniając ich odporność na zakłócenia (im większa wartość, tym większa odporność) [77].

Podejście Taguchiego mierzy jakość poprzez minimalizację zmienności działania produktu w odpowiedzi na czynniki zakłócające N (noise factors), przy równoczesnej maksymalizacji zmienności w odpowiedzi na czynniki sygnału S (signal factors). Oba te kryteria można rozpatrywać łącznie, maksymalizując funkcję kryterium $\eta = S/N$. W zależności od rodzaju własności badanego obiektu Taguchi zaproponował wiele kryteriów typu „im mniejsze – tym lepsze”, „im

większe – tym lepsze”, „najlepsze-nominalne”, „częściowo niesprawne” i „znakowany cel”. W badaniu analizowano dwa czynniki wyjściowe, tj. wytrzymałość na rozciąganie, gdzie zastosowano funkcję kryterium „im większe – tym lepsze” [77]:

$$\eta = SN = -10 \cdot \log \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{1}{y_i^2} \right) \quad (6.27)$$

oraz chropowatość wyrażoną parametrem Ra , gdzie zastosowano funkcję kryterium „im mniejsze – tym lepsze” wyrażoną wzorem:

$$\eta = SN = -10 \cdot \log \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i^2 \right) \quad (6.28)$$

gdzie: η – współczynnik SN , n – liczba pomiarów, y – mierzona cecha.

Do przeprowadzenia badania wybrano 6 parametrów o trzech stopniach zmienności:

- wysokość warstwy – grubość jednej warstwy materiału w procesie wytwarzania przyrostowego, mniejsze wartości wpływają na wyższą jakość powierzchni, lecz wydłużają proces druku, przyjęto wysokość warstwy na poziomach: 0,1; 0,2 oraz 0,3 mm;
- gęstość wypełnienia – określa w jakim stopniu wewnątrz drukowanego obiektu jest wypełnione materiałem, wyższa wartość gęstości zapewnia zazwyczaj większą wytrzymałość, lecz także zwiększa zużycie materiału i czas druku, w ramach eksperymentu zastosowano: 10, 50 oraz 90 % wypełnienia;
- temperatura dyszy drukarki 3D – podgrzanie materiału do stanu półpłynnego w celu umożliwienia jego wytłaczania, producent podaje, że temperatura druku dla materiału PACTIVE powinna zawierać się w 190-210 °C, zatem wybrano trzy stopnie zmienności: 200, 205 i 210 °C, zbyt niska temperatura może prowadzić do niedrożności głowicy drukującej;
- orientacja (kierunek wydruku) – położenie obiektu na platformie roboczej, ponownie zastosowano kierunki X, Y i Z;
- wzór wypełnienia – sposób w jaki układane są linie materiału wewnątrz drukowanego elementu, oprogramowanie MakerBot daje możliwość wytwarzania według wielu różnych wzorów, wybrano jednak trzy dedykowane przez producenta do zastosowań inżynierskich: *Linear* (liniowy), *Hexagonal* (heksagonalny, tzw. plaster miodu) oraz *Diamond* (diamentowy, składający się z rombów);
- prędkość drukowania – określa jak szybko dysza porusza się podczas nakładania materiału, w oprogramowaniu istnieje możliwość ustawienia wielu różnych prędkości: *Travel Speed* (prędkość głowicy drukującej, gdy nie

wytłacza materiału), *Outlines* (prędkość drukowania zewnętrznego konturu tzw. shell), *Solid* (prędkość drukowania zewnętrznych powierzchni modelu, górnych i dolnych), *Sparse* (prędkość drukowania wypełnienia), zdecydowano się na zastosowanie jako czynnika wejściowego ustawienia *Sparse*, gdyż posiada największy udział w procesie wytwarzania obiektu.

Pozostałe parametry pozostały niezmiennie, a ich wartości przedstawiono w tabeli 6.14.

Tabela 6.14. Parametry stałe w trakcie eksperymentu planowanego metodą Taguchi

Opcja	Parametr	Wartość
Tryb	–	Zrównoważony
Drukarka	Temperatura stołu roboczego	55 °C
	Prędkość przejazdu (bez ekstruzji)	80 mm/s
Dysza drukująca	Dystans retrakcji	5 mm
Górna powierzchnia	Grubość wewnętrznej warstwy	0,36 mm
	Grubość zewnętrznej warstwy	0,72 mm
Obrys / kontur	Stały początek warstwy	Tak
	Inteligentne łączenie ścieżek	Nie
	Prędkość wentylatora	100 %
	Prędkość drukowania zew. konturu	25 mm/s
	Kierunek rozpoczęcia	215 °
	Ilość obrysów ściany	2
Wypełnienie	Prędkość drukowania zew. powierzchni	35 mm/s
Dolna powierzchnia	Grubość wewnętrznej warstwy	0,18 mm
	Grubość zewnętrznej warstwy	0,6 mm
Podpory	Podpory pod mostami	Nie
	Kąt generowania podpór	60 °
	Odległość początkowa	1 mm
	Gęstość podpór	20 %
	Odstęp podpory od modelu	0,2 mm
	Typ podpory	Odlamylne
Warstwa bazowa	Raft (podstawa podporowa, „tratwa”)	Tak

Czynniki wejściowe zostały oznaczone odpowiednio literami od *A* do *F*, jak przedstawiono w tabeli 6.15. Opracowano macierz ortogonalną L27, pozwalającą na ograniczenie liczby wymaganych eksperymentów (pełny wymagałby 729 eksperymentów) przy jednoczesnym zachowaniu możliwości efektywnej analizy (tabela 6.16).

Tabela 6.15. Parametry i stopnie zmienności

Parametr		Stopień zmienności		
		1	2	3
A	Wysokość warstwy, mm	0,1	0,2	0,3
B	Gęstość wypełnienia, %	10	50	90
C	Temperatura, °C	200	205	210
D	Orientacja	X	Y	Z
E	Wzór wypełnienia	Linear	Hexagonal	Diamond
F	Prędkość drukowania, mm/s	10	50	90

Tabela 6.16. Macierz ortogonalna L27 z wartościami stopni zmienności

No	A	B	C	D	E	F
1	0,1	10	200	X	Linear	50
2	0,1	10	205	Y	Hexagonal	10
3	0,1	10	210	Z	Diamond	90
4	0,1	50	200	Y	Hexagonal	90
5	0,1	50	205	Z	Diamond	50
6	0,1	50	210	X	Linear	10
7	0,1	90	200	Z	Diamond	10
8	0,1	90	205	X	Linear	90
9	0,1	90	210	Y	Hexagonal	50
10	0,2	10	200	Y	Diamond	10
11	0,2	10	205	Z	Linear	90
12	0,2	10	210	X	Hexagonal	50
13	0,2	50	200	Z	Linear	50
14	0,2	50	205	X	Hexagonal	10
15	0,2	50	210	Y	Diamond	90
16	0,2	90	200	X	Hexagonal	90
17	0,2	90	205	Y	Diamond	50
18	0,2	90	210	Z	Linear	10
19	0,3	10	200	Z	Hexagonal	90
20	0,3	10	205	X	Diamond	50
21	0,3	10	210	Y	Linear	10
22	0,3	50	200	X	Diamond	10
23	0,3	50	205	Y	Linear	90
24	0,3	50	210	Z	Hexagonal	50
25	0,3	90	200	Y	Linear	50
26	0,3	90	205	Z	Hexagonal	10
27	0,3	90	210	X	Diamond	90

Badania przeprowadzono z użyciem 270 próbek (10 powtórzeń każdej kombinacji). Do dedykowanego przez producenta oprogramowania drukarki 3D MakerBot zaimportowano wirtualne modele próbek, zmieniając odpowiednio czynniki wejściowe. Program poprzez symulację druku pozwala na oszacowanie czasu druku oraz ilość potrzebnego materiału, wyniki symulacji zawarto w tabeli 6.17. Próbkę po zakończonym procesie wytwarzania usunięto z platformy roboczej drukarki, następnie oczyszczono z tzw. „tratwy” (*raft*) oraz materiału podporowego (jeśli wystąpił, jak w przypadku próbek drukowanych w kierunku Y). Następnie każda próbka została zważona przy użyciu wagi elektronicznej oraz przeprowadzono pomiary cech geometrycznych (grubość a , wysokość b) za pomocą mikrometru. Kolejno, wykonano pomiary chropowatości powierzchni, rejestrując parametry Ra oraz Rz . Każdą próbkę oceniono wizualnie, nie stwierdzono występowania wad powierzchni, a kierunek wykonywanego pomiaru określono jako prostopadły do kierunku ułożenia nierówności powierzchni (warstw). Określono ustawienia warunków pomiarowych, które przedstawiono w tabeli 6.2. Miejscem wykonywania pomiarów była górna powierzchnia próbki. W ostatnim etapie próbki posłużyły do przeprowadzenia statycznych prób rozciągania, wykorzystując do tego celu maszynę wytrzymałościową Inspekt Mini.

Tabela 6.17. Szacowany czas druku oraz ilość materiału

Seria	Czas druku, min	Ilość materiału, g	Seria	Czas druku, min	Ilość materiału, g
1	137	20,3	15	114	22
2	185	17,7	16	97	23,9
3	442	9,5	17	126	24
4	178	19,1	18	318	13,3
5	471	11,5	19	156	10
6	193	22,9	20	73	21,4
7	530	13,3	21	95	20,8
8	146	25,3	22	102	23,6
9	185	20,2	23	88	23
10	123	19,8	24	174	11,7
11	235	9,3	25	96	25,1
12	93	21,3	26	213	12,3
13	260	11,4	27	80	26,1
14	126	22,8			

Czas wydruku próbek wytwarzanych w kierunku X był najmniejszy 116 min ($u_A = 13$ min), dla orientacji Y wyniósł 132 min ($u_A = 13$ min), a próbki Z cechowały się największym czasem wynoszącym 277 min ($u_A = 48$ min). W przypadku zużycia materiału otrzymano następujące wyniki uwzględniając orientację próbek: X – 23,1 g ($u_A = 0,6$ g), Y – 21,3 g ($u_A = 0,8$ g), Z – 13,3 g ($u_A = 1,5$ g). Różnice wynikające z uzyskanego zużycia wynikają z zastosowania opcji *Raft*, gdyż powierzchnia tratwy była większa dla próbek X i Y niż próbki Z.

W tabeli 6.18 i 6.19 przedstawiono wyniki przeprowadzonych pomiarów z uwzględnieniem wartości średnich oraz odchylenia standardowego.

Tabela 6.18. Wyniki pomiarów masy i wielkości geometrycznych

Seria	m , g	SD_m , g	a , mm	SD_a , mm	b , mm	SD_b , mm
1	1,49	0,01	4,206	0,017	5,105	0,022
2	1,40	0,05	4,079	0,012	5,384	0,022
3	1,28	0,01	4,113	0,015	5,112	0,028
4	1,58	0,06	4,101	0,023	5,391	0,031
5	1,61	0,02	4,163	0,019	5,153	0,016
6	1,94	0,02	4,195	0,031	5,160	0,025
7	1,88	0,03	4,119	0,020	5,109	0,012
8	2,26	0,01	4,208	0,021	5,068	0,028
9	1,70	0,02	4,086	0,015	5,392	0,021
10	1,62	0,02	4,085	0,016	5,531	0,026
11	1,27	0,01	3,981	0,018	5,033	0,019
12	1,69	0,02	4,320	0,032	5,093	0,012
13	1,58	0,02	4,047	0,029	5,079	0,015
14	1,87	0,01	4,287	0,016	5,130	0,022
15	1,93	0,03	4,104	0,017	5,501	0,034
16	1,96	0,02	4,317	0,033	5,147	0,045
17	2,21	0,03	4,120	0,022	5,554	0,037
18	1,90	0,02	4,025	0,016	5,069	0,012
19	1,37	0,02	4,064	0,032	5,122	0,034
20	1,72	0,02	4,355	0,066	5,146	0,017
21	1,66	0,02	4,090	0,022	5,299	0,014
22	2,03	0,02	4,328	0,038	5,131	0,015
23	1,98	0,02	4,101	0,026	5,323	0,016
24	1,63	0,01	4,121	0,018	5,158	0,020
25	2,25	0,01	4,098	0,017	5,318	0,020
26	1,74	0,06	4,053	0,045	5,096	0,038
27	2,33	0,02	4,334	0,019	5,135	0,026

Największą masę posiadały próbki serii 8, 17, 25 oraz 27, o wspólnej wartości czynnika wejściowego B (gęstość wypełnienia) wynoszącej 90 %. Największym odchyleniem standardowym wynoszącym 0,06 g cechowała się seria 4 i 26. W przypadku pomiaru grubości próbki a stwierdzono, że wszystkie serie posiadały dodatnie odchyłki od wartości nominalnej (CAD), za wyjątkiem serii 11 (wartość

średnia wyniosła 3,981 mm). Największe odchyłki zarejestrowano dla próbek drukowanych w kierunku osi X (na płasko). Należy również zaznaczyć, że w tym przypadku większe wartości wysokości warstwy skutkowały większymi odchyłkami od wartości nominalnej. Próbkki wytwarzane w kierunku Y w seriach 2, 9, 10 i 21 były najbliższe grubości nominalnej, a największą średnią wartość przyjęły te należące to serii 17 (4,120 mm). Próbkki drukowane w kierunku Z posiadały najmniejszą odchyłkę w seriach 11, 13, 18 (wysokość warstwy 0,2 mm). Zauważono jednak pewną zależność, grupując wyniki próbek Z według wysokości warstwy, tj. seria 3, 5, 7 (wysokość warstwy 0,1 mm), 11, 13, 18 (wysokość warstwy 0,2 mm), 19, 24, 26 (wysokość warstwy 0,3 mm) można dostrzec, że próbkki o gęstości wypełnienia na poziomie drugim (50 %) posiadały większe odchyłki od wartości nominalnej w każdej z grup. Największe odchylenie standardowe zaobserwowano dla serii 20 (próbkki wytwarzane w kierunku X) o wartości 0,066 mm.

Analizując szerokość próbkki *b* największe wartości średnie uzyskały serie wytwarzane w kierunku Y. Należy jednak pamiętać, że próbkki te posiadały struktury podporowe, usuwane za pomocą narzędzi ręcznych; śladowe pozostałości materiału mogły mieć wpływ na wynik pomiaru. Największe średnie wartości przyjęły serie 10, 15 i 17, które były wytwarzane w kierunku Y z przyjętym drugim poziomem wysokości warstwy 0,2 mm. Najmniejszą odchyłkę od wartości nominalnej przyjęły próbkki serii 11, drukowane w kierunku Z. Największe odchylenie standardowe wyznaczono dla serii 16.

Tabela 6.19. Wyniki pomiarów parametrów chropowatości powierzchni oraz wytrzymałości na rozciąganie

Seria	Ra , μm	SD_{Ra} , μm	Rz , μm	SD_{Rz} , μm	Rm , MPa	SD_{Rm} , MPa
1	3,281	0,383	17,970	1,894	24,80	0,47
2	9,593	0,760	51,715	3,587	21,14	1,04
3	8,386	0,266	46,757	4,220	1,67	0,20
4	9,918	1,444	51,742	8,110	22,99	0,91
5	8,691	0,495	46,433	5,247	4,07	0,77
6	4,193	0,178	21,076	1,177	27,33	0,41
7	9,770	0,390	57,523	4,222	2,37	0,51
8	4,143	0,394	20,131	2,646	38,21	1,04
9	10,791	1,164	61,323	11,934	24,80	0,58
10	12,954	1,151	60,727	3,308	23,45	0,42
11	14,758	1,277	73,474	6,972	4,70	0,61
12	5,535	0,410	28,492	5,454	29,23	0,44
13	15,797	1,460	79,021	6,677	7,38	0,70
14	6,134	0,230	28,871	2,984	31,36	0,51

Tabela 6.19. Ciąg dalszy

Seria	Ra , μm	SD_{Ra} , μm	Rz , μm	SD_{Rz} , μm	Rm , MPa	SD_{Rm} , MPa
15	12,594	1,318	59,079	4,131	28,61	1,01
16	6,070	0,380	28,074	1,449	31,95	0,46
17	15,085	0,584	72,446	4,242	30,64	1,35
18	14,204	0,280	80,329	3,953	2,15	0,41
19	23,627	0,231	103,006	3,577	2,68	0,25
20	7,091	0,717	38,242	3,999	30,76	0,45
21	21,882	0,669	87,169	4,370	24,41	0,49
22	8,264	0,524	45,355	4,874	32,79	0,66
23	21,210	0,733	86,716	3,466	26,47	0,86
24	23,963	0,879	105,961	3,759	6,89	0,52
25	21,540	0,520	85,586	2,784	34,34	0,90
26	21,513	0,757	109,034	8,490	1,85	0,31
27	8,165	1,148	46,947	8,392	38,20	0,56

Analizując średnie wartości parametru Ra oraz Rz można zauważyć, że najmniejsze wystąpiły dla serii wytwarzanych w kierunku X. Dodatkowo, porównując wyniki z uwzględnieniem wysokości warstwy można stwierdzić znaczny wpływ tego parametru na chropowatość powierzchni wyrażoną parametrem Ra i Rz . Im większy poziom czynnika wejściowego A , tym większa chropowatość powierzchni. Największą średnią wartość parametru Ra zarejestrowano dla serii 24 (23,963 μm), a wartość odchylenia standardowego dla serii 13 (1,460 μm).

W przypadku wytrzymałości na rozciąganie, znacznie większe średnie wartości parametru Rm przyjęły próbki wytwarzane w kierunku X i Y w odniesieniu do tych drukowanych w kierunku Z. Oprócz orientacji zauważalny wpływ na wytrzymałość na rozciąganie ma również czynnik wejściowy B (gęstość wypełnienia), gdzie dla próbek wytwarzanych w kierunkach X i Y większe wartości parametru Rm obserwowano przy wyższym poziomie gęstości wypełnienia. Cecha ta jednak kontrastuje z próbkami drukowanymi w kierunku Z, gdzie największą wytrzymałość na rozciąganie zachowały serie 5, 11, 13, 24, które nie zostały wytworzone przy gęstości wypełnienia na poziomie 90 %. Stwierdzić można, że adhezja między warstwami próbek o orientacji Z jest na tyle słaba, że nawet przy większej gęstości wypełnienia wytrzymałość na rozciąganie pozostaje niska. Próbki wytwarzane w kierunku Y cechowały się większymi wartościami odchylenia standardowego; największą zarejestrowano dla serii 17 (1,35 MPa).

W następnym etapie analizy wyników przystąpiono do obliczenia wartości czynnika wejściowego na różnych poziomach zmienności dla każdego czynnika wejściowego, wyrażoną jako średnio arytmetyczną. Przykładowo dla czynnika wejściowego A na poziomie pierwszym:

$$Y(A_1) = \frac{Y_1 + Y_2 + Y_3 + Y_4 + Y_5 + Y_6 + Y_7 + Y_8 + Y_9}{9} \quad (6.29)$$

Wyniki przedstawiono w tabeli 6.20. Aby zoptymalizować eksperyment biorąc za kryterium najmniejszy uzyskany parametr Ra należy wybrać: 1. poziom wysokości warstwy (0,1 mm), 1. poziom gęstości wypełnienia (10 %), 2. poziom temperatury głowicy (205 °C), 1. poziom orientacji (X), 3. poziom wzoru wypełnienia (diamond) oraz 1. poziom prędkości druku wypełnienia (10 mm/s). Przyjmując natomiast najwyższą wartość wytrzymałości na rozciąganie Rm należy założyć: 3. poziom wysokości warstwy (0,1 mm), 3. poziom gęstości wypełnienia (90 %), 2. poziom temperatury głowicy (205 °C), 1. poziom orientacji (X), 3. poziom wzoru wypełnienia (diamond) oraz 3. poziom prędkości druku wypełnienia (90 mm/s).

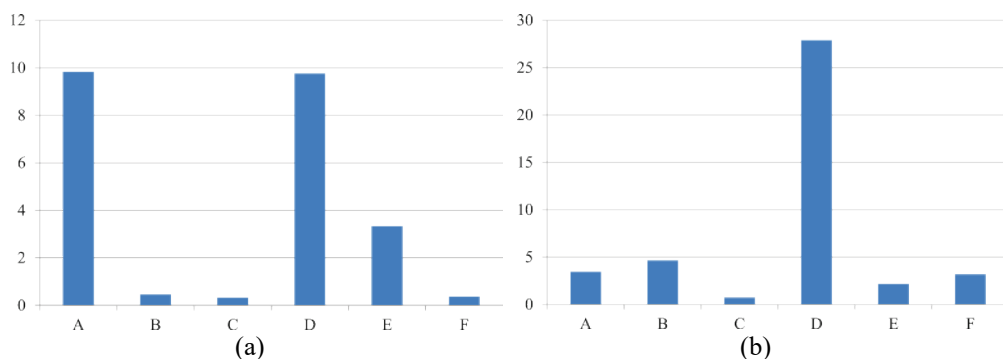
Tabela 6.20. Wartość czynnika wynikowego na różnych stopniach zmienności

Chropowość powierzchni wyrażona parametrem Ra , μm			
Parametr	Stopień zmienności		
	1	2	3
A	7,641	11,459	17,473
B	11,901	12,307	12,365
C	12,358	12,024	12,190
D	5,875	15,063	15,634
E	13,445	13,016	10,111
F	12,056	12,419	12,097
Wytrzymałość na rozciąganie Rm , MPa			
Parametr	Stopień zmienności		
	1	2	3
A	18,60	21,05	22,04
B	18,09	20,88	22,72
C	20,31	21,02	20,36
D	31,63	26,32	3,75
E	21,09	19,21	21,40
F	18,54	21,43	21,72

Wpływ badanych czynników wejściowych na czynnik wynikowy określono jako różnice między średnią wartością maksymalną i minimalną poziomu zmienności czynnika wynikowego. Na ten przykład dla czynnika wejściowego A :

$$Y(A) = \bar{Y}_{A \max} - \bar{Y}_{A \min} \quad (6.30)$$

Wyniki w postaci graficznej przedstawiono na rysunku 6.27. Największy wpływ na chropowość powierzchni reprezentowaną przez parametr Ra mają wysokość warstwy oraz orientacja (kierunek wydruku), natomiast w przypadku wytrzymałości na rozciąganie, największy wpływ posiada orientacja.



Rys. 6.27. Wpływ czynników wejściowych na: (a) chropowatość powierzchni wyrażoną parametrem Ra , (b) wytrzymałość na rozciąganie

Następnie stosując wzory (6.27) i (6.28) obliczono wartości wskaźników SN dla każdej serii, a wyniki zawarto w tabeli 6.21.

Tabela 6.21. Macierz ortogonalna L27 z uwzględnieniem wartości wskaźników SN

No	A	B	C	D	E	F	SN_{Rm}	SN_{Ra}
1	1	1	1	1	1	2	27,88	-10,374
2	1	1	2	2	2	1	26,47	-19,664
3	1	1	3	3	3	3	4,26	-18,475
4	1	2	1	2	2	3	27,21	-20,011
5	1	2	2	3	3	2	11,74	-18,794
6	1	2	3	1	1	1	28,73	-12,458
7	1	3	1	3	3	1	6,74	-19,804
8	1	3	2	1	1	3	31,64	-12,382
9	1	3	3	2	2	2	27,88	-20,706
10	2	1	1	2	3	1	27,40	-22,279
11	2	1	2	3	1	3	13,25	-23,410
12	2	1	3	1	2	2	29,31	-14,883
13	2	2	1	3	1	2	17,25	-24,005
14	2	2	2	1	2	1	29,92	-15,761
15	2	2	3	2	3	3	29,12	-22,046
16	2	3	1	1	2	3	30,09	-15,679
17	2	3	2	2	3	2	29,70	-23,577
18	2	3	3	3	1	1	6,31	-23,049
19	3	1	1	3	2	3	8,45	-27,469
20	3	1	2	1	3	2	29,76	-17,054
21	3	1	3	2	1	1	27,75	-26,805

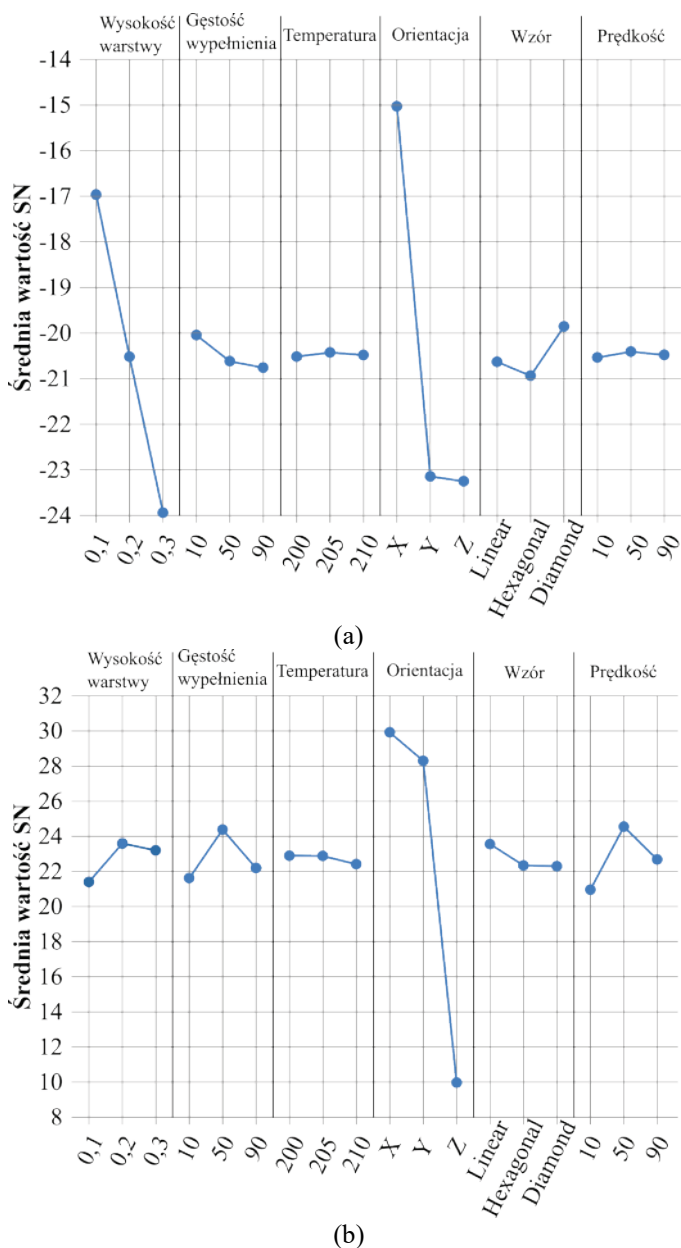
Tabela 6.21. Ciąg dalszy

22	3	2	1	1	3	1	30,31	-18,359
23	3	2	2	2	1	3	28,44	-26,535
24	3	2	3	3	2	2	16,69	-27,596
25	3	3	1	2	1	2	30,71	-26,667
26	3	3	2	3	2	1	4,99	-26,659
27	3	3	3	1	3	3	31,64	-18,316

Analizując czynnik wyjściowy Ra zastosowano docelową funkcję straty wynoszącą 0 (im mniejsza wartość ostateczna, tym lepiej), a Rm wynoszącą ∞ (im większa wartość ostateczna, tym lepiej). Na podstawie uzyskanych wyników (tabela 6.21) obliczono wartości wskaźników SN na różnych poziomach zmienności dla poszczególnych czynników wejściowych. Przykładowo, dla czynnika wejściowego B na poziomie pierwszym:

$$SN(B_1) = \frac{SN_1 + SN_2 + SN_3 + SN_{10} + SN_{11} + SN_{12} + SN_{19} + SN_{20} + SN_{21}}{9} \quad (6.31)$$

Różnice tych wartości umożliwiają ocenę odporności tych czynników zmiennych na zakłócenia. Wyniki przedstawiono na rys. 6.28. Zaobserwowano, że w przypadku chropowatości wyrażonej parametrem Ra najmniej odporne na zakłócenia są czynniki wejściowe A (wysokość warstwy) oraz D (orientacja), natomiast w przypadku wytrzymałości na rozciąganie jest to czynnik D (orientacja).



Rys. 6.28. Odporność czynników wejściowych na zakłócenia: (a) chropowatość Ra , (b) wytrzymałość na rozciąganie

W celu znalezienia optymalnej serii uwzględniając cztery kryteria: największa wytrzymałość na rozciąganie Rm , najmniejsza chropowatość wyrażona parametrem Ra , najmniejszy czas druku T oraz najmniejsze zużycie materiału m , zastosowano hierarchiczną analizę problemu decyzyjnego AHP (Analytic Hierarchy Process)

i popularną dyskretną metodę wielokryterialną SAW (Simple Additive Weighting). Metoda SAW polega na wyznaczeniu dla każdego wariantu decyzyjnego kombinacji liniowej znormalizowanych wartości elementów macierzy decyzyjnej oraz wektora wag. Należy wybrać wariant decyzyjny, dla którego kombinacja osiąga najwyższą wartość. Analizę AHP przeprowadzono w następujących krokach:

1. Zbudowanie modelu hierarchicznego problemu z celem, alternatywami i kryteriami.
2. Określenie priorytetów wśród elementów hierarchii za pomocą ocen opartych na skali Saaty'ego (tabela 6.22) poprzez odwracalne porównanie parami:

$$A = \begin{bmatrix} 1 & a_{12} & \cdots & a_{1n} \\ 1/a_{12} & 1 & \cdots & a_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1/a_{1n} & 1/a_{2n} & \cdots & 1 \end{bmatrix} \quad (6.32)$$

3. Dokonanie syntezy ocen i obliczenie wag.
4. Obliczenie spójności.
5. Uszeregowanie kryteriów.

Tabela 6.22. Stopnie przewagi w skali porównań parami w metodzie AHP [80]

Ocena numeryczna	Ocena słowna (definicja)
1	Elementy (cechy) są jednakowo ważne
2	Wartość pośrednia (bardzo słaba przewaga)
3	Słaba (umiarkowana) przewaga
4	Wartość pośrednia (pomiędzy umiarkowaną a silną przewagą)
5	Mocna (silna, duża) przewaga
6	Wartość pośrednia (pomiędzy silną a bardzo silną przewagą)
7	Bardzo mocna (silna, duża) lub zdecydowana przewaga
8	Wartość pośrednia (pomiędzy bardzo mocną a całkowitą przewagą)
9	Ekstremalna (całkowita) przewaga

Porównanie kryteriów parami przedstawiono w tabeli 6.23. Wartość 1 oznacza, że oba kryteria mają taką samą wagę i występuje przy porównaniu tych samych kryteriów. Przyjęto, że kryterium *Rm* jest 5 razy ważniejsze niż *Ra*, 7 razy ważniejsze niż *T* i 9 razy ważniejsze niż *m*. Dodatkowo, kryterium *Ra* jest 3 razy ważniejsze niż *T*, a kryterium *T* jest 2 razy ważniejsze niż *m*.

Tabela 6.23. Porównanie kryteriów parami

Kryterium	Rm	Ra	T	m	r_i	w_i	λ_i
Rm	1	5	7	9	4,213	0,657	2,747
Ra	0,2	1	3	5	1,316	0,205	0,850
T	0,143	0,333	1	2	0,556	0,087	0,350
m	0,111	0,2	0,5	1	0,325	0,051	0,208

W dalszym etapie analizy obliczono średnią geometryczną dla każdego wiersza r_i według wzoru:

$$r_i = \left(\prod_{j=1}^n a_{ij} \right)^{1/n} \quad (6.33)$$

następnie normalizowano średnie geometryczne, aby uzyskać wagi według wzoru:

$$w_i = \frac{r_i}{\sum_{i=1}^n r_i} \quad (6.34)$$

gdzie: r_i – średnia geometryczna, a_{ij} – element macierzy, n – wymiar macierzy dla $i, j=1, 2, \dots, n$.

Kolejno wyznaczono maksymalną wartość własną macierzy λ_{max} , która jest miarą zgodności porównań i odzwierciedla proporcjonalność preferencji ze wzoru:

$$\lambda_{max} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \lambda_i \quad (6.35)$$

gdzie: λ_i – wartość własna macierzy, $\lambda_i = \frac{\sum_{j=1}^n a_{ij} \cdot w_{ij}}{w_i}$

Wyznaczono $\lambda_{max} = 4,117$. Następnie obliczono indeks niezgodności $C.I.$ (Consistency Index), który reprezentuje odchylenie od zgodności, ze wzoru:

$$C.I. = \frac{\lambda_{max} - n}{n - 1} \quad (6.36)$$

gdzie: n – wymiar macierzy, λ_{max} – maksymalna wartość własna macierzy

Obliczono $C.I. = 0,039$. Kolejno wyznaczono współczynnik $C.R.$ (Consistency Ratio), który określa w jakim stopniu porównania ważności charakterystyk są

niezgodne ze sobą. Według AHP wartość $C.R.$ dla macierzy (4x4) powinna wynosić maksymalnie 8%. W celu oszacowania współczynnika $C.R.$ przyjęto wartość losowego indeksu niezgodności $R.I.$ na podstawie tabeli wielkości $R.I.$ oszacowanych na podstawie 500 000 macierzy [80].

$$C.R. = 100 \cdot \frac{C.I.}{R.I.} \quad (6.37)$$

Uzyskano wynik $C.R. = 4,387$; w związku z czym uznano spójność macierzy.

Kolejno, po uzyskaniu wag kryteriów metodą AHP, wykorzystano metodę SAW do obliczenia punktacji serii, w celu ich oceny. W pierwszym etapie należało przeprowadzić proces normalizacji kryteriów (tabela 6.24), który polega na przekształceniu danych tak, aby umożliwić porównanie ich wartości (kryteria posiadały różne jednostki miary). W tym celu wykorzystano normalizację liniową II typu [81]:

$$z_{ij} = \begin{cases} \frac{x_{ij}}{\max_i x_{ij}}, i \in I \\ 1 - \frac{x_{ij}}{\max_i x_{ij}}, i \in J \end{cases} \quad (6.38)$$

gdzie: x_{ij} – wartość i -tego wariantu decyzyjnego ze względu na j -te kryterium, I – zbiór kryteriów typu „zysk” (im więcej tym lepiej), J – zbiór kryteriów typu „koszt” (im mniej, tym lepiej), dla $i = 1, 2, \dots, m$.

Następnie wyznaczono funkcję agregującą S (tabela 6.24), która przypisuje wariantowi decyzyjnemu A_i kombinację liniową wektora wagowego oraz znormalizowanych wartości wariantu decyzyjnego, ze wzoru:

$$S(A_i) = \sum_{j=1}^n w_j \cdot z_{ij} \quad (6.39)$$

gdzie: w_j – współczynnik wagowy określający względną istotność j -tego kryterium, dla $i = 1, 2, \dots, m$

Tabela 6.24. Reprezentacja dyskretnego problemu decyzyjnego

Warianty decyzyjne	Kryteria				Ocena SAW <i>S</i>
	<i>T</i>	<i>m</i>	<i>Ra</i>	<i>Rm</i>	
1	0,742	0,222	0,863	0,649	0,679
2	0,651	0,322	0,600	0,553	0,559
3	0,166	0,636	0,650	0,044	0,209
4	0,664	0,268	0,586	0,602	0,587
5	0,111	0,559	0,637	0,106	0,239
6	0,636	0,123	0,825	0,715	0,701
7	0,000	0,490	0,592	0,062	0,187
8	0,725	0,031	0,827	1,000	0,892
9	0,651	0,226	0,550	0,649	0,607
10	0,768	0,241	0,459	0,614	0,577
11	0,557	0,644	0,384	0,123	0,241
12	0,825	0,184	0,769	0,765	0,742
13	0,509	0,563	0,341	0,193	0,270
14	0,762	0,126	0,744	0,821	0,765
15	0,785	0,157	0,474	0,749	0,666
16	0,817	0,084	0,747	0,836	0,778
17	0,762	0,080	0,371	0,802	0,673
18	0,400	0,490	0,407	0,056	0,180
19	0,706	0,617	0,014	0,070	0,141
20	0,862	0,180	0,704	0,805	0,758
21	0,821	0,203	0,087	0,639	0,519
22	0,808	0,096	0,655	0,858	0,773
23	0,834	0,119	0,115	0,693	0,557
24	0,672	0,552	0,000	0,180	0,205
25	0,819	0,038	0,101	0,899	0,684
26	0,598	0,529	0,102	0,048	0,132
27	0,849	0,000	0,659	1,000	0,866
Współczynniki wagowe	0,087	0,051	0,205	0,657	max = 0,892

W wyniku zaproponowanego podejścia, oceniono za najlepsze ustawienie parametrów o następujących wartościach: wysokość warstwy (0,1 mm), gęstość wypełnienia (90 %), temperatura dyszy (205 °C), orientacja (X), wzór wypełnienia (liniowy), prędkość drukowania wypełnienia (90 mm/s).

6.1.3. Technologia SLS

W ramach badań zastosowano również technologię SLS. W tym celu wykorzystano materiał PA 2200 (EOS GmbH, Krailling, Niemcy). Wytworzono łącznie 36 próbek przeznaczonych do statycznej próby rozciągania (typ 1BA), w kierunkach X, Y oraz Z (seria 12 próbek). Wykorzystano proszek w stanie fabrycznie nowym (nie został zmieszany z proszkiem już wykorzystanym w procesie addytywnym). Parametry druku 3D przedstawiono w tabeli 6.25. Zastosowano wysokość warstwy wynoszącą 0,1 mm, gdyż jak podaje producent wartość ta zapewnia wysoką jakość powierzchni oraz wysoką dokładność wykonania [S7]. Gęstość energii została obliczona za pomocą równania:

$$ED = \frac{P}{v \cdot h} x, \quad J/mm^2 \quad (6.40)$$

gdzie: P – moc lasera, W, v – prędkość skanowania lasera, mm/s, h – odległość między skanami, mm, x – współczynnik nakładania.

Tabela 6.25. Parametry wytwarzania próbek SLS

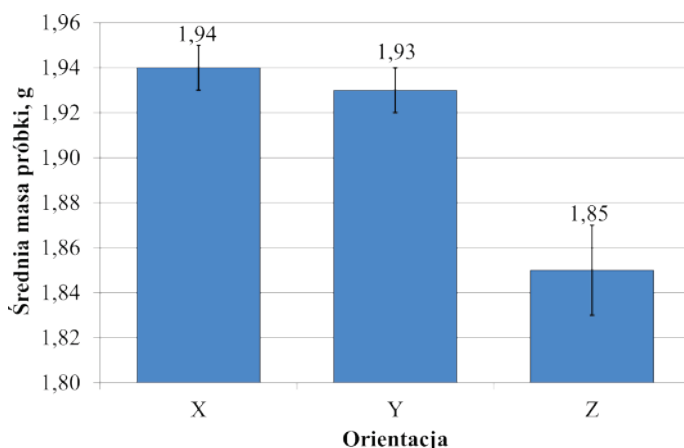
Parametr	Wysokość warstwy	Moc lasera	Prędkość skanowania lasera	Odległość między skanami	Średnica wiązki lasera	Współczynnik nakładania
	Lh , mm	P , W	v , mm/s	h , mm	d , mm	$x = \frac{d}{h}$
Wartość	0,1	21	2500	0,25	0,42	1,68

Próbki po zakończonym procesie wytwarzania zostały oczyszczone z pozostałości niespieczonego proszku za pomocą sprężonego powietrza. Następnie próbki do badań zostały zważone i zmierzone przy użyciu wagi i mikrometru elektronicznego. Kolejno, za pomocą chropowatościomierza stykowego wykonano pomiary chropowatości górnej powierzchni próbek, wzdłuż osi X próbek X, wzdłuż osi Y próbek Y i wzdłuż osi Z próbek Z. Przyjęte warunki pomiarowe przedstawiono w tabeli 6.26. Statyczne próby rozciągania przeprowadzono przy pomocy maszyny wytrzymałościowej Inspekt Mini, przy użyciu oprogramowania LabMaster.

Tabela 6.26. Warunki pomiarów chropowatości próbek SLS

Parametr	Wartość / ustawienie
Odcinek elementarny λ_c	2,5 mm (zgodnie z PN/EN ISO 4288)
Odcinek pomiarowy ln	12,5 mm (5x λ_r)
Filtr	Gaussa

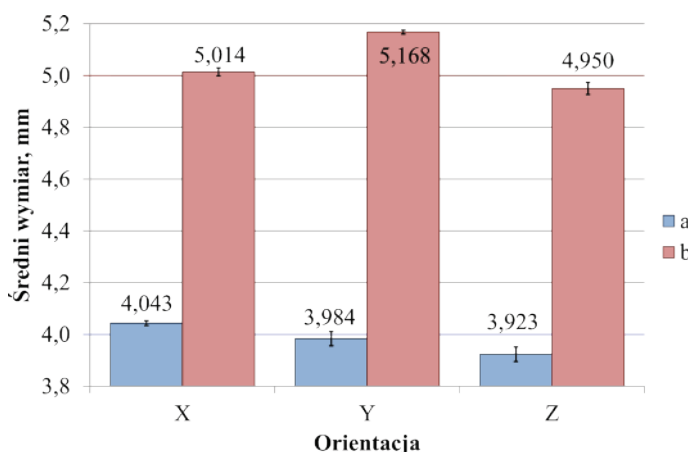
Każdą próbkę zważono trzykrotnie, a następnie obliczono średnią masę dla poszczególnych serii próbek X, Y i Z. Wyniki, wraz z odchyleniem standardowym, przedstawiono na rysunku 6.29. Próbki X posiadały najwyższą masę, ze średnią wartością 1,94 g. Próbki Y miały średnią masę niższą o około 0,5 %, natomiast próbki Z były lżejsze o prawie 5 %. Warto podkreślić, że według obliczeń w programie SOLIDWORKS, nominalna objętość próbki wyniosła 2024,30 mm³, a zgodnie z danymi producenta, gęstość części spiekanej laserowo to 0,00093 g/mm³, co wskazuje, że nominalna masa powinna wynosić 1,88 g. Na podstawie uzyskanych średnich mas oraz gęstości podanej przez producenta obliczono rzeczywiste wartości objętości próbek X, Y i Z, które wyniosły odpowiednio: 2086,02 mm³; 2075,27 mm³ oraz 1989,25 mm³. Z tych danych wynika, że próbki Z były najbliższe wartości nominalnej. W zależności od kierunku druku próbki miały różną liczbę warstw: $Z > Y > X$, co sugeruje, że większa liczba warstw sprawia, iż masa próbki jest bardziej zbliżona do wartości nominalnej.



