

8. Porównanie metod przyrostowych i ubytkowych wytwarzania uzupełnień protetycznych układu stomatognatycznego

Lech B. Dobrzański

Centrum Projektowo-Badawczo- Produkcyjne Inżynierii Medycznej i Stomatologicznej
ASKLEPIOS

ul. Jana III Sobieskiego 12/1

44-100 Gliwice

Adres korespondencyjny e-mail: dobrzanski@centrumasklepios.pl

Spis treści

8.1. Współczesne uwarunkowania leczenia protetycznego układu stomatognatycznego.....	435
8.2. Opis technologii przyrostowej i ubytkowej wytwarzania wybranych materiałów litych i wytworzonych z nich stomatologicznych uzupełnień protetycznych oraz metodyka badań.....	441
8.3. Porównanie wyników badań struktury badanych materiałów inżynierskich elementów wytworzonych technologiami przyrostową i ubytkową.....	462
8.4. Porównanie wyników badań własności wytrzymałościowych badanych materiałów inżynierskich elementów wytworzonych technologiami przyrostową i ubytkową.....	470
8.5. Porównanie wyników badań wytrzymałościowych mostów stomatologicznych wytwarzanych z badanych materiałów technologiami przyrostową i ubytkową.....	480
8.6. Ogólne zalecenia dotyczące celowości stosowania metod przyrostowych wytwarzania uzupełnień protetycznych układu stomatognatycznego w porównaniu z metodami ubytkowymi.....	487
8.7. Literatura do artykułu 8.....	491

8.1. Współczesne uwarunkowania leczenia protetycznego układu stomatognatycznego

Układ stomatognatyczny, a zwłaszcza uzębienie nadal podlega licznym procesom chorobowym, a zwłaszcza próchnicy rozpowszechnionej w wielu krajach, a praktycznie na całym globie [1-4]. Choroba ta ma szeroki zasięg społeczny i stanowi poważny problem medyczny, nie tylko ze względu na miejscowe schorzenia w jamie ustnej, ale również ze względu na duże ryzyko powikłań ogólnoustrojowych wynikających z chorób miazgi. Przez długi okres, jako dominujący sposób postępowania, przyjmowano w takich przypadkach ekstrakcję chorych zębów. Przyczyny braków zębowych mogą być jednak również nie tylko nabyte, ale również wrodzone, np. z powodu braków zawiązków zębowych. Tego typu patologia u młodych osób może doprowadzić do powstania wady zgryzu, a w konsekwencji tego do nieprawidłowej wymowy oraz powikłań w funkcjonowaniu stawu skroniowo-żuchwowego. Wtórne braki zębowe częściej występujące u osób w wieku dojrzałym, są najczęściej następstwem próchnicy zębów, zwłaszcza w sytuacji gdy w porę zaniedbano prawidłowego leczenia, błędów i złamania zębów w leczeniu dentystrycznym, nowotworów oraz urazów [5]. W wielu sytuacjach klinicznych, w których poprzednio wykonywano ekstrakcję zęba, z powodzeniem stosuje się obecnie leczenie endodontyczne, któremu podlegają zapalenia nieodwracalne i martwica miazgi. Ubytki zębów i to pojedynczych aż do całkowitego bezzębia są niestety nieuniknione i nadal często występują, na co wpływa m.in. poziom kultury ogólnej społeczeństwa, sytuacja ekonomiczna, a także wieloletnie zaniedbania, w tym także systemowe w zakresie organizacji służby zdrowia [6-10]. Ząb na skutek leczenia zachowawczego lub endodontycznego często wymaga odbudowy protetycznej, wobec znacznej utraty twardych tkanek i ograniczeń materiałów kompozytowych do bezpośredniej odbudowy w jamie ustnej. Nieodzowna staje się zatem protetyka układu stomatognatycznego, która dotyczy zastępowania braków miękkich lub twardych tkanek jamy ustnej i otaczających okolic sztucznymi urządzeniami przez odbudowę zębów naturalnych i/lub przez stomatologiczne uzupełnienia protetyczne sztucznymi substancjami brakujących zębów i przyległych tkanek w obrębie jamy ustnej i utrzymanie czynności tego układu, a także poprawą komfortu, wyglądu i zdrowia pacjenta. Przyjęło się uważać [11], że stomatologicznymi uzupełnieniami protetycznymi są ogólnie określane wszelkie urządzenia służące odbudowie protetycznej, a także te które są umocowane na stałe w wyniku leczenia protetycznego, tak że nie można ich usunąć z jamy ustnej, jak np. korony,