Rys. 6.29. Średnia masa próbek PA 2200 [82]

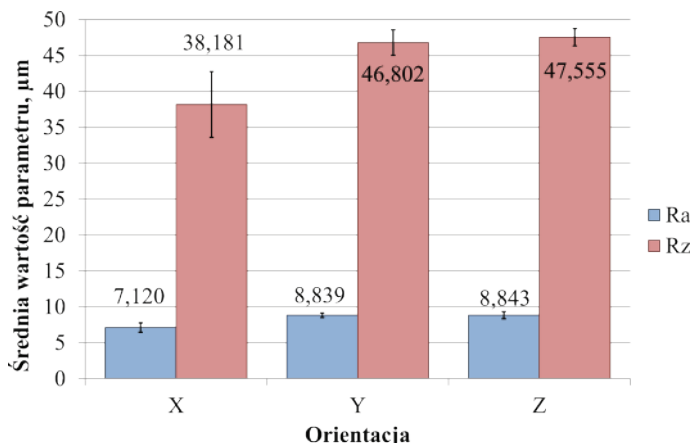
Próbki zostały zmierzone w przekroju, aby sprawdzić ich rzeczywiste wymiary. Nominalne wymiary wynosiły $a = 4$ mm i $b = 5$ mm. Każdy pomiar wykonano trzykrotnie, a rysunek 6.30 przedstawia średnie wartości dla każdej serii, wraz z odchyleniami standardowymi. Porównując te wyniki z wymiarami nominalnymi, w przypadku wymiaru a najmniejsze odchyłki zaobserwowano dla próbek z serii Y, podczas gdy dla wymiaru b najmniejsze odchyłki wystąpiły w serii X. Odchyłki wymiarów a i b były dodatnie dla próbek X, ujemne dla próbek Z, natomiast dla próbek Y były ujemne w przypadku wymiaru a i dodatnie w przypadku wymiaru b . Ujemne odchyłki w serii Z tłumaczą mniejszą masę tych próbek. Średni wymiar a próbek Y był o około 1 % mniejszy niż w próbkach X, a w serii Z był mniejszy o około 3 % w porównaniu z próbkami X. Dla wymiaru b , średnie wartości w próbkach Y były większe o 3 % w porównaniu z próbkami X, natomiast próbki

Z były mniejsze o około 1 %. Próbkę Z miały najmniejszy przekrój poprzeczny, co przyczyniło się do ich najniższej masy. Nominalny przekrój poprzeczny wynosił 20 mm², a próbki X były najbliższe tej wartości. Różnice te wskazują na znaczący wpływ kierunku druku na rzeczywiste wymiary wytworzonej części. Wyniki również sugerują, że części drukowane w osi Z, które mają więcej warstw, mogą wymagać zastosowania nadkładu, aby skorygować rzeczywiste wymiary uzyskane po procesie wytwarzania przyrostowego. Warto również wspomnieć, że w artykule [83] próbki cylindryczne zostały wytworzone za pomocą technologii SLS w trzech różnych kierunkach druku (pionowy, poziomy, 45°), i we wszystkich przypadkach zaobserwowano ujemne odchyłki wymiarów w porównaniu do nominalnej średnicy.



Rys. 6.30. Średni wymiar próbek PA 2200 [82]

Pomiary chropowatości powierzchni przeprowadzono trzykrotnie na każdej próbce, a ogólne średnie wartości parametrów R_a i R_z zaprezentowano na rysunku 6.31. Najniższe wartości R_a i R_z zarejestrowano dla próbek serii X. Próbkę Y i Z charakteryzowały się wartością R_a wyższą o około 24 %. Dla parametru R_z wartości były wyższe o 23 % dla próbek Y i o 25 % dla próbek Z. W badaniu opisanym w artykule [84] do pomiaru chropowatości użyto urządzenia Mitutoyo SJ-410, uzyskując średni parametr R_a na poziomie 10,75 μm . W badaniu zastosowano również materiał PA 2200 w postaci proszku, w stanie fabrycznie nowym. W przypadku chropowatości powierzchni różnice nie są tak wyraźne, jak w technologii z grupy MEX (Material Extrusion), gdzie występuje efekt "schodkowy" – widoczne i wyczuwalne warstwy tworzące obiekt. Wyniki sugerują, że w technologii SLS efekt ten nie występuje, a różnica w chropowatości powierzchni między kierunkami Y i Z jest minimalna (poniżej 1 % dla parametru R_a i poniżej 2 % dla parametru R_z). Należy zaznaczyć, że próbki drukowane w kierunku X cechowały się najniższymi wartościami parametrów R_a i R_z .

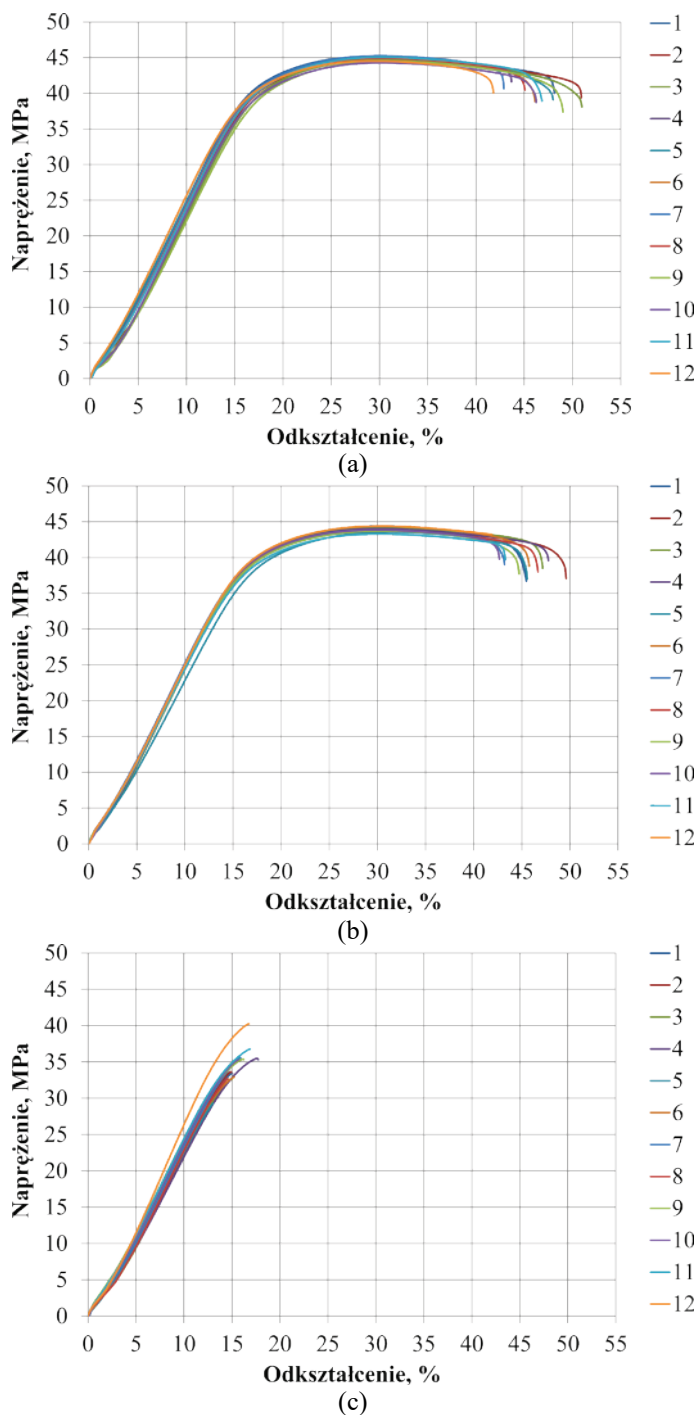


Rys. 6.31. Średnia wartość parametrów Ra i Rz próbek PA 2200 [82]

Rysunek 6.32 przedstawia wyniki z przeprowadzonych statycznych prób rozciągania. Zarówno próbki wydrukowane w kierunku X, jak i Y osiągnęły odkształcenie około 50 % (rys. 6.32 a,b). Próbkę Z pękały znacznie szybciej przy odkształceniu około 17 % (rys. 6.32 c). Wyznaczono średnią wartość parametru Rm oraz obliczono niepewność typu A (tabela 6.27). Najwyższą średnią wartość wytrzymałości na rozciąganie uzyskano dla próbek w kierunku X. Próbkę wydrukowaną w kierunku Y wykazały niższą średnią wytrzymałość na rozciąganie o około 2 %, podczas gdy niższą o około 23 % zarejestrowano dla próbek wykonanych w kierunku Z. Najwyższą wartość niepewności uzyskano również dla próbek z serii Z. Porównanie wyników z innymi artykułami przedstawiono w tabeli 6.28, z uwzględnieniem parametrów procesu technologicznego.

Tabela 6.27. Wytrzymałość na rozciąganie próbek PA 2200

Kierunek wydruku	Wartość średnia i niepewność	Rm , MPa
X	$\bar{X}$	44,86
	u_A	0,10
Y	$\bar{X}$	43,90
	u_A	0,11
Z	$\bar{X}$	34,44
	u_A	0,85



Rys. 6.32. Krzywe uzyskane z próby rozciągania próbek PA 2200: (a) X, (b) Y, (c) Z [82]

Tabela 6.28. Porównanie wyników wytrzymałości na rozciąganie próbek PA 2200 [82]

Źródło	Kierunek druku	$\bar{R}_m$, MPa	Norma	Lh , mm	P , W	v , mm/s	h , mm	d , mm
Badania własne	X	44,86	ISO527	0,1	21	2500	0,25	0,42
	Y	43,90						
	Z	34,44						
Producent	X	48	ISO527	nie podano				
	Y	48						
	Z	47						
Stoia i inni [85]	Y	27,06	ISO527	0,1	25	1500	0,25	0,15
	Z	27,87			23	2000		
	Y	15,53						
	Z	15,28			21	2500		
	Y	7,08						
	Z	7,51						
Morano i inni [86]	Y	47,10	ASTM-D638	0,1	21	2500	0,25	nie podano
Pilipović i inni [87]	X	46,27	ISO527	nie podano	21	2500	0,23	nie podano
		30,62					0,42	
		8,16					0,60	
Zakręcki i inni [88]	X	42,4	ISO527	0,12	nie podano			
	Y	42,08						
	Z	43,73						
Kundera i inni [89]	X	1,00	ISO527	nie podano	7	3000	nie podano	
	Z	0,20			14	3000		
	X	15,00						
	Z	0,40			25	3000		
	X	37,00						
	Z	5,00			21	2500		
	X	40,00						
	Z	3,50			22	1400		
	X	46,00						
	Z	33,00			22	1000		
	X	41,50						
	Z	39,00						

Analizując tabelę 6.28, można zauważyć, że parametry technologiczne mają znaczący wpływ na wytrzymałość na rozciąganie. W przeprowadzonym badaniu wyniki były niższe niż te podane przez producenta [S7] o 7 % dla próbki X, 9 % dla próbki Y i 27 % dla próbki Z. Największa różnica jest zauważalna w badaniu [85]: 7 % dla próbki X, 9 % dla próbki Y i 27 % dla próbki Z. Dodatkowo, w badaniu [85], gdzie próbki wykonane ze zbliżonymi wartościami parametrów technologicznych uzyskały średnią wytrzymałość na rozciąganie niższą o 84 % dla kierunku Y i 78 % dla próbek Z. W badaniu tym wykazano, że wyższe wartości mocy lasera i niższe wartości prędkości skanowania lasera skutkują zwiększoną

wytrzymałością na rozciąganie. W badaniu [86] zespół wykorzystał inny kształt próbki i uzyskał wyniki najbardziej zbliżone do wartości podanych przez producenta. W artykule [87] zbadano wpływ różnych wartości odległości między skanami. Stwierdzono, że zwiększenie wartości tego parametru skutkowało niższą wytrzymałością na rozciąganie. W badaniu [88] zastosowano większą wysokość warstwy (0,12 mm), ale wyniki wykazały niewielką różnicę w wytrzymałości na rozciąganie w zależności od kierunku drukowania, a ponadto próbki wykonane w kierunku Z uzyskały najwyższą wytrzymałość. W artykule [89] przeanalizowano dwa parametry: moc lasera i prędkość skanowania lasera. Zarejestrowane wyniki pokazały, że wzrost mocy lasera skutkuje wzrostem wytrzymałości na rozciąganie, a w przypadku drugiego parametru najlepsze wyniki uzyskano dla wartości 1400 mm/s. Występowały również duże różnice w wartościach wytrzymałości na rozciąganie w zależności od kierunku drukowania, przy czym największe zarejestrowano dla próbek wykonanych w kierunku X.

Wyniki niniejszego badania wskazują, że kierunek drukowania ma znaczący wpływ na analizowane parametry. Biorąc pod uwagę najniższą chropowatość powierzchni i najwyższą wytrzymałość na rozciąganie, kierunek X okazał się najbardziej odpowiedni. Różnice w badanych parametrach, zależne od kierunku druku, wynikają z warstwowej natury technologii addytywnych. Szczegółowa analiza wyników dla różnych kierunków druku jest następująca:

- próbki drukowane w kierunku X miały największą średnią masę. Średnie odchylenia od wymiarów nominalnych były najmniejsze: +0,014 mm dla wymiaru b i +0,043 mm dla wymiaru a . Chropowatość powierzchni tych próbek była najniższa, a wytrzymałość na rozciąganie najwyższa;
- próbki wytworzone w kierunku Y były o 0,01 g lżejsze od próbek X. Średnie odchylenia od wymiarów nominalnych wyniosły -0,016 mm dla wymiaru a i +0,168 mm dla wymiaru b . Chropowatość powierzchni była o około 24 % większa (Ra) niż w próbkach X, a średnia wytrzymałość na rozciąganie była o około 2 % niższa;
- próbki wykonane w kierunku Z miały najniższą średnią masę (1,85 g). Średnie odchylenia od wymiarów nominalnych były ujemne: -0,077 mm dla wymiaru a i -0,05 mm dla wymiaru b . Chropowatość powierzchni była najwyższa, ale różnica w porównaniu do próbek Y była niewielka. Podczas próby rozciągania próbki Z miały najniższą wytrzymałość.

Analizując wyniki uzyskane dla próbek wykonanych poprzez spiekanie proszku PA 2200 za pomocą lasera, widać, że kierunek drukowania znacząco wpływa na masę, rzeczywiste wymiary oraz wytrzymałość na rozciąganie. W przypadku dodatnich odchyłek wymiarowych można zastosować obróbkę poprocesową, na przykład skrawaniem, aby uzyskać wymagane wymiary. W przypadku odchyłek ujemnych dobrym rozwiązaniem jest stosowanie odpowiedniego nadaddatu w zależności od kierunku druku.

Przedstawione wyniki zostały opublikowane w artykule [82].

6.2. Elementy do zastosowań biomedycznych

Analiza wyników badań wytrzymałościowych pozwoliła na wskazanie parametrów technologicznych, które zapewniły wysoką wytrzymałość oraz dokładność wymiarową próbek. W oparciu o te wyniki, wytworzono elementy do zastosowań biomedycznych, takie jak uchwyty robota medycznego i protezy kończyn górnych.

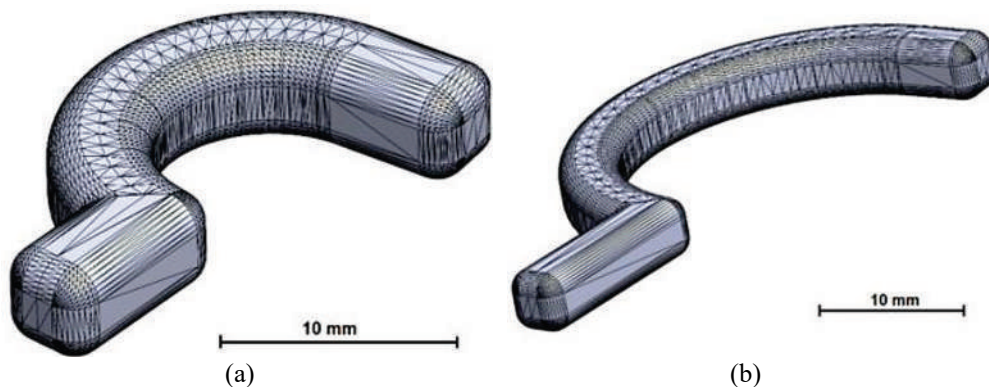
6.2.1. Uchwyty hakowe robota medycznego

W obliczu rosnących oczekiwań pacjentów, zaawansowanych metod diagnostycznych i ograniczonego dostępu do specjalistów, roboty medyczne stanowią szansę na usprawnienie skomplikowanych procedur oraz lepszą dostępność do wyspecjalizowanej opieki.

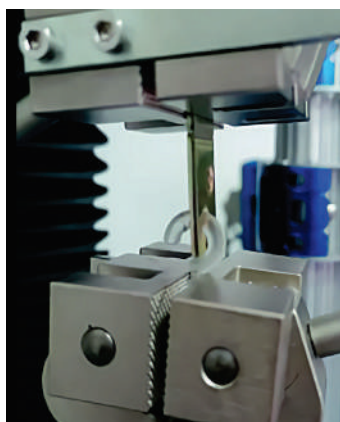
Roboty chirurgiczne początkowo projektowano z myślą o kardiochirurgii, jednak obecnie znajdują zastosowanie w wielu innych dziedzinach medycyny. Liderem w tej technologii jest robot DaVinci firmy Intuitive Surgical. Korzyści wynikające z ich użycia obejmują mniejszą inwazyjność zabiegów, krótszą hospitalizację, większą precyzję oraz odciążenie chirurgów, a badania wskazują także na mniejszą liczbę powikłań. Polska również odgrywa ważną rolę w rozwoju tej technologii. W Zabrzu powstał prototyp Robin Heart, jeden z pierwszych robotów do operacji na otwartym sercu [90].

Roboty medyczne stosowane w chirurgii wykorzystują zaawansowane narzędzia, np. dwubiegunowe kleszczyki Maryland, dwubiegunowe kleszczyki chwytające, czy uchwyty hakowe, które łączą precyzję manipulacji z możliwością kauteryzacji (przyżegania) tkanek. Rosnąca złożoność operacji wymaga opracowania nowych kształtów narzędzi, które usprawnią dostęp do trudnych obszarów anatomicznych, zwiększą precyzję i bezpieczeństwo zabiegów oraz skrócą czas ich trwania. Uchwyty hakowe stanowią jedno z podstawowych narzędzi, zwłaszcza w systemach takich jak DaVinci. Wykorzystywane są głównie w zabiegach minimalnie inwazyjnych, gdzie wymagana jest precyzja, kontrola hemostazy i efektywne preparowanie tkanek [91].

Za pomocą technologii PolyJet Matrix wytworzono uchwyty hakowe robota medycznego [92], które uprzednio zaprojektowano w oprogramowaniu SOLIDWORKS i wyeksportowano w formacie STL (rys. 6.33). Modele wykonano z przyjętymi parametrami: wysokość warstwy 0,016 mm, wykończenie powierzchni *Matte* oraz orientacja 0° (wzdłuż osi Y – rys. 6.1). Zaprojektowano dwa warianty uchwytów: *A* – o długości 17 mm oraz *B* – o długości 34 mm. Uchwyty po zakończonym procesie druku 3D usunięto z platformy roboczej i oczyszczono z materiału podporowego zgodnie z zaleceniami producenta. Następnie przystąpiono do pomiarów cech geometrycznych za pomocą mikroskopu MarVision MM 320 oraz mikrometru elektronicznego. Wytrzymałość na rozciąganie uchwytów zbadano za pomocą maszyny Inspekt Mini (rys. 6.34).



Rys. 6.33. Uchwyty hakowe wariant: (a) A, (b) B [92]



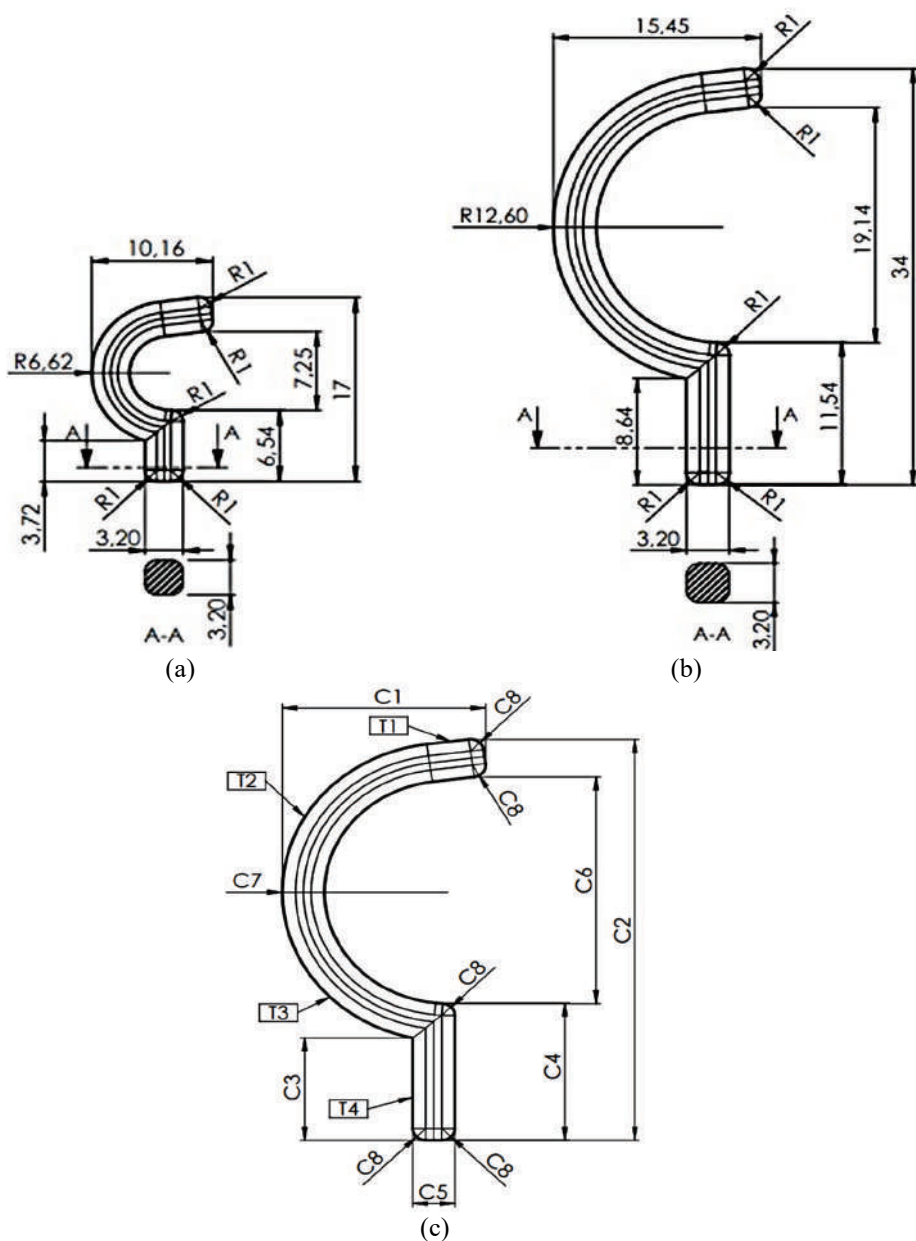
(a)



(b)

Rys. 6.34. Uchwyty hakowe: (a) w trakcie testu, (b) oczyszczone [92]

Do badań wykorzystano pięć próbek każdego typu uchwytu hakowego. Na rysunku 6.35 oznaczone zostały mierzone cechy geometryczne. Cechy definiujące długości i promienie są oznaczone jako C1–C8, natomiast cechy dotyczące grubości jako T1–T4. Rysunek 6.35 ilustruje również wymiary nominalne uchwytów A i B, które zostały zaprojektowane za pomocą oprogramowania SOLIDWORKS. Wyniki pomiarów przedstawiono w tabeli 6.29.

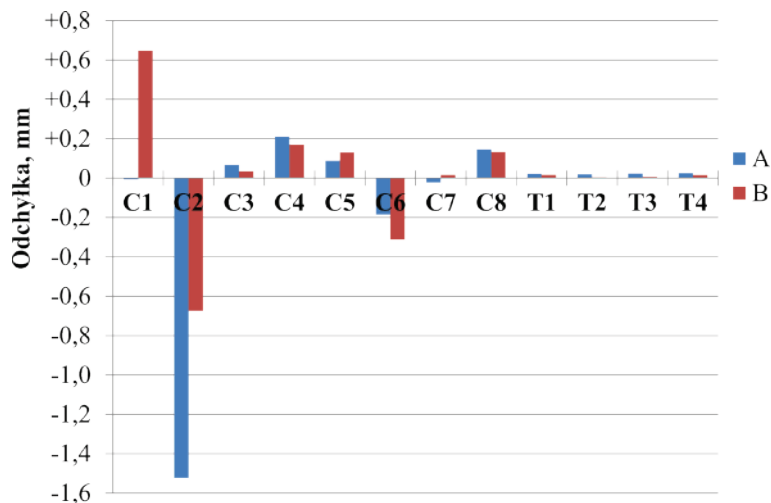


Rys. 6.35. Geometryczna charakterystyka uchwytu hakowego: (a) wymiary nominalne uchwytu hakowego A, (b) wymiary nominalne uchwytu hakowego B, (c) cechy metrologiczne [92]

Tabela 6.29. Wyniki pomiarów cech geometrycznych [92]

Cecha	Wymiar nominalny, mm	Numer próbki					$\bar{x}$, mm	SD, mm
		1	2	3	4	5		
A								
C1	10,16	8,333	9,956	10,767	11,052	10,663	10,154	1,095
C2	17,00	16,945	17,325	14,766	13,706	14,637	15,476	1,575
C3	3,72	3,795	3,642	3,799	3,893	3,807	3,787	0,091
C4	6,54	6,684	6,773	6,671	6,883	6,737	6,750	0,085
C5	3,20	3,305	3,223	3,302	3,356	3,260	3,289	0,050
C6	7,25	6,912	7,330	7,193	6,924	6,966	7,065	0,187
C7	6,62	6,666	6,642	6,607	6,580	6,494	6,598	0,067
C8	1,00	0,949	1,279	1,205	1,174	1,125	1,146	0,124
T1	3,20	3,221	3,226	3,243	3,201	3,221	3,222	0,015
T2	3,20	3,215	3,227	3,226	3,216	3,218	3,220	0,006
T3	3,20	3,218	3,276	3,216	3,208	3,202	3,224	0,030
T4	3,20	3,205	3,275	3,217	3,206	3,221	3,225	0,029
B								
C1	15,45	16,631	16,709	15,601	15,775	15,771	16,097	0,528
C2	34,00	31,241	33,790	33,921	33,876	33,804	33,326	1,167
C3	8,64	8,701	8,616	8,646	8,733	8,679	8,675	0,046
C4	11,54	11,627	11,665	11,734	11,740	11,790	11,711	0,065
C5	3,20	3,298	3,361	3,350	3,365	3,280	3,331	0,039
C6	19,14	18,529	18,930	18,955	18,870	18,856	18,828	0,172
C7	12,60	12,595	12,628	12,626	12,608	12,628	12,617	0,015
C8	1,00	1,159	1,255	1,129	0,998	1,125	1,133	0,092
T1	3,20	3,210	3,209	3,208	3,242	3,223	3,218	0,015
T2	3,20	3,201	3,207	3,203	3,201	3,206	3,204	0,003
T3	3,20	3,202	3,208	3,205	3,220	3,201	3,207	0,008
T4	3,20	3,214	3,207	3,224	3,228	3,208	3,216	0,009

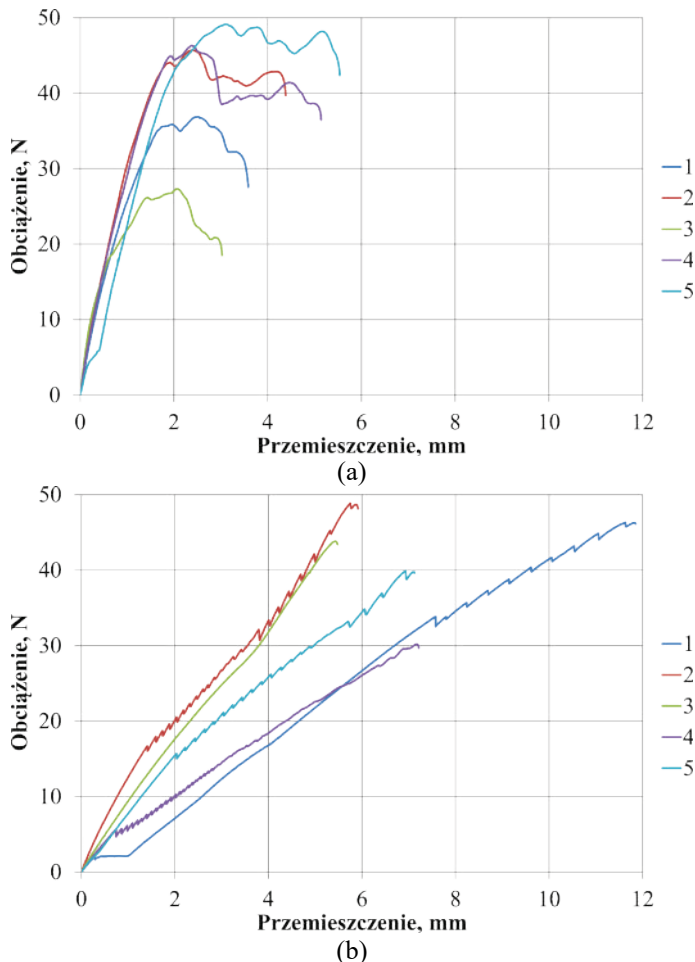
Analizując tabelę 6.29, można zauważyć, że odchylenie standardowe było najniższe dla grubości T2 (w obu przypadkach), w czasie gdy najwyższe odchylenie standardowe dotyczyło cechy geometrycznej C2 w uchwycie typu A. Obliczono odchyłkę od wymiaru nominalnego jako różnicę między uśrednionym wymiarem rzeczywistym a nominalnym, wyniki przedstawiono na rysunku 6.36.



Rys. 6.36. Odchyłki cech geometrycznych uchwytów hakowych

Analizując rysunek 6.36 można stwierdzić, że największe odchyłki wymiarowe wystąpiły w przypadku długości (C2) i były ujemne w obu wariantach uchwytów. Ponadto, uchwyt hakowy B uzyskał wartości znacznie odbiegające od nominalnych, dodatnie w przypadku cech C1 (szerokość) i ujemne – C6. Warto zauważyć, że wyniki pomiarów wyróżniających się cech C3, C4, C5 i C8 uzyskały odchyłki o charakterze dodatnim. Najbliżej wartości nominalnej pozostały cechy C7, T1, T2, T3, T4.

Na rysunku 6.37 przedstawiono wykresy uzyskane z przeprowadzonych prób rozciągania. Wyznaczono wartości średnie zarejestrowanego maksymalnego obciążenia oraz odchylenia standardowe i dla uchwytu hakowego A: $\bar{F}m_A = 41,1$ N; $SD_{FmA} = 8,95$ N, natomiast dla uchwytu hakowego B: $\bar{F}m_B = 41,8$ N; $SD_{FmB} = 7,3$ N. Warto zwrócić uwagę, iż mimo różnych rozmiarów uchwytów, w obu przypadkach uzyskano zbliżone wyniki.

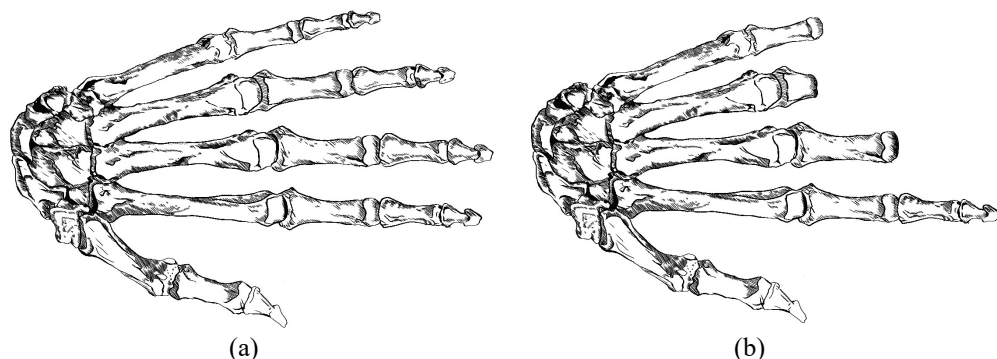


Rys. 6.37. Wytrzymałość na rozciąganie uchwytu hakowego: (a) A, (b) B [92]

6.2.2. Proteza palca

Odtwarzanie funkcji ruchowych i estetyki dłoni po amputacjach lub urazach ma kluczowe znaczenie, a zastosowanie protez znacząco wspiera ten proces. Umożliwiają one odzyskanie przez pacjentów samodzielności oraz pewności siebie, co jest ważne zarówno w ich codziennym życiu, jak i w sferze zawodowej.

Produkcja elementów protezy dłoni została zainicjowana przez pacjenta, który w wyniku wypadku przy pracy stracił cztery palce lewej dłoni. Palce zostały poddane próbie replantacji, jednak tylko w przypadku palca wskazującego zakończyła się ona sukcesem. Rysunek 6.38 przedstawia strukturę kości dłoni pacjenta. Pacjent nie dysponował obrazowaniem medycznym i nie mógł też zostać takiemu badaniu poddany, dlatego też zdecydowano odwzorować protezę na podstawie zdrowej (prawej) dłoni.



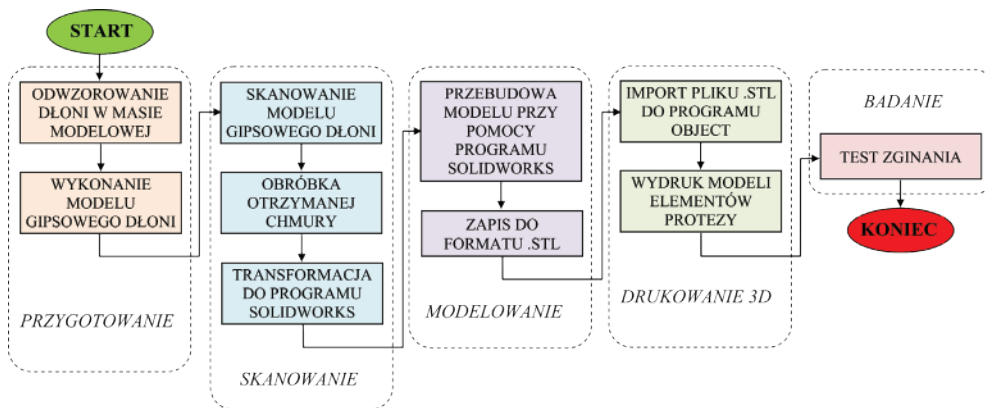
Rys. 6.38. Układ kostny dłoni: (a) zdrowej, (b) pacjenta [93]

Należy zwrócić uwagę, że istotnym problemem, z którym mają do czynienia osoby z uszkodzeniami ciała, jest włączenie się w normalne życie społeczne, przede wszystkim podjęcie pracy. Człowiek staje się bezradny wobec najprostszych problemów życia codziennego: ubierania się, wykonywania czynności higienicznych, sprzątania mieszkania, robienia zakupów itd. W przezwyciężeniu tych problemów zasadnicze znaczenie może mieć zaopatrzenie się w odpowiednie protezy. Odrzucenie protezy następuje z trzech powodów:

- ich nieużyteczności przy wykonywaniu podstawowych czynności samoobsługowych i lokomocyjnych;
- braku akceptacji własnego ciała wyposażonego w protezę (chodzi przede wszystkim o negatywną ocenę jej wyglądu);
- odczuwalnej niewygody wywołanej przymocowaną protezą do kikuta [94].

W artykule [95] opisano badania przeprowadzone na 242 ankietowanych, gdzie pytano użytkowników protez o ich stosowanie. Wyniki wykazały, że 14 % osób nigdy nie założyło protezy, a 24 % użyło je jednorazowo. Podobne badanie przeprowadzono w artykule [96], w grupie 68 osób po urazowej amputacji kończyn górnych. Odpowiedzi ujawniły, że jedynie 56 % z nich korzysta z protez regularnie. W związku z czym, wytwarzanie protez na podstawie geometrii ciała pacjenta z pewnością wpływa korzystnie na akceptację, z uwagi na estetykę (naturalny wygląd) oraz dopasowanie.

W niniejszym badaniu przyjęto schemat postępowania przedstawiony na rysunku 6.39. Realizację podzielono na etapy: przygotowanie, skanowanie, modelowanie, drukowanie 3D i badanie wytrzymałościowe w postaci testu zginania [97].



Rys. 6.39. Schemat postępowania [97]

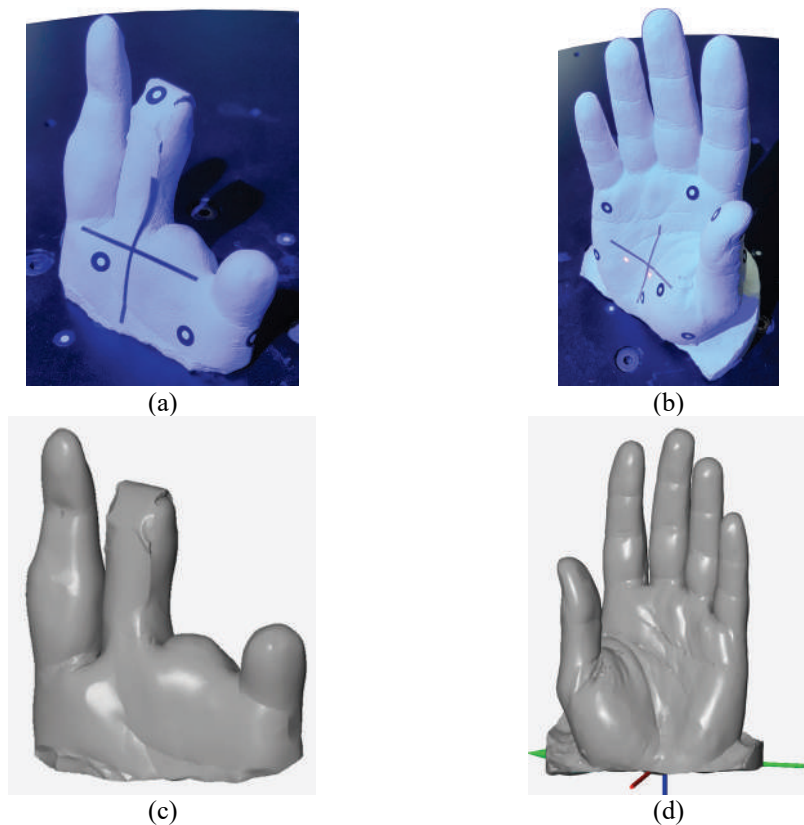
W pierwszym etapie wykonano modele odcisków prawej i lewej dłoni przy użyciu dostępnego na rynku alginianu chromatycznego, który jest przeznaczony do pobierania wycisków. Masa do powielania części ciała wykonana jest z materiałów pochodzenia roślinnego, a jej skład został dobrany tak, aby była nietoksyczna i bezpieczna w użytkowaniu. Następnie wykonane odciski zostały wypełnione syntetyczną, modelarską masą gipsową w kolorze szarym. Materiał ten jest wykorzystywany w laboratoriach dentystycznych do wykonywania precyzyjnych modeli i posiada III klasę twardości (rys. 6.40).