wkłady i nakłady koronowe oraz mosty, zwane także niekiedy stałymi uzupełnieniami stomatologicznymi, w odróżnieniu od protez stomatologicznych, niekiedy określanych także ruchomymi uzupełnieniami stomatologicznymi, jak np. protezy akrylanowe, nylonowe, acetalowe lub szkieletowe, które są ruchome i mogą być wyjmowane z jamy ustnej, wobec tego że nie stanowią jedności biologicznej z organizmem żywym. Niektóre stomatologiczne uzupełnienia protetyczne mogą być hybrydowymi (kombinowanymi), jeżeli protezy ruchome połączone są z uzupełnieniami stałymi za pomocą zasuw, zatrzasków, rygli, lub koron teleskopowych, jak w przypadku protez szkieletowych z elementami precyzyjnymi. Leczeniu protetycznemu poddawane są także zęby z żywą miazgą w przypadku starcia zębów i konieczności podniesienia wysokości zwarcia, chęci poprawienia kosmetyki, bądź konieczności odtworzenia brakującego zęba lub zębów przy tworzeniu konstrukcji w postaci mostu protetycznego. Możliwość wykonania mostu protetycznego odtwarzającego braki zębowe jest ściśle związana z obecnością filarów protetycznych charakteryzujących się jakością i prawidłowym rozmieszczeniem. W każdym przypadku stomatologiczne uzupełnienia protetyczne są indywidualnie projektowane i wytwarzane dla konkretnego pacjenta, a mogą być mocowane albo na zdrowych lub przeleczonych endodontycznie zębach własnych lub na implantach zębowych. Nie ulega najmniejszej wątpliwości, że za strategię i jakość leczenia stomatologicznego odpowiada lekarz dentysta, niemniej jednak szeroka oferta obecnie dostępnych materiałów inżynierskich stosowanych w stomatologii, jak i mnogość opracowanych technologii, możliwych do wykorzystania do celów wytworzenia uzupełnień protetycznych, wymagają ścisłej współpracy z inżynierem stomatologicznym, dysponującym szeroką i interdyscyplinarną inżynierską wiedzą z zakresu zasad konstrukcji, technologii i nauki o materiałach oraz metod komputerowego wspomaganie prac inżynierskich oraz stomatologicznych.

Bardzo zróżnicowane warunki połączenia sztucznie wytworzonych uzupełnień protetycznych i implantów z naturalnymi tkankami organizmu m.in. w jamie ustnej, stawiają szczególne wymagania materiałom inżynierskim stosowanym na uzupełnienia protetyczne i implanty, i to nie tylko ze względu na szczególne warunki użytkowania różnych uzupełnień protetycznych i implantologicznych, lecz także w związku ze zróżnicowanymi uwarunkowaniami ekonomicznymi i technologicznymi oraz różną dostępnością i zróżnicowanym poziomem metod klinicznych, a także ze względu na ważne względy estetyczne. Przyjęte założenia wymagają szczególnego zainteresowania wybranymi materiałami inżynierskimi, które znalazły zastosowanie w inżynierii stomatologicznej, do których należą głównie

odlewnicze stopy kobaltu, tytan i jego stopy oraz ceramika na osnowie tlenku cyrkonu [12-23]. Dokładność wymiarowa i estetyka, biokompatybilność oraz wytrzymałość stomatologicznych uzupełnień protetycznych wymagają ustawicznego rozwoju technologii wytwarzania uzupełnień protetycznych, dokonującego się wraz z rozwojem materiałów inżynierskich, które znajdują obecnie zastosowanie w protetyce stomatologicznej. Podstawową metodą wytwarzania uzupełnień protetycznych stałych, w wielu przypadkach nadal stosowaną, jest odlewanie stopów metali, następnie wymagające obróbki mechanicznej, m.in. w celu usunięcia elementów układu wlewowego oraz zapewnienia wymaganej chropowatości powierzchni oraz dokładności wymiarowej. Oprócz stałych uzupełnień protetycznych tradycyjnie wykonywanych na podbudowie metalowej, wprowadzono nowe technologie, związane z wprowadzeniem materiałów ceramicznych, w tym tzw. systemów pełnoceramicznych wytwarzanych z tlenku cyrkonu i tlenku aluminium. W okresie ostatniego dziesięciolecia coraz większego znaczenia w inżynierii stomatologicznej nabrały techniki komputerowego wspomaganie projektowania/wytwarzania CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) [24-30], umożliwiające poprawę dokładności wymiarowej wytwarzanych uzupełnień protetycznych. Techniki CAD/CAM w inżynierii stomatologicznej znajdują zastosowanie w technologiach ubytkowych, kształtowania plastycznego, obróbki przyrostowej oraz w technologiach specjalnych i to zarówno obróbki metali, jak i ceramiki. Coraz powszechniej stosowane jest wytwarzanie podbudów metalowych poprzez frezowanie stopów chromowo-kobaltowych, stopów tytanu, a także prefabrykatów ceramiki, w tym tlenków cyrkonu i aluminium, a także z poli(metakrylanu metylu) PMMA oraz wosku.

Komputerowe wspomaganie projektowania CAD umożliwia m.in. wykonanie cyfrowego modelu protetycznego poprzez skanowanie z użyciem skanera wewnątrzustnego, a także zindywidualizowanie projektowania i wytwarzania każdego uzupełnienia protetycznego pod ciągłym nadzorem lekarza prowadzącego leczenie. Znakomite możliwości stwarza w tym zakresie zastosowanie tomografu wiązki stożkowej CBCT dziś często stosowanego w gabinetach stomatologicznych, jako podstawowego narzędzia diagnostycznego w przypadku kompleksowego leczenia stomatologicznego, w tym przede wszystkim implantologicznego, protetycznego i endodontycznego. Powszechność stosowania tomografii wiązki stożkowej CBCT (Cone Beam Computed Tomography) daje także możliwości wykorzystania pozyskanych informacji o stanie tkanek pacjenta w planowaniu i wykonaniu leczenia implantoprotetycznego [26, 31]. Szczególnie istotną korzyścią jest takie zaplanowanie wprowadzenia