Rys. 6.40. Odlewy gipsowe [93]

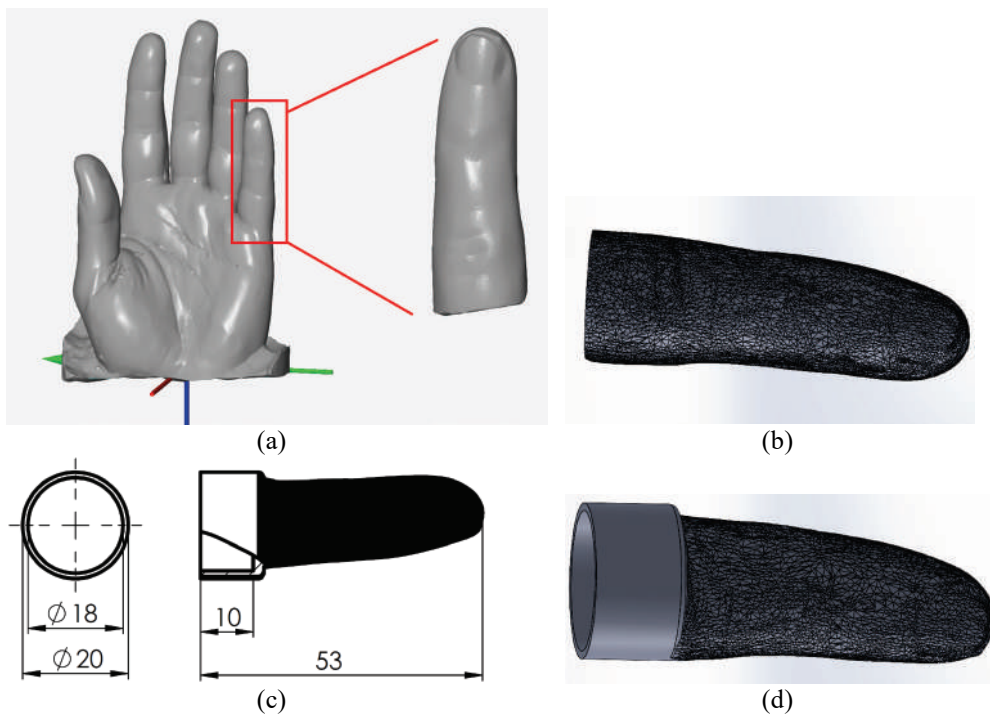
Gipsowe modele dłoni zostały zeskanowane (rys. 6.41 a,b) za pomocą urządzenia Atos II. Punkty referencyjne zostały naklejone na odlewy. Uzyskane chmury punktów poddano poligonizacji (ryc. 6.41 c,d) przy użyciu oprogramowania GOM Professional. Skan modelu prawej dłoni został odbity

lustrzanie. Pozwoliło to na wykorzystanie go do rekonstrukcji protezy palca lewej ręki.



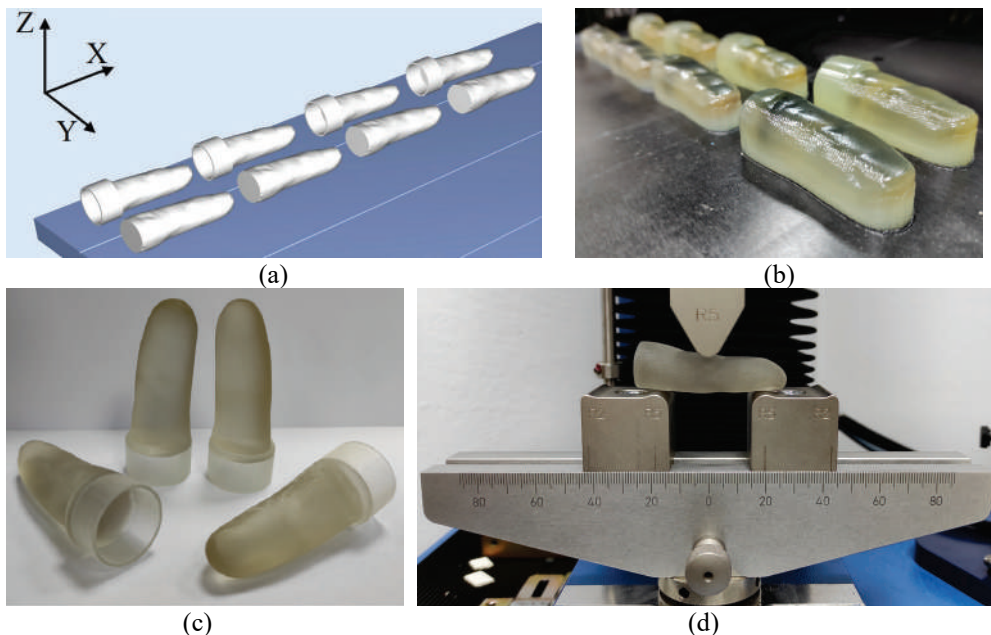
Rys. 6.41. Skanowanie modelu: (a) uszkodzonej lewej ręki, (b) prawej ręki; poligonizowany model: (a) uszkodzonej lewej ręki, (b) lustrzanej prawej ręki [93]

Mały palec został wyizolowany z powstałego modelu, zapisany jako plik STL i przeniesiony do oprogramowania SOLIDWORKS (rys. 6.42). U podstawy małego palca zastosowano prosty kształt tulei, który został wykorzystany do nałożenia protezy jako nakładki. Model został wyeksportowany w formacie pliku STL. Wymiary tulei zapewniają dopasowanie protezy do kikuta małego palca. Kikut został zwymiarowany przy użyciu oprogramowania GOM Professional.



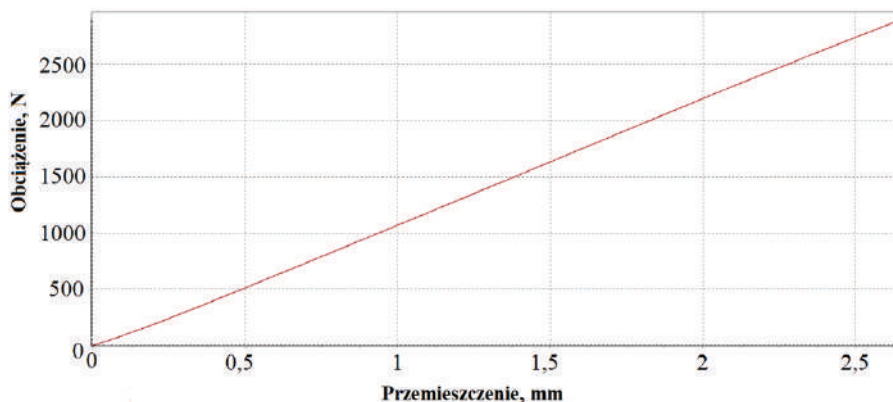
Rys. 6.42. Palec: (a) wyizolowany z wirtualnego modelu dłoni, (b) zaimportowany do oprogramowania SOLIDWORKS, (c) – (d) przebudowany do postaci protezy w formie nakładki [93]

Następnie model protezy został zapisany w formie STL, zaimportowany do oprogramowania Objet Studio i umieszczony na wirtualnej platformie drukarki Connex 350 w położeniu 0° (rys. 6.43). W procesie drukowania wykorzystano materiał MED610. Z uwagi na nieograniczony kontakt z nieuszkodzoną skórą jest odpowiedni do celów wytwórczych protez. Wydruk został wykonany w trybie *High Quality* z wykończeniem powierzchni *Matte*. Czas wydruku jednego palca wyniósł 1,5 h, a zużycie materiału odpowiednio 19 g modelowego (MED610) i 17 g podporowego (SUP 705). Wytworzone modele zostały oczyszczone z materiału podporowego zgodnie z zaleceniami producenta. W celu przeprowadzenia próby zginania wykorzystano maszynę wytrzymałościową Inspekt Mini wraz z oprogramowaniem LabMaster.



Rys. 6.43. Protezy: (a) ułożone na wirtualnej platformie drukarki 3D, (b) wytworzone w procesie przyrostowym, (c) oczyszczone z pozostałości materiału podporowego, (d) w trakcie badania wytrzymałościowego [93,97]

W trakcie próby zginania zarejestrowano ugięcie ponad 2,5 mm przy obciążeniu 2900 N (rys. 6.44). Próba została powtórzona na pozostałych, wytworzonych modelach, jednak ze względu na ograniczony zakres pomiarowy maszyny testującej uzyskano tożsame wyniki, w związku z tym można zaobserwować tylko fragment wykresu zginania małego palca. Niemniej jednak uznano, że wytrzymałość jest satysfakcjonująca i wystarczająca na potrzeby użytkownika protezy.



Rys. 6.44. Krzywa zginania modelu palca [93,97]

Przeprowadzona procedura wykonania modeli elementów protetycznych wskazuje na możliwość wykorzystania w tym celu materiału MED610. Pierwszy etap, czyli wykonanie gipsowego modelu dłoni nie naraża pacjenta na bezpośrednie działanie skanera 3D i jest praktyczny w przypadku pacjentów nie dysponujących obrazowaniem medycznym. Przetworzenie uzyskanej chmury punktów i późniejsza rekonstrukcja modelu za pomocą programu SOLIDWORKS umożliwia również dalsze prace nad pozostałymi elementami protezy. Wysoka wytrzymałość materiału oraz przenoszenie przez model dużej siły zginającej zachęcają do dalszych prac rekonstrukcyjnych poprawiających funkcjonalność protezy. Zastosowane rozwiązanie korzystnie wpływa na akceptację protezy przez osobę niepełnosprawną ze względu na fakt, że została ona zaprojektowana w oparciu o ciało właściciela.

Wyniki zostały opublikowane w artykule [93].

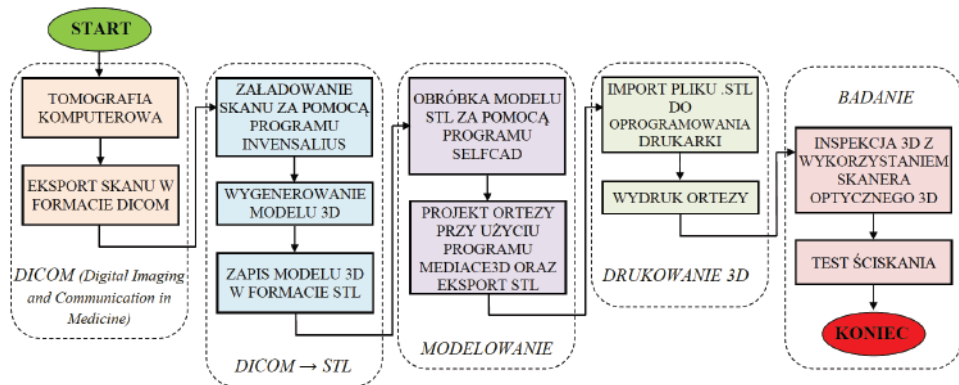
6.2.3. Proteza ortopedyczna nadgarstka

Proteza ortopedyczna stanowi konstrukcję zaprojektowaną w celu zapewnienia stabilizacji stawu. Jej nadrzędną funkcją jest ochrona, immobilizacja oraz odciążenie uszkodzonego stawu, szczególnie w przypadku urazów takich jak skręcenia, złamania czy zwłknięcia, do momentu zakończenia procesu regeneracji i przywrócenia pełnej stabilności biomechanicznej.

W niniejszej pracy, do projektowania elementów do zastosowań medycznych wykorzystano oprogramowanie typu CAD oraz skan 3D. W przypadku ortopedycznej protezy wykorzystano obrazowanie medyczne w postaci tomografii komputerowej. Należy zaznaczyć, że metoda ta jest zasadna z uwagi na wysoką dokładność odwzorowania ludzkiego ciała. Na potrzeby technologii przyrostowych został opracowany raport techniczny ISO/ASTM TR 52916:2022 *Additive manufacturing for medical — Data — Optimized medical image data* [N10], który zawiera wskazówki i zalecenia dotyczące pozyskiwania danych z obrazowania, takiego jak rezonans magnetyczny czy tomografia komputerowa. Dokument opisuje ulepszenia w akwizycji, przetwarzaniu i optymalizacji danych w celu dokładnego tworzenia modeli medycznych na podstawie rzeczywistych danych ludzkich i zwierzęcych. Modele te powstają z nałożonych na siebie obrazów 2D z systemów obrazowania medycznego. Ich dokładność zależy od rozdzielczości i jakości danych wejściowych, na które wpływ mają: rozdzielczość obrazu, ilość szumów, kontrast między tkankami oraz artefakty związane z systemem obrazowania.

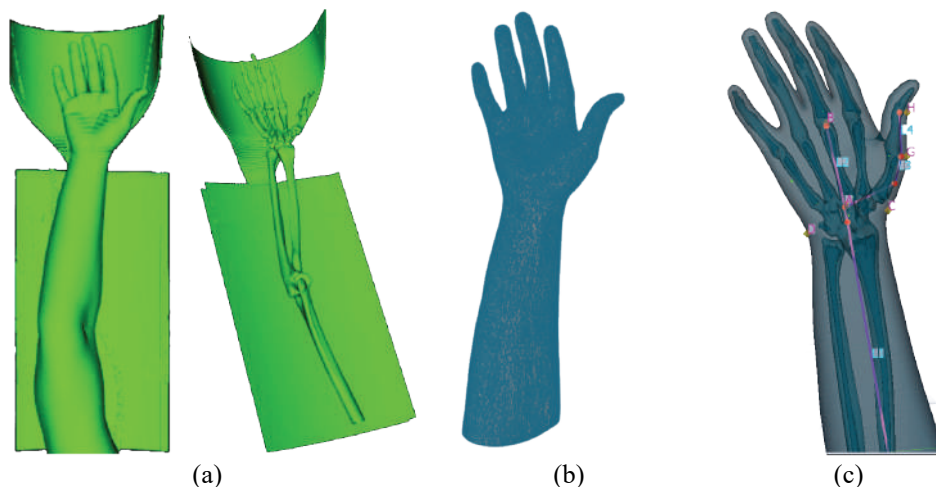
W ramach badań nad protezą ortopedyczną przyjęto schemat postępowania przedstawiony na rysunku 6.45. Założone zostały następujące etapy: obrazowanie medyczne zapisane w formacie DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), konwersja do formatu STL, modelowanie ortezy, wytwarzanie przyrostowe oraz badanie podzielone na dwa etapy, tj. inspekcja wymiarów oraz próba ściskania. Format zapisu DICOM jest międzynarodowym standardem

obrazowania medycznego, jednocześnie zalecanym do zastosowań medycznych technologii przyrostowych [N10]. W badaniu wykorzystano dane z obrazowania dłoni i przedramienia kobiety uzyskane za pomocą tomografii komputerowej. Dane zostały udostępnione dzięki uprzejmości i za zgodą Uniwersytetu Harvarda [98]. Zgodę uzyskano na drodze prywatnej korespondencji.



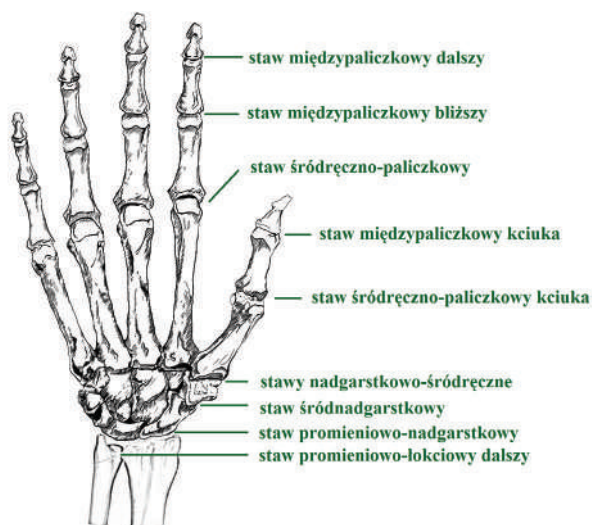
Rys. 6.45. Schemat postępowania

Plik DICOM został zaimportowany przy użyciu oprogramowania InVesalius w wersji 3.0 (Technology Information Center, Campinas, Brazylia) w celu rekonstrukcji obrazów uzyskanych w procesie tomografii komputerowej. Narzędzia oprogramowania umożliwiły odtworzenie modelu powierzchni dłoni wraz z układem kostnym (rys. 6.46 a). Model 3D dłoni został zapisany w formacie STL. Proces modelowania początkowo wymagał usunięcia zbędnych artefaktów z modelu 3D (rys. 6.46 b), tj. pozostałości elementów tomografu komputerowego. W tym celu wykorzystano oprogramowanie SelfCAD (SelfCAD Co., Nowy Jork, Stany Zjednoczone). Gotowy model 3D dłoni został zaimportowany do oprogramowania MediACE3D (Real Dimension Inc., Daegu, Republika Korei). MediACE3D to oprogramowanie 3D CAD stosowane do projektowania niestandardowych ortez wytwarzanych przyrostowo. Za pomocą narzędzi programu jakość siatki modelu STL została poprawiona, a następnie poprzez zachowanie układu kostnego ustawiono referencyjne punkty anatomiczne w celu dokładnego zaprojektowania modelu ortozy (rys. 6.46 c). Warto zauważyć, że oprogramowanie ma również opcję przesuwania poszczególnych elementów dłoni, jest to przydatne, gdy kończyna została zeskanowana w niekorzystnej pozycji.



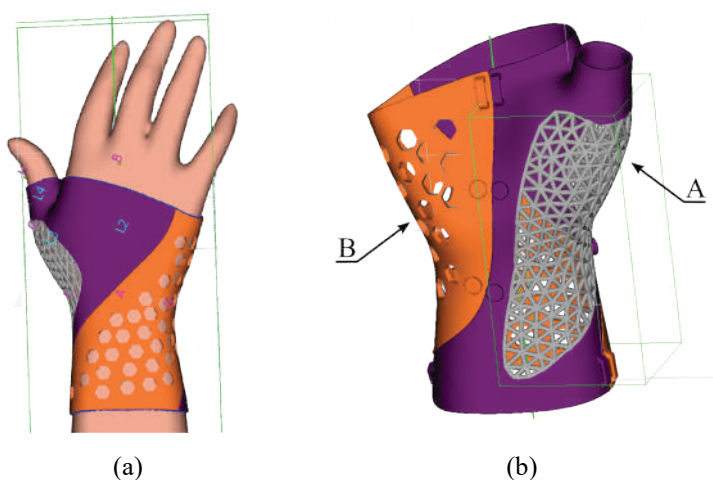
Rys. 6.46. Model 3D ręki: (a) na podstawie pliku DICOM w oprogramowaniu InVesalius, (b) po usunięciu zbędnych elementów w oprogramowaniu SelfCAD z widoczną siatką, (c) z ustawionymi anatomicznymi punktami odniesienia w oprogramowaniu MediACE3D [99]

Należy wyjaśnić czym jest ortopedyczna proteza i czym różni się od stabilizatora. Pojęcia te bywają używane zamiennie, jednak orteza (Ortopedyczna Proteza) sztywna zapewnia pełne unieruchomienie chorej okolicy. Zastępuje popularny gips, którego wadą jest utrudniona higiena, nieprzepuszczalność powietrza, masa, oraz brak regulacji. Stosowana w leczeniu skręceń i zwichnięć stawów, zerwanych więzadeł oraz złamań, dodatkowo leczeniu wad postawy, chorób neurologicznych, reumatycznych wraz z rekonwalescencją po zabiegach operacyjnych. Stabilizator natomiast, jest to orteza elastyczna, która nie ogranicza ruchów i niweluje przeciążenia występujące podczas np. pracy fizycznej. Stosowana w łagodnym odprowadzeniu obrzęków i krwiaków. Posiada działanie kompresyjne i masujące dzięki zastosowaniu pelot i miękkich materiałów. W niniejszym badaniu zaprojektowano ortezę sztywną tak, aby stabilizować nadgarstek w korzystnej funkcjonalnie pozycji, umożliwiając pełny zakres ruchu w stawach śródręczno-paliczkowych i międzypaliczkowych, za wyjątkiem stawu śródręczno-paliczkowego kciuka. Orteza ta nie zapobiega rotacjom w stawie promieniowo-łokciowym dalszym, więc nie może być stosowana w leczeniu urazów tego stawu (rys. 6.47). Należy wspomnieć, że orteza nadgarstka jest jedną z najczęściej używanych ortez.



Rys. 6.47. Układ kostny dłoni z zaznaczonymi stawami

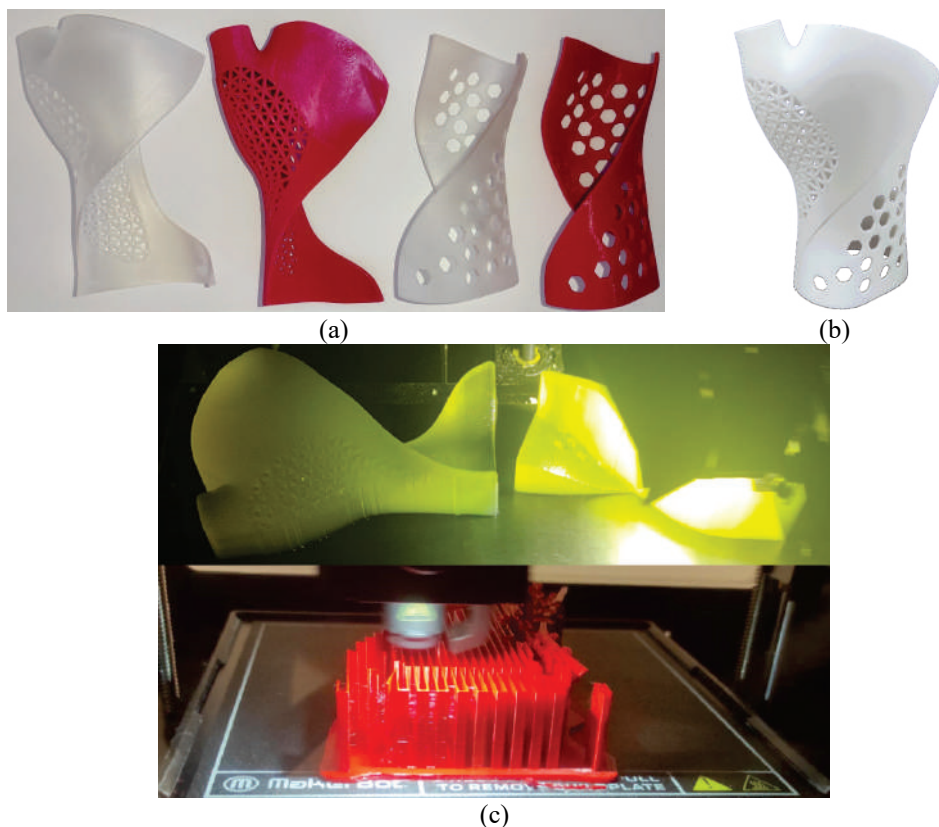
Gotowy projekt ortezy pokazano na rysunku 6.48. Orteza została podzielona na dwie części, umożliwiając jej nieskomplikowane osadzenie i łączenie na chorej kończynie. W oprogramowaniu MediACE3D istnieje również opcja dodania elementów złącznych, ale ponieważ nie były one przedmiotem badania, modele fizyczne zostały wykonane bez nich. W celu zmniejszenia masy ortezy i zwiększenia przepuszczalności powietrza, w częściach A i B wykonano sześciokątne i trójkątne wycięcia. Grubość ścianki modelu ortezy wynosiła 2 mm (zalecana przez producenta oprogramowania).



Rys. 6.48. Model 3D ortezy: (a) nałożony na wirtualnym modelu dłoni, (b) wraz z możliwym zastosowaniem elementów mocujących [99]

Ortezę wykonano za pomocą trzech technologii: PJM, FDM oraz SLS, z materiałów odpowiednio: MED610, PLACTIVE i PA 2200. W przypadku pierwszej technologii wybrano pozycję 0°, wysokość warstwy 0,016 mm i wykończenie *Matte*. Parametry technologii FDM odpowiadały wartościom optymalnym, wybranym podczas eksperymentu planowanego. Wytwarzanie przy użyciu technologii SLS zostało zrealizowane z parametrami przedstawionymi w tabeli 6.24, w orientacji X. Należy wskazać, że czas drukowania kompletnej ortezy w technologii FDM był znacznie dłuższy (37 h 20 min) w porównaniu do PJM (11 h 30 min), lecz proces wymagał mniejszego zużycia materiału (185 g) niż w przypadku PJM (265 g – modelowy, 580 g – podporowy).

Wytworzone części ortezy zostały oczyszczone ze struktur podporowych (za wyjątkiem technologii SLS). Elementy wykonane za pomocą technologii PJM zostały oczyszczone ze struktur podporowych zgodnie z zaleceniami producenta. Druk 3D FDM został przeprowadzony przy użyciu drukarki z pojedynczą głowicą drukującą, więc struktura podporowa została również wykonana z materiału modelowego. Usuwanie tych struktur odbywało się przy użyciu narzędzi ręcznych, w sposób mechaniczny. Wydrukowane elementy ortezy po procesie oczyszczania ze struktur podporowych pokazano na rysunku 6.49. Elementy te zostały zważone przy użyciu skalibrowanej wagi elektronicznej, wyniki zawarto w tabeli 6.30. Najcięższa okazała się orteza wykonana za pomocą technologii PJM, gdzie masa wyniosła 56 g, niemniej jednak jest to wciąż niewielka wartość w porównaniu do gipsu ortopedycznego. Najlżejsza była orteza wytworzona przy użyciu technologii SLS.



Rys. 6.49. Części ortozy: (a) po oczyszczeniu ze struktur podporowych – technologia PJM i FDM, (b) po oczyszczeniu z pozostałości niespieczonego proszku – SLS, (c) w trakcie wytwarzania – PJM i FDM [99]

Tabela 6.30. Masa części ortozy ze względu na technologię druku 3D [99]

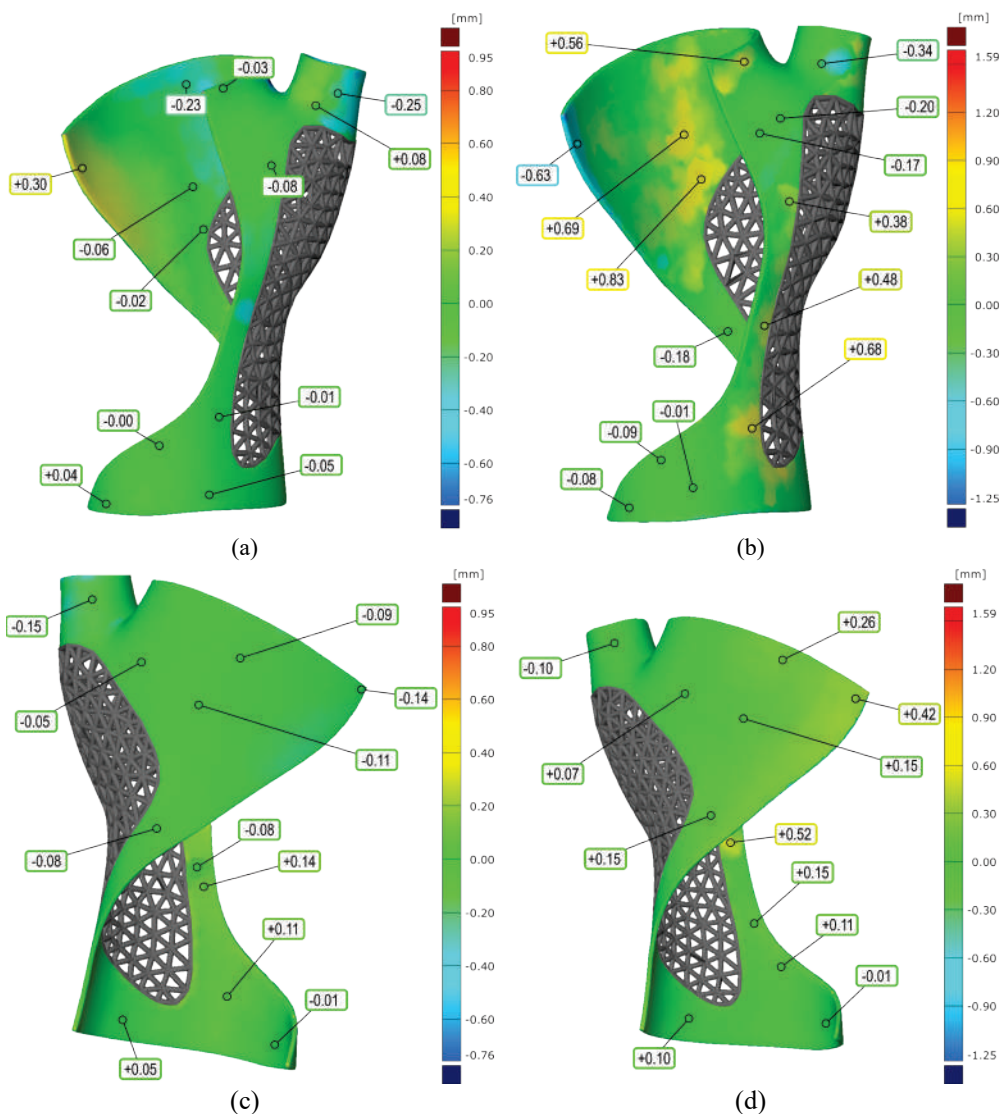
Technologia druku 3D	Masa części A, g	Masa części B, g	Łącznie (A+B), g
PJM	34	22	56
FDM	33	20	53
SLS	26	17	43

W kolejnym etapie badań, zgodnie z przyjętą procedurą, przeprowadzono inspekcję 3D przy użyciu skanera optycznego ATOS II Triple Scan z oprogramowaniem GOM Inspect Pro. Głowica skanera została ustawiona automatycznie. Po pomiarze głowica skanera lub skanowany element były przesuwane w celu pomiaru obszarów, które nie zostały zeskanowane w poprzednim pozycjonowaniu. Cały pomiar był automatycznie przekształcany do wspólnego układu współrzędnych i generował chmurę punktów 3D. Tabela 6.31 przedstawia specyfikację techniczną skanera 3D.

Tabela 6.31. Specyfikacja techniczna skanera 3D

Parametr	Rozdzielczość kamer, piksele	Obszar pomiarowy, mm ²	Rozdzielczość punktowa, mm	Rejestracja mierzonych punktów
Wartość	2 x 5000000	28×29 – 2000×1500	0,02 – 0,79	do 1400000
Parametr	Dystans roboczy, mm	Temperatura pracy, °C	Stół obrotowy	Błąd graniczny dopuszczalny pomiaru, mm
Wartość	490 – 2000	5 – 40 (bez kondensacji)	Tak	± 0,01

Inspekcja 3D została przeprowadzona przy użyciu skanera optycznego 3D wraz ze stołem obrotowym. Warto zauważyć, że wykonane części były trudne do zeskanowania ze względu na złożony kształt, przezroczysty materiał MED610 i błyszczącą powierzchnię druku materiału PLACTIVE. Ze względu na wspomniane trudności nie uzyskano dobrej jakości skanu drobnej struktury trójkątnego wzoru znajdującego się w części A ortezy, więc analiza tego obszaru została pominięta. Niemniej jednak obszar ten został oceniony wizualnie, a jakość wykonania została oceniona jako bardzo dobra, bez widocznych pęknięć, ubytków lub deformacji. Wyniki inspekcji 3D części pierwszej (A) i części drugiej (B) przedstawiono odpowiednio na rysunkach 6.50 – 6.52.

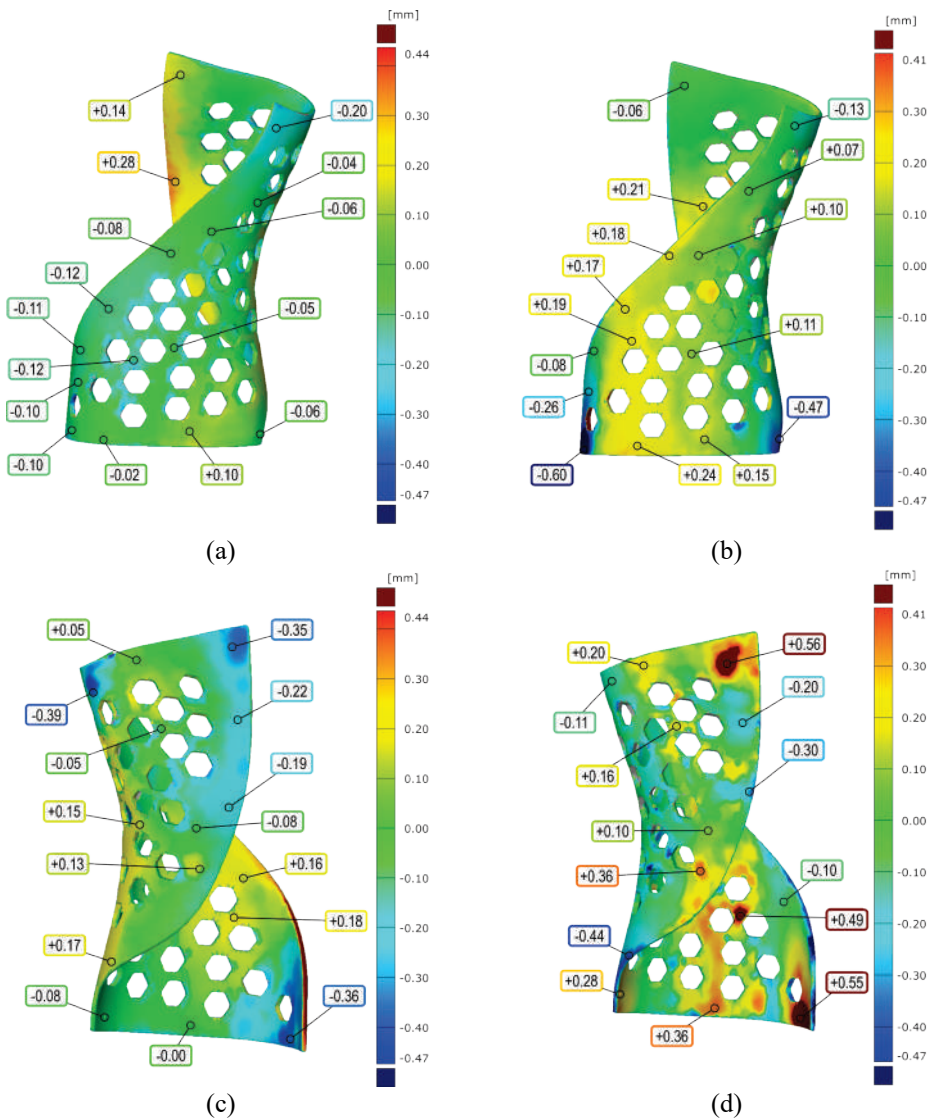


Rys. 6.50. Inspekcja 3D części A: (a) widok pierwszy PJM/MED610, (b) widok pierwszy FDM/PLACTIVE, (c) widok drugi PJM/MED610, (d) widok drugi FDM/PLACTIVE [99]

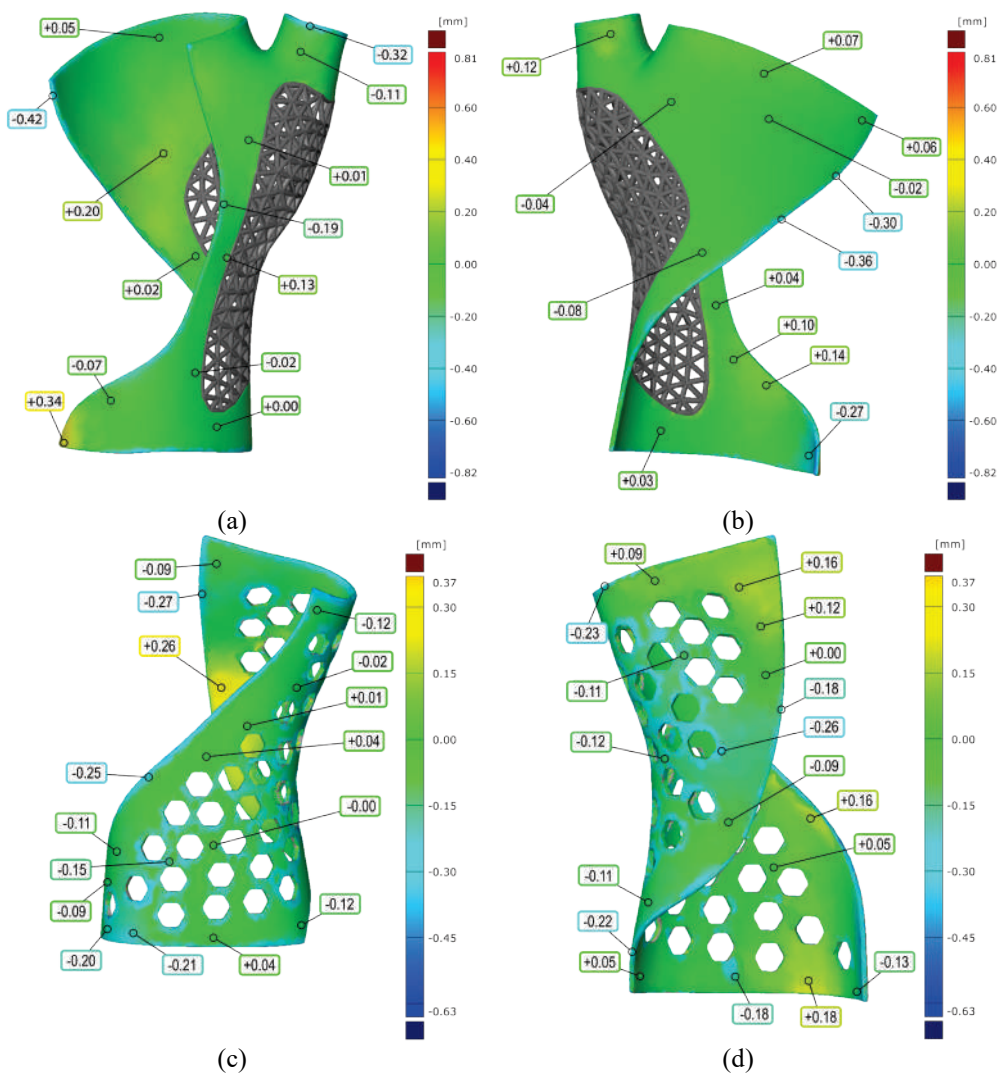
Inspekcja 3D została przeprowadzona w zbliżonych punktach dla części wykonanych w każdej z technologii. Analizując wyniki dla pierwszej części wykonanej z materiału MED610 i PLACTIVE (rys. 6.50), można zauważyć większe odchyłki wydruku wykonanego w technologii FDM sięgające nawet +0,83 mm (rys. 6.50 b), wartości te wynikają ze śladowych pozostałości struktur podporowych, które zostały mechanicznie usunięte za pomocą narzędzi ręcznych. Część wykonana w technologii PJM charakteryzuje się głównie odchyłkami ujemnymi (rysunek 6.50 a,c), natomiast w technologii FDM odchyłkami dodatnimi

(rysunek 6.50 b,d). W przypadku drugiej części ortezy (B) ta predyspozycja również występuje (rys. 6.51). Odchyłki są jednak znacznie większe, występują lokalnie i przyjmują maksymalne wartości dodatnie i ujemne: +0,56 mm, -0,60 mm dla części wykonanej przy użyciu technologii FDM (rys. 6.51 b,d), natomiast za pomocą technologii PJM: +0,28 mm, -0,39 mm (rys. 6.51 a,c). W artykule [100] przeprowadzono inspekcję przy użyciu skanera 3D dla ortezy wykonanej w technologii FFF z kopoliestru Custom Tritan (CPE) TX1501 z ciętymi włóknami węglowymi (CF) i termoplastycznym poliuretanem (TPU). Inspekcja wykazała głównie ujemne odchyłki, jak donoszą autorzy „*prawdopodobnie związane z kurczeniem się materiału podczas krzepnięcia*”. Największa, dodatnia odchyłka wyniosła +1,599 mm, a największa ujemna -0,822 mm. Co więcej, na dokładność wymiarową w technologii FDM/FFF wpływa ustalona ścieżka druku. W tej technologii wytwarzana część o prostych kształtach, gdzie ścieżka drukowania przebiega po linii prostej, ma nieznaczne odchyłki od wartości nominalnych, lecz w przypadku części o skomplikowanych kształtach, takich jak orteza (która dodatkowo ma wiele zaokrągleń), odchyłki te są znacznie większe [101].

W przypadku ortezy wykonanej z materiału PA 2200 (rys. 6.52) zauważono, że na krawędziach wytworzonych elementów wystąpiły odchyłki ujemne, osiągające wartość -0,42 mm. Dodatkowo, analiza wykazała odchyłki dodatnie (część A +0,34 mm, część B +0,26 mm) występujące lokalnie. Porównując wyniki z pozostałymi technologiami można stwierdzić, że odchyłki od wymiaru nominalnego (szczególnie części B) są mniejsze. Niepokojący natomiast jest fakt występowania odchyłek ujemnych na wszystkich krawędziach zewnętrznych, gdyż może to doprowadzić do występowania luk na łączeniach.

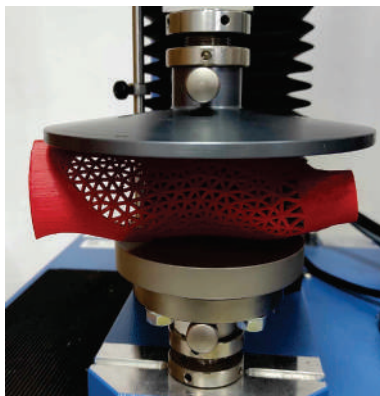


Rys. 6.51. Inspekcja 3D części B: (a) PJM/MED610 widok pierwszy, (b) FDM/PLACTIVE widok pierwszy, (c) PJM/MED610 widok drugi, (d) FDM/PLACTIVE widok drugi [99]

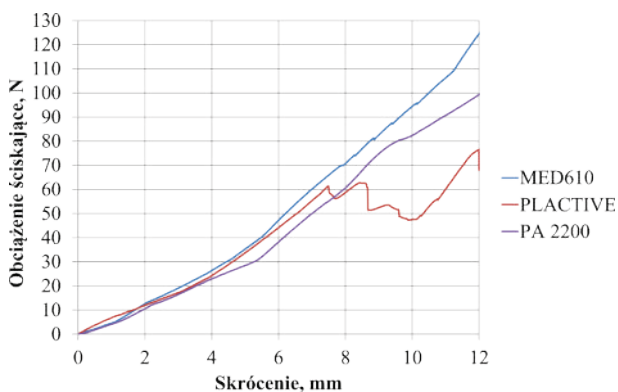


Rys. 6.52. Inspekcja 3D ortezy SLS/PA 2200: (a) część A widok pierwszy, (b) część A widok drugi, (c) część B widok pierwszy, (d) część B widok drugi

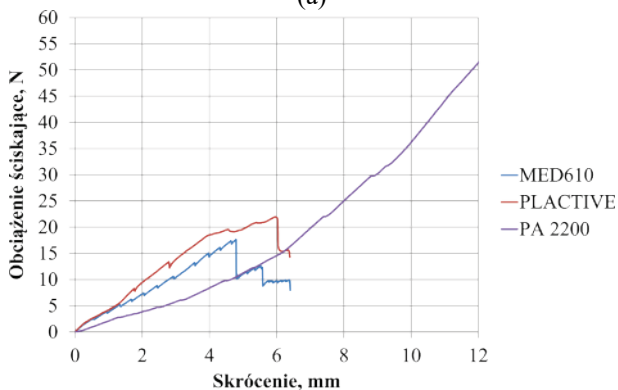
Badanie zakończono wykonując próbę ściskania oraz test relaksacji naprężeń ściskających (rys. 6.53) przy użyciu maszyny wytrzymałościowej Inspekt Mini z oprogramowaniem LabMaster. Wyniki w formie graficznej przedstawiono na rysunkach 6.54 i 6.55. Badanie przeprowadzono zgodnie z normami ISO 604 i ISO 3384. Każdy test został przeprowadzony bez powtórzeń, łącznie wykonano 12 testów.