implantów, aby optymalnie wykorzystać dostępną bazę kostną przy jednoczesnym ustawieniu implantów w taki sposób, aby ich umiejscowienie umożliwiło wykonanie w pełni kosmetycznej odbudowy protetycznej. W tym kontekście niezwykle ważnym jest umiejscowienie implantów tak aby łączniki implantologiczne znajdowały się w świetle korony protetycznej, a nie w przestrzeniach międzyzębowych, co zwiększa zagrożenie występowania powikłań w obszarze przyzębia oraz obniżoną estetykę. Należy zatem zastosować autorsko wprowadzony szablon implantologiczny [32], który odwzoruje zaplanowany kształt zębów jednocześnie umożliwiając lekarzowi implantologowi wprowadzenie implantów w ściśle zaplanowanym miejscu. Autorsko opracowana procedura wymaga ścisłej współpracy lekarza implantologa z inżynierem stomatologicznym, w celu ustalenia obszarów do implantacji, wykonania trójwymiarowego modelu bazy kostnej na podstawie wykonanego tomogramu oraz jej połączenia z trójwymiarowym modelem uzębienia i tkanek miękkich w jamie ustnej przygotowanym na podstawie wycisku z masy wyciskowej lub skanu trójwymiarowego bezpośrednio z jamy ustnej. Tak wykonane czynności są podstawą wykonania projektu uzupełnienia protetycznego i zaplanowania umiejscowienia implantów, a na tej podstawie zaplanowania otworów technologicznych dla prowadzenia wiertła-pilota do kości w oparciu o konkretny system implantologiczny i w końcu wykonania ostatecznego projektu, a następnie szablonu implantologicznego metodą przyrostową druku 3D lub przez obróbkę ubytkową z wykorzystaniem technologii CAD/CAM. Z powodów technologicznych, szablon można wykonać z PMMA, w którym tunele pilotażowe są pokryte dedykowaną do wybranego systemu implantacyjnego tuleją stalową, lecz korzystniej wytworzyć go z większą dokładnością z tlenku cyrkonu, jako monobloku o minimalnym zagrożeniu zanieczyszczenia otworu implantacyjnego wiórami wytworzonymi w wyniku przypadkowego dotknięcia wiertła do ścianek szablonu implantologicznego. Przedstawione podejście stanowi radykalny zwrot zarówno w procedurach klinicznych jak i w sposobie technicznego przygotowania implantacji z wykorzystaniem metod CAD/CAM. Analogicznie można postępować w przypadku zaprojektowania modelu innych uzupełnień protetycznych.

Po zaprojektowaniu kształtu i określeniu rodzaju materiału, np. stopów Co-Cr lub Ti6Al4V z jakiego uzupełnienie protetyczne ma być wykonane następuje obróbka ubytkowa na frezarce numerycznej CNC krążka wybranego materiału, a w przypadku uzupełnień protetycznych ceramicznych dodatkowo nakładanie farb koloryzujących i następne spiekanie w piecach oporowych lub mikrofalowych i dopiero wówczas nakładanie powierzchniowe warstw ceramiki

licującej [26, 31]. Szerokim obszarem wykorzystania technologii komputerowego wspomagania projektowania/wytwarzania CAD/CAM, w tym obszarze są przyrostowe technologie wytwarzania, polegające na łączeniu ze sobą warstwa po warstwie poszczególnych warstw metali i stopów, ceramiki i materiałów polimerowych, które mogą być przygotowane odpowiednio w postaci proszku lub cieczy, a także w formie zwiniętej roli materiału lub cienkich włókien. Wyjątkową przydatność technologii przyrostowych wytwarzania materiałów litych i mikroporowatych w medycynie i stomatologii potwierdzono przez porównanie ich z technologiami metalurgii proszków, odlewniczych, wytwarzania pian metalicznych. Spośród najczęściej stosowanych w przemyśle technologii przyrostowych, w protetyce stomatologicznej zastosowanie znalazły tylko nieliczne, spośród których największe możliwości daje selektywne spiekanie/stapianie laserowe (SLS/SLM) [33-43].

Praktyka inżynierii stomatologicznej naraża liczne problemy związane z wyborem najodpowiedniejszego materiału oraz technologii wytworzenia stomatologicznego uzupełnienia protetycznego przez lekarza dentystę prowadzącego leczenie. Jedną z ważnych przyczyn jest brak możliwości bezpośredniego porównania własności i struktury analogicznych uzupełnień protetycznych, lecz wytworzonych z wykorzystaniem różnych technologii oraz z różnych alternatywnych materiałów inżynierskich, zaakceptowanych do zastosowań medycznych, a zwłaszcza stomatologicznych i to w porównaniu do najczęściej dotychczas stosowanych uzupełnień. Konieczna jest również weryfikacja doświadczalna obliczeń inżynierskich wykonywanych w zastosowaniu do zagadnień stomatologicznych z powodzeniem od lat z użyciem metody elementów skończonych MES [44-69], jako narzędzia do symulacji obliczeniowej różnych uzupełnień protetycznych, np. mostów, która może być pomocna dla predykcji ich zachowań w warunkach aplikacyjnych.

Wskazane aspekty oceny literaturowej wskazują na współczesne uwarunkowania leczenia protetycznego układu stomatognatycznego, jego chorób i metod leczenia spowodowanych nimi ubytków uzębienia oraz materiałów i technologii stosowanych w protetyce stomatologicznej, a nade wszystko wykonanych eksperymentalnych badań porównawczych wybranych materiałów inżynierskich ze wskazaniem do klinicznego stosowania na stałe stomatologiczne uzupełnienia protetyczne wytwarzane w technologii CAD/CAM.

W niniejszym artykule przedstawiono wyniki badań porównawczych struktury i własności wybranych materiałów inżynierskich stosowanych na stomatologiczne uzupełnienia protetyczne wytworzone alternatywnie metodą ubytkową poprzez frezowanie na frezarkach

sterowanych numerycznie CNC oraz metodą przyrostową selektywnego spiekania laserowego SLS elementów litych i porowatych z wykorzystaniem technik CAD/CAM komputerowego wspomaganie projektowania i wytwarzania oraz opracowanie oryginalnej technologii wytwarzania elementów stosowanych w protetyce stomatologicznej wytwarzanych z proszków tytanu oraz stopu Ti6Al4V metodą selektywnego spiekania laserowego.

8.2. Opis technologii przyrostowej i ubytkowej wytwarzania wybranych materiałów litych i wytworzonych z nich stomatologicznych uzupełnień protetycznych oraz metodyka badań

Zagadnienia dotyczące mikroszkieletowych i porowatych materiałów inżynierskich, możliwych do zastosowania w protezyce stomatologicznej oraz technologii wytwarzania uzupełnień protetycznych szeroko zaprezentowano w artykule 4. niniejszej publikacji. W niniejszym artykule przedstawiono z kolei opis technologii przyrostowej wybranych materiałów litych i wytworzonych z nich stomatologicznych uzupełnień protetycznych oraz porównywanej z nimi technologii ubytkowej zastosowanej do tych samych materiałów i stomatologicznych uzupełnień protetycznych. Praktyka inżynierii stomatologicznej naraża liczne problemy związane z wyborem najodpowiedniejszego materiału oraz technologii wytworzenia protezy stomatologicznej przez lekarza dentystę prowadzącego leczenie. Jedną z ważnych przyczyn są informacje rozpowszechniane przez różnych producentów poszczególnych materiałów, które z uwagi na marketingowe przesłanki bywają nieobiektywne, a także swoista moda dotycząca np. aspektów estetycznych stosowanych uzupełnień protetycznych i to zarówno wśród pacjentów, jak i lekarzy dentystów, co może prowadzić do preferencji aplikacyjnych materiałów, które nie spełniają w całości innych ważnych kryteriów np. dotyczących własności mechanicznych stosowanych materiałów. Lekarz prowadzący leczenie, a nawet przeciętne laboratorium inżynierii stomatologicznej nie dysponuje możliwością bezpośredniego porównania własności i struktury uzupełnień protetycznych wytworzonych z wykorzystaniem różnych technologii oraz z różnych alternatywnych materiałów inżynierskich. Konieczne są badania naukowe, które mogą rozstrzygnąć piętrzące się wątpliwości i sporządzić uogólniony ranking własności uzupełnień protetycznych wytworzonych różnymi technologiami z różnych materiałów. Dokonane studia literaturowe, jak również wieloletnia własna praktyka inżynierska Autora związana z prowadzeniem gabinetu lekarskiego i pracowni inżynierii stomatologicznej wskazują, że na równi z doświadczeniem klinicznym lekarza dentysty prowadzącego leczenie chorób układu stomatognatycznego, o sukcesie tych działań decyduje również rezultat aktywności inżyniera stomatologicznego, polegający na właściwym wykonaniu uzupełnień protetycznych i implantów, zależnym od doboru najodpowiedniejszego materiału inżynierskiego i należytej technologii ich wytwarzania, odpowiednio zapewniających wymagane biokompatybilność, własności mechaniczne i odporność na korozję, a także wysoką dokładność wykonania