Rys. 6.53. Test ściskania ortezy [99]



(a)



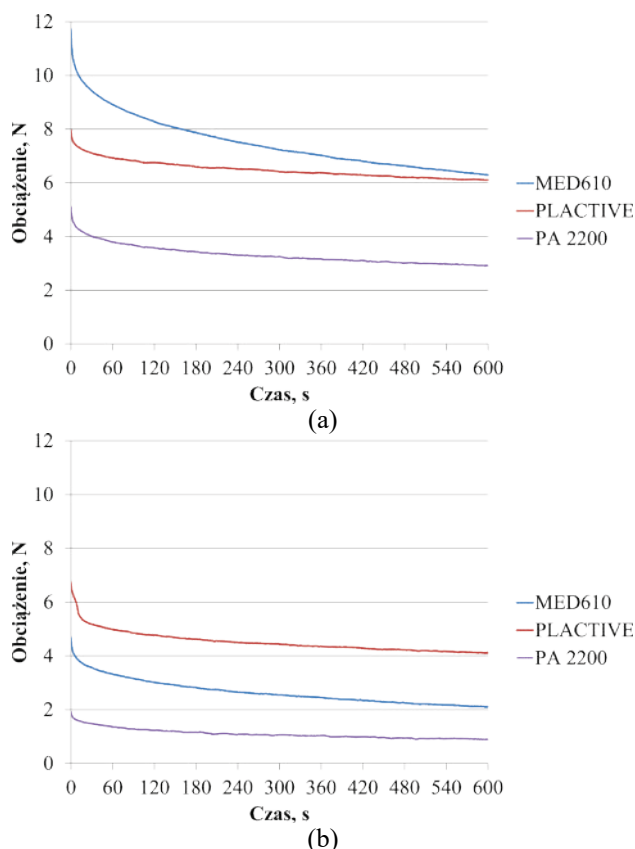
(b)

Rys. 6.54. Statyczny test ściskania części: (a) A, (b) B ortezy

Statyczny test ściskania wykazał, że część A ortezy wykonana z materiałów MED610 oraz PA 2200 nie uległa uszkodzeniu, gdy skrócenie osiągnęło 12 mm, podczas gdy część wykonana z materiału PLACTIVE pękła przy tej wartości.

Część A wykonana z materiału MED610 osiągnęła o 93 % wyższe maksymalne obciążenie w porównaniu do PLACTIVE. W przypadku drugiej części (B) oba komponenty wykonane z MED610 i PLACTIVE uległy uszkodzeniu przy skróceniu wynoszącym około 6,5 mm. Niemniej jednak uzyskano wyższe obciążenie dla części wykonanej z materiału PLACTIVE o 24 % w porównaniu do części wykonanej z materiału MED610. Krzywe uzyskały charakterystykę nieliniową, co wynika ze stopniowego pęknięcia struktur podczas testu ściskania. Część wykonana z materiału PA 2200 ponownie nie uległa zniszczeniu, niemniej jednak była bardziej podatna na odkształcenia.

W artykule [102] ściskaniu poddano próbki o kształcie tulei o średnicy wewnętrznej 25 mm i wysokości 100 mm, wykonane z gipsu stosowanego popularnie w ortopedii. Zastosowano różne wartości warstw bandażu (grubości próbek), a wraz z ich wzrostem obserwowano zwiększenie wytrzymałości, ale też i masy próbek. Średnia maksymalna siła ściskająca dla próbek o dwóch warstwach wyniosła 29,17 N (grubość 1,68 mm), a przy trzech warstwach 58,33 N (2,56 mm). Okazuje się więc, że ortezy wytwarzane przyrostowo cechują się dobrą wytrzymałością.



Rys. 6.55. Test relaksacji naprężeń ściskających części: (a) A, (b) B ortezy

Test relaksacji naprężeń przeprowadzono przy stałym odkształceniu, osiągniętym przez zadane przemieszczenie o wartości 1 mm. Można zauważyć, że spadek obciążenia w czasie dla materiału MED610 był znacznie wyższy i wyniósł 46 % dla części A (rys. 6.47 a) i 55 % dla części B (rys. 6.47 b). W przypadku materiału PLACTIVE spadek obciążenia wyniósł 23 % dla części A (rys. 6.47 a) i 39 % dla części B (rys. 6.47 b). Podobnie jak w przypadku statycznego testu ściskania, wyższe wartości obciążenia uzyskano dla części A wykonanej z materiału MED610, natomiast dla części B wykonanej z materiału PLACTIVE. Relaksacja części wykonanych z materiału PA 2200 wykazała najmniejsze wartości obciążenia, a spadek obciążenia w czasie wyniósł 43 % i 56 %, odpowiednio dla części A i B.

Części A i B ortezy wytworzone z materiałów MED610 i PA 2200 charakteryzują się wyższą dokładnością wykonania w porównaniu do części wytworzonych z materiału PLACTIVE, co można zauważyć po niższych odchyleniach od wartości nominalnych.

Część A ortezy wykazała się większą wytrzymałością, gdy zastosowano technologię PJM, gdzie maksymalne obciążenie podczas testu ściskania było o 93 % wyższe w porównaniu do technologii FDM. Natomiast, część B okazała się bardziej wytrzymała przy zastosowaniu technologii FDM, przy czym maksymalne obciążenie było o 24 % wyższe w porównaniu do technologii PJM.

Test relaksacji naprężeń wykazał, że materiały MED610 i PA 2200 charakteryzują się większym spadkiem obciążenia w czasie, co jest niekorzystnym zjawiskiem. Wadą technologii FDM jest dłuższy czas drukowania, który był ponad 200 % dłuższy w porównaniu do technologii PJM, jednak pod względem ekonomicznym FDM jest znacznie bardziej opłacalna, z kosztami wytwarzania z materiału PLACTIVE o 84 % niższymi w porównaniu do MED610 (opierając się na aktualnych cenach rynkowych). W procesie post-processingu części wykonane w technologii FDM wymagały mechanicznego usunięcia podpór, co wiązało się z ryzykiem uszkodzenia modelu, a jakość wykończenia powierzchni zależała od umiejętności operatora. Orteza wykonana w technologii SLS nie wymagała podpór, a niespieczony proszek mógł zostać ponownie wykorzystany w procesie przyrostowym, co było ekonomicznie korzystne, a jedynym wymogiem było oczyszczenie powierzchni z niespieczonego proszku.

Dokonując krytycznego wyboru odpowiedniej technologii do produkcji ortezy, należy wskazać PJM ze względu na dokładność jej wykonania, łatwość usuwania struktur podporowych i trwałość, jednak technologia FDM również jest obiecująca z punktu widzenia użytkowania ortezy przez dłuższy czas, biorąc pod uwagę mniejszy spadek obciążenia w czasie dla materiału PLACTIVE. Technologia SLS, choć dokładna i ekonomicznie najbardziej opłacalna, wykazała podatność części na odkształcenie.

Wyniki opublikowano w artykule [99].

6.3. Podsumowanie

Problematyka badań dotyczyła analizy wytrzymałościowej materiałów i modeli wydrukowanych w technologii druku 3D do zastosowań biomedycznych. Przeprowadzone badania doświadczalne pozwoliły na wskazanie optymalnych wartości parametrów technologicznych procesów wytwarzania przyrostowego PJM, FDM i SLS. Osiągnięto cel badań przedstawiony w pracy dotyczący oszacowania właściwości mechanicznych ze względu na orientację ustawień na platformie roboczej wraz z określeniem wpływu parametrów technologicznych na parametry wytrzymałościowe.

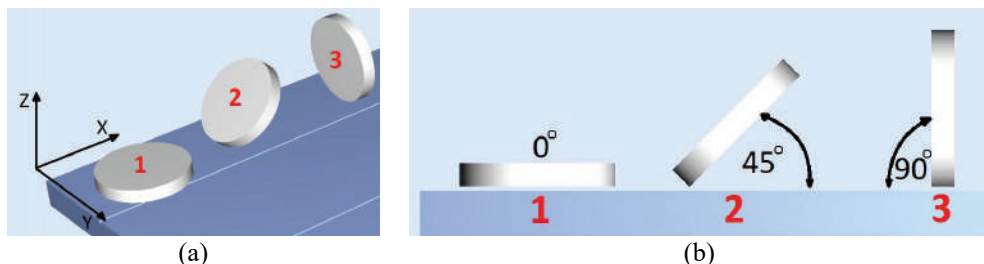
Dodatkowo, zrealizowano cel dodatkowy oceniając wpływ geometrii badanych elementów na niepewność wartości parametrów charakteryzujących właściwości mechaniczne z wykorzystaniem próbek cienkościennych. W przypadku struktury geometrycznej powierzchni badania przeprowadzone za pomocą chropowatościomierza stykowego wykazały, że struktura geometryczna powierzchni jest zależna w największym stopniu od parametrów: orientacji wydruku i wysokości warstwy. W celu oceny wpływu struktury geometrycznej powierzchni na niepewność wartości parametrów charakteryzujących właściwości mechaniczne w artykule [103] zbadano próbki przeznaczone do rozciągania z materiału PETG, które poddano obróbce skrawaniem za pomocą freza trzpieniowego. Głębokość skrawania wynosiła 0,1 mm. Uzyskano powierzchnię o małej chropowatości i stwierdzono brak wpływu obróbki skrawaniem na wytrzymałość na rozciąganie oraz odchylenie standardowe (tym samym niepewność typu A) w porównaniu do próbek referencyjnych (nie poddanych obróbce). Badanie zostało również przeprowadzone z użyciem materiału PLA, co pozwoliło na ponowne stwierdzenie braku znaczącego wpływu struktury geometrycznej powierzchni na niepewność wartości parametrów charakteryzujących właściwości mechaniczne [73]. Z uwagi na dotychczasowe obserwacje i analizy, istnieje przypuszczenie, że efekt może występować w próbkach cienkościennych. W związku z tym, przewiduje się przeprowadzenie dalszych badań w celu empirycznej weryfikacji tej hipotezy.

ROZDZIAŁ VII

BADANIA UZUPEŁNIAJĄCE

7.1. Badania tribologiczne próbek wykonanych technologią PJM

W ramach badań uzupełniających wytworzono próbki walcowe o średnicy 40 mm i wysokości 6 mm z materiału MED610, w trzech kierunkach: 0° , 45° , 90° (rys. 7.1). Zastosowano wysokość warstwy wynoszącą 0,016 mm oraz tryb drukowania *Matte*. Przeprowadzono testy w skojarzeniu kula-tarcza w warunkach tarcia technicznie suchego oraz ze środkiem smarnym (sól fizjologiczna 0,9 % NaCl), przy zastosowaniu przeciwpórek (kulek) o średnicy 6 mm. Roztwór izotoniczny chlorku sodu wykorzystano, aby naśladować osmolarność typową dla płynów ustrojowych. Przeciwpórki zostały wykonane z tworzyw polimerowych w postaci niemodyfikowanej POM (polioksymetylen) oraz PA 6.6 (poliamidu) o nazwach handlowych odpowiednio Delrin i Nylon 6.6. Wytworzono łącznie 36 próbek przeznaczonych do testów tribologicznych (3 powtórzenia każdego testu) oraz dodatkowe 3 próbki, które posłużyły do badań twardości. Powierzchnia oczyszczonych próbek została zweryfikowana przy użyciu mikroskopu Leica DCM 8. Stwierdzono, że niezbędne jest zastosowanie dodatkowej obróbki w postaci szlifowania, gdyż w stanie pierwotnym uzyskano niewielką liczbę punktów zmierzonych (światło skanujące nie docierało do przestrzeni międzywarstwowych). Operację szlifowania przeprowadzono za pomocą szlifierko-polerki (Pace Technologies, Arizona, Stany Zjednoczone) papierem ściernym o różnej gradacji, kolejno: 120, 240 i 600 μm . Powierzchnie próbek ponownie zweryfikowano rejestrując parametr *Sa*. Każdą próbkę zmierzono pięciokrotnie, a następnie wyznaczono średnie wartości dla każdego kierunku. Uśredniając, uzyskano wartość $Sa = 0,8 \mu\text{m}$ przy odchyleniu standardowym $SD = 0,06 \mu\text{m}$.



Rys. 7.1. Orientacja próbek na wirtualnym stole roboczym drukarki 3D: (a) ułożenie, (b) kierunki wydruku [104]

Przeciwpórki wykonane z materiału POM (polioksymetylen) cechują się niską masą, dobrymi właściwościami mechanicznymi, odpornością na korozję, zużycie i ścieranie (tabela 7.1). POM, o nazwie handlowej Delrin, wykazuje odporność na kontakt z podstawowymi, neutralnymi i średnio kwaśnymi związkami, wodą

morską, produktami ropopochodnymi, olejami mineralnymi i smarami, roztworami soli nieorganicznych, alifatycznymi, aromatycznymi i chlorowanymi węglowodorami, alkoholami o niskiej gradacji oraz eterami. Nie jest odporny na kontakt z silnymi kwasami, kwasami mineralnymi, chlorkami i zasadami. POM znajduje zastosowanie w przemyśle spożywczym, chemicznym, elektronicznym jak i farmaceutycznym, do produkcji m.in. mieszadeł natryskowych, lekkich zaworów bezpieczeństwa, łożysk, specjalnych pomp i zaworów, urządzeń do kontroli przepływu płynów oraz instrumentów medycznych [105].

Tabela 7.1. Właściwości materiału POM [105]

Właściwość	Symbol	Jednostka miary	Typ	Uwagi	Wartości
Gęstość	δ	g/cm ³	Fizyczna	Temp. pokojowa	1,40
Absorpcja wody	Aw	%	Fizyczna	24h	0,30
Moduł Younga	E	MPa	Mechaniczna	-	2800
Współczynnik tarcia	μ	-	Mechaniczna	Temp. pokojowa	0,28
Twardość	-	Shore D	Mechaniczna	-	80–90
Wytrzymałość na ściskanie	-	MPa	Mechaniczna	-	30–120
Współczynnik liniowej rozszerzalności cieplnej	α	10 ⁻⁶ /°C	Termiczna	$\Delta T=0-100^{\circ}\text{C}$	93
Przewodność cieplna	λ	W/(m·K)	Termiczna	Temp. pokojowa	0,27
Temperatura pracy	-	°C	Termiczna	-	-40 do 85
Opór właściwy	ρ	$\Omega\cdot\text{m}$	Elektryczna	-	$> 10^{13}$
Względna przenikalność magnetyczna	μm	-	Magnetyczna	Diamagnetyk	$< \sim 1$

Przeciwpróbki wykonane z semikrystalicznego, termoplastycznego poliamidu 6.6 (Nylon) charakteryzują się niską masą, wysoką odpornością na korozję i zużycie tribologiczne (tabela 7.2). Materiał wykazuje dodatkowo samosmarowność, dobrą ciągliwość, wytrzymałość i właściwości elektroizolacyjne. Kulki są nierozpuszczalne w rozcieńczonych kwasach mineralnych i większości kwasów organicznych. Wykazują odporność na działanie zasad, produktów ropopochodnych, smarów do temperatury 150 °C, roztworów soli nieorganicznych, alkoholi o niskiej gradacji, oleju silnikowego, płynu do przekładni, metanolu, ketonów i estrów. Nie są odporne na działanie silnych kwasów i zasad. Stosuje się je w specjalnych zaworach, łożyskach, przepływomierzach, uchwytach ręcznych jak i w przemyśle medycznym [106].

Tabela 7.2. Właściwości materiału PA6.6 [106]

Właściwość	Symbol	Jednostka miary	Typ	Uwagi	Wartości
Gęstość	δ	g/cm ³	Fizyczna	Temp. pokojowa	1,11
Absorpcja wody	Aw	%	Fizyczna	24h	2,10
Moduł Younga	E	MPa	Mechaniczna	-	2500
Współczynnik tarcia	μ	-	Mechaniczna	Temp. pokojowa	0,25
Twardość	-	Shore D	Mechaniczna	-	75–85
Wytrzymałość na ściskanie	-	MPa	Mechaniczna	-	86–103
Współczynnik liniowej rozszerzalności cieplnej	α	10 ⁻⁶ /°C	Termiczna	$\Delta T=0-100^{\circ}\text{C}$	87,50
Przewodność cieplna	λ	W/(m·K)	Termiczna	Temp. pokojowa	0,25
Temperatura pracy	-	°C	Termiczna	-	-30 do 80
Opór właściwy	ρ	$\Omega\cdot\text{m}$	Elektryczna	-	$> 10^{13}$
Względna przenikalność magnetyczna	μm	-	Magnetyczna	Diamagnetyk	$< \sim 1$

Topografię powierzchni przed i po testach tribologicznych zbadano przy użyciu mikroskopu konfokalnego Leica DCM 8 w trybie interferometrycznym, z zastosowaniem obiektywu o 20-krotnym powiększeniu w trybie konfokalnym. W trakcie pomiarów topografii powierzchni uzyskano takie parametry jak: S_a (średnia arytmetyczna wysokość), S_p (maksymalna wysokość szczytu), S_y (maksymalna wysokość wgłębienia), S_z (maksymalna wysokość), S_{sk} (asymetria), S_{ku} (kurtoza). Testy tribologiczne przeprowadzono za pomocą tribometru TRB³ (Anton Paar) w ruchu obrotowym, zarówno w warunkach tarcia technicznie suchego, jak i tarcia ze smarowaniem roztworem soli fizjologicznej. Każdy test tribologiczny powtórzono trzykrotnie dla każdej próbki, a szczegółowe parametry testu przedstawiono w tabeli 7.3.

Tabela 7.3. Parametry testu tribologicznego

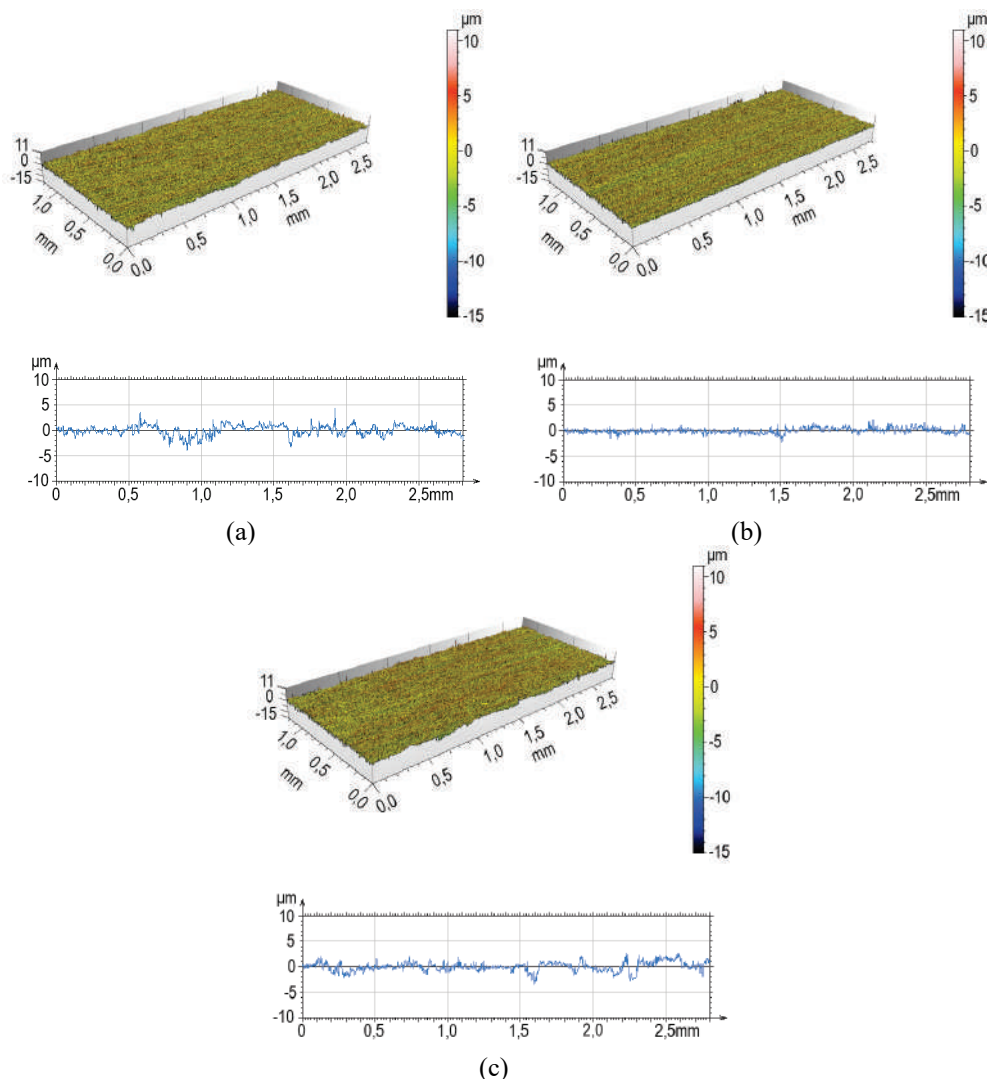
Parametr	Jednostka	Wartość
Obciążenie	N	10
Prędkość	m/s	0,1
Promień tarcia	mm	12
Droga	m	1000
Temperatura	°C	25 ± 2
Wilgotność	%	45 ± 5

W tabeli 7.4 zawarto zmierzone parametry opisujące ukształtowanie (topografię) powierzchni próbek wykonanych z materiału MED610 w zależności od kierunku wydruku, a na rysunku 7.2 przedstawiono przykładowe widoki izometryczne i odpowiadające im profile powierzchni.

Tabela 7.4. Zmierzone parametry chropowatości próbek [104]

Kierunek wydruku	S_{sk}	S_{ku}	$S_p, \mu m$	$S_v, \mu m$	$S_z, \mu m$	$S_a, \mu m$
0°	- 0,80	5,09	11,72	16,67	28,39	0,81
45°	- 0,37	3,49	5,97	5,44	11,41	0,77
90°	- 0,44	3,38	7,10	11,39	18,49	0,88

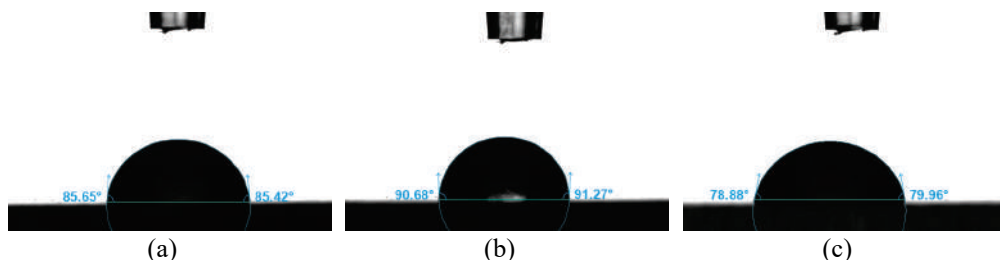
Analizując pomiary topografii powierzchni próbek wykonanych w trzech kierunkach wydruku można stwierdzić, że średnia arytmetyczna wysokość jest najmniejsza dla próbek 45° (0,77 μm), a największa dla 90° (0,88 μm). W przypadku pozostałych parametrów próbki 45° również osiągnęła najmniejsze wartości, natomiast największe zarejestrowano dla próbki 0°, przykładowo maksymalna wysokość szczytu wyniosła 11,72 μm . Parametr S_{sk} przyjął wartości ujemne, co świadczy o płaskowyżowym ukształtowaniu powierzchni. W przypadku kierunku wydruku 45° i 90° parametr S_{ku} (o wartości zbliżonej do 3) wskazuje, że badane powierzchnie mają rozkład wysokości przypominający rozkład normalny, co sugeruje, że zarówno wypukłości, jak i zagłębienia są rozmieszczone na powierzchni w sposób równomierny. Niemniej jednak wartości parametrów opisujących topografię powierzchni próbek nie różnią się znacząco między sobą.



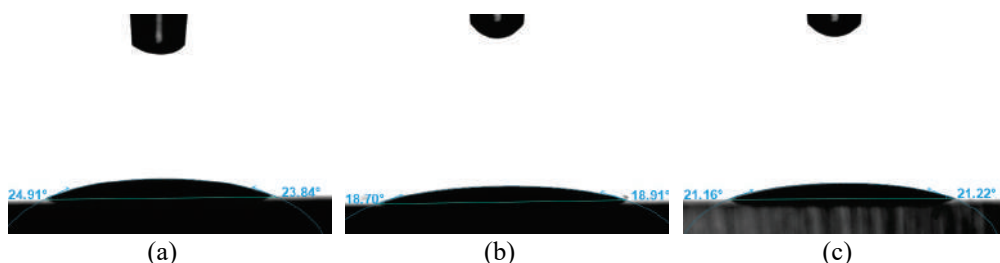
Rys. 7.2. Widoki izometryczne i profile powierzchni MED610 w zależności od kierunku wydruku (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° [104]

W celu określenia zwilżalności powierzchni próbek w zależności od kierunków wydruku posłużono się tensjometrem optycznym Attension Theta Flex. Pomiar kąta zwilżania polegał na precyzyjnym umieszczeniu kropli cieczy pomiarowej (wody destylowanej, diiodometanu oraz soli fizjologicznej) na powierzchni próbki i natychmiastowym pomiarze. Krople naniesiono w losowo wybranych miejscach na powierzchni próbki. Średnie kąty zwilżania wraz z odchyleniami standardowymi obliczono na podstawie pięciu pomiarów. Twardość próbek dla różnych kierunków wydruku zbadano za pomocą twardościomierza Shore'a D marki Hildebrand. Pomiary wykonano zgodnie z normą ISO 868. Na rysunku 7.3

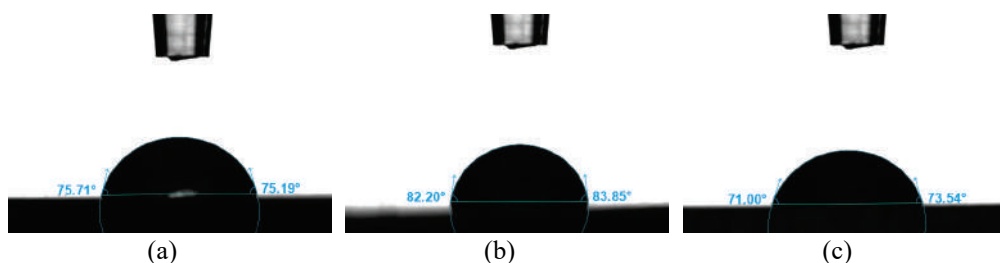
przedstawiono widoki kropli wody destylowanej, na rysunku 7.4 widoki kropli dijdometanu, a na rysunku 7.5 widoki kropli soli fizjologicznej na powierzchni próbek wykonanych w trzech kierunkach wydruku. Pomiar wykonano na 9 próbkach przed wykonaniem testów tribologicznych.



Rys. 7.3. Widok kropli wody destylowanej na powierzchni próbki MED610 dla kierunku wydruku (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°



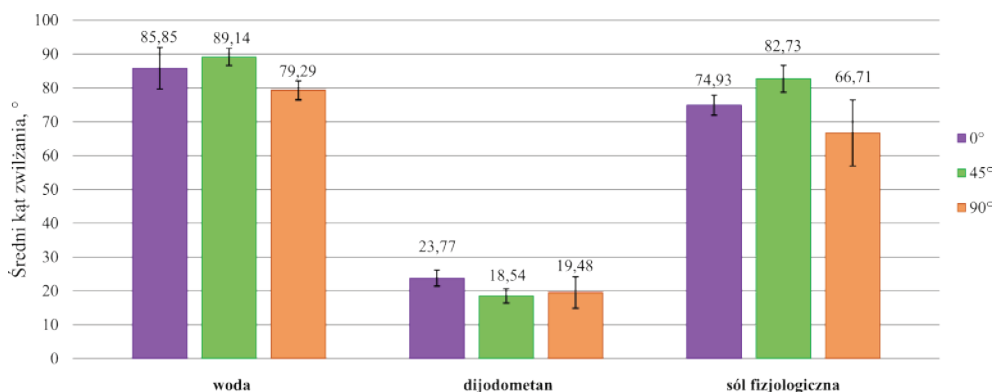
Rys. 7.4. Widok kropli dijdometanu na powierzchni próbki MED610 dla kierunku wydruku (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°



Rys. 7.5. Widok kropli soli fizjologicznej na powierzchni próbki MED610 dla kierunku wydruku (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° [104]

Najmniejszy kąt zwilżania dla wody destylowanej uzyskano dla próbki wykonanej z kierunkiem wydruku 90°, a największy dla próbki o kierunku wydruku 45°. Świadczy to o bardziej hydrofobowym charakterze powierzchni próbki o kierunku wydruku 45°, w przeciwieństwie do próbki o kierunku wydruku 90° oraz 0°, które charakteryzują się hydrofilowością. Najmniejszy kąt zwilżania dijdometanem uzyskano dla próbki o kierunku wydruku 45°, a największy dla 0°.

Najmniejszy kąt zwilżania powierzchni solą fizjologiczną otrzymano dla próbki 90°, a największy dla 45°. Na rysunku 7.6 przedstawiono wartości średnich kątów zwilżania dla powierzchni MED610, które obliczono na podstawie pięciu pomiarów.

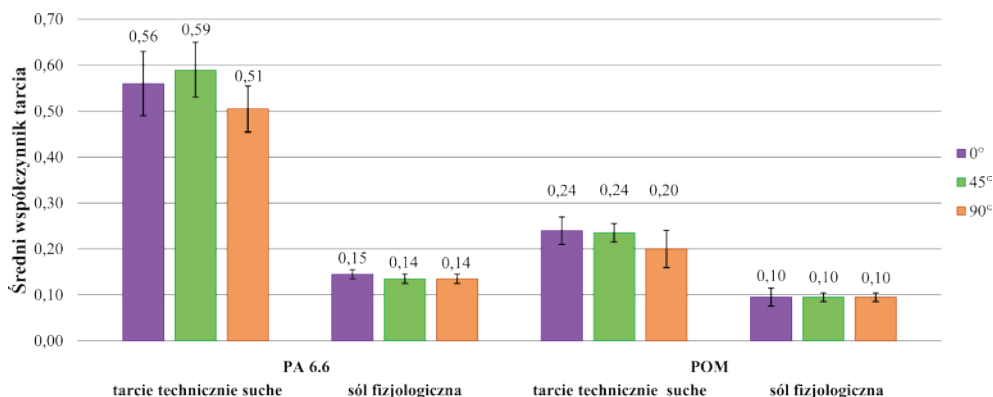


Rys. 7.6. Średnie wartości kątów zwilżania dla powierzchni MED610 [104]

Analizując wartości średnie dla kąta zwilżania określanego za pomocą wody destylowanej najniższą wartość uzyskano dla próbek o kierunku wydruku 90° – 72,29°, a największą dla próbek o kierunku wydruku 45° – 89,14°. Wartość uzyskana dla próbek o kierunku wydruku 45° oscyluje w granicach powierzchni hydrofobowej. Dla diiodometanu najwyższe wartości średnich kątów zwilżania uzyskano dla powierzchni próbek o kierunku wydruku 0° – 23,77°, a najmniejsze dla próbek o kierunku wydruku 45° – 18,54° (choć różnice między próbkami 45° oraz 90° są niewielkie). Badanie zwilżalności powierzchni za pomocą soli fizjologicznej wykazało największą zwilżalność dla kierunku wydruku 45° – 82,73°, a najmniejszą dla powierzchni próbek 90° – 66,71°.

Pomiary twardości przeprowadzono za pomocą twardościomierza Hildebrand Shore D z wykorzystaniem próbek wykonanych zgodnie z przyjętymi, trzema kierunkami wydruku. Na podstawie pięciu pomiarów twardości uzyskano średnie wartości: 82,8 (0°), 82,6 (45°), 82,0 (90°). Przy odchyleniu standardowym: 0,4 (0°), 1,1 (45°), 0,7 (90°). Różnice między średnimi wartościami twardości każdego typu próbki są mniejsze niż 1 %. Tak niska różnica wskazuje, że kierunek wydruku nie ma istotnego wpływu na twardość. Próbki, na których wykonano pomiary twardości nie zostały ponownie wykorzystane do pozostałych testów.

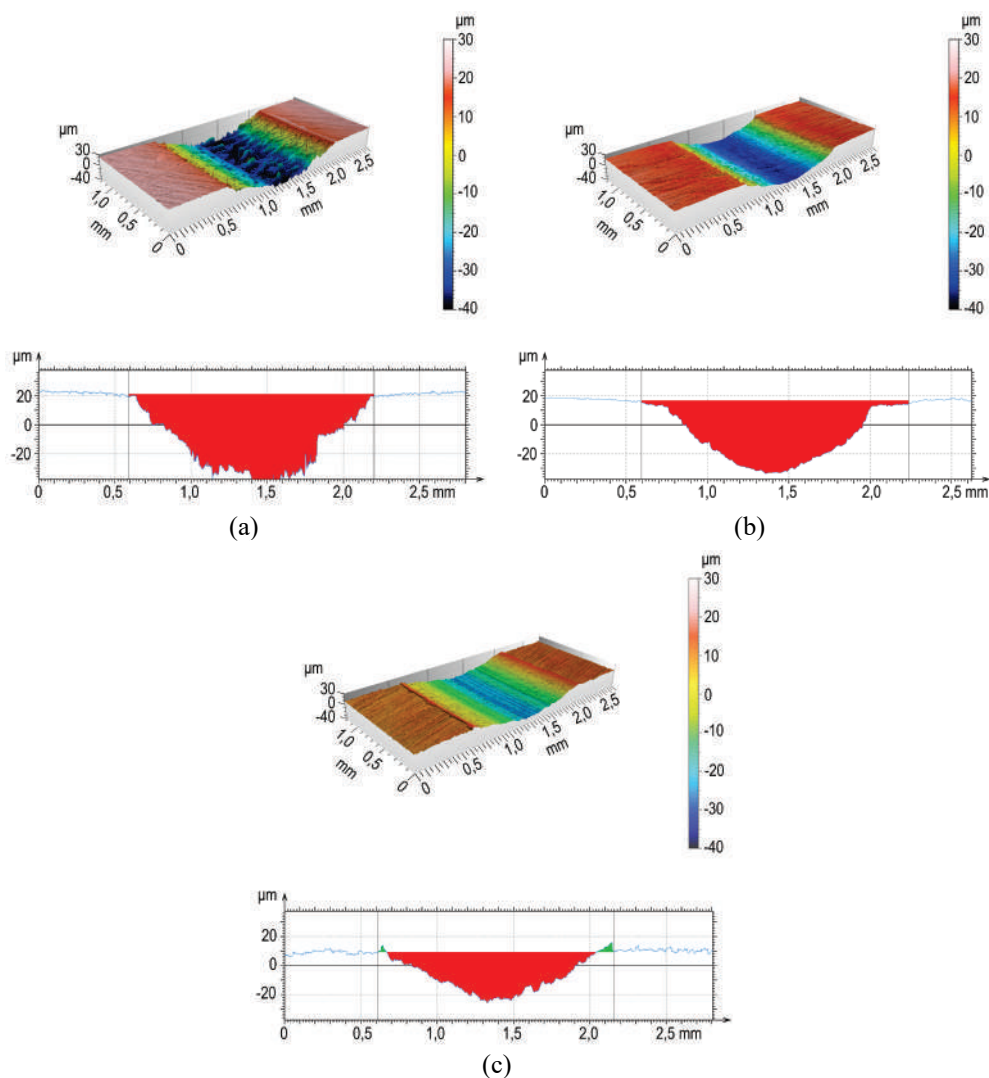
Na rysunku 7.7 przedstawiono wartości średnich współczynników tarcia dla próbek MED610, wykonanych w trzech kierunkach wydruku, po testach tribologicznych odpowiednio z kulką z PA 6.6 oraz POM przy obciążeniu 10 N.



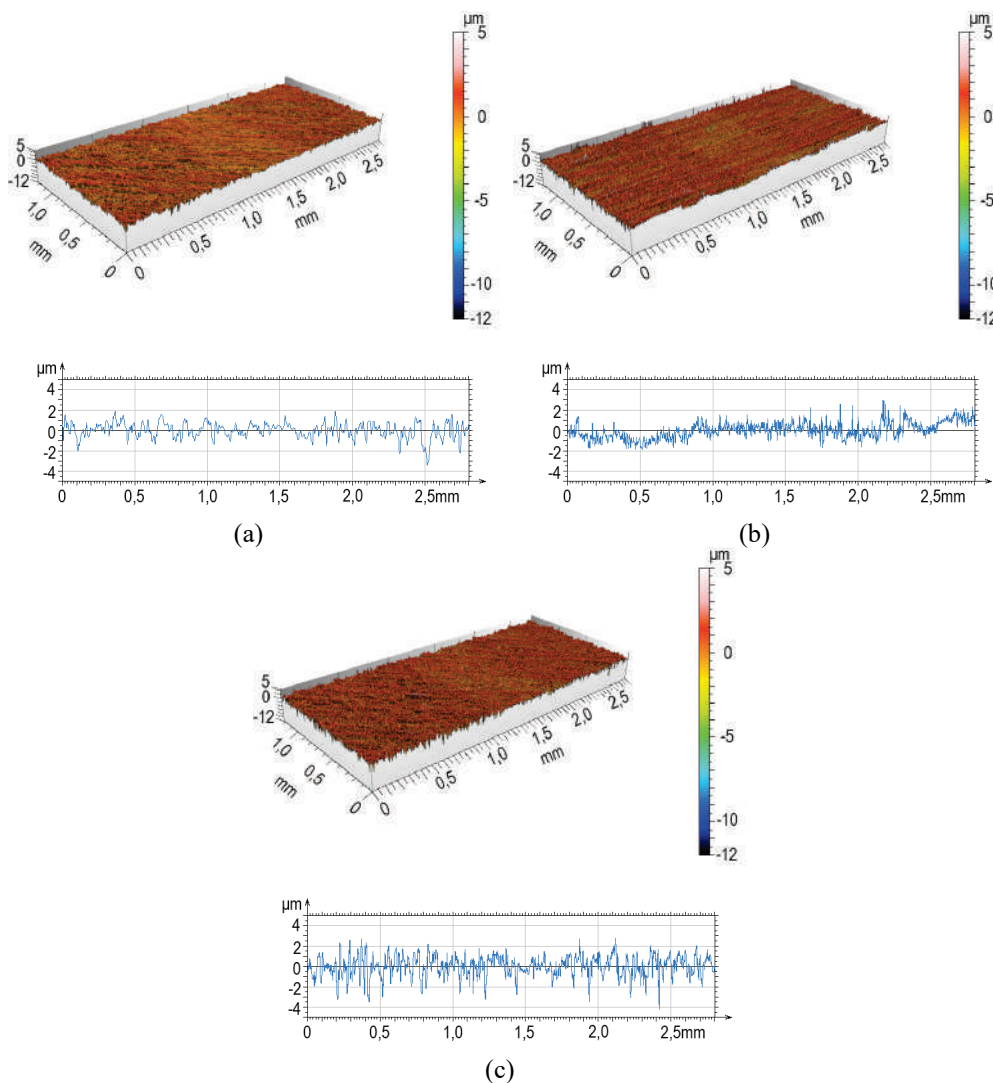
Rys. 7.7. Wartości średnie współczynników tarcia dla próbek po testach tribologicznych przy obciążeniu 10 N z przeciwpórką wykonaną z materiału PA 6.6 oraz POM [104]

W przypadku przeciwpórkki z PA 6.6 największy średni współczynnik tarcia podczas tarcia technicznie suchego otrzymano dla próbek 45° – 0,59, a najniższy dla próbek 90° – 0,51. Współczynnik tarcia dla próbki 90° jest o około 13 % niższy niż dla próbki 45°. Podczas tarcia z użyciem soli fizjologicznej wartości średnie współczynników tarcia dla wszystkich badanych kierunków oscylowały przy wartości 0,14. W przypadku przeciwpórkki wykonanej z materiału POM największy średni współczynnik tarcia podczas tarcia technicznie suchego otrzymano dla próbek 0° i 45° – 0,24, a najniższy dla próbek 90° – 0,20. Współczynnik tarcia dla próbki 90° jest o około 17 % niższy niż dla próbek 0° oraz 45°. Podczas tarcia z użyciem soli fizjologicznej wartości średnie współczynników tarcia dla wszystkich badanych kierunków wydruku oscylowały przy wartości 0,10.