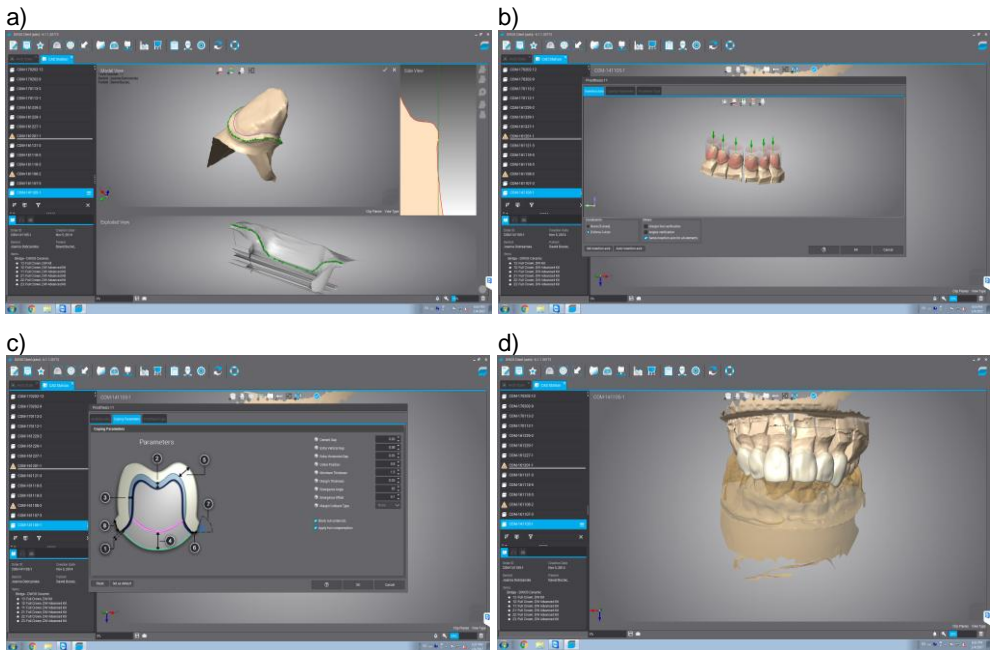
i wymagania estetyczne. Wśród zasadniczych zagadnień stojących u podstaw opisywanych tu badań stały pytania, czy w każdym przypadku istnieją możliwości zastosowania uzupełnień protetycznych wykonanych na podbudowie z tlenku cyrkonu gwarantującego obecnie najlepsze efekty estetyczne wśród uzupełnień protetycznych i wyjaśnienie czy możliwe jest stosowanie podbudowy z tlenku cyrkonu w odcinkach bocznych oraz w odbudowach okrężnych wraz z poznaniem ograniczeń stosowania tego materiału. Kolejnym zagadnieniem praktycznym jest opracowanie metodologii stosowania tytanu i jego stopów w porównaniu ze stopami Co-Cr typu Vitalium na odbudowy implantoprotetyczne, tak aby zagwarantować jak najmniejszą masę całkowicie wytworzonego uzupełnienia protetycznego, przy zapewnieniu wymagań estetycznych oraz maksymalnie możliwych własności wytrzymałościowych. W razie wytwarzania podbudów metalowych konieczne jest zapewnienie przestrzeni na porcelanę licującą m.in. w przestrzeniach międzyzębowych na łącznikach pomiędzy koronami i przęsłami mostów, ale także na powierzchni przedsionkowej, tak aby ciemna barwa podbudowy nie wpływała na kolor gotowej ceramiki licującej. Znając wady i ograniczenia technologii odlewniczych i technologii ubytkowych, takich jak frezowanie CNC (Computerized Numerical Control) stosowanych obecnie w laboratoriach inżynierii stomatologicznej, postanowiono porównać wybrane najnowocześniejsze techniki wytwórcze stosowane obecnie w inżynierii stomatologicznej, w tym całkowicie innowacyjne techniki przyrostowe, które ze względu na wysoką cenę wdrożenia, lecz przy bardzo niskiej cenie wytworzenia pojedynczego punktu protetycznego, są jeszcze rzadko stosowane w praktyce. Ze względu na to, że najczęściej stosowane w praktyce stomatologicznej i przez to najczęściej opisywane w literaturze są stopy Co-Cr, one posłużyły w niniejszym artykule jako punkt odniesienia wykonanych prac do już opisanych w literaturze. Praktykom, zwłaszcza lekarzom denty stomom pozwoli to na łatwe przeniesienie wyników przedstawionych w niniejszym artykule do codziennych zastosowań i uwzględnienie tych wyników przy projektowaniu rozległości uzupełnień protetycznych i ich kosztorysowaniu. Zagadnienie jest niezwykle złożone i wymaga wielokryterialnej optymalizacji, której we własnym zakresie nie jest w stanie dokonać żadne laboratorium protetyczne. Zagadnienie wymaga zatem metodycznie zaplanowanych badań naukowych, które mogą wskazać praktykom terapeutom i współpracującym z nimi pracownikom protetycznym przewagi niektórych rozwiązań materiałowych i technologicznych, nad powszechnie dotychczas stosowanymi, co z pewnością będzie wywierało zasadniczy wpływ na efekty i trwałość leczenia

stomatologicznego oraz zadowolenie, komfort i polepszenie stanu zdrowia pacjentów. Wskazane aspekty stanowiły przesłanki do zakreszenia tematyki objętej niniejszym artykułem, prezentującym wyniki pracy [32] po dokonaniu obszernej analizy literaturowej, dotyczącej stanu badań układu stomatognatycznego, jego chorób i metod leczenia ubytków uzębienia oraz materiałów i technologii stosowanych w protetyce stomatologicznej, które przedstawiono w artykule 3. niniejszej publikacji. Koncepcja prezentowana w niniejszym artykule jest zawarta w szerszym nurcie prac wykonywanych w ostatnich latach [26, 27, 33, 34, 70-82], w których Autor aktywnie uczestniczy, dotyczących głównie możliwości wytwarzania tytanowych elementów technologią przyrostową, zarówno litych, jak i porowatych, z zamiarem aplikacji w stomatologii i w medycynie rekonstrukcyjnej.

Założenia prezentowane w niniejszym artykule skupiły zainteresowanie nad wybranymi materiałami inżynierskimi, które znalazły zastosowanie w inżynierii stomatologicznej, do których należą głównie odlewnicze stopy kobaltu, tytan i jego stopy oraz ceramika na osnowie tlenku cyrkonu. W niniejszym artykule przedstawiono wyniki wykonanych badań porównawczych struktury i własności wymienionych materiałów inżynierskich stosowanych na protezy stomatologiczne wytworzone alternatywnie metodą ubytkową poprzez frezowanie na frezarkach sterowanych numerycznie CNC oraz metodą przyrostową selektywnego spiekania laserowego SLS (Selective Laser Sintering) elementów litych i porowatych z wykorzystaniem technik komputerowego wspomaganie projektowania i wytwarzania CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) oraz przedstawiono opracowaną oryginalną technologię wytwarzania elementów stosowanych w protetyce stomatologicznej wytwarzanych z proszków tytanu oraz stopu Ti6Al4V metodą selektywnego spiekania laserowego. Wykonano eksperymentalne badania porównawcze wybranych materiałów inżynierskich ze wskazaniem do klinicznego stosowania na stomatologiczne protezy stałe wytwarzane w technologii CAD/CAM. Dokonano również bezpośredniego porównania własności i struktury analogicznych uzupełnień protetycznych, lecz wytworzonych z wykorzystaniem różnych wymienionych już technologii oraz z różnych alternatywnych też wymienionych już materiałów inżynierskich, w porównaniu do najczęściej dotychczas stosowanych uzupełnień ze stopu Co-Cr wytworzonych poprzez frezowanie z krążków litych. W celu opracowania rankingu stosowanych materiałów i technologii, analogiczne elementy wytworzono poprzez frezowanie z krążków litych z ceramiki ZrO₂ i następnie spiekanie, który to materiał i jego technologia są powszechnie