Na rysunkach 7.8 i 7.9 przedstawiono widoki izometryczne i profile powierzchni w zależności od kierunku wydruku (0°, 45°, 90°) po tarcu technicznie suchym oraz ze smarowaniem solą fizjologiczną z użyciem przeciwpórkki wykonanej z materiału PA 6.6. Po tarcu z użyciem soli fizjologicznej zaobserwowano niewielkie ślady wytarcia, które ze względu na chropowatość powierzchni próbek nie mogły zostać określone.

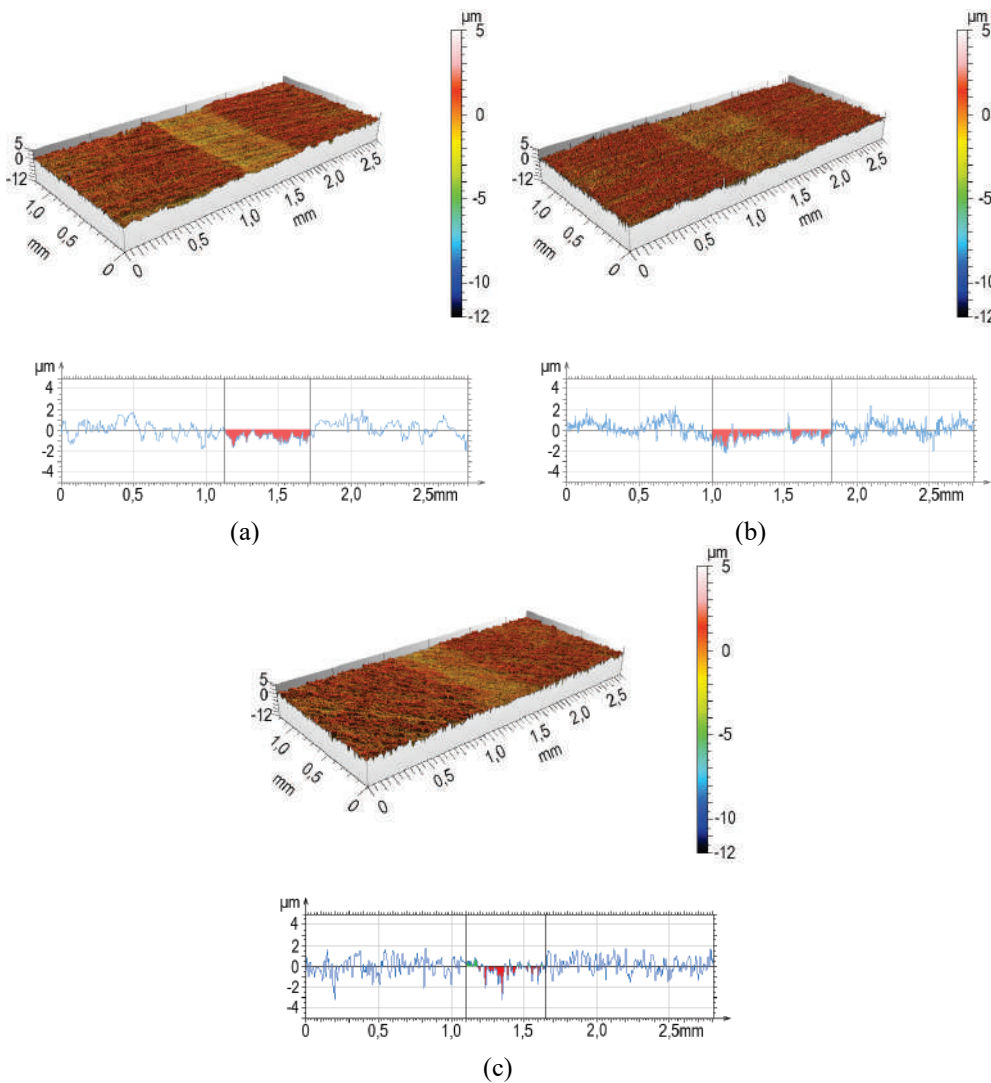


Rys. 7.8. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek wykonanych z MED610 przy obciążeniu 10 N po testach tribologicznych z kulką PA 6.6 w warunkach tarcia technicznie suchego: (a) kierunek wydruku 0°, (b) kierunek wydruku 45°, (c) kierunek wydruku 90° [104]

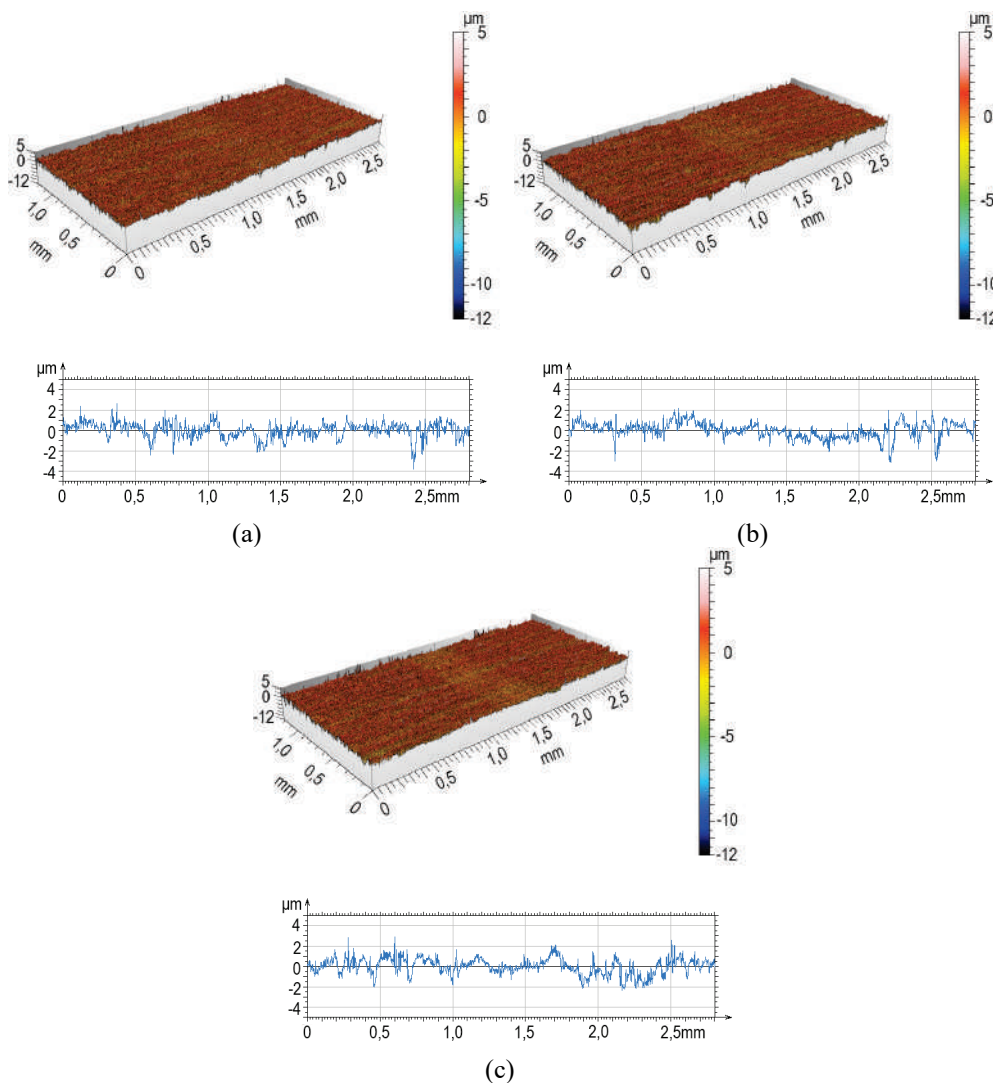


Rys. 7.9. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek wykonanych z MED610 w zależności od kierunku wydruku przy obciążeniu 10N po testach tribologicznych z kulką PA 6.6 w warunkach tarcia z użyciem soli fizjologicznej: (a) kierunek wydruku 0° , (b) kierunek wydruku 45° , (c) kierunek wydruku 90° [104]

Na rysunkach 7.10 i 7.11 przedstawiono widoki izometryczne i odpowiadające im profile powierzchni w zależności od kierunku wydruku (0° , 45° , 90°) po tarcia technicznie suchym oraz ze smarowaniem solą fizjologiczną z użyciem kulki wykonanej z materiału Delrin. Podobnie jak w przypadku testów wykonanych przy użyciu kulki wykonanej z materiału PA 6.6 zaobserwowano niewielkie ślady wytarcia po zastosowaniu środka smarnego w postaci soli fizjologicznej.



Rys. 7.10. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek wykonanych z MED610 przy obciążeniu 10 N po testach tribologicznych z kulką POM w warunkach tarcia technicznie suchego: (a) kierunek wydruku 0°, (b) kierunek wydruku 45°, (c) kierunek wydruku 90° [104]



Rys. 7.11. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek wykonanych z MED610 w zależności od kierunku wydruku przy obciążeniu 10N po testach tribologicznych z kulką POM w warunkach tarcia z użyciem soli fizjologicznej: (a) kierunek wydruku 0°, (b) kierunek wydruku 45°, (c) kierunek wydruku 90° [104]

W tabeli 7.5 przedstawiono wskaźniki śladów wytarcia na powierzchni próbek wykonanych z materiału MED610 po przeprowadzonych testach tribologicznych.

Tabela 7.5. Wskaźniki śladów wytarcia na powierzchni próbek wykonanych z materiału MED610 po testach tribologicznych z obciążeniem 10 N [104]

Oznaczenie próbek (tarcie technicznie suche)	Maksymalna głębokość, μm	Pole wytarcia, μm^2
Pd 0° – PA 6.6	69,58	60753
Pd 45° – PA 6.6	50,88	45386
Pd 90° – PA 6.6	35,62	27543
Pd 0° – POM	2,39	529,75
Pd 45° – POM	2,38	526,50
Pd 90° – POM	4,30	280,75

Podczas przeprowadzania testów z wykorzystaniem przeciwpróbek wykonanych z materiału PA 6.6 bez środka smarnego największą maksymalną głębokość zużycia zarejestrowano dla próbki 0° – 69,58 μm , a najmniejszą dla próbki 90° – 35,62 μm . Największe pole wytarcia zarejestrowano również dla próbki 0° – 60753 μm^2 , a najmniejsze dla próbki 90° – 27543 μm^2 . Głębokość wytarcia dla próbki 90° jest mniejsza o około 49 % niż dla próbki 0°, a pole wytarcia mniejsze o około 55 % dla próbki 90° niż dla próbki 0°. W przypadku zastosowania środka smarnego (soli fizjologicznej) nie zaobserwowano śladu wytarcia i w związku z tym nie zostały określone głębokość i pole wytarcia.

Testy przeprowadzone z wykorzystaniem przeciwpróbek wykonanych z materiału POM wykazały, iż największą maksymalną głębokość zużycia zarejestrowano dla próbki 90° – 4,30 μm , a najmniejszą dla próbki 45° – 2,38 μm . Największe pole wytarcia zarejestrowano dla próbki 0° – 529,75 μm^2 , a najmniejsze dla próbki 90° – 280,75 μm^2 . Głębokość wytarcia dla próbki 45° jest mniejsza o około 45 % niż dla próbki 90°, a pole wytarcia mniejsze o około 47 % dla próbki 90° niż dla próbki 0°. Podczas testów wykonanych z zastosowaniem środka smarnego, podobnie jak w przypadku przeciwpróbek z PA 6.6 nie udało się określić głębokości oraz pola wytarcia dla przeprowadzanych testów.

Analizując wyniki można stwierdzić, że orientacja wydruku na platformie roboczej drukarki 3D ma wpływ na eksploatacyjnie ukształtowaną powierzchnię. Próbki wykonane z zadaniem kierunkiem wydruku 90° charakteryzowały się najmniejszym polem wytarcia, zarówno przy zastosowaniu przeciwpróbki z materiału PA 6.6 jak i POM. W tym przypadku siła wynikająca z obciążenia była przyłożona równolegle do ukształtowanych technologicznie warstw modelu próbki. Podczas badania próbki 0°, gdy siła wynikająca z obciążenia była skierowana prostopadle do wykonanych technologicznie warstw, powierzchnia cechowała się znacznym polem wytarcia, różnica ta jest szczególnie widoczna w przypadku zastosowania przeciwpróbek wykonanych z materiału PA 6.6.

Analiza wyników przeprowadzonych badań pozwala stwierdzić, że kierunek wydruku nie ma istotnego wpływu na zwilżalność powierzchni i twardość próbek wykonanych z materiału MED610. W czasie testów przeprowadzonych w warunkach tarcia technicznie suchego, zarówno przy użyciu przeciwpróbek

wykonanych z materiałów POM, jak i PA 6.6, stwierdzono, że najmniejszy średni współczynnik tarcia osiągnięto dla próbek o kierunku wydruku 90° . Przy zastosowaniu środka smarnego, jakim była sól fizjologiczna, odnotowano niższe współczynniki tarcia, a uzyskane średnie wartości współczynnika tarcia były zbliżone niezależnie od kierunku wydruku próbek. Szczególnie duża redukcja współczynnika tarcia po zastosowaniu środka smarnego w przypadku testu z kulką wykonaną z materiału PA 6.6 wynikała ze zdolności absorpcyjnej wody przez ten materiał (tabela 7.2). W warunkach tarcia technicznie suchego z użyciem przeciwpróbki z materiału PA 6.6, największe pole wytarcia zarejestrowano dla próbek o kierunku wydruku 0° , natomiast najmniejsze pole wytarcia zaobserwowano dla próbek o kierunku wydruku 90° . Podobnie, podczas badań z użyciem przeciwpróbki wykonanej z materiału POM, największe pole wytarcia wystąpiło dla próbek o kierunku wydruku 0° , a najmniejsze dla próbek o kierunku wydruku 90° .

Ostatecznie, stwierdzono, że kierunek wydruku ma bezpośredni wpływ na zużycie tribologiczne. Próbki wydrukowane pod kątem 90° , których warstwy zostały ułożone równolegle do zastosowanego obciążenia, charakteryzowały się najmniejszym średnim współczynnikiem tarcia oraz najmniejszym polem wytarcia w warunkach tarcia technicznie suchego.

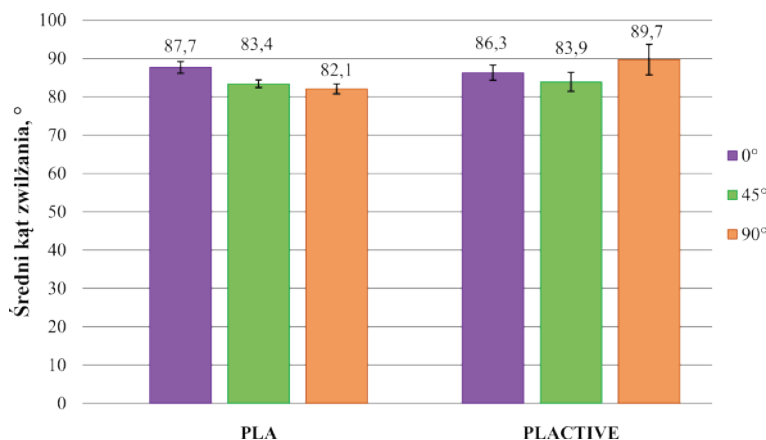
Przedstawione wyniki opublikowano w artykule [104].

7.2. Badania tribologiczne próbek wykonanych technologią FDM

Badania powtórzono przy zastosowaniu technologii FDM. Próbki do badań w kształcie krążków o średnicy 40 mm i grubości 6 mm wytworzono z czystego polilaktydu PLA i polilaktydu z dodatkiem nanomiedzi PLACTIVE. Ponownie zastosowano trzy kierunki wydruku: 0° , 45° i 90° . Testy tribologiczne przeprowadzono na tribometrze TRB³ w ruchu obrotowym. Materiałem stanowiącym przeciwpróbkę w badanych węzłach tarcia były kulki z PA 6.6 o średnicy 6 mm. Pomiar przeprowadzono przy następujących parametrach: obciążenie 5 N, prędkość 0,1 m/s, promień tarcia 12 mm, droga tarcia 1000 m, temperatura otoczenia $26 \pm 1^\circ\text{C}$, wilgotność $45 \pm 5\%$. Opory ruchu wyznaczono podczas tarcia technicznie suchego oraz tarcia z zastosowaniem jako środka smarnego soli fizjologicznej (0,9 % NaCl). Obserwacje struktury geometrycznej śladu wytarcia przeprowadzono za pomocą mikroskopu konfokalnego z trybem interferometrycznym Leica DCM8. Wytworzono łącznie 36 próbek przeznaczonych do testów tribologicznych (3 powtórzenia każdego testu) oraz dodatkowe 3 próbki, które posłużyły do badań twardości. Ponownie przeprowadzono operację szlifowania za pomocą szlifierko-polerki Pace Technologies papierem ściernym o różnej gradacji, kolejno: 120, 240 i 600 μm .

Kąty zwilżania zmierzono za pomocą tensjometru Attension Theta. Pomiar polegał na umieszczeniu kropli wody destylowanej o objętości około 5 μl na

powierzchni próbki, a następnie na natychmiastowym pomiarze. Na rysunku 7.12 przedstawiono średnie kąty zwilżania wodą demineralizowaną.

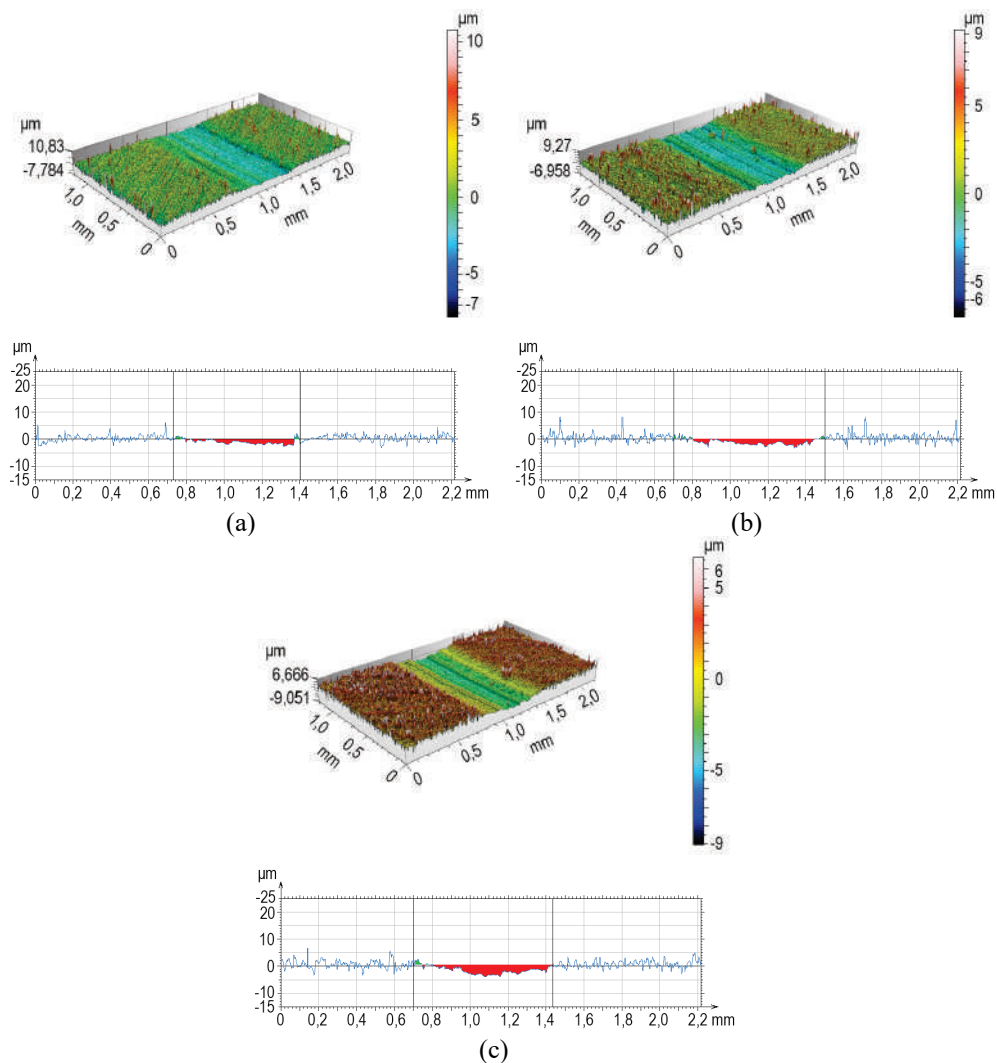


Rys. 7.12. Średnie kąty zwilżania wodą demineralizowaną

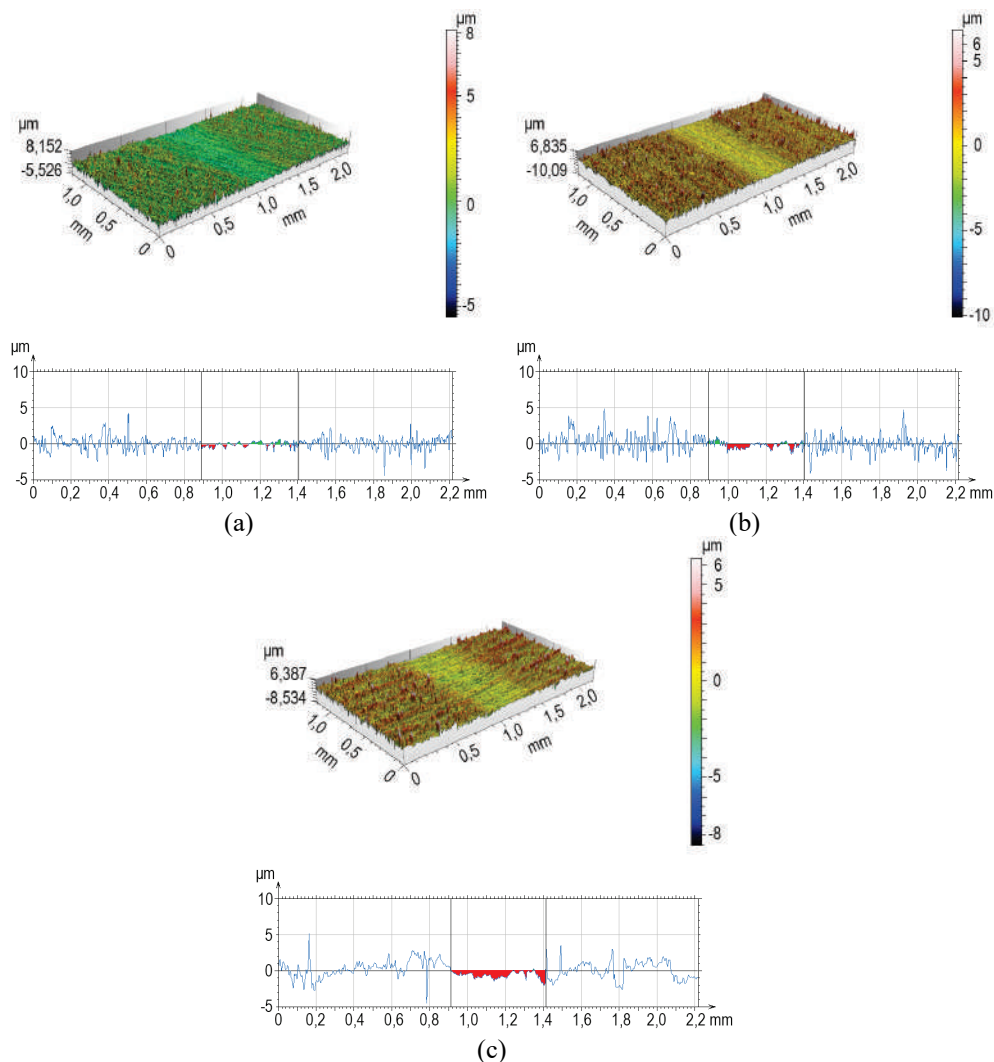
Wszystkie badane powierzchnie charakteryzowały się hydrofilowością. Parametr ten jest istotny i wpływa na adhezję komórek do powierzchni implantu, jak i również rozwoju biofilmu na powierzchni wytworzonego modelu do celów medycznych. Hydrofilowe powierzchnie korzystnie wpływają na adhezję oraz aktywności osteoblastów oraz wielu innych typów komórek [107].

Pomiary twardości ponownie przeprowadzono według metody Shore'a D za pomocą twardościomierza Hildebrand. Ponownie nie stwierdzono istotnego wpływu kierunku wydruku na twardość, średnia twardość próbek wykonanych z materiału PLA wyniosła 68, a w przypadku materiału PLACTIVE 75.

Na rysunkach 7.13 i 7.14 przedstawiono widoki izometryczne i odpowiadające im profile powierzchni w zależności od kierunku wydruku (0°, 45°, 90°) po tarcu technicznie suchym oraz ze smarowaniem solą fizjologiczną z użyciem próbek wykonanych z materiału PLA. Zastosowanie soli fizjologicznej spowodowało zmniejszenie szerokości i głębokości śladu wytarcia.

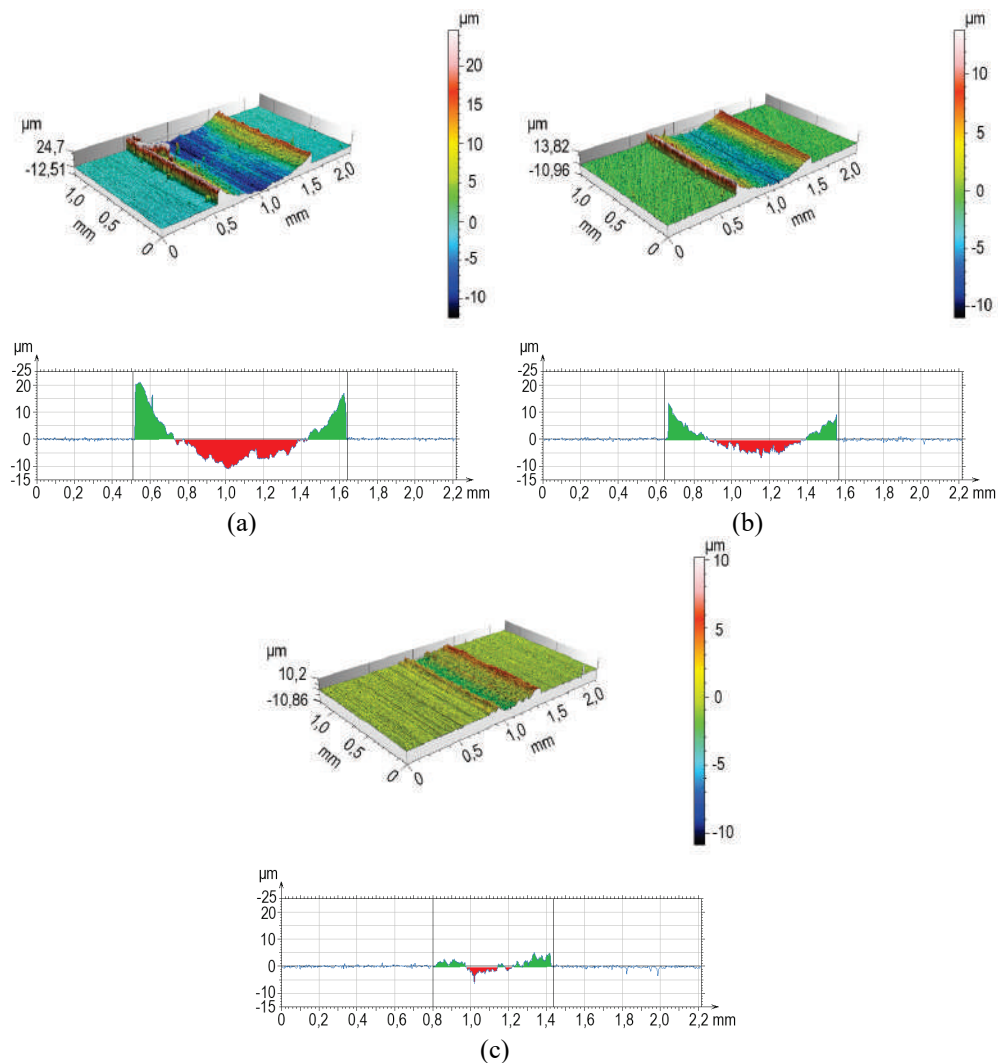


Rys. 7.13. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek PLA po tarcii technicznie suchym dla kierunku: (a) 0° , (b) 45° , (c) 90°

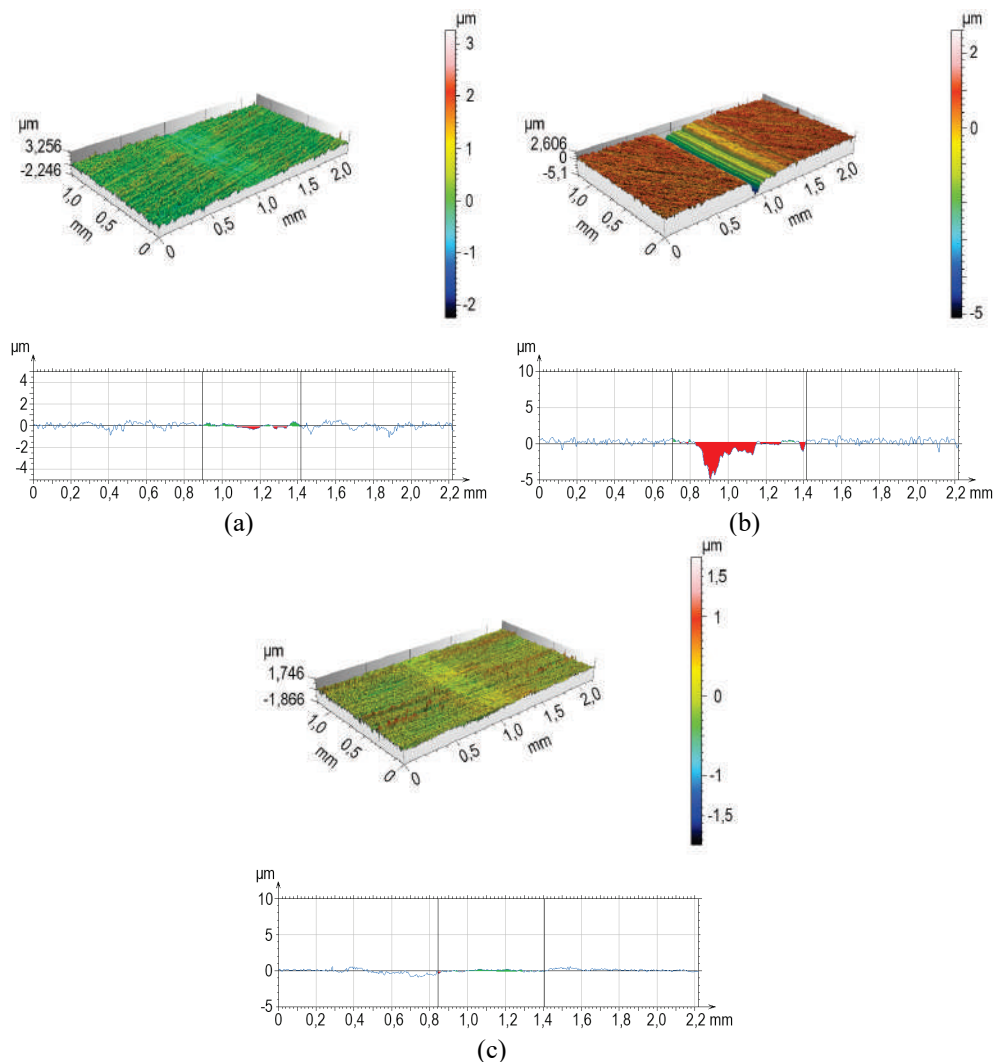


Rys. 7.14. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek PLA po tarcu z użyciem soli fizjologicznej dla kierunku: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°

Na rysunkach 7.15 i 7.16 przedstawiono widoki izometryczne oraz profile powierzchni w zależności od kierunku wydruku (0°, 45°, 90°) po tarcu technicznie suchym oraz ze smarowaniem solą fizjologiczną z użyciem próbek wykonanych z materiału PLACTIVE. Zastosowanie soli fizjologicznej spowodowało znaczną redukcję szerokości i głębokości śladu wytarcia, zwłaszcza dla próbek 0° i 90°.

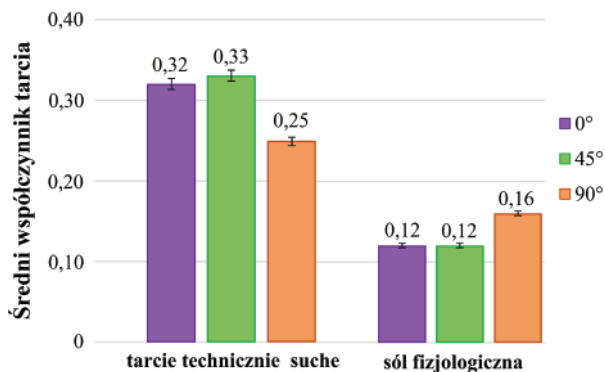


Rys. 7.15. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek PLACTIVE po tarcia technicznie suchym dla kierunku: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°

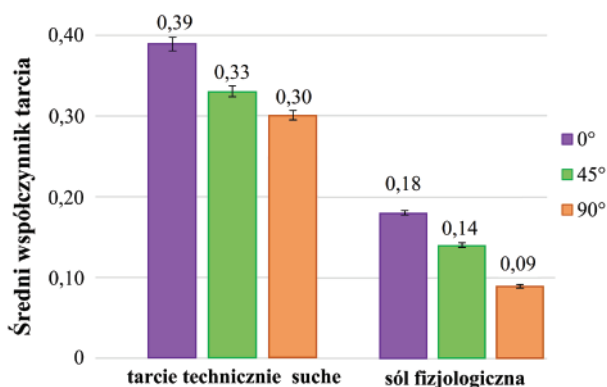


Rys. 7.16. Widoki izometryczne oraz profile powierzchni próbek PACTIVE po tarceniu z użyciem soli fizjologicznej dla kierunku: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°

Średnie wartości współczynników tarcia próbek wykonanych z materiału PLA i PACTIVE przedstawiono na rysunkach, odpowiednio: 7.17 i 7.18. Zastosowanie soli fizjologicznej spowodowało obniżenie współczynników tarcia dla wszystkich trzech kierunków wydruku, co wskazuje na dobrą współpracę materiałów PLA oraz PACTIVE z tym środkiem smarnym.



Rys. 7.17. Średnie wartości współczynników tarcia dla PLA



Rys. 7.18. Średnie wartości współczynników tarcia dla PLACTIVE

Próbki z PLA drukowane zgodnie z kierunkiem 90° względem platformy roboczej, charakteryzowały się najmniejszymi oporami ruchu podczas tarcia technicznie suchego. W przypadku próbek z dodatkiem nanomiedzi PLACTIVE najmniejsze współczynniki tarcia uzyskano dla kierunku wydruku 90° smarowanych 0,9 % roztworem soli fizjologicznej. Analiza śladów wytarcia wykazała, że zastosowanie soli fizjologicznej jako środka smarnego spowodowało pięciokrotne zmniejszenie zużycia próbek wykonanych z materiału PLACTIVE oraz dwukrotne próbek wytworzonych z PLA.

7.3. Analiza finansowa firm branży medycznej druku 3D

W 2015 roku firma Printelize zleciła wykonanie raportu na temat druku 3D w Polsce [108]. Badanie zostało przeprowadzone przez Fundację Centrum Innowacji FIRE. Do badania wytypowano 138 polskich firm, jednak udział wzięło 97 z nich. Raport ujawnił, że w 2015 roku:

- ponad 70 % firm działało na rynku od roku do 2 lat, co wskazało jak bardzo młoda wówczas była branża druku 3D w Polsce;
- ponad 85 % firm sklasyfikowano jest jako mikroprzedsiębiorstwa;
- co druga firma biorąca udział w badaniu prowadziła więcej niż jeden rodzaj działalności, w tym: usługi druku 3D, sprzedaż drukarek, lub dystrybucja urządzeń i filamentów. Najwięcej firm świadczyło usługi druku 3D (ponad 70 %), najmniej firm zadeklarowało usługi związane ze skanowaniem 3D;
- aż 47 % firm zadeklarowało, że usługi były świadczone wyłącznie za pomocą jednej drukarki 3D;
- 84 % firm zadeklarowało chęć poszerzenia swojej działalności w najbliższym czasie.

W artykule [109] przeprowadzono podobne badanie rynku na przełomie roku 2019 i 2020. Udział wzięło 100 przedsiębiorstw i instytucji naukowo-badawczych wykorzystujących technologie przyrostowe. Wykazano, że:

- 35 % ankietowanych działa na rynku od roku do 5 lat;
- mikroprzedsiębiorstwa stanowią 32 % ankietowanych;
- ankietowani odpowiedzieli również w jakiej branży działają, okazało się że do najpopularniejszych należą: automotive (58 %), elektromaszynowa (57 %), druk 3D (52 %), lotnicza (45 %), dydaktyczna (41 %), medyczna (31 %).

Porównanie wyników obu raportów wskazuje na rozwój rynku druku 3D w Polsce.

W ramach niniejszej pracy przeprowadzono analizę finansową dwóch firm zajmujących się (głównie) wykorzystaniem technologii przyrostowych do zastosowań medycznych. Pierwsza z wytypowanych firm to Glaze Prosthetics, która zajmuje się produkcją protez dla dorosłych i dzieci. Została założona jako spółka w 2017 roku. Druga, MedPrint (zarejestrowana jako spółka Deco w 2017 roku) zajmuje się usługami w zakresie druku 3D w dziedzinie medycyny i przemysłu, jednak głównie branży stomatologicznej. Dodatkowo, przeprowadza szkolenia z zakresu druku specjalistycznego oraz wdraża druk do firm medycznych i gabinetów stomatologicznych. W ramach badania przeanalizowano roczne sprawozdania finansowe firm za lata 2019 – 2021. W tabeli 7.6 przedstawiono bilans spółki Glaze Prosthetics, a w tabeli 7.7 rachunek zysków i strat.

Tabela 7.6. Bilans Glaze Prosthetics, zł [S18]

Wyszczególnienie	Lata		
	2021	2020	2019
A. Aktywa trwałe	2 508 444,12	1 942 827,55	1 002 703,93
I. Wartości niematerialne i prawne	791 182,38	0,00	0,00
II. Rzeczowe aktywa trwałe	474 995,21	31 184,39	52 531,90
III. Należności długoterminowe	0,00	0,00	0,00
IV. Inwestycje długoterminowe	46 025,00	27 500,00	0,00
B. Aktywa obrotowe	672 535,90	320 244,85	586 379,87
I. Zapasy	280 340,20	142 301,61	156 304,05
II. Należności krótkoterminowe	363 339,17	151 304,15	86 259,19
III. Inwestycje krótkoterminowe	28 856,53	26 639,09	343 816,63
IV. Środki pieniężne	28 856,53	26 639,09	343 816,63
Aktywa razem	3 180 230,02	2 268 322,40	1 594 333,80
PASYWA			
A. Kapitał (fundusz) własny	923 149,11	747 753,90	516 750,59
I. Kapitał (fundusz) podstawowy	120 000,00	120 000,00	120 000,00
II. Udziały (akcje) własne	0,00	0,00	0,00
III. Kapitał (fundusz) zapasowy	1 000 000,00	1 000 000,00	1 000 000,00
B. Zobowiązania i rezerwy na zobowiązania	2 257 080,91	1 520 568,50	1 077 583,21
I. Zobowiązania długoterminowe	0,00	0,00	0,00
II. Zobowiązania krótkoterminowe	1 480 668,59	1 012 630,28	704 583,21
Pasywa razem	3 180 230,02	2 268 322,4	1 594 333,80

Tabela 7.7. RZiS Glaze Prosthetics, zł [S18]

Wyszczególnienie	Lata		
	2021	2020	2019
Przychody netto ze sprzedaży	1 628 937,87	1 942 941,79	535 489,55
Koszt działalności operacyjnej	1 648 652,72	1 681 859,39	888 562,51
Zysk ze sprzedaży	-19 714,85	261 082,40	-353 072,96
Pozostałe przychody operacyjne	216 317,31	20 190,49	66 593,10
Pozostałe koszty operacyjne	15 416,75	32367,95	5 224,19
Zysk (strata) z działalności operacyjnej	181 185,71	248904,94	-291 704,05
Przychody finansowe	5 055,11	4 747,29	2 057,97
Koszty finansowe	10 845,61	22 648,92	11 674,38
Zysk (strata) przed opodatkowaniem	175 395,21	231 003,31	-301 320,46
Zysk (strata) netto	175 395,21	231 003,31	-301 320,46

W pierwszym etapie przeprowadzono analizę poziomą (tabela 7.8), wyrażoną wzorem [110]:

$$AP = \frac{P_t - P_k}{P_k} \quad (7.1)$$

gdzie: P_t – wartość w okresie t , P_k – wartość w okresie poprzednim.

Tabela 7.8. Analiza pozioma Glaze Prosthetics za lata 2019 – 2021

Wyszczególnienie	Lata	
	2021/2020	2020/2019
Aktywa razem	0,40	0,42
Aktywa trwałe	0,29	0,94
Aktywa obrotowe	1,10	-0,45
Środki pieniężne	0,08	-0,92

Analiza pozioma, zwana inaczej analizą dynamiki, przedstawia w jaki sposób poszczególne, w przypadku badanej spółki, pozycje bilansu zmieniają się w czasie. Jest to podstawowy instrument badawczy w analizie finansowej sprawozdań finansowych. Dla analizowanej spółki wyniki wskazują progresywne wzrosty wartości poszczególnych pozycji bilansowych. Biorąc pod uwagę wyniki dla

aktywów trwałych zaobserwować można, że wartość ich wzrosła w 2020 roku względem roku poprzedniego o 0,94, a w roku 2021 wzrosły o 0,29 względem roku 2020. Pokazuje to, iż od roku 2019 do 2021 wartość aktywów trwałych w spółce systematycznie rosła. Dodatkowo, zgodnie z przedstawionymi wynikami analizy poziomej zaobserwować można, że w dwóch przypadkach wykazały spadki wartości, tj. aktywa obrotowe w roku 2020 spadły o -0,45 względem roku poprzedniego oraz środki pieniężne w roku 2020 spadły o -0,92 względem roku 2019. Niemniej jednak, w kolejnym roku zanotowano wzrost.

W następnym etapie obliczono wskaźnik bieżącej płynności (*WBP*), wskaźnik szybkiej płynności (*WSP*) oraz wskaźnik płynności gotówkowej (*WPG*). Wyniki zawarto w tabeli 7.9, a do obliczeń zastosowano wzory [110]:

$$WBP = \frac{A_o}{Z_k} \quad (7.2)$$

$$WSP = \frac{A_o - Z}{Z_k} \quad (7.3)$$

$$WPG = \frac{S}{Z_k} \quad (7.4)$$

gdzie: A_o – aktywa obrotowe, Z_k – zobowiązania krótkoterminowe, Z – zapasy, S – środki pieniężne.

Tabela 7. 9. Wskaźniki płynności Glaze Prosthetics za lata 2019 – 2021

Wskaźnik	Lata		
	2021	2020	2019
<i>WBP</i>	0,45	0,32	0,83
<i>WSP</i>	0,26	0,18	0,61
<i>WPG</i>	0,02	0,03	0,49

Wyniki wskaźnika bieżącej płynności dla spółki Glaze Prosthetics nie mieszczą się w ustalonym na 1,2 – 2,0 optimum w całym badanym okresie, tj. w latach 2019 – 2021. Najsłabszy wynik tego wskaźnika firma zanotowała w roku 2020, ustalonym na poziomie 0,32. Najbliższy wynik wartości optymalnych spółka zanotowała natomiast w roku 2019, osiągając poziom 0,83. Wskaźnik bieżącej płynności, przedstawiający możliwości przedsiębiorstwa do regulowania bieżących zobowiązań, w przypadku badanej spółki w badanym okresie, kształtuje się poniżej optymalnych wartości. Wskazuje to, iż spółka może mieć problemy, w przypadku nieoczekiwanych sytuacji związanych chociażby z gorszymi wynikami sprzedażowymi, ze spłatą swoich zobowiązań nie posiadając odpowiednich środków na ich pokrycie. Należy zaznaczyć, że we wskaźniku pod uwagę brane są

aktywa obrotowe ogółem, co za tym idzie aktywa o różnym stopniu możliwości spieniężenia.

Kolejnym badanym wskaźnikiem jest wskaźnik szybkiej płynności, którego wartość optymalna mieści się w przedziale od 0,8 – 1,2. Wynik najbliższy optymalnych wartości spółka osiągnęła w roku 2019 i wyniósł 0,61. W latach kolejnych badanego okresu wyniki wskaźnika kształtowały się następująco: 0,18 w 2020 r oraz 0,26 w 2021 r. Wyniki wskaźnika spółki z badanego okresu wskazują na niedopłynność co oznacza, że spółka nie posiada odpowiedniej wartości środków, które mogłaby w odpowiednio krótkim czasie spieniężyć w celu spłaty swoich zobowiązań.

Wskaźnik płynności gotówkowej przedstawia możliwości przedsiębiorstwa do spłaty zadłużenia jedynie swoimi inwestycjami krótkoterminowymi, a w szczególności środkami pieniężnymi jakie posiada spółka. Optymalne wartości mieszczą się w przedziale od 0,1 – 0,2. W przypadku tego wskaźnika najlepszą wartość firma osiągnęła w roku 2019, tj. 0,49. Jest to wynik wyższy od wartości optymalnych, mimo tego należy zwrócić uwagę, że w latach kolejnych wartości odpowiednio w roku 2020 i 2021, kształtowały się w następujący sposób: 0,03 oraz 0,02.

W kolejnym etapie analizy wyznaczono wskaźniki rentowności *ROS*, *ROA* oraz *ROE* (tabela 7.10), za pomocą wzorów [111]:

$$ROS = \frac{Z_n}{P_{zS}} \quad (7.5)$$

$$ROA = \frac{Z_n}{A_R} \quad (7.6)$$

$$ROE = \frac{Z_n}{K_W} \quad (7.7)$$

gdzie: Z_n – zysk netto, P_{zS} – przychody ze sprzedaży, A_R – aktywa razem, K_W – kapitał własny

Tabela 7. 10. Wskaźniki rentowności Glaze Prosthetics za lata 2019 - 2021

Wskaźnik	Lata		
	2021	2020	2019
<i>ROS</i>	0,11	0,12	-0,56
<i>ROA</i>	0,06	0,10	-0,19
<i>ROE</i>	0,19	0,31	-0,58

Wskaźniki rentowności, których wyniki przedstawione zostały w tabeli 7.10, pokazują w analizie finansowej, w jakim stopniu przedsiębiorstwo jest w stanie

wygenerować zysk wykorzystując swoje aktywa czy kapitały własne. Wskaźniki rentowności mają na celu pokazać czy działalność, którą prowadzi spółka jest opłacalna.

Pierwszym z badanych wskaźników jest *ROS* – wskaźnik rentowności sprzedaży; w badanym okresie najniższą wartość odnotował w roku 2019 wynosząc: -0,56. W kolejnych latach wyniki przedstawiały się odpowiednio: 0,12 oraz 0,11. Wskaźnik *ROS* jest zależnością zysku netto do przychodów netto ze sprzedaży towarów i usług firmy, tym samym im wyższa wartość tego wskaźnika tym większa stopa zysku z inwestycji firmy w swoje przedsięwzięcia, w które inwestuje.

Następnym badanym wskaźnikiem jest *ROA* – wskaźnik rentowności aktywów. Wyniki tego wskaźnika w badanym okresie kształtowały się następująco: w roku 2019: -0,19; 0,10 w roku 2020 a w 2021 roku wyniósł on 0,06. Wyniki wskazują niewątpliwie, iż od roku 2020 sytuacja przedsiębiorstwa poprawiła się względem roku 2019 pod względem efektywności zarządzania swoim majątkiem, lecz w roku 2021 wskaźnik pokazuje spadek względem roku poprzedniego.

Wskaźnik *ROE* mówiący, jaką stopę zwrotu może przedsiębiorstwo uzyskać z inwestycji przy zaangażowaniu kapitału własnego, zachowywał się podobnie jak poprzednie analizowane wskaźniki rentowności, gdyż w roku 2019 wynik był ujemny i wyniósł -0,58 z kolei w roku następnym odnotowano znaczny wzrost wskaźnika do poziomu 0,31, a w kolejnym roku, tj. 2021 nieznacznie spadł do poziomu 0,19.

Wyniki wskaźników rentowności dla badanego przedsiębiorstwa obrazują sytuację przedsiębiorstwa w przedstawionym trzyletnim okresie w interesujący sposób. Należy wskazać, iż w latach 2020 – 2021 wyniki wskaźników przedstawiały się na wyższym a przede wszystkim dodatnim poziomie w porównaniu do roku 2019. Pokazuje to, że w latach pandemicznego kryzysu spółka radziła sobie dość dobrze a nade wszystko była rentowna. Być może specyfika branży spowodowała, że wszelkie zawirowania gospodarcze wynikające z regulacji pandemicznych COVID-19 nie wpłynęły negatywnie na sprzedaż produktów oferowanych przez spółkę. Ta sytuacja podkreśla konkurencyjność polskiej branży druku 3D w porównaniu z innymi sektorami, które ucierpiały w wyniku kryzysu z 2020 roku.

Zestawiając natomiast ze sobą wskaźniki płynności i rentowności dla spółki Glaze Prosthetics można zaobserwować, że płynność w latach pandemicznych spadła, co wynikało głównie, jeśli przyjrzeć się dobrze pozycjom bilansu, ze spadku wartości środków pieniężnych, które przedsiębiorstwo posiada na swoich rachunkach, gdyż inne pozycje aktywów obrotowych pod względem wartości nie zmieniły się znacząco na przestrzeni badanego, trzyletniego okresu.

W następnym etapie przeprowadzono analizę finansową MedPrint. W tabeli 7.11 przedstawiono bilans, a w tabeli 7.12 rachunek zysków i strat.

Tabela 7.11. Bilans MedPrint, zł [S19]

Wyszczególnienie	Lata		
	2021	2020	2019
A. Aktywa trwałe	0,00	0,00	0,00
I. Wartości niematerialne i prawne	0,00	0,00	0,00
II. Rzeczowe aktywa trwałe	0,00	0,00	0,00
III. Należności długoterminowe	0,00	0,00	0,00
IV. Inwestycje długoterminowe	0,00	0,00	0,00
B. Aktywa obrotowe	1 075 373,52	1 064 967,84	1 379 334,53
I. Zapasy	823 184,48	576 587,73	452 744,88
II. Należności krótkoterminowe	152 228,10	211 146,54	707 117,23
III. Inwestycje krótkoterminowe	96 554,10	274 211,05	214 638,94
IV. Środki pieniężne	96 554,10	274 211,05	214 638,94
Aktywa razem	1 075 373,52	1 064 967,84	1 379 334,53
PASYWA			
A. Kapitał (fundusz) własny	552 695,65	496 395,06	999 162,42
I. Kapitał (fundusz) podstawowy	1 000,00	1 000,00	1 000,00
II. Udziały (akcje) własne	0,00	0,00	0,00
III. Kapitał (fundusz) zapasowy	0,00	0,00	0,00
B. Zobowiązania i rezerwy na zobowiązania	522 677,87	568 572,78	380 172,11
I. Zobowiązania długoterminowe	0,00	0,00	0,00
II. Zobowiązania krótkoterminowe	159 512,99	382 754,40	288 771,16
Pasywa razem	1 075 373,52	1 064 967,84	1 379 334,53

Tabela 7.12. RZiS MedPrint, zł [S19]

Wyszczególnienie	Lata		
	2021	2020	2019
Przychody netto ze sprzedaży	2 589 327,87	2 290 264,06	2 126 897,38
Koszt działalności operacyjnej	2 552 099,44	2 050 324,27	1 864 659,35
Zysk(strata) ze sprzedaży	37 228,43	239 939,79	262 238,03
Pozostałe przychody operacyjne	240 294,56	248 316,17	241 015,41
Pozostałe koszty operacyjne	5 700,80	12 999,13	13 139,30
Przychody finansowe	0,00	5 587,15	3 610,77
Koszty finansowe	4 980,27	2,64	4 218,90
Zysk (strata) przed opodatkowaniem	266 841,92	480 841,34	489 506,01
Zysk (strata) netto	250 635,92	480 841,34	489 506,01

Podczas analizy poziomej, wskaźników płynności i rentowności skorzystano ze wzorów (7.1 – 7.7). Wyniki zawarto w tabelach, odpowiednio 7.13, 7.14 i 7.15.

Tabela 7.13. Analiza pozioma MedPrint za lata 2019 – 2021

Wyszczególnienie	Lata	
	2021/2020	2020/2019
Aktywa razem	0,01	-0,23
Aktywa trwałe	0,00	0,00
Aktywa obrotowe	0,01	-0,23
Środki pieniężne	-0,65	0,28

Wyniki analizy poziomej spółki MedPrint (tabela 7.13) przedstawiają w jaki sposób zachowywały się poszczególne pozycje bilansu na przestrzeni badanego, trzyletniego okresu. W pierwszej kolejności należy zwrócić uwagę na aktywa trwałe, wynik zerowy jest związany z tym, iż spółka według bilansu nie posiada aktywów trwałych. Na uwagę zasługują wyniki środków pieniężnych. W roku 2020 środki pieniężne wzrosły o 28 % względem roku poprzedniego jednakże w roku 2021 wartość środków pieniężnych spadła o 65 % względem roku 2020.

Tabela 7.14. Wskaźniki płynności MedPrint za lata 2019 – 2021

Wskaźnik	Lata		
	2021	2020	2019
<i>WBP</i>	6,74	2,78	4,78
<i>WSP</i>	1,58	1,28	3,21
<i>WPG</i>	0,61	0,72	0,74

Wyniki wskaźnika bieżącej płynności dla spółki MedPrint (tabela 7.14) wskazują na nadpłynność spółki, gdyż plasują się na poziomie wyższym niż optymalna górna wartość dla tego wskaźnika, to jest 2,0. Najniższy wynik tego wskaźnika firma zanotowała w roku 2020 ustalonym na poziomie 2,78 i spadł on względem roku 2019, który wynosił w tymże 4,78. Obydwa wyniki w tych latach są wyższe od optymalnych wartości. Najwyższą wartość tego wskaźnika dla badanej spółki zanotowano w roku 2021 na poziomie 6,74. Wyniki wskaźnika bieżącej płynności dla badanego przedsiębiorstwa sugeruje jego dobrą sytuację finansową. Możliwości spółki do regulowania bieżących zobowiązań, w badanym okresie, kształtują się bardzo dobrze na co wskazuje wyraźna nadpłynność w wynikach wskaźnika. Można zatem stwierdzić, że spółka nie miałaby większych problemów ze spłatą bieżących zobowiązań.

Następnym badanym wskaźnikiem jest wskaźnik szybkiej płynności, wartości optymalne mieszczą się w przedziale od 0,8 – 1,2. Wyniki pokazują, że spółka przekroczyła wartości optymalne w całym badanym okresie. Najniższą wartość zanotowano w roku 2020 na poziomie 1,28. Najwyższą wartość wskaźnika szybkiej płynności odnotowano w roku 2019 i wynosiła: 3,21.

Wyniki wskaźnika płynności gotówkowej również są wyższe od optymalnych wartości dla tego wskaźnika, które mieszczą się w granicach: 0,1 – 0,2. Przedstawia to obraz dużych możliwości badanego przedsiębiorstwa do spłaty zadłużenia swoimi najbardziej płynnymi aktywami, to jest środkami pieniężnymi jakie posiada spółka. W przypadku tego wskaźnika najwyższą wartość spółka osiągnęła w roku 2019, który wyniósł 0,74. W latach następnych badanego okresu, wskaźnik odnotowuje trend spadkowy swoich wartości jednakże nie spada do poziomów optymalnych. Odpowiednie wartości kształtowały się od roku 2020 następująco: 0,72 oraz 0,61.

Tabela 7.15. Wskaźniki rentowności MedPrint za lata 2019 - 2021

Wskaźnik	Lata		
	2021	2020	2019
<i>ROS</i>	0,09	0,21	0,23
<i>ROA</i>	0,23	0,45	0,35
<i>ROE</i>	0,45	0,97	0,49

ROS – wskaźnik rentowności sprzedaży (tabela 7.15); w badanym okresie najniższą wartość odnotował w roku 2021 wynosząc: 0,09. Najwyższą wartość

wskaźnika zanotowano w roku 2019, który przyjął 0,23. W roku 2020 spadła wartość wskaźnika względem roku poprzedniego do poziomu 0,21.

Następnym badanym wskaźnikiem jest *ROA* – wskaźnik rentowności aktywów. Wyniki tego wskaźnika w badanym okresie kształtowały się następująco: w roku 2019: 0,35; 0,45 w roku 2020 a w 2021 roku wyniósł 0,23. Wynik wskaźnika wzrósł w roku 2020 względem roku 2019, jednak w 2021 spadł względem roku 2020. Niewielkie wahania w wynikach, zarówno wzrosty, jak i spadki, nie mają istotnego wpływu na ogólną ocenę, ponieważ wyniki pozostają na wysokim poziomie. Świadczy to o efektywności w zarządzaniu majątkiem spółki.

Wyniki wskaźnika *ROE*, przedstawiającego jaką stopę zwrotu może przedsiębiorstwo uzyskać z inwestycji przy zaangażowaniu kapitału własnego, wskazują na znaczną stopę zwrotu. Najwyższy wynik zaobserwowano w roku 2020 na poziomie 0,97. Najniższy natomiast wynik zanotowano w roku 2021, który wynosił: 0,45.

W tabeli 7.16 porównano wybrane wskaźniki obu spółek.

Tabela 7.16. Wybrane wskaźniki płynności oraz rentowności badanych spółek za 2020r.

Wskaźnik	MedPrint	Glaze Prosthetic
<i>ROE</i>	0,97	0,31
<i>ROA</i>	0,45	0,10
<i>WBP</i>	2,78	0,32
<i>WSP</i>	1,28	0,18

Analiza wskaźników rentowności oraz płynności badanych przedsiębiorstw z sektora druku 3D w trzyletnim okresie ukazuje interesujący obraz branży. Badania obejmują czas bezpośrednio przed pandemią COVID-19 i w jej trakcie, co wiązało się z globalnymi ograniczeniami gospodarczymi. Interpretacja wskaźników sugeruje, że pomimo kryzysu pandemicznego, przedsiębiorstwa radziły sobie stosunkowo dobrze, zachowując zdolność do generowania zysków i utrzymania rentowności. Porównując wskaźnik *ROE* obydwu firm z roku 2020 można zauważyć wysokie stopy zwrotu z zaangażowanego kapitału przy czym lepszy wynik miała spółka MedPrint. Analizując jednak wskaźniki płynności należy stwierdzić, iż przedsiębiorstwo Glaze Prosthetic posiadało wyniki poniżej optymalnych wartości a druga badana spółka osiągnęła wyniki powyżej optymalnych wartości, odnotowując nadpłynność.

7.4. Podsumowanie

Badania uzupełniające pozwoliły na analizę kierunku wydruku w kontekście badań tribologicznych z uwzględnieniem pomiarów kąta zwilżania oraz twardości powierzchni. Badania z wykorzystaniem technologii PJM oraz FDM pozwoliły na stwierdzenie, że kierunek wydruku nie ma istotnego wpływu na zwilżalność powierzchni ani twardość. Analiza kątów zwilżania wskazała na hydrofilowość

powierzchni wytworzonych próbek. Właściwość ta wpływa korzystnie na adhezję i aktywność komórek, co sprzyja integracji implantów z tkankami biologicznymi.

Wykazano, że orientacja wytwarzanego addytywnie elementu ma wpływ na zużycie tribologiczne. Najmniejszy współczynnik tarcia w warunkach tarcia technicznie suchego rejestrowano dla próbek wydrukowanych przy kierunku wydruku 90°, a zastosowanie środka smarnego, w postaci soli fizjologicznej, zapewniło znaczną redukcję współczynnika tarcia zarówno w technologii PJM, jak i FDM.

Raporty dotyczące rynku wytwarzania przyrostowego wskazują na znaczny rozwój tej branży w Polsce. Przeprowadzona analiza finansowa dwóch spółek zajmujących się wytwarzaniem przyrostowym na potrzeby medyczne wykazała, że w czasach kryzysowych funkcjonowały wyjątkowo dobrze, zachowując zdolność do generowania zysków i utrzymania rentowności.

ROZDZIAŁ VIII

SYMULACJE KOMPUTEROWE

8.1. Definicja właściwości materiałowych

W celu przeprowadzenia symulacji komputerowych wykorzystano metodę elementów skończonych (MES). Metoda ta zakłada, że każdy obszar ciągły modelu fizycznego można aproksymować modelem dyskretnym, złożonym ze skończonej liczby elementów oraz węzłów. Każdy element opisany jest za pomocą funkcji ciągłych zwanych funkcjami kształtu elementu, określających przemieszczenia węzłów, na podstawie których wyznaczane są pozostałe wielkości mechaniczne, takie jak odkształcenie czy naprężenia, zdefiniowane w węzłach modelu dyskretnego. Symulacje numeryczne MES przeprowadzono przy użyciu programów SOLIDWORKS oraz Ansys.

W przypadku symulacji modeli wytwarzanych przyrostowo istotna jest poprawna definicja właściwości materiałowych. Biblioteki materiałowe oprogramowań umożliwiających symulacje numeryczne są zwykle zdominowane przez materiały izotropowe (większość metali), których właściwości mechaniczne i termiczne są takie same we wszystkich kierunkach. Na przykład w programie Ansys domyślnym materiałem jest zawsze stal konstrukcyjna. Wyniki przeprowadzonych badań przedstawione w rozdziale VI wykazały, że elementy wytwarzane przyrostowo cechują się naturą anizotropową, czyli mają różne właściwości w zależności od kierunku wytwarzania.

Badania nad materiałami stosowanymi w druku 3D (głównie polimery) wykazują dodatkowo właściwości lepkosprężyste. Zgodnie z zasadami inżynierii materiałowej modele materiałowe można podzielić na liniowe i nieliniowe. Model sprężysty traktuje się zazwyczaj jako liniowy, podczas gdy modele plastyczny i lepki jako nieliniowe. Model lepki jest dodatkowo zależny także od czasu [112].

W ramach zastosowania programów numerycznych wykorzystujących metodę elementów skończonych (MES) do analizy mechanicznej, wykorzystano model materiałowy sprężysty, ponieważ umożliwia on definiowanie właściwości anizotropowych. W celu zdefiniowania właściwości sprężystych korzysta się z uogólnionego prawa Hooke'a, które zakłada liniowy związek między składowymi tensora naprężenia i odkształcenia [113]:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl} \quad (8.1)$$

gdzie: σ_{ij} – tensor naprężeń, ε_{kl} – tensor odkształceń, C_{ijkl} – tensor sztywności.

W programach realizujących obliczenia numeryczne MES materiał definiuje się zazwyczaj za pomocą macierzy sztywności. Macierz sztywności wywodzi się bezpośrednio z prawa Hooke'a. W kontekście MES, macierz sztywności (nazywana

też materiałową) $\mathbf{K}$ odnosi się do elementu skończonego (lub całej struktury) i opisuje związek pomiędzy przemieszczeniami węzłów $\mathbf{u}$ a siłami zewnętrznymi $\mathbf{F}$ [114]:

$$\mathbf{Ku} = \mathbf{F} \quad (8.2)$$

Macierz sztywności jest konstruowana poprzez agregację lokalnych macierzy sztywności poszczególnych elementów, które są z kolei uzyskiwane z lokalnych równań konstytutywnych materiału, wynikających z prawa Hooke'a. Dzięki tej macierzy możliwe jest wyznaczenie przemieszczeń, naprężeń i odkształceń w całej analizowanej strukturze, umożliwiając dokładną analizę zachowania materiałów pod wpływem obciążeń. Macierz sztywności można przedstawić w postaci [115]:

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ C_{51} & C_{52} & C_{53} & C_{54} & C_{55} & C_{56} \\ C_{61} & C_{62} & C_{63} & C_{64} & C_{65} & C_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{bmatrix} \quad (8.3)$$

gdzie: σ – wektor naprężeń, ε – wektor odkształceń, C – macierz sztywności opisująca właściwości materiałowe, przy czym: C_{11} , C_{22} , C_{33} odpowiadają sztywności materiału na rozciąganie (naprężenia dodatnie), ściskanie (naprężenia ujemne) w trzech głównych kierunkach (np. X, Y i Z), C_{44} , C_{55} , C_{66} odpowiadają za sztywność materiału na ścinanie w różnych płaszczyznach (np. XY, YZ i XZ), C_{ij} (gdzie $i \neq j$) reprezentują sprzężenie między różnymi kierunkami i płaszczyznami (moduły przekrojowe), np. C_{12} oznacza jak naprężenie w kierunku X powoduje odkształcenie w kierunku Y.

Dla materiału izotropowego do definicji wymagane są dwie właściwości w postaci modułu Younga E i współczynnika Poissona ν . Macierz sztywności można zapisać wówczas jako [S20]:

$$[C] = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (8.4)$$

Materiał, którego właściwości mechaniczne zależą od kierunku, nazywamy materiałem anizotropowym. Szczególnym przypadkiem są materiały ortotropowe, których właściwości zmieniają się w trzech kierunkach. Macierz sztywności dla materiału ortotropowego wymaga zdefiniowania 9 parametrów i można ją przedstawić w formie zredukowanej jako [115]:

$$[C] = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \quad (8.5)$$

gdzie: C_{11} – moduł sprężystości wzdłuż osi X, C_{22} – moduł sprężystości wzdłuż osi Y, C_{33} – moduł sprężystości wzdłuż osi Z, C_{12} – współczynnik Poissona między osiami XY, C_{13} – współczynnik Poissona między osiami XZ, C_{23} – współczynnik Poissona między osiami YZ, C_{44} – moduł ścinania wzdłuż osi XY, C_{55} – moduł ścinania wzdłuż osi YZ, C_{66} – moduł ścinania wzdłuż osi ZX.

W kontekście klasycznych modeli elastyczności stosowanych w inżynierii, macierze sztywności materiałów anizotropowych są symetryczne ze względu na zastosowanie teorii elastyczności liniowej i ogólne założenia o symetrii układów materiałowych. Wymaga zdefiniowania aż 21 danych wyznaczanych doświadczalnie [115]:

$$[C] = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ C_{14} & C_{24} & C_{34} & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ C_{15} & C_{25} & C_{35} & C_{45} & C_{55} & C_{56} \\ C_{16} & C_{26} & C_{36} & C_{46} & C_{56} & C_{66} \end{bmatrix} \quad (8.6)$$

W skład danych wchodzi: 3 uogólnione moduły Younga (moduły sprężystości), 3 uogólnione moduły Kirchoffa (moduły ścinania), 3 uogólnione współczynniki Poissona (współczynniki odkształcenia poprzecznego), 3 moduły Chencova (powiązanie ścinania w różnych płaszczyznach), 9 modułów Rabinovicha (powiązanie ścinania z naprężeniami normalnymi) [113].

W programach SODLIDWORKS oraz Ansys skorzystano z możliwości zdefiniowania materiału ortotropowego. Rozwiązanie to stanowi uproszczenie modelu anizotropowego i jak już wspomniano wymaga określenia 9 parametrów. Do symulacji wybrano materiał PLA, jednak w przeprowadzonych badaniach nie rejestrowano modułu Younga, współczynnika Poissona i modułu ścinania. W artykule [116] opisano wyznaczone eksperymentalnie wartości tych parametrów dla próbek wytworzonych z materiału PLA w trzech kierunkach wydruku X, Y oraz Z. Wyniki przedstawiono w tabeli 8.1.

Tabela 8.1. Składniki macierzy sztywności materiału ortotropowego [116]

C_{11}	C_{22}	C_{33}	C_{12}	C_{23}	C_{13}	C_{44}	C_{55}	C_{66}
E_x , MPa	E_y , MPa	E_z , MPa	ν_{xy}	ν_{yz}	ν_{zx}	G_{xy} , MPa	G_{yz} , MPa	G_{zx} , MPa
3037	2466	2687	0,25	0,27	0,33	1171	1255	1220

Na rysunku 8.1 przedstawiono sposób definicji materiału ortotropowego w wybranych programach. Domyślnie, trzy kierunki zostały oznaczone jako X, Y i Z.

Właściwość	Wartość	Jednostki
Współczynnik sprężystości w X	3037	N/mm ²
Współczynnik sprężystości wzdłużnej w Y	2466	N/mm ²
Współczynnik sprężystości wzdłużnej w Z	2687	N/mm ²
Współczynnik Poissona w XY	0.25	n.d.
Współczynnik Poissona w YZ	0.27	n.d.
Współczynnik Poissona w XZ	0.33	n.d.
Współczynnik naprężenia ścinającego w XY	1171	N/mm ²
Współczynnik sprężystości poprzecznej w YZ	1255	N/mm ²
Współczynnik sprężystości poprzecznej w XZ	1220	N/mm ²

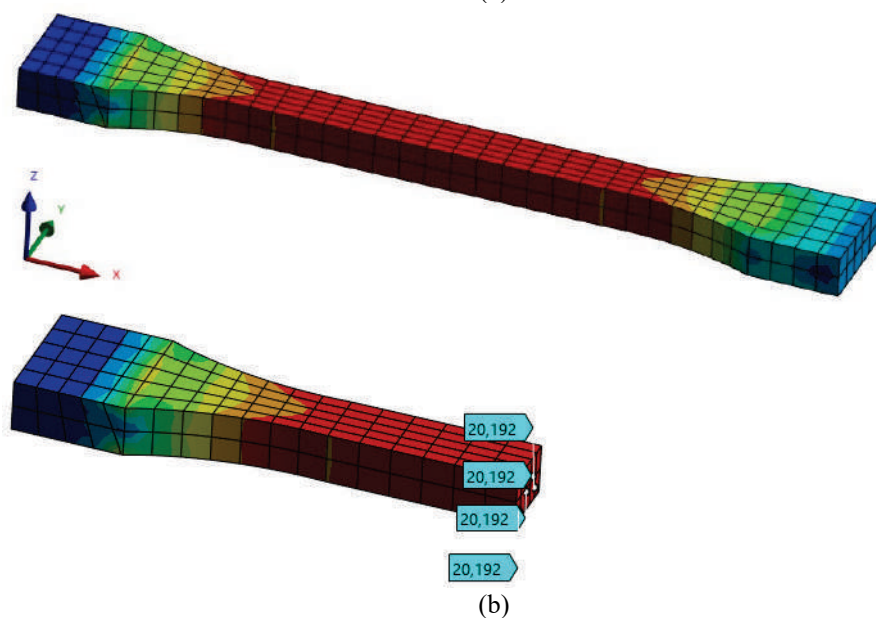
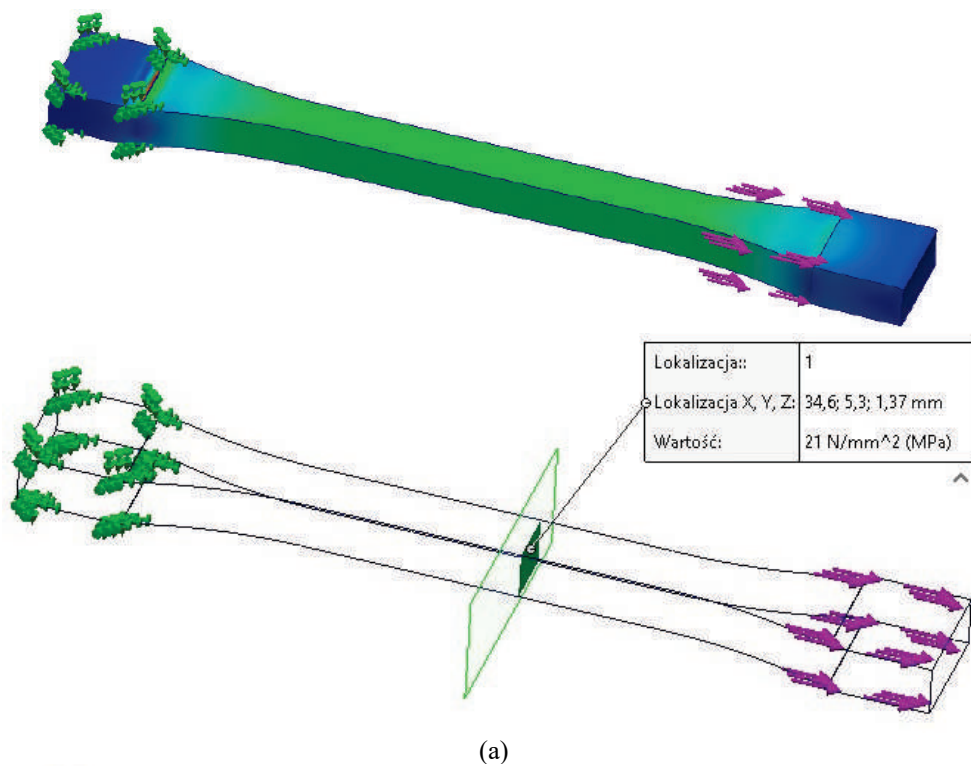
(a)

	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Material Field Variables	Table	
3	Orthotropic Elasticity		
4	Young's Modulus X direction	3037	MPa
5	Young's Modulus Y direction	2466	MPa
6	Young's Modulus Z direction	2687	MPa
7	Poisson's Ratio XY	0,25	
8	Poisson's Ratio YZ	0,27	
9	Poisson's Ratio XZ	0,33	
10	Shear Modulus XY	1171	MPa
11	Shear Modulus YZ	1255	MPa
12	Shear Modulus XZ	1220	MPa

(b)

Rys. 8.1. Definiowanie materiału ortotropowego w oprogramowaniu: (a) SOLIDWORKS, (b) Ansys

Do przeprowadzenia analizy statycznej wybrano model próbki do rozciągania, który ustawiono w położeniu odpowiadającym kierunkowi drukowania X. Następnie unieruchomiono model i zdefiniowano obciążenie odpowiadające warunkom statycznej próby rozciągania. Kolejno określono siatkę, w przypadku programu SOLIDWORKS wybrano siatkę standardową opartą na mieszanej krzywiznie, gdzie całkowita liczba węzłów wyniosła 25410, a całkowita liczba elementów była równa 16164, natomiast w programie Ansys wybrano siatkę standardową klinową o całkowitej liczbie węzłów 2313 i całkowitej liczbie elementów 360. Analizę otrzymanych wyników symulacji przeprowadzono na podstawie rozkładu naprężenia zredukowanego, wyznaczonego według hipotezy wyężeniowej Hubera-Misesa-Hencky'ego (rys. 8.2). Analizowanym miejscem był przekrój próbki w obszarze bazy, gdzie pole przekroju poprzecznego wynosiło 20 mm².



Rys. 8.2. Rozkład naprężeń: (a) SOLIDWORKS, (b) Ansys

Przeprowadzono pięć symulacji zmieniając wartość obciążenia. Do porównania wykorzystano wyniki ze statycznej próby rozciągania próbki numer 3 wykonanej z materiału PLA w kierunku X (rys. 6.16 a) a rezultat przedstawiono w tabeli 8.2. Zauważyć można, że w przypadku symulacji w środowisku oprogramowania SOLIDWORKS uzyskano wyniki naprężeń równoznaczne z teorią, według której naprężenie wyraża się jako stosunek siły obciążającej do pola przekroju poprzecznego próbki. Analizując wyniki symulacji numerycznych przeprowadzonych przy użyciu oprogramowania Ansys uzyskano mniejsze wartości naprężeń. Różnice mogą wynikać z różnej precyzji siatki, algorytmów numerycznych i sposobu definiowania warunków symulacji w obu programach. Porównując wartości uzyskane w symulacjach z wynikami doświadczalnymi, można zauważyć, że mniejsze różnice występują przy zastosowaniu oprogramowania SOLIDWORKS.

Tabela 8.2. Walidacja wyników symulacji – naprężeń

Obciążenie, N	Naprężenie von Misesa, MPa		Doświadczalnie, MPa (c)	(a)-(c)	(c)-(b)	Teoria, MPa
	SOLIDWORKS (a)	Ansys (b)				
60	3,00	2,88	2,98	0,02	0,10	3,00
180	9,00	8,65	8,89	0,11	0,24	9,00
300	15,00	14,42	14,81	0,19	0,39	15,00
420	21,00	20,19	20,79	0,21	0,60	21,00
540	27,00	25,96	26,63	0,37	0,67	27,00

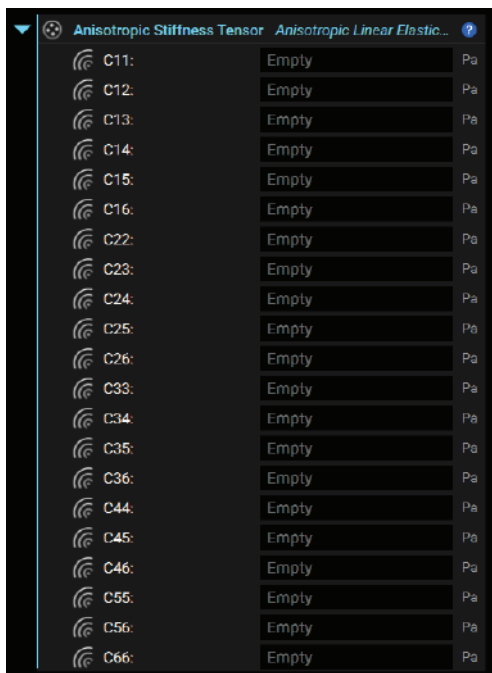
Modele liniowe opierają się na założeniu, że materiał zachowuje się liniowo sprężyste, co oznacza, że istnieje bezpośrednia proporcjonalność między naprężeniami a odkształceniami (prawo Hooke'a). Granica sprężystości, tj. moment, w którym materiał przestaje zachowywać się sprężyste i zaczyna się trwale odkształcać, nie jest uwzględniana w klasycznych, liniowych modelach MES. Oznacza to, że bez względu na zdefiniowane obciążenie program przeprowadzi obliczenia numeryczne, a wyniki należy poddać weryfikacji przyjmując jako kryterium maksymalnych naprężeń wartość granicy sprężystości.

W przypadku modelu materiałowego uwzględniającego odkształcenia plastyczne należy posłużyć się nieliniowym modelem materiałowym, które wymaga do pełnej definicji dodatkowych badań.

Warto zwrócić uwagę, że próbki drukowane w kierunku Z pękały krucho. Generuje więc to dodatkowy problem w przypadku symulacji elementów drukowanych przyrostowo, gdzie za punkt krytyczny należy przyjąć wartość naprężenia, dla którego nastąpiło zerwanie.

Obecnie na rynku pojawiają się oprogramowania dedykowane technologiom przyrostowym. Na ten przykład program nTop (nTopology, Nowy Jork, Stany Zjednoczone) pozwala na redukcję masy wytwarzanych modeli poprzez projektowanie skomplikowanych struktur. Dodatkowo istnieje możliwość

przeprowadzania obliczeń numerycznych w programie nTop z uwzględnieniem materiału anizotropowego. Nie jest to jednak proste zadanie, gdyż jak już wspomniano wymaga zdefiniowania 21 parametrów (rys. 8.3).



Rys. 8.3. Definicja materiału anizotropowego w programie nTop

8.2. Definicja materiałów lepkosprężystych

Podjęto próbę zdefiniowania modelu materiału lepkosprężystego, który łączy właściwości sprężystości i lepkości. Model ten jest użyteczny do opisu materiałów, które wykazują opóźnioną reakcję na naprężenia, takich jak polimery. Do przeprowadzenia symulacji z zastosowaniem modelu materiału lepkosprężystego wykorzystano oprogramowanie Ansys.