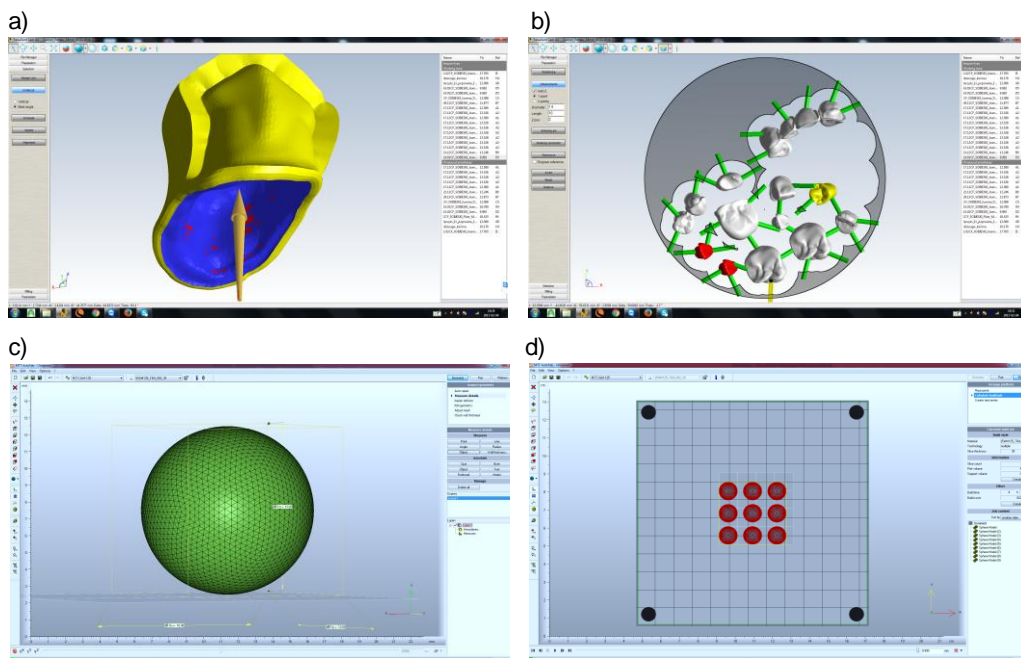
uważane przez lekarzy dentystów za najbardziej awangardowe rozwiązanie. Wytworzono elementy z tytanu i stopu Ti6Al4V metodą ubytkową poprzez frezowanie z krążków litych, z których to materiałów wytworzono analogiczne elementy metodą przyrostową w procesie selektywnego spiekania laserowego SLS. Opracowano przy tym oryginalną technologię wytwarzania elementów stosowanych w protetyce stomatologicznej wytwarzanych z proszków tytanu oraz stopu Ti6Al4V metodą selektywnego spiekania laserowego.

Elementy wykorzystane do badań wytworzono zarówno metodą ubytkową poprzez frezowanie z krążków litych na frezarce sterowanej numerycznie CNC, jak i metodą przyrostową przez spiekanie proszku w procesie selektywnego spiekania laserowego SLS. Każdorazowo wytworzenie badanych elementów zostało poprzedzone projektowaniem z wykorzystaniem komputerowego wspomaganie projektowania CAD, a odpowiednie dane w formacie STL są przekazywane do realizacji komputerowo wspomaganego wytwarzania CAM w odpowiednim urządzeniu technologicznym.



Rysunek 8.1. Środowisko pracy oprogramowania DWOS: a) projektowanie obrzeża korony (tzw. margin line), b) projektowanie