W prawie Hooke'a zależność między naprężeniem σ i odkształceniem ε (moduł sprężystości) jest stała dla materiałów sprężystych aż do granicy proporcjonalności. Dla materiałów lepkosprężystych moduł sprężystości nie jest stały lecz zmienia się w zależności od czasu obciążania t oraz poziomu naprężenia σ . Zachowanie lepkosprężyste materiałów polimerowych zależy zarówno od czasu, jak i temperatury; istnieje wiele technik eksperymentalnych, które mogą być użyte do pomiaru i ilościowego określenia tego zachowania. Jedną z możliwości są pomiary relaksacji naprężeń. W tych testach próbka jest początkowo szybko rozciągana wzdłużnie do określonego i stosunkowo małego poziomu odkształcenia. Naprężenie potrzebne do utrzymania tego odkształcenia jest mierzone w funkcji

czasu, przy stałej temperaturze. Naprężenie zmniejsza się z upływem czasu z powodu procesów relaksacji molekularnej, które zachodzą w polimerze. Wartość modułu sprężystości po czasie t_l można zdefiniować dla polimerów lepkosprężystych, jako (8.7), gdzie zadaną wartość odkształcenia można wyrazić jako (8.8) [117,118].

$$E_{t_l} = \frac{\sigma_{t_l}}{\varepsilon} \quad (8.7)$$

gdzie: E_{t_l} – wartość modułu sprężystości po czasie t_l , σ_{t_l} – wartość naprężenia odczytana z krzywej relaksacji (na podstawie eksperymentu) po czasie t_l , ε – zadana wartość odkształcenia

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (8.8)$$

gdzie: Δl – zadana wartość przemieszczenia poprzeczki maszyny, l – baza próbki

Wykorzystując dane relaksacji uzyskane eksperymentalnie dla kierunku wydruku X (materiał MED610) obliczono wartość modułu sprężystości dla czasów uzyskanych podczas próby. Przykładowo dla czasu $t_l = 600$ s:

$$E_{t_l} = \frac{7,26}{0,02} = 363,00 \text{ MPa}$$

Dla ciał izotropowych na podstawie znanej wartości modułu Younga oraz stałej Poissona można wyznaczyć wartość modułu sprężystości poprzecznej G (zwanego często w literaturze modułem Kirchhoffa) według związku (8.9) [117,118].

$$G_{t_l} = \frac{E_{t_l}}{2(1+\nu)} \quad (8.9)$$

gdzie: E_{t_l} – wartość modułu sprężystości po czasie t_l ; G_{t_l} – współczynnik sprężystości poprzecznej po czasie t_l

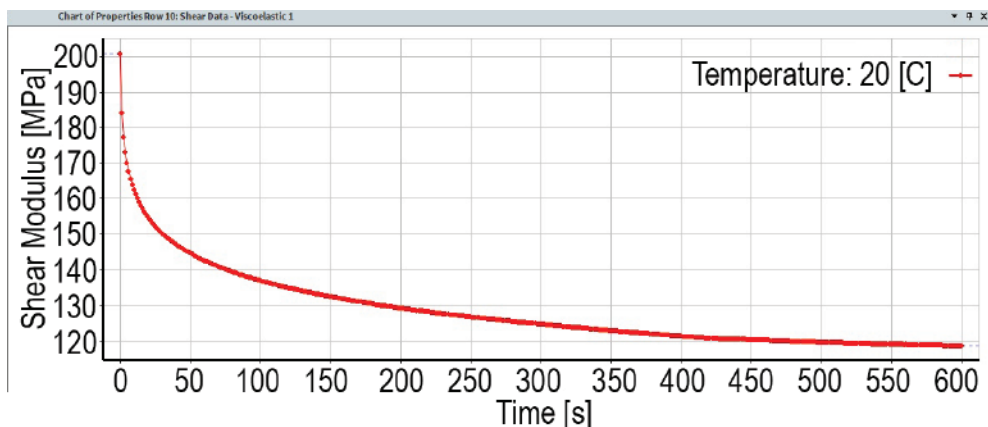
Przykładowo dla czasu $t_l = 600$ s:

$$G_{t_l} = \frac{363,00}{2 \cdot (1 + 0,41)} = 128,72 \text{ MPa}$$

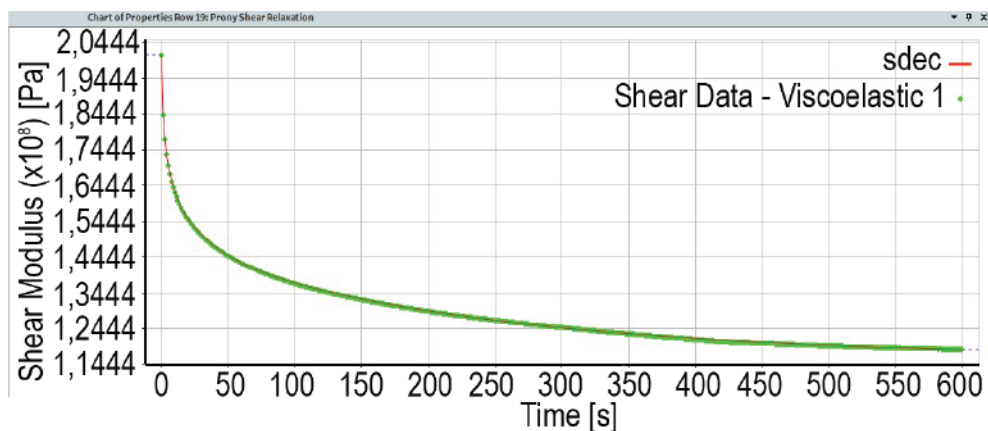
Korzystając z tej zależności nie uwzględniono w analizie zjawiska anizotropii przyjmując stałą wartość współczynnika Poissona (pozyskano drogą mailową od producenta $\nu = 0,41$) i przyjmując do obliczeń dane próbki wytworzonej w kierunku X.

W celu zaimplementowania modelu w oprogramowaniu Ansys zastosowano moduł *Viscoelastic* programu, gdzie wprowadzono współczynnik sprężystości poprzecznej G wyznaczony na podstawie eksperymentalnej krzywej relaksacji naprężeń (rys. 8.4). Następnie korzystając z narzędzia *Prony Shear Relaxation*,

przeprowadzono proces dopasowania krzywej przy użyciu opcji *Curve fitting* (rys. 8.5). *Curve fitting* to metoda dopasowywania matematycznego modelu (modelu Prony'ego) do danych eksperymentalnych, tak aby model lepkosprężysty jak najdokładniej odwzorowywał rzeczywiste zachowanie materiału.

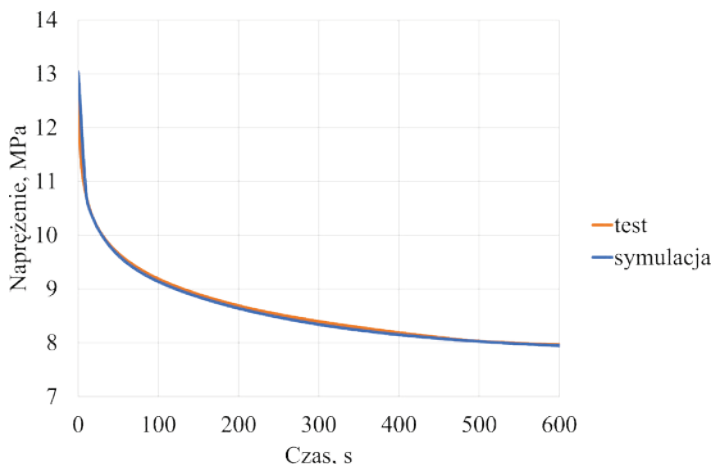


Rys. 8.4. Wprowadzony do oprogramowania Ansys współczynnik sprężystości poprzecznej G w zależności od czasu relaksacji



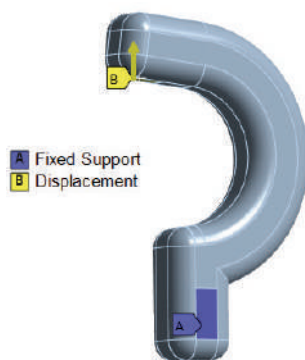
Rys. 8.5. Dopasowywanie modelu Prony'ego w oprogramowaniu Ansys

Mając zdefiniowany materiał lepkosprężysty, przystąpiono do przeprowadzenia symulacji numerycznej. Odtworzono eksperyment relaksacji naprężeń rozciągających próbki do rozciągania [N7], definiując odkształcenie jako stałe przemieszczenie wynoszące 1 mm, które utrzymywano przez 600 s. W symulacji wyróżniono dwa etapy: pierwszy – osiągnięcie przemieszczenia 1 mm w czasie 0,1 s, a drugi – utrzymanie tego przemieszczenia przez 600 s. Wynik symulacji porównano z eksperymentem przedstawionym w podrozdziale 6.1.1. Technologia PJM *Badania reologiczne* (rys. 8.6). Uzyskane krzywe relaksacji pokrywają się, w obu przypadkach spadek naprężenia w czasie wyniósł około 39 %.



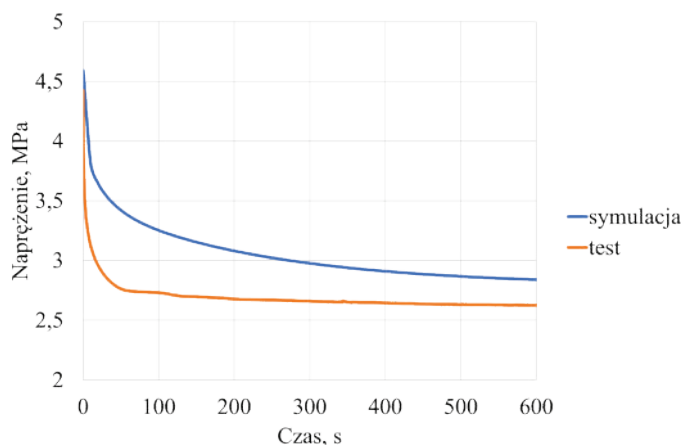
Rys. 8.6. Porównanie symulacji relaksacji naprężeń próbki do rozciągania z testem przeprowadzonym doświadczalnie

Symulację powtórzono analogicznie dla uchwytu hakowego (rys. 6.33 a). Wartość przemieszczenia przyjęto równą 0,5 mm. Zamocowanie modelu (fixed support) i sposób przyłożenia przemieszczenia (displacement) przedstawiono na rysunku 8.7.



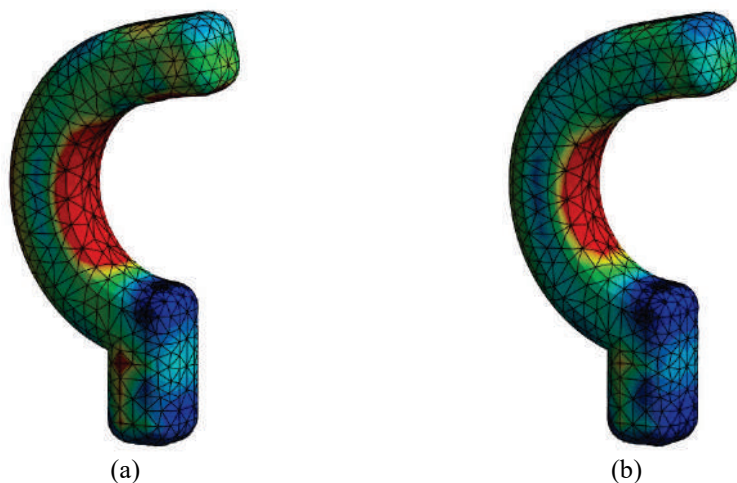
Rys. 8.7. Warunki brzegowe dla uchwytu hakowego w oprogramowaniu Ansys

Przeprowadzono symulację, a w celu walidacji wyników, wytworzono uchwyt hakowy (wariant A) technologią druku 3D w technologii PJM z materiału MED610, zgodnie z opisem w podrozdziale 6.2.1. Następnie przeprowadzono test relaksacji naprężeń rozciągających przy zachowaniu tożsamyh warunków. Wyniki przedstawiono na rysunku 8.8. Uzyskane krzywe relaksacji nie pokrywają się, niemniej jednak wyniki są zbliżone, spadek naprężeń w czasie dla symulacji wyniósł 38 %, natomiast dla testu 40 %. Należy zaznaczyć, że ze względu na rozmiar uchwytu hakowego (długość 17 mm), w trakcie testu wystąpiły trudności w stabilnym ich utrzymaniu w szczękach uchwytu maszyny wytrzymałościowej, co mogło wpłynąć na przebieg badania i krzywej relaksacji.



Rys. 8.8. Porównanie symulacji relaksacji naprężeń rozciągających uchwytu hakowego z testem przeprowadzonym doświadczalnie

Na rysunku 8.9 przedstawiono rozkład naprężeń zredukowanych w badanym elemencie po czasie 6 s i 600 s. Miejsca koncentracji naprężeń, oznaczone kolorem czerwonym, wskazują na obszary krytyczne, gdzie naprężenia osiągają najwyższe wartości. Po upływie 600 s zaobserwowano ich zmniejszenie, co jest wynikiem zjawiska relaksacji naprężeń. Przeprowadzona symulacja stanowi wartościowe narzędzie umożliwiające lokalizację obszarów o najwyższej koncentracji naprężeń. Pozyskane wyniki mogą zostać wykorzystane w procesie optymalizacji konstrukcji, w celu zwiększenia jej wytrzymałości, na przykład poprzez modyfikację grubości materiału w rejonach o najwyższych wartościach naprężeń.



Rys. 8.9. Rozkład naprężeń zredukowanych w uchwycie hakowym po czasie: (a) 6 s, (b) 600s

8.3. Podsumowanie

W ramach symulacji komputerowych zdefiniowano właściwości materiałowe w oprogramowaniu SOLIDWORKS oraz Ansys, stosując model liniowy materiału ortotropowego. Wyniki symulacji na przykładzie materiału PLA porównano z wynikami uzyskanymi eksperymentalnie, analiza wykazała, że istnieje możliwość efektywnych obliczeń numerycznych w ujęciu elementów wytwarzanych przyrostowo. Stosując oprogramowanie SOLIDWORKS uzyskano mniejsze różnice w przypadku analizowanych naprężeń.

Programy realizujące obliczenia numeryczne i dedykowane wytwarzaniu przyrostowemu są obecnie rzadkie. Przykład stanowi program nTop, w którym istnieje możliwość zdefiniowania materiału anizotropowego, jednak wymaga od operatora definicji 21 parametrów. Zaletą programów jest wykorzystanie symulacji na potrzeby optymalizacji konstrukcji, gdyż wyniki wskazują miejsca krytyczne, w których występują największe naprężenia.

Symulacje z wykorzystaniem modelu materiału lepkosprężystego wykazały, że w przypadku elementu o skomplikowanej geometrii wystąpiły rozbieżności w porównaniu do rzeczywistego eksperymentu. Niemniej jednak różnica w procentowym spadku naprężenia wyniosła jedynie dwa punkty procentowe. Ujęcie właściwości lepkosprężystych materiałów stosowanych w technologii druku 3D jest zasadne, biorąc pod uwagę dużą rolę polimerów w tej technice wytwarzania. Należy jednak zauważyć, że w tym podejściu nie uwzględniono anizotropii właściwości mechanicznych.

ROZDZIAŁ IX

PODSUMOWANIE I WNIOSKI KOŃCOWE

9.1. Wnioski ogólne

Założone cele pracy zostały zrealizowane. Na podstawie przeprowadzonych badań sformułowano następujące wnioski ogólne:

1. Badania zrealizowane za pomocą technologii PJM z wykorzystaniem biokompatybilnego materiału MED610 wykazały, że w przypadku obciążeń rozciągających i zginających występuje wyraźna anizotropia właściwości mechanicznych. Natomiast przy obciążeniach ściskających anizotropia jest znacznie mniej zauważalna. Przeprowadzony zdeterminowany dwupoziomowy plan z uwzględnieniem skutków interakcji wykazał, że największy wpływ na wytrzymałość na rozciąganie, jak i chropowatość wyrażoną parametrem Ra posiada orientacja (kierunek wydruku). Uzyskane równania regresji, które opisują zależności między parametrami wejściowymi (orientacja, wysokość warstwy, tryb drukowania) pozwalają na przewidywanie wartości zmiennych zależnych, odpowiednio Rm oraz Ra .
2. W badaniach próbek wytworzonych za pomocą technologii FDM wykorzystano dwa materiały biokompatybilne o nazwach handlowych PACTIVE oraz ABS Medical. Materiał PACTIVE jest kompozytem PLA z dodatkiem nanocząsteczek miedzi. W celu oceny wpływu modyfikatora do badań wykorzystano jako materiał referencyjny PLA w postaci niemodyfikowanej. Analiza wyników wykazała, że w przypadku obciążeń działających na próbki w formie rozciągania oraz zginania, obserwuje się zjawisko anizotropii, które nie występuje wyraźnie podczas ściskania. Porównując wyniki badań próbek wykonanych z materiałów PLA i PACTIVE można stwierdzić, że dodatek $< 1\%$ cząsteczek nanomiedzi nie wpływa znacząco na wytrzymałość mechaniczną, natomiast (jak podaje producent) poprawia biokompatybilność poprzez działanie przeciwdrobnoustrojowe. Dodatkowo, przeprowadzony eksperyment z wykorzystaniem metody Taguchi pozwolił na ocenę wpływu sześciu parametrów technologicznych na wytrzymałość na rozciąganie oraz chropowatość wyrażoną parametrem Ra . Największy wpływ na wytrzymałość na rozciąganie posiada orientacja, natomiast na chropowatość wyrażoną parametrem Ra : orientacja i wysokość warstwy. Wykorzystując hierarchiczną analizę problemu decyzyjnego AHP oraz dyskretną metodę wielokryterialną SAW wykazano optymalne wartości parametrów technologicznych uwzględniając jako kryterium: największą wytrzymałość na rozciąganie, najmniejszą chropowatość wyrażoną parametrem Ra , najmniejszy czas druku oraz najmniejsze zużycie materiału.
3. Badania zrealizowane z wykorzystaniem technologii SLS i biokompatybilnego materiału PA 2200 wykazały anizotropię wytrzymałości na rozciąganie.

- Porównując wyniki z tymi uzyskanymi technologiami PJM oraz FDM próbki PA 2200 cechowały się znacznie większym odkształceniem. Dodatkowo, pomiar chropowatość wskazuje mniejszy wpływ orientacji na parametr Ra .
4. W ramach pracy wykonano elementy do zastosowań biomedycznych w postaci uchwytów hakowych robota medycznego, protezy palca oraz protezy ortopedycznej nadgarstka wykorzystując w procesie projektowania wyniki uzyskane na podstawie próbek znormalizowanych. Wytwarzanie narzędzi chirurgicznych za pomocą technologii druku 3D umożliwia tworzenie skomplikowanych i niestandardowych kształtów. Analiza precyzji wymiarowej oraz kształtu wytworzonych uchwytów hakowych robota medycznego w technologii PJM wykazała wysoką dokładność wykonania. Uwzględniając przeprowadzoną próbę wytrzymałości na rozciąganie oceniono, że prezentowane rozwiązanie może znaleźć zastosowanie w przemyśle medycznym. Projekt protezy palca zrealizowano na rzeczywistym przykładzie pacjenta wykorzystując technologię PJM. Przedstawiono innowacyjne rozwiązanie z wykorzystaniem narzędzi inżynierii odwrotnej, szczególnie praktyczne w przypadku braku możliwości przeprowadzenia obrazowania medycznego. Zastosowane rozwiązanie korzystnie wpływa na akceptację protezy przez osobę niepełnosprawną ze względu na fakt, że została ona zaprojektowana w oparciu o ciało właściciela. Wyniki statycznej próby zginania protezy pozwoliły stwierdzić, że wytrzymałość jest odpowiednia na potrzeby użytkownika protezy. Protezę ortopedyczną nadgarstka wytworzono przy użyciu technologii PJM, FDM oraz SLS. Na podstawie uzyskanych wyników pomiarów dokładności wykonania oraz przeprowadzonych prób ściskania oceniono, że ortozy wytwarzane w procesach addytywnych z powodzeniem mogą zastąpić gips ortopedyczny. Zgodnie z rozporządzeniem [R1] protezę palca oraz protezę ortopedyczną nadgarstka należy traktować jako *wyrób wykonywany na zamówienie*.
 5. Badania uzupełniające umożliwiły analizę kierunku wydruku w zakresie tribologii, obejmując pomiary kąta zwilżania i twardości powierzchni. Wyniki uzyskane przy użyciu technologii PJM i FDM wykazały, że kierunek wydruku nie ma istotnego wpływu na zwilżalność powierzchni i twardość wyrażoną w skali Shore'a D. Wykazana hydrofilowość powierzchni próbek sprzyja adhezji komórek, co ułatwia integrację implantów z tkankami biologicznymi. Wykazano także, że orientacja elementów wytwarzanych addytywnie wpływa na ich zużycie tribologiczne. Zastosowanie środka smarnego, w postaci soli fizjologicznej, zapewniło znaczną redukcję współczynnika tarcia zarówno w technologii PJM, jak i FDM.
 6. Raporty dotyczące rynku wytwarzania przyrostowego wskazują na dynamiczny rozwój tej branży w Polsce. Analiza finansowa dwóch przedsiębiorstw zajmujących się wytwarzaniem przyrostowym w sektorze medycznym wykazała, że w okresach kryzysowych funkcjonowały one stabilnie, utrzymując zdolność do generowania zysków oraz rentowności.

7. W ramach symulacji komputerowych zdefiniowano właściwości materiałowe w oprogramowaniu SOLIDWORKS oraz Ansys, stosując model liniowy materiału ortotropowego. Wyniki symulacji przeprowadzonych na materiale PLA zostały porównane z danymi uzyskanymi eksperymentalnie. Analiza wykazała, że możliwe jest skuteczne przeprowadzanie obliczeń numerycznych w kontekście elementów wytwarzanych przyrostowo w zakresie odkształceń sprężystych. Zdefiniowano również materiał o właściwościach lepkosprężystych wykorzystując w tym celu oprogramowanie Ansys. Metoda ta pozwoliła na wiarygodne odwzorowanie próby relaksacji naprężeń rozciągających dla próbki wytrzymałościowej i uzyskanie zbliżonych wyników dla uchwytu hakowego.

9.2. Kierunki dalszych badań

1. W dniu 02.07.2024 została zawarta umowa o współpracy pomiędzy Politechniką Świętokrzyską a Kliniką Chirurgii Ortopedyczno-Urazowej Wojewódzkiego Szpitalu Zespólnego w Kielcach, której autor dysertacji oraz promotor pomocniczy są koordynatorami. Zakres współpracy zawiera inicjowanie i prowadzenie wspólnych prac badawczo-naukowych ukierunkowanych na rozwój, transfer wiedzy i doświadczeń pomiędzy Partnerami.
2. Planowane jest rozszerzenie badań dotyczących wytwarzania protez dłoni, które będą skupiały się na zwiększeniu funkcjonalności poprzez wytwarzanie elementów ruchomych.
3. Istotnym punktem dalszej pracy badawczej będzie przeprowadzenie eksperymentalnej analizy wpływu parametrów technologicznych SLS na wytrzymałość i chropowatość powierzchni z zastosowaniem metod planowania eksperymentu.
4. Planowane jest zastosowanie wyników do przeprowadzenia Symulacji Sztucznych Sieci Neronowych (ang. Simulation of Artificial Neural Networks).
5. Dalsze badania będą również dotyczyć metod sterylizacji zapewniających bezpieczeństwo wyrobów wytwarzanych przyrostowo, uwzględniając jednocześnie jak najmniejsze odkształcenie elementów i aspekt ekonomiczny.
6. Autor dysertacji jest kierownikiem projektu o numerze 2024/53/N/ST8/01291, realizowanym w ramach programu PRELUDIUM23, finansowanym przez Narodowe Centrum Nauki; o tytule: *Eksperymentalna analiza metod wytwarzania elastycznych powłok stosowanych w celu podniesienia walorów użytkowych elementów protez dłoni*. Projekt ma na celu dostarczenie rozwiązania, które może znacząco poprawić jakość życia osób korzystających z protez dłoni poprzez opracowanie zintegrowanych powłok elastycznych o lepszych właściwościach adhezyjnych, trwałościowych i użytkowych.

LITERATURA

1. Wohlers, T. *Wohlers Report 2022. 3D Printing and Additive Manufacturing Global State of the Industry*; USA, **2022**.
2. Wohlers, T. *Wohlers Report 2023. 3D Printing and Additive Manufacturing Global State of the Industry*; USA, **2023**.
3. Kodama, H. Automatic method for fabricating a three-dimensional plastic model with photo-hardening polymer. *Review of Scientific Instruments*, **1981**, 52, doi:10.1063/1.1136492.
4. Świczko-Żurek, B. *Biomateriały*; Gdańsk, **2009**, ISBN 978-83-7348-272-2.
5. Agrawal, R.; Kumar, A.; Mohammed, M.K.A.; et al. Biomaterial types, properties, medical applications, and other factors: a recent review. *Journal of Zhejiang University Science A*, **2023**, 24, 1, doi:10.1631/JZUS.A2200403.
6. Ratner, B.D. A History of Biomaterials. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials: Third Edition*, **2013**, XLI–LIII, doi:10.1016/B978-0-08-087780-8.00154-6.
7. Oleksy, M.; Dynarowicz, K.; Aebisher, D. Rapid Prototyping Technologies: 3D Printing Applied in Medicine. *Pharmaceutics* 2023, Vol. 15, **2023**, 15, 2169, doi:10.3390/PHARMACEUTICS15082169..
8. Groll, J.; Burdick, J.A.; Cho, D.W.; et al. A definition of bioinks and their distinction from biomaterial inks. *Biofabrication*, **2019**, 11, doi:10.1088/1758-5090/AAEC52.
9. Li, W.; Wang, M.; Ma, H.; et al. Stereolithography apparatus and digital light processing-based 3D bioprinting for tissue fabrication. *iScience*, **2023**, 26, 106039, doi:10.1016/J.ISCI.2023.106039.
10. Jeong, M.; Radomski, K.; Lopez, D.; et al. Materials and Applications of 3D Printing Technology in Dentistry: An Overview. *Dentistry Journal*, **2023**, 12, 1, doi:10.3390/DJ12010001.
11. Zorlutuna, P.; Jeong, J.H.; Kong, H.; et al. Stereolithography-Based Hydrogel Microenvironments to Examine Cellular Interactions. *Advanced Functional Materials*, **2011**, 21, doi:10.1002/ADFM.201101023.
12. Liu, J.; Miller, K.; Ma, X.; et al. Direct 3D bioprinting of cardiac micro-tissues mimicking native myocardium. *Biomaterials*, **2020**, 256, 120204, doi:10.1016/J.BIOMATERIALS.2020.120204.
13. Hong, H.; Seo, Y.B.; Kim, D.Y.; et al. Digital light processing 3D printed silk fibroin hydrogel for cartilage tissue engineering. *Biomaterials*, **2020**, 232, 119679, doi:10.1016/J.BIOMATERIALS.2019.119679.
14. Zhou, X.; Zhu, W.; Nowicki, M.; et al. 3D Bioprinting a Cell-Laden Bone Matrix for Breast Cancer Metastasis Study. *ACS Applied Materials and Interfaces*, **2016**, 8, doi:10.1021/ACSAMI.6B10673.
15. Tang, M.; Tiwari, S.K.; Agrawal, K.; et al. Rapid 3D Bioprinting of Glioblastoma Model Mimicking Native Biophysical Heterogeneity. *Small*, **2021**, 17, 2006050, doi:10.1002/SMLL.202006050.
16. Ma, X.; Yu, C.; Wang, P.; et al. Rapid 3D bioprinting of decellularized extracellular matrix with regionally varied mechanical properties and biomimetic microarchitecture. *Biomaterials*, **2018**, 185, 10.1016/J.BIOMATERIALS.2018.09.026.

17. Koffler, J.; Zhu, W.; Qu, X.; et al. Biomimetic 3D-printed scaffolds for spinal cord injury repair. *Nature Medicine*, **2019**, 25, doi:10.1038/s41591-018-0296-z.
18. Akbari-Aghdam, H.; Bagherifard, A.; Motififard, M.; et al. Development of Porous Photopolymer Resin-SWCNT Produced by Digital Light Processing Technology Using for Bone Femur Application. *The Archives of Bone and Joint Surgery*, **2021**, 9, doi:10.22038/abjs.2020.43409.2189.
19. Timofticiuc, I.A.; Călinescu, O.; Iftime, A.; et al. Biomaterials Adapted to Vat Photopolymerization in 3D Printing: Characteristics and Medical Applications. *Journal of Functional Biomaterials*, **2024**, 15, doi:10.3390/JFB15010007.
20. Wang, J.; Goyanes, A.; Gaisford, S.; et al. Stereolithographic (SLA) 3D printing of oral modified-release dosage forms. *International Journal of Pharmaceutics*, **2016**, 503, doi:10.1016/J.IJPHARM.2016.03.016.
21. Piles, L.; Reig, M.J.; Seguí, V.J.; et al. Reverse shoulder arthroplasty: methodology improvement through personalized modelling techniques and FDM technology. *Procedia Manufacturing*, **2019**, 41, doi:10.1016/J.PROMFG.2019.09.067.
22. Matter-Parrat, V.; Liverneaux, P. 3D printing in hand surgery. *Hand Surgery and Rehabilitation*, **2019**, 38, doi:10.1016/J.HANSUR.2019.09.006.
23. Banoriya, D.; Purohit, R.; Dwivedi, R.K.; et al. Development and Testing of Polyurethane based Composites using Rapid Prototyping Techniques for Biomedical Applications-A Review. *Materials Today: Proceedings*, **2019**, 18, doi:10.1016/J.MATPR.2019.07.569.
24. Ahmad, A.F.; Yaakob, H.; Khalil, A.; et al. Evaluating patients' satisfaction level after using 3D printed PEEK facial implants in repairing maxillofacial deformities. *Annals of Medicine and Surgery*, **2022**, 79, doi:10.1016/J.AMSU.2022.104095.
25. Shi, K.; Slavage, J.P.; Maniruzzaman, M.; et al. Role of release modifiers to modulate drug release from fused deposition modelling (FDM) 3D printed tablets. *International Journal of Pharmaceutics*, **2021**, 597, 120315, doi:10.1016/J.IJPHARM.2021.120315.
26. Linares, V.; Casas, M.; Caraballo, et al. 3D printed systems combining fused deposition modeling and injection volume filling. Application to colon-specific drug delivery. *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics*, **2019**, 134, doi:10.1016/J.EJPB.2018.11.021.
27. Eleftheriadis, G.K.; Ritzoulis, C.; Bouropoulos, N.; et al. Unidirectional drug release from 3D printed mucoadhesive buccal films using FDM technology: In vitro and ex vivo evaluation. *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics*, **2019**, 144, doi:10.1016/J.EJPB.2019.09.018.
28. Han, X.; Yang, D.; Yang, C.; et al. Carbon Fiber Reinforced PEEK Composites Based on 3D-Printing Technology for Orthopedic and Dental Applications. *Journal of Clinical Medicine*, **2019**, 8, 240, doi:10.3390/JCM8020240.
29. Sun, Y.; Ding, Q.; Tang, L.; et al. Accuracy of a chairside fused deposition modeling 3D-printed single-tooth surgical template for implant placement: An in vitro comparison with a light cured template. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, **2019**, 47, doi:10.1016/J.JCMS.2019.03.019.
30. Wu, W.; Liu, W.; Jiang, J.; et al. Preparation and performance evaluation of silica gel/tricalcium silicate composite slurry for 3D printing. *Journal of Non-Crystalline Solids*, **2019**, doi:10.1016/J.JNONCRYSol.2018.10.022.
31. Davia-Aracil, M.; Hinojo-Pérez, J.J.; Jimeno-Morenilla, A.; et al. 3D printing of functional anatomical insoles. *Computers in Industry*, **2018**, 95,

- doi:10.1016/J.COMPIND.2017.12.001.
32. Joshua, R.J.N.; Raj, S.A.; Hameed Sultan, M.T.; et al. Powder Bed Fusion 3D Printing in Precision Manufacturing for Biomedical Applications: A Comprehensive Review. *Materials*, **2024**, *17*, 769, doi:10.3390/MA17030769.
 33. Salmoria, G. V.; Klaus, P.; Paggi, R.A.; et al. Structure and mechanical properties of cellulose based scaffolds fabricated by selective laser sintering. *Polymer Testing* **2009**, *28*, doi:10.1016/J.POLYMERTESTING.2009.05.008.
 34. Fina, F.; Goyanes, A.; Gaisford, S.; et al. Selective laser sintering (SLS) 3D printing of medicines. *International Journal of Pharmaceutics*, **2017**, *529*, doi:10.1016/J.IJPHARM.2017.06.082.
 35. Fina, F.; Goyanes, A.; Madla, C.M.; et al. 3D printing of drug-loaded gyroid lattices using selective laser sintering. *International journal of pharmaceutics*, **2018**, *547*, doi:10.1016/J.IJPHARM.2018.05.044.
 36. Hamed, R.; Mohamed, E.M.; Rahman, Z.; et al. 3D-printing of lopinavir printlets by selective laser sintering and quantification of crystalline fraction by XRPD-chemometric models. *International Journal of Pharmaceutics*, **2021**, *592*, doi:10.1016/J.IJPHARM.2020.120059.
 37. Gueche, Y.A.; Sanchez-Ballester, N.M.; Bataille, B.; et al. Selective Laser Sintering of Solid Oral Dosage Forms with Copovidone and Paracetamol Using a CO₂ Laser. *Pharmaceutics*, **2021**, *13*, 160, doi:10.3390/PHARMACEUTICS13020160.
 38. Yan, D.; Zeng, B.; Han, Y.; et al. Preparation and laser powder bed fusion of composite microspheres consisting of poly(lactic acid) and nano-hydroxyapatite. *Additive Manufacturing*, **2020**, *34*, 101305, doi:10.1016/J.ADDMA.2020.101305.
 39. Salmoria, G. V.; Vieira, F.E.; Muenz, E.A.; et al. Additive Manufacturing of PE/fluorouracil/progesterone intrauterine device for endometrial and ovarian cancer treatments. *Polymer Testing*, **2018**, *71*, doi:10.1016/J.POLYMERTESTING.2018.09.023.
 40. Salmoria, G. V.; Vieira, F.E.; Ghizoni, G.B.; et al. Additive Manufacturing of PE/Fluorouracil Waffles for Implantable Drug Delivery in Bone Cancer Treatment. *International Journal of Engineering Research & Science*, **2017**, *3*, doi: 10.25125/engineering-journal-IJOER-JUN-2017-12.
 41. Chueh, Y.H.; Wei, C.; Zhang, X.; Li, L. Integrated laser-based powder bed fusion and fused filament fabrication for three-dimensional printing of hybrid metal/polymer objects. *Additive Manufacturing*, **2020**, *31*, 100928, doi:10.1016/J.ADDMA.2019.100928.
 42. Ionita, C.N.; Mokin, M.; Varble, N.; et al. Challenges and limitations of patient-specific vascular phantom fabrication using 3D Polyjet printing. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, **2014**, *9038*, doi:10.1117/12.2042266.
 43. Park, J.M.; Jeon, J.; Koak, J.Y.; et al. Dimensional accuracy and surface characteristics of 3D-printed dental casts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2021**, *126*, doi:10.1016/J.PROSDENT.2020.07.008.
 44. Kitamori, H.; Sumida, I.; Tsujimoto, T.; et al. Evaluation of mouthpiece fixation devices for head and neck radiotherapy patients fabricated in PolyJet photopolymer by a 3D printer. *Physica Medica*, **2019**, *58*, doi:10.1016/J.EJMP.2019.02.002.
 45. Shannon, A.; O'Sullivan, K.J.; Clifford, S.; et al. Assessment and selection of filler compounds for radiopaque PolyJet multi-material 3D printing for use in clinical

- settings. *The Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, **2022**, 236, doi:10.1177/09544119221084819.
46. Shannon, A.; O'Connell, A.; O'Sullivan, A.; et al. A Radiopaque Nanoparticle-Based Ink Using PolyJet 3D Printing for Medical Applications. *3D Printing and Additive Manufacturing*, **2020**, 7, doi:10.1089/3DP.2019.0160.
47. Rasheed, S.; Lughmani, W.A.; Obeidi, M.A.; et al. Additive Manufacturing of Bone Scaffolds Using PolyJet and Stereolithography Techniques. *Applied Sciences*, **2021**, 11, 7336, doi:10.3390/APP11167336.
48. Chen, Y.W.; Fang, H.Y.; Shie, M.Y.; et al. The mussel-inspired assisted apatite mineralized on PolyJet material for artificial bone scaffold. *International Journal of Bioprinting*, **2019**, 5, doi:10.18063/IJB.V5I2.197.
49. Currens, E.R.; Armbruster, M.R.; Castiaux, A.D.; et al. Evaluation and optimization of PolyJet 3D-printed materials for cell culture studies. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, **2022**, 414, doi:10.1007/S00216-022-03991-Y.
50. Unkovskiy, A.; Spintzyk, S.; Kiemle, T.; et al. Trueness and precision of skin surface reproduction in digital workflows for facial prosthesis fabrication. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2023**, 130, doi:10.1016/J.PROSDENT.2021.06.050.
51. Oberoi, G.; Nitsch, S.; Edelmayer, M.; et al. 3D printing-Encompassing the facets of dentistry. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, **2018**, 6, 420143, doi:10.3389/FBIOE.2018.00172.
52. Arias-González, F.; Rodríguez-Contreras, A.; Punset, M.; et al. In-Situ Laser Directed Energy Deposition of Biomedical Ti-Nb and Ti-Zr-Nb Alloys from Elemental Powders. *Metals*, **2021**, 11, 1205, doi:10.3390/MET11081205.
53. Salmi, M. Additive Manufacturing Processes in Medical Applications. *Materials*, **2021**, 14, 191, doi:10.3390/MA14010191.
54. Rahman, Z.; Charoo, N.A.; Kuttolamadom, M.; et al. Printing of personalized medication using binder jetting 3D printer. *Precision Medicine for Investigators, Practitioners and Providers*, **2020**, doi:10.1016/B978-0-12-819178-1.00046-0.
55. Kozakiewicz-Latała, M.; Nartowski, K.P.; Dominik, A.; et al. Binder jetting 3D printing of challenging medicines: From low dose tablets to hydrophobic molecules. *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics*, **2022**, 170, doi:10.1016/J.EJPB.2021.11.001.
56. Szymor, P.; Kozakiewicz, M.; Olszewski, R. Accuracy of open-source software segmentation and paper-based printed three-dimensional models. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, **2016**, 44, doi:10.1016/J.JCMS.2015.11.002.
57. Jahnke, P.; Schwarz, S.; Ziegert, M.; et al. Paper-based 3D printing of anthropomorphic CT phantoms: Feasibility of two construction techniques. *European Radiology*, **2019**, 29, doi:10.1007/S00330-018-5654-1.
58. Olszewski, R.; Tilleux, C.; Hastir, J.P.; et al. Holding Eternity in One's Hand: First Three-Dimensional Reconstruction and Printing of the Heart from 2700 Years-Old Egyptian Mummy. *The Anatomical Record*, **2019**, 302, doi:10.1002/AR.24021.
59. Gao, C.; Wang, C.; Jin, H.; et al. Additive manufacturing technique-designed metallic porous implants for clinical application in orthopedics. *RSC Advances*, **2018**, 8, 25210, doi:10.1039/C8RA04815K.
60. Amaya-Rivas, J.L.; Perero, B.S.; Helguero, C.G.; et al. Future trends of additive manufacturing in medical applications: An overview. *Heliyon*, **2024**, 10, doi:10.1016/J.HELİYON.2024.E26641.
61. Kudzia-Karwowska, D. Sterylizacja wyrobów medycznych – aktualne wytyczne.

- Ogólnopolski Przegląd Medyczny*, **2018**, *1*.
62. Grzesiowski, P.; Domrzalska, K.; Kudzia-Karwowska, D.; et al. Ogólne wytyczne dla wszystkich podmiotów wykonujących procesy dekontaminacji. *Narodowy Instytut Zdrowia Publicznego*. Warszawa, **2017**.
 63. Rynio, P.; Galant, K.; Wójcik, Ł.; et al. Effects of Sterilization Methods on Different 3D Printable Materials for Templates of Physician-Modified Aortic Stent Grafts Used in Vascular Surgery—A Preliminary Study. *International Journal of Molecular Sciences*, **2022**, *23*, doi:10.3390/IJMS23073539.
 64. Oth, O.; Dauchot, C.; Orellana, M.; et al. How to Sterilize 3D Printed Objects for Surgical Use? An Evaluation of the Volumetric Deformation of 3D-Printed Genioplasty Guide in PLA and PETG after Sterilization by Low-Temperature Hydrogen Peroxide Gas Plasma. *The Open Dentistry Journal*, **2019**, *13*, doi:10.2174/1874210601913010410.
 65. Valls-Esteve, A.; Lustig-Gainza, P.; Adell-Gomez, N.; et al. A state-of-the-art guide about the effects of sterilization processes on 3D-printed materials for surgical planning and medical applications: A comparative study. *International Journal of Bioprinting*, **2023**, *9*, doi:10.18063/IJB.756.
 66. Luk, A.M.Y.; Lo, C.K.Y.; Chiou, J.A.; et al. Antiviral and Antibacterial 3D-Printed Products Functionalised with Poly(hexamethylene biguanide). *Polymers*, **2024**, *16*, 312, doi:10.3390/POLYM16030312.
 67. Zohdi, N.; Yang, R. Material Anisotropy in Additively Manufactured Polymers and Polymer Composites: A Review. *Polymers*, **2021**, *13*, 3368, doi:10.3390/POLYM13193368.
 68. Bulanda, K.; Oleksy, M.; Oliwa, R.; et al. Biodegradable polymer composites based on polylactide used in selected 3D technologies. *Polimery*, **2020**, *65*, doi:10.14314/POLIMERY.2020.7.8.
 69. Oleksy, M.; Dynarowicz, K.; Aebisher, D. Polymer composites for obtaining human anatomic structures. *Polimery*, **2023**, *68*, doi:10.14314/POLIMERY.2023.6.3.
 70. Ahmed, W.; Al-Marzouqi, A.H.; Nazir, M.H.; et al. Investigating the Properties and Characterization of a Hybrid 3D Printed Antimicrobial Composite Material Using FFF Process: Innovative and Swift. *International Journal of Molecular Sciences*, **2023**, *24*, doi:10.3390/IJMS24108895.
 71. Asadollahi, M.; Gerashi, E.; Zohrevand, M.; et al. Improving mechanical properties and biocompatibility of 3D printed PLA by the addition of PEG and titanium particles, using a novel incorporation method. *Bioprinting*, **2022**, *27*, doi:10.1016/J.BPRINT.2022.E00228.
 72. Szczygiał, P.; Kowalska, N. Mechanical Properties of Material Extrusion Printed Samples Made of PLA After Treatment in an Acetone Bath. *Problemy mechatroniki. Uzbrojenie, lotnictwo, inżynieria bezpieczeństwa*, **2024**, *15*, doi:10.5604/01.3001.0054.6155.
 73. Kowalska, N.; Szczygiał, P.; Skrzyniarz, M.; et al. Effect of shells number and machining on selected properties of 3D-printed PLA samples. *Polimery*, **2024**, *69*, doi:10.14314/POLIMERY.2024.3.6.
 74. Abbot, D.W.; Kallon, D.V.V.; Anghel, C.; et al. Finite Element Analysis of 3D Printed Model via Compression Tests. *Procedia Manufacturing*, **2019**, *35*, doi:10.1016/J.PROMFG.2019.06.001.
 75. Tahmasebinia, F.; Jabbari, A.A.; Skrzypkowski, K. The Application of Finite

- Element Simulation and 3D Printing in Structural Design within Construction Industry 4.0. *Applied Sciences*, **2023**, *13*, 3929, doi:10.3390/APP13063929.
76. Szczygieł, P. Selected mechanical properties of MED610 medical resin used in PolyJet Matrix additive technology. *Mechanik*, **2024**, doi:10.17814/MECHANIK.2024.3.5.
77. Korzyński, M. *Metodyka eksperymentu*; Wydawnictwa Naukowo-Techniczne: Warszawa, **2006**.
78. Bochnia, J. *Wybrane właściwości fizyczne materiałów kształtowanych technologiami przyrostowymi*; Politechnika Świętokrzyska: Kielce, **2018**.
79. Bochnia, J.; Kozior, T.; Szot, W.; Rudnik, M.; Zmarzły, P.; Gogolewski, D.; Szczygieł, P.; Musiałek, M. Selected Mechanical and Rheological Properties of Medical Resin MED610 in PolyJet Matrix Three-Dimensional Printing Technology in Quality Aspects. *3D Printing and Additive Manufacturing*, **2024**, *11*, doi:10.1089/3DP.2022.0215.
80. Sobczyk, E.J. *Uciążliwość eksploatacji złóż węgla kamiennego wynikająca z warunków geologicznych i górniczych*; Instytut Gospodarki Surowcami Mineralnymi i Energią Polskiej Akademii Nauk: Kraków, **2022**.
81. Roszkowska, E.; Brzostowski, J. *Wybrane własności i odmiany procedury SAW w kontekście wspomagania negocjacji*; Uniwersytet Ekonomiczny w Katowicach: Katowice, **2014**.
82. Szczygieł, P.; Bochnia, J.; Kozior, T.; et al. Analysis of the Tensile Strength of PA 2200 Material Depending on the Direction of SLS Additive Technology Printing. *From Smart City to Smart Factory for Sustainable Future: Conceptual Framework, Scenarios, and Multidiscipline Perspectives*, Springer, **2024**, doi:10.1007/978-3-031-65656-9_3.
83. Bernaczek, J.; Dębski, M.; Gontarz, M.; et al. Analysis of Torsional Strength of PA2200 Material Shape Additively with the Selective Laser Sintering Technology. *Advances in Science and Technology. Research Journal*, **2023**, *17*, doi:10.12913/22998624/158838.
84. Omar, M.R.; M.; Abdullah, M.I.H.C.; Alkahar, M.R.; et al. Effect of Polyamide-12 Material Compositions on Mechanical Properties and Surface Morphology of SLS 3D Printed Part. *Journal of Mechanical Engineering*, **2022**, *19*.
85. Stoia, D.I.; Marsavina, L.; Linul, E. Correlations between Process Parameters and Outcome Properties of Laser-Sintered Polyamide. *Polymers*, **2019**, *11*, 1850, doi:10.3390/POLYM11111850.
86. Morano, C.; Alfano, M.; Pagnotta, L. Effect of Strain Rates and Heat Exposure on Polyamide (PA12) Processed via Selective Laser Sintering. *Materials*, **2023**, *16*, 4654, doi:10.3390/MA16134654.
87. Pilipović, A.; Ilinčić, P.; Tujmer, M.; et al. Impact of Part Positioning along Chamber Z-Axis and Processing Parameters in Selective Laser Sintering on Polyamide Properties. *Applied Sciences*, **2024**, *14*, 976, doi:10.3390/APP14030976.
88. Zakrećki, A.; Cieślik, J.; Bazan, A.; et al. Innovative Approaches to 3D Printing of PA12 Forearm Orthoses: A Comprehensive Analysis of Mechanical Properties and Production Efficiency. *Materials*, **2024**, *17*, 663, doi:10.3390/MA17030663.
89. Kundera, C.; Kozior, T. Influence of printing parameters on the mechanical properties of polyamide in SLS technology. *Czasopismo Techniczne. Mechanika*, **2016**, *113*, doi:10.4467/2353737XCT.16.117.5728.
90. Szczęśniak-Stańczyk, D.; Brzozowski, W.; Wysokiński, A. Zastosowanie robotów

- medycznych w kardiologii — przegląd obecnych rozwiązań technicznych. *Kardiologia Inwazyjna*, **2016**, *11*.
91. Mattioni, G.; Palleschi, A.; Mendogni, P.; et al. Approaches and outcomes of Robotic-Assisted Thoracic Surgery (RATS) for lung cancer: a narrative review. *Journal of Robotic Surgery*, **2023**, *17*, doi:10.1007/S11701-022-01512-8.
 92. Kozior, T.; Bochnia, J.; Gogolewski, D.; Zmarzły, P.; Rudnik, M.; Szot, W.; Szczygieł, P.; Musiałek, M. Analysis of Metrological Quality and Mechanical Properties of Models Manufactured with Photo-Curing PolyJet Matrix Technology for Medical Applications. *Polymers*, **2022**, *14*, 408, doi:10.3390/POLYM14030408.
 93. Szczygieł, P. Prototype of hand prosthesis components manufactured with biocompatible material using PolyJet Matrix technology. *Mechanik*, **2022**, doi:10.17814/MECHANIK.2022.7.10.
 94. Kowalik, S. *Stosowana psychologia rehabilitacji*; Scholar: Warszawa, **2018**.
 95. Biddiss, E. Need-Directed Design of Prostheses and Enabling Resources. *Amputation, Prosthesis Use, and Phantom Limb Pain: An Interdisciplinary Perspective*, **2009**, doi:10.1007/978-0-387-87462-3_2.
 96. Salminger, S.; Stino, H.; Pichler, L.H.; et al. Current rates of prosthetic usage in upper-limb amputees—have innovations had an impact on device acceptance? *Disability and Rehabilitation*, **2022**, *44*, doi:10.1080/09638288.2020.1866684.
 97. Bochnia, J.; Szczygieł, P. Analiza możliwości zastosowania żywicy fotoutwardzalnej MED610 do wykonania technologią druku 3D elementów protezy dłoni. *IV Konferencja Naukowa Szybkie Prototypowanie INDUSTRY 4.0 – Innowacyjne aplikacje dla przemysłu*, Rzeszów, 23 i 24 września **2021**.
 98. Cabibihan, J.J.; Abinayed, J. CT Data for Upper Limb Prostheses and Lifelike Robotic Arms. *Harvard Dataverse*, *VI*, **2018**.
 99. Szczygieł, P. Polymer materials to produce wrist-hand orthoses using the additive method. *Polimery*, **2024**, *69*, doi:10.14314/POLIMERY.2024.2.4.
 100. Tsiokou, V.; Papatheodorou, A.; Ntenekou, D.; et al. An Integrative Computational Design Workflow and Validation Methodology for 3D-Printed Personalized Orthopedic Devices: Case Study of a Wrist–Hand Orthosis (WHO). *Processes*, **2023**, *11*, 2204, doi:10.3390/PR11072204.
 101. Sherugar, S.; Birkett, M.; Blacklock, M. Characterisation of print path deviation in material extrusion. *Progress in Additive Manufacturing*, **2024**, *9*, doi:10.1007/S40964-023-00502-Y.
 102. Parmar, A.J.; Tyagi, S.K.; Dabas, V.S.; et al. Assessment of the physical and mechanical properties of plaster of paris bandage cast used as a splinting and casting materials. *Veterinary World*, **2014**, *7*, doi:10.14202/VETWORLD.2014.1123-1126.
 103. Kowalska, N.; Szczygieł, P.; Skrzyniarz, M.; et al. Influence of Machining on Selected Tensile Properties of MEX-Produced PETG Materials. In *From Smart City to Smart Factory for Sustainable Future: Conceptual Framework, Scenarios, and Multidiscipline Perspectives*; Springer, **2024**, doi:10.1007/978-3-031-65656-9_10.
 104. Szczygieł, P.; Radoń-Kobus, K.; Madej, M.; et al. Tribological Properties of MED610 Medical Material used in Polyjet Matrix 3D Printing Technology. *QUARTERLY TRIBOLOGIA*, **2024**, *306*, doi:10.5604/01.3001.0054.3945.
 105. GEWA DELRIN (POM) Karta charakterystyki.

106. GEWA NYLON 6.6 (PA) Karta charakterystyki.
107. Sobieska, S.; Zimowska, B.; Łagan, S. Porównanie zwilżalności oraz swobodnej energii powierzchniowej biomateriałów i tkanki kostnej. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, **2013**, 7.
108. PRINTELIZE *Badanie rynku druku 3D w Polsce*; **2015**.
109. Woźniak, J.; Budzik, G.; Przeszłowski, Ł.; et al. Directions of the Development of the 3D Printing Industry as Exemplified by the Polish Market. *Management and Production Engineering Review*, **2021**, 12, doi:10.24425/mp.2021.137682.
110. Nowak, E. *Analiza sprawozdań finansowych*; Polskie Wydawnictwo Ekonomiczne: Warszawa, **2017**.
111. Kątnik, J. Analiza i ocena wskaźników pomiaru rentowności przedsiębiorstwa jako instrument jego rozwoju; *Zeszyty Naukowe Uniwersytetu Ekonomicznego w Krakowie*. Kraków, **2011**.
112. Wymysłowski, A. Numeryczne metody projektowania termomechanicznego w montażu elektronicznym. *Politechnika Wrocławska*, Wrocław, **2007**.
113. Ganczarski, A.; Skrzypek, J. Mechanika Nowoczesnych Materiałów Modele Anizotropia Powierzchnie Graniczne Materiały Kompozytowe Procesy Dyssypatywne. *Politechnika Krakowska*, Kraków, **2013**.
114. Rakowski, G.; Kacprzyk, Z. Metoda Elementów Skończonych w mechanice konstrukcji. *Politechnika Warszawska*, Warszawa, **2016**.
115. Bauchau, O.; Craig, J. Structural Analysis With Applications to Aerospace Structures. *Springer*, New York, **2009**.
116. Tröger, J.A.; Steinweller, C.; Hartmann, S. Identification, uncertainty quantification and validation of orthotropic material properties for additively manufactured polymers. *Mechanics of Materials*, **2024**, 197, doi:10.1016/J.MECHMAT.2024.105100.
117. William D. Callister, J. Fundamentals of Materials Science and Engineering; 5th edition. *John Wiley & Sons*, New York, **2001**.
118. Bóдай, G.; Goda, T. A New, Tensile Test-based Parameter Identification Method for Large-Strain Generalized Maxwell-Model. *Acta Polytechnica Hungarica* 8, **2011**.

NORMY:

- N1. PN/EN ISO/ASTM 52900:2021-11. Wytwarzanie przyrostowe – Zasady ogólne – Terminologia.
- N2. PN/EN ISO 17296-2:2016-10. Wytwarzanie przyrostowe – Zasady ogólne – Część 2: Przegląd kategorii procesów i materiał wstępny.
- N3. PN/EN ISO/ASTM 52950:2021-07. Wytwarzanie przyrostowe – Zasady ogólne – Przegląd przetwarzania danych.
- N4. PN-EN ISO 10993-1:2021-06. Biologiczna ocena wyrobów medycznych – Część 1: Ocena i badanie w procesie zarządzania ryzykiem.
- N5. PN/EN ISO/ASTM 52901:2019-01. Wytwarzanie przyrostowe – Zasady ogólne – Wymagania dla kupowanych części wyprodukowanych w procesach wytwarzania przyrostowego AM.
- N6. PN/EN ISO 17296-3:2016-10. Wytwarzanie przyrostowe – Zasady ogólne – Część 3: Główne cechy i odpowiednie metody badań.

- N7. PN-EN ISO 527-1:2020-01. Tworzywa sztuczne – Oznaczanie właściwości mechanicznych przy statycznym rozciąganiu – Część 1: Zasady ogólne.
- N8. PN-EN ISO 178:2019-06. Tworzywa sztuczne – Oznaczanie właściwości przy zginaniu.
- N9. PN/EN ISO 604:2006. Tworzywa sztuczne – Oznaczanie właściwości przy ściskaniu.
- N10. ISO/ASTM TR 52916:2022. Additive manufacturing for medical – Data – Optimized medical image data.

PATENTY:

- P1. Kodama, H. Stereoscopic figure drawing device, JPS56144478A.
- P2. Hull, C. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography, US4575330A
- P3. Deckard, C. Method and apparatus for producing parts by selective sintering, US4863538A
- P4. Crump, S. Apparatus and method for creating three-dimensional objects, US5121329A.
- P5. Sachs, E.M.; Haggerty, J.S.; Cima, M.J.; Williams, P.A. Three-dimensional printing techniques US5204055A.

ROZPORZĄDZENIA:

- R1. Rozporządzenie Parlamentu Europejskiego i Rady (UE) 2017/745 z dnia 5 kwietnia 2017 r. w sprawie wyrobów medycznych, zmiany dyrektywy 2001/83/WE, rozporządzenia (WE) nr 178/2002 i rozporządzenia (WE) nr 1223/2009 oraz uchylenia dyrektyw Rady 90/385/EWG i 93/42/EWG.

STRONY INTERNETOWE:

- S1. https://fiberlogy.com/wp-content/uploads/2021/12/FIBERLOGY_EASY_PLA_TDS.pdf (stan: 15.08.2024)
- S2. https://www.bcn3d.com/wp-content/uploads/2019/09/BCN3D_FILAMENTS_TechnicalDataSheet_PLA_EN.pdf (stan: 15.08.2024)
- S3. https://www.stratasys.com/siteassets/materials/materials-catalog/polyjet-materials/verovivid/mds_pj_vero_for_j55_0320a.pdf (stan: 15.08.2024)
- S4. <https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2020-11/3d-systems-accura-xtreme-white%20200-datasheet-usen-2020-09-17-a-print.pdf> (stan: 15.08.2024)
- S5. <https://sinterit.com/wp-content/uploads/2022/06/PP-EN.pdf> (stan: 15.08.2024)
- S6. https://www.overmach.it/product-files/Brochure%20Metal_Powder_logo.pdf (stan: 15.08.2024)
- S7. https://www.epmi-impression-3d.com/pdf/EOS_PA12.pdf (stan: 15.08.2024)
- S8. https://www.stratasys.com/siteassets/materials/materials-catalog/biocompatible/mds_pj_med610_0720a.pdf?v=48e364 (stan: 15.08.2024)
- S9. <https://support.stratasys.com/download/7ECD500E-4995-4A59-A41A-EADF19D9B57D> (stan: 15.08.2024)

- S10. <https://support.stratasys.com/download/E3015ED9-BABC-478E-A9F7-EB8B2E9C80E6> (stan: 15.08.2024)
- S11. <https://support.stratasys.com/sitecore/api/downloadazurefile?id={394BFA89-289E-4B90-971F-9D3F8D7A9B43}> (stan: 15.08.2024)
- S12. https://www.stratasys.com/siteassets/materials/materials-catalog/polyjet-materials/polyjet-support-materials/sds-06198_26sep21_british-english_eghs_support_sup705b.pdf?v=493586 (stan: 15.08.2024)
- S13. https://copper3d.com/booklet/booklet__plactive2.pdf (stan: 15.08.2024)
- S14. <https://formfutura.com/datasheets/copper3d-sds-plactive.pdf> (stan: 15.08.2024)
- S15. https://spectrumfilaments.com/wp-content/uploads/2021/09/en_tds_spectrum_medical.pdf (stan: 15.08.2024)
- S16. https://www.eos.info/11_safety-data-sheets/Polymer%20Safety%20Data%20Sheets/PA2200%20Safety%20data%20sheet%20EN.pdf (stan: 15.08.2024)
- S17. <https://rosa3d.pl/portfolio-items/plastarter-2/> (stan: 15.08.2024)
- S18. Glaze Prosthetics Sp. z o.o., Sprawozdania finansowe za lata 2019–2021, dostęp w Rejestrze Dokumentów Finansowych Ministerstwa Sprawiedliwości, <https://ekrs.ms.gov.pl/rdf/pd/> (stan: 20.03.2024)
- S19. Deco Sp. z o.o. Sp. k., Sprawozdania finansowe za lata 2019–2021, dostęp w Rejestrze Dokumentów Finansowych Ministerstwa Sprawiedliwości, <https://ekrs.ms.gov.pl/rdf/pd/> (stan: 20.03.2024)
- S20. https://help.solidworks.com/2012/english/SolidWorks/cworks/linear_elastic_isotropic_model.htm? (stan: 15.08.2024)

SPIS ILUSTRACJI

Rys. 1.1. Podział technik wytwarzania	11
Rys. 1.2. Porównanie obróbki ubytkowej z wytwarzaniem przyrostowym	12
Rys. 1.3. Zastosowania metod przyrostowych wraz z procentowym udziałem	13
Rys. 1.4. Światowe przychody z produktów i usług AM, wyrażone w miliardach dolarów	13
Rys. 1.5. Podstawowe kategorie wytwarzania przyrostowego.....	16
Rys. 1.6. Fotopolimeryzacja objętościowa: 1 – źródło światła, 2 – ruchome lustro sterujące wiązką lasera, 3 – platforma robocza, 4 – zgarniacz, 5 – prototyp, 6 – struktury podporowe, 7 – wanna wypełniona płynną żywicą fotoutwardzalną, 8 – filtr światła, 9 – przezroczyste płyty	17
Rys. 1.7. Wytłaczanie warstwowe materiału: 1 – głowica drukująca z podgrzewaną dyszą, 2 – materiał wstępny w postaci żyłki nawiniętej na szpulę, 3 – prototyp, 4 – struktury podporowe, 5 – platforma robocza.....	18
Rys. 1.8. Selektywne spajanie sproszkowanego materiału: 1 – system podawania proszku (w niektórych przypadkach w postaci zbiornika 8), 2 – materiał wstępny w postaci proszku, 3 – laser, 4 – ruchome lustro sterujące wiązką lasera, 5 – prototyp, 6 – zgarniacz, 7 – platforma robocza, 8 – zbiornik podający materiał, 9 – działło elektronowe, 10 – skupiona wiązka elektronów, 11 – struktury podporowe	19
Rys. 1.9. Ukierunkowane stapianie dostarczanego materiału: 1 – zbiornik proszku, 2 – materiał wstępny w postaci drutu nawiniętego na szpulę, 3 – ukierunkowana wiązka lasera, wiązka elektronów lub łuk plazmowy, 4 – prototyp, 5 – podłoże, 6 – platforma robocza...	20
Rys. 1.10. Warstwowy nadruk płynnego materiału: 1 – system podawania materiału wstępnego (modelowego oraz podporowego), 2 – aparatura dozująca materiał (głowica drukująca wraz ze źródłem światła lub ciepła), 3 – krople materiału, 4 – prototyp, 5 – struktury podporowe, 6 – platforma robocza	21
Rys. 1.11. Spajanie sproszkowanego materiału płynnym spoiwem: 1 – system podawania proszku, 2 – materiał wstępny w formie proszku, 3 – płynne spoiwo, 4 – aparatura dozująca spoiwo, 5 – zgarniacz, 6 – platforma robocza	22
Rys. 1.12. Laminacja warstwowa przekrojów: 1 – urządzenie tnące, 2 – wałek dociskowy, 3 – rolka materiału odpadowego, 4 – rolka materiału wstępnego, 5 – prototyp, 6 – platforma robocza, 7 – stos materiału odpadowego, 8 – stos materiału wstępnego.....	23
Rys. 1.13. Zasady przetwarzania materiałów polimerowych technologiami AM [N1]	26
Rys. 1.14. Etapy wytwarzania przyrostowego [N3].....	30
Rys. 2.1. Schemat postępowania w procesie oceny biokompatybilności.....	37
Rys. 4.1. Program badań wraz z uwzględnieniem: narzędzi badawczych, przedmiotu badań oraz rodzaju badania	63
Rys. 5.1. Schemat technologii PolyJet Matrix: (a) układ drukarki 1 – głowica drukująca, 2 – światło UV, 3 – materiał podporowy, 4 – materiał modelowy, 5 – platforma robocza; (b) układ głowicy drukującej 6 – lampy UV, 7 – dysze drukujące, 8 – rolka i zgarniacz....	65
Rys. 5.2. Schemat technologii Fused Deposition Modeling: 1 – filament, 2 – rolki podające, 3 – głowica drukująca, 4 – model, 5 – struktury podporowe, 6 – platforma robocza	70
Rys. 5.3. Zdolność eliminacyjna drobnoustrojów materiału PLACTIVE [S13].....	70

Rys. 5.4. Schemat technologii Selective Laser Sintering: 1 – układ optyczny, 2 – laser, 3 – przestrzeń robocza wypełniona proszkiem, 4 – zgarniacz, 5 – model, 6 – komora robocza wypełniona proszkiem, 7 – platforma robocza zintegrowana z komorą 73

Rys. 6.1. Wymiary próbek przeznaczonych do: (a) rozciągania – typ 1BA, (b) zginania, (c) ściskania; rozmieszczenie próbek na wirtualnej platformie przeznaczonych do próby: (d) rozciągania, (e) zginania, (f) ściskania [76]..... 76

Rys. 6.2. Sposób mocowania próbek podczas próby: (a) rozciągania, (b) zginania, (c) ściskania [76] 76

Rys. 6.3. Wyniki testów rozciągania: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° MED610 [76] 78

Rys. 6.4. Wyniki testów zginania: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° MED610 [76] 79

Rys. 6.5. Wyniki testów ściskania: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° MED610 [76] 80

Rys. 6.6. Średnie wartości wytrzymałości na rozciąganie lub maksymalnego obciążenia uzyskane w trakcie próby: (a) rozciągania, (b) zginania i (c) ściskania [76] 81

Rys. 6.7. Ułożenie próbek na platformie roboczej wykonanych technologią PJM: (a) kierunek wydruku 0°, (b) kierunek wydruku 90° 83

Rys. 6.8. Średnia masa próbek 84

Rys. 6.9. Średni wymiar próbek, przy wymiarach nominalnych $a = 4$ mm, $b = 5$ mm 84

Rys. 6.10. Chropowatość próbek reprezentowana przez parametry Ra i Rz 85

Rys. 6.11. Średnia wytrzymałość na rozciąganie próbek 86

Rys. 6.12. Rozkład normalny gęstości prawdopodobieństwa w funkcji otrzymanych wyników wytrzymałości na rozciąganie dla serii 1 86

Rys. 6.13. Pięcioparametrowy model Maxwella-Wiecherta 97

Rys. 6.14. Pięcioparametrowy model Kelvina-Voighta 98

Rys. 6.15. Dopasowanie modelu M-W do krzywej relaksacji (eksperymentalnej), dla kierunku wydruku: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° [79] 103

Rys. 6.16. Dopasowanie modelu K-V do krzywej pełzania (eksperymentalnej), dla kierunku wydruku: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° [79] 104

Rys. 6.17. Usytuowanie próbek FDM oraz sposób ich mocowania podczas realizacji prób wytrzymałościowych: (a) rozciąganie, (b) zginanie, (c) ściskanie 106

Rys. 6.18. Krzywe uzyskane z próby rozciągania próbek PLA: (a) X, (b) Y, (c) Z 111

Rys. 6.19. Krzywe uzyskane z próby zginania próbek PLA: (a) X, (b) Y, (c) Z 112

Rys. 6.20. Krzywe uzyskane z próby ściskania próbek PLA: (a) X, (b) Y, (c) Z 113

Rys. 6.21. Krzywe uzyskane z próby rozciągania próbek PLACTIVE: (a) X, (b) Y, (c) Z 115

Rys. 6.22. Krzywe uzyskane z próby zginania próbek PLACTIVE: (a) X, (b) Y, (c) Z 116

Rys. 6.23. Krzywe uzyskane z próby ściskania próbek PLACTIVE (a) X, (b) Y, (c) Z 117

Rys. 6.24. Krzywe uzyskane z próby rozciągania próbek ABS Medical: (a) X, (b) Y, (c) Z 119

Rys. 6.25. Krzywe uzyskane z próby zginania próbek ABS Medical: (a) X, (b) Y, (c) Z 120

Rys. 6.26. Krzywe uzyskane z próby ściskania próbek ABS Medical: (a) X, (b) Y, (c) Z 121

Rys. 6.27. Wpływ czynników wejściowych na: (a) chropowatość powierzchni wyrażoną parametrem Ra , (b) wytrzymałość na rozciąganie 132

Rys. 6.28. Odporność czynników wejściowych na zakłócenia: (a) chropowatość Ra , (b) wytrzymałość na rozciąganie 134

Rys. 6.29. Średnia masa próbek PA 2200 [82] 140

Rys. 6.30. Średni wymiar próbek PA 2200 [82] 141

Rys. 6.31. Średnia wartość parametrów Ra i Rz próbek PA 2200 [82] 142

Rys. 6.32. Krzywe uzyskane z próby rozciągania próbek PA 2200: (a) X, (b) Y, (c) Z [82]	143
Rys. 6.33. Uchwyty hakowe wariant: (a) A, (b) B [92]	147
Rys. 6.34. Uchwyty hakowe: (a) w trakcie testu, (b) oczyszczone [92]	147
Rys. 6.35. Geometryczna charakterystyka uchwytu hakowego: (a) wymiary nominalne uchwytu hakowego A, (b) wymiary nominalne uchwytu hakowego B, (c) cechy metrologiczne [92]	148
Rys. 6.36. Odchyłki cech geometrycznych uchwytów hakowych	150
Rys. 6.37. Wytrzymałość na rozciąganie uchwytu hakowego: (a) A, (b) B [92]	151
Rys. 6.38. Układ kostny dłoni: (a) zdrowej, (b) pacjenta [93]	152
Rys. 6.39. Schemat postępowania	153
Rys. 6.40. Odlewy gipsowe [93]	153
Rys. 6.41. Skanowanie modelu: (a) uszkodzonej lewej ręki, (b) prawej ręki; poligonizowany model: (a) uszkodzonej lewej ręki, (b) lustrzanej prawej ręki [93]	154
Rys. 6.42. Palec: (a) wyizolowany z wirtualnego modelu dłoni, (b) zaimportowany do oprogramowania SOLIDWORKS, (c) – (d) przebudowany do postaci protezy w formie nakładki [93]	155
Rys. 6.43. Protezy: (a) ułożone na wirtualnej platformie drukarki 3D, (b) wytworzone w procesie przyrostowym, (c) oczyszczone z pozostałości materiału podporowego, (d) w trakcie badania wytrzymałościowego [93]	156
Rys. 6.44. Krzywa zginania modelu palca [93]	156
Rys. 6.45. Schemat postępowania	158
Rys. 6.46. Model 3D ręki: (a) na podstawie pliku DICOM w oprogramowaniu InVesalius, (b) po usunięciu zbędnych elementów w oprogramowaniu SelfCAD z widoczną siatką, (c) z ustawionymi anatomicznymi punktami odniesienia w oprogramowaniu MediACE3D [98]	159
Rys. 6.47. Układ kostny dłoni z zaznaczonymi stawami	160
Rys. 6.48. Model 3D ortozy: (a) nałożony na wirtualnym modelu dłoni, (b) wraz z możliwym zastosowaniem elementów mocujących [98]	160
Rys. 6.49. Części ortozy: (a) po oczyszczeniu ze struktur podporowych – technologia PJM i FDM, (b) po oczyszczeniu z pozostałości niespieczonego proszku – SLS, (c) w trakcie wytwarzania – PJM i FDM [98]	162
Rys. 6.50. Inspekcja 3D części A: (a) widok pierwszy PJM/MED610, (b) widok pierwszy FDM/PLACTIVE, (c) widok drugi PJM/MED610, (d) widok drugi FDM/PLACTIVE [98]	164
Rys. 6.51. Inspekcja 3D części B: (a) PJM/MED610 widok pierwszy, (b) FDM/PLACTIVE widok pierwszy, (c) PJM/MED610 widok drugi, (d) FDM/PLACTIVE widok drugi [98]	166
Rys. 6.52. Inspekcja 3D ortozy SLS/PA 2200: (a) część A widok pierwszy, (b) część A widok drugi, (c) część B widok pierwszy, (d) część B widok drugi	167
Rys. 6.53. Test ściskania ortozy [98]	168
Rys. 6.54. Statyczny test ściskania części: (a) A, (b) B ortozy	168
Rys. 6.55. Test relaksacji naprężeń ściskających części: (a) A, (b) B ortozy	169
Rys. 7.1. Orientacja próbek na wirtualnym stole roboczym drukarki 3D: (a) ułożenie, (b) kierunki wydruku [103]	172
Rys. 7.2. Widoki izometryczne i profile powierzchni MED610 w zależności od kierunku wydruku (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° [103]	176

Rys. 7.3. Widok kropli wody destylowanej na powierzchni próbki MED610 dla kierunku wydruku (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°	177
Rys. 7.4. Widok kropli diiodometanu na powierzchni próbki MED610 dla kierunku wydruku (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°	177
Rys. 7.5. Widok kropli soli fizjologicznej na powierzchni próbki MED610 dla kierunku wydruku (a) 0°, (b) 45°, (c) 90° [103].....	177
Rys. 7.6. Średnie wartości kątów zwilżania dla powierzchni MED610 [103].....	178
Rys. 7.7. Wartości średnie współczynników tarcia dla próbek po testach tribologicznych przy obciążeniu 10 N z przeciwpórką wykonaną z materiału PA 6.6 oraz POM [103]...	179
Rys. 7.8. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek wykonanych z MED610 przy obciążeniu 10 N po testach tribologicznych z kulką PA 6.6 w warunkach tarcia technicznie suchego: (a) kierunek wydruku 0°, (b) kierunek wydruku 45°, (c) kierunek wydruku 90° [103].....	180
Rys. 7.9. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek wykonanych z MED610 w zależności od kierunku wydruku przy obciążeniu 10N po testach tribologicznych z kulką PA 6.6 w warunkach tarcia z użyciem soli fizjologicznej: (a) kierunek wydruku 0°, (b) kierunek wydruku 45°, (c) kierunek wydruku 90° [103].....	181
Rys. 7.10. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek wykonanych z MED610 przy obciążeniu 10 N po testach tribologicznych z kulką POM w warunkach tarcia technicznie suchego: (a) kierunek wydruku 0°, (b) kierunek wydruku 45°, (c) kierunek wydruku 90° [103].....	182
Rys. 7.11. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek wykonanych z MED610 w zależności od kierunku wydruku przy obciążeniu 10N po testach tribologicznych z kulką POM w warunkach tarcia z użyciem soli fizjologicznej: (a) kierunek wydruku 0°, (b) kierunek wydruku 45°, (c) kierunek wydruku 90° [103].....	183
Rys. 7.12. Średnie kąty zwilżania wodą demineralizowaną	186
Rys. 7.13. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek PLA po tarcu technicznie suchym dla kierunku: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°	187
Rys. 7.14. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek PLA po tarcu z użyciem soli fizjologicznej dla kierunku: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°.....	188
Rys. 7.15. Widoki izometryczne i profile powierzchni próbek PLACTIVE po tarcu technicznie suchym dla kierunku: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°	189
Rys. 7.16. Widoki izometryczne oraz profile powierzchni próbek PLACTIVE po tarcu z użyciem soli fizjologicznej dla kierunku: (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°.....	190
Rys. 7.17. Średnie wartości współczynników tarcia dla PLA.....	191
Rys. 7.18. Średnie wartości współczynników tarcia dla PLACTIVE.....	191
Rys. 8.1. Definiowanie materiału ortotropowego w oprogramowaniu: (a) SOLIDWORKS, (b) Ansys.....	207
Rys. 8.2. Rozkład naprężeń: (a) SOLIDWORKS, (b) Ansys.....	208
Rys. 8.3. Definicja materiału anizotropowego w programie nTop	210
Rys. 8.4. Wprowadzony do oprogramowania Ansys współczynnik sprężystości poprzecznej G w zależności od czasu relaksacji	212
Rys. 8.5. Dopasowywanie modelu Prony'ego w oprogramowaniu Ansys.....	212
Rys. 8.6. Porównanie symulacji relaksacji naprężeń próbki do rozciągania z testem przeprowadzonym doświadczalnie.....	213
Rys. 8.7. Warunki brzegowe dla uchwytu hakowego w oprogramowaniu Ansys	213

Rys. 8.8. Porównanie symulacji relaksacji naprężeń rozciągających uchwytu hakowego z testem przeprowadzonym doświadczalnie214

Rys. 8.9. Rozkład naprężeń zredukowanych w uchwycie hakowym po czasie: (a) 6 s, (b) 600s214

SPIS TABEL

Tabela 1.1. Charakterystyka kategorii procesów przyrostowych [N2]24

Tabela 2.1. Punkty końcowe, które należy uwzględnić w ocenie ryzyka biologicznego [N4]38

Tabela 2.2. Zastosowania medyczne w zależności od kategorii procesu przyrostowego....41

Tabela 5.1. Skład chemiczny materiału MED610 [S11]67

Tabela 5.2. Właściwości MED610 [S8]68

Tabela 5.3. Skład chemiczny SUP705 [S12].....68

Tabela 5.4. Skład chemiczny PLACTIVE [S14].....71

Tabela 5.5. Właściwości materiału PLACTIVE [S13].....71

Tabela 5.6. Właściwości materiału ABS Medical [S15].....71

Tabela 5.7. Właściwości materiału PA2200 [S7].....73

Tabela 6.1. Parametry, stopnie zmienności i macryca planu82

Tabela 6.2. Warunki pomiarów chropowatości.....85

Tabela 6.3. Macryca eksperymentu wytrzymałości na rozciąganie87

Tabela 6.4. Macryca eksperymentu chropowatości94

Tabela 6.5. Wartości współczynników regresji (analiza parametru R_a)95

Tabela 6.6. Wyniki dopasowań krzywych testów relaksacji do krzywej aproksymacji [79]100

Tabela 6.7. Obliczone moduły sprężystości, moduł zastępczy i współczynniki lepkości dynamicznej – relaksacja [79].....100

Tabela 6.8. Wyniki dopasowania krzywych aproksymacji do krzywej testów pełzania [79]101

Tabela 6.9. Obliczone moduły sprężystości, moduł zastępczy i współczynniki lepkości dynamicznej – pełzanie [79]101

Tabela 6.10. Parametry druku FDM.....107

Tabela 6.11. Wyniki statycznej próby rozciągania materiałów termoplastycznych.....108

Tabela 6.12. Wyniki statycznej próby zginania materiałów termoplastycznych.....109

Tabela 6.13. Wyniki statycznej próby rozciągania próbek cienkościennych122

Tabela 6.14. Parametry stałe w trakcie eksperymentu planowanego metodą Taguchi.....125

Tabela 6.15. Parametry i stopnie zmienności.....126

Tabela 6.16. Macierz ortogonalna L27 z wartościami stopni zmienności.....126

Tabela 6.17. Szacowany czas druku oraz ilość materiału.....127

Tabela 6.18. Wyniki pomiarów masy i wielkości geometrycznych128

Tabela 6.19. Wyniki pomiarów parametrów chropowatości powierzchni oraz wytrzymałości na rozciąganie129

Tabela 6.20. Wartość czynnika wynikowego na różnych stopniach zmienności131

Tabela 6.21. Macierz ortogonalna L27 z uwzględnieniem wartości wskaźników SN.....132

Tabela 6.22. Stopnie przewagi w skali porównań parami w metodzie AHP [80].....	135
Tabela 6.23. Porównanie kryteriów parami.....	136
Tabela 6.24. Reprezentacja dyskretnego problemu decyzyjnego.....	138
Tabela 6.25. Parametry wytwarzania próbek SLS.....	139
Tabela 6.26. Warunki pomiarów chropowatości próbek SLS.....	139
Tabela 6.27. Wytrzymałość na rozciąganie próbek PA 2200.....	142
Tabela 6.28. Porównanie wyników wytrzymałości na rozciąganie próbek PA 2200 [82].....	144
Tabela 6.29. Wyniki pomiarów cech geometrycznych [92].....	149
Tabela 6.30. Masa części ortozy ze względu na technologię druku 3D [98].....	162
Tabela 6.31. Specyfikacja techniczna skanera 3D.....	163
Tabela 7.1. Właściwości materiału POM [105]	173
Tabela 7.2. Właściwości materiału PA6.6 [106].....	174
Tabela 7.3. Parametry testu tribologicznego	174
Tabela 7.4. Zmierzone parametry chropowatości próbek [104].....	175
Tabela 7.5. Wskaźniki śladów wytarcia na powierzchni próbek wykonanych z materiału MED610 po testach tribologicznych z obciążeniem 10 N [104].....	184
Tabela 7.6. Bilans Glaze Prosthetics, zł [S18]	193
Tabela 7.7. RZiS Glaze Prosthetics, zł [S18]	194
Tabela 7.8. Analiza pozioma Glaze Prosthetics za lata 2019 – 2021	194
Tabela 7.9. Wskaźniki płynności Glaze Prosthetics za lata 2019 – 2021.....	195
Tabela 7.10. Wskaźniki rentowności Glaze Prosthetics za lata 2019 - 2021	196
Tabela 7.11. Bilans MedPrint, zł [S19]	198
Tabela 7.12. RZiS MedPrint, zł [S19].....	199
Tabela 7.13. Analiza pozioma MedPrint za lata 2019 – 2021	199
Tabela 7.14. Wskaźniki płynności MedPrint za lata 2019 – 2021	200
Tabela 7.15. Wskaźniki rentowności MedPrint za lata 2019 - 2021	200
Tabela 7.16. Wybrane wskaźniki płynności oraz rentowności badanych spółek za 2020r.	201
Tabela 8.1. Składniki macierzy sztywności materiału ortotropowego [115].....	206
Tabela 8.2. Walidacja wyników symulacji – naprężeń	209

STRESZCZENIE

Problematyka badań dotyczy analizy wytrzymałościowej materiałów i modeli wytworzonych przy użyciu technologii przyrostowych do zastosowań biomedycznych. Cel badań to oszacowanie właściwości mechanicznych elementów dla danej technologii druku 3D z uwzględnieniem orientacji ustawień na platformie roboczej oraz ocena wpływu parametrów technologicznych wydruku na wybrane wskaźniki właściwości mechanicznych. Cel dodatkowy badań to ocena wpływu geometrii badanych elementów i struktury geometrycznej powierzchni na wartości parametrów charakteryzujących właściwości mechaniczne. Cel użyteczny to zastosowanie wyników badań w obliczeniach inżynierskich i symulacjach komputerowych.

Przedmiotem badań były próbki o kształcie znormalizowanym oraz o wymiarach własnych, jak również elementy do zastosowań biomedycznych. W celu wykonania wirtualnych modeli 3D wykorzystano dwie metody: modelowanie CAD oraz inżynierię odwrotną (skan 3D, obrazowanie medyczne). W ramach pracy wytworzono następujące elementy do zastosowań biomedycznych: uchwyty hakowe robota medycznego, protezę palca oraz protezę ortopedyczną nadgarstka.

W procesie wytwarzania przyrostowego wykorzystano certyfikowane polimerowe materiały biokompatybilne, spełniające szereg wymagań norm europejskim w tym zakresie. Do wybranych technologii należą: PolyJet Matrix, Fused Deposition Modeling oraz Selective Laser Sintering.

Próbki oraz elementy do zastosowań biomedycznych zostały poddane badaniom dokładności wymiarowej, wytrzymałościowym i symulacyjnym MES (Metoda Elementów Skończonych). Analiza metrologiczna polegała na pomiarach geometrii oraz struktury geometrycznej powierzchni, a w zakresie badań wytrzymałościowych przeprowadzono statyczne próby rozciągania, ściskania i zginania wraz z badaniami tribologicznymi odporności materiałów na ścieranie, pomiarami twardości i zwilżalności powierzchni oraz badaniami właściwości reologicznych. Część badań wykonano w oparciu o metodykę eksperymentu planowanego (DOE), w tym celu przeprowadzono zdeterminowany dwupoziomowy plan z uwzględnieniem skutków interakcji 2^3 oraz zaimplementowano metodę Taguchi. Łącznie zbadano ponad 1000 próbek znormalizowanych. Badania symulacyjne MES dotyczyły problematyki definiowania materiału o właściwościach anizotropowych.

Podejmowane badania interdyscyplinarne (związane zarówno z medycyną jak i mechaniką) pozwoliły na zwiększenie wiedzy z dziedziny modeli biomedycznych. Wnioski sformułowane na podstawie uzyskanych wyników ułatwią pracę zespołom medycznym oraz firmom zajmującym się wykonywaniem prototypów metodami przyrostowymi.

ABSTRACT

The research concerns the strength analysis of materials and models produced using additive technology for biomedical applications. The aim of the research is to estimate the mechanical properties of elements for a given 3D printing technology, taking into account the orientation of settings on the working platform, and to assess the influence of technological parameters of the print on selected indicators of mechanical properties. The secondary objective of the research is to assess the influence of the geometry of the tested elements and the geometric structure of the surface on the values of parameters characterising mechanical properties. The utilitarian objective is the application of the research results in engineering calculations and computer simulations.

Samples with standardised shapes and custom dimensions, as well as components for biomedical applications, were the subjects of the study. Two methods were used to produce virtual 3D models: CAD modelling and reverse engineering (3D scanning, medical imaging). The work produced the following components for biomedical applications: medical robotic hooks, a finger prosthesis and an orthopaedic wrist prosthesis.

The additive manufacturing process uses certified biocompatible polymeric materials that meet a number of European standard requirements in this area. Selected technologies include: PolyJet Matrix, Fused Deposition Modelling and Selective Laser Sintering.

Samples and components for biomedical applications were subjected to dimensional accuracy tests, strength tests, and FEM (Finite Element Method) simulations. The metrological analysis included measurements of geometry and surface geometric structure. In terms of strength tests, static tensile, compression, and bending tests were conducted, along with tribological tests to assess the materials' abrasion resistance, as well as measurements of surface hardness and wettability, and tests of rheological properties. Part of the research followed the methodology of a Design of Experiments (DOE) approach, using a two-level factorial design with interaction effects (2^3) and the Taguchi method. In total, more than 1,000 standardized samples were analysed. FEM simulations focused on defining a material with anisotropic properties.

The interdisciplinary research undertaken (related to both medicine and mechanics) has increased knowledge in the field of biomedical models. Conclusions based on the results will facilitate the work of medical teams and companies involved in additive prototyping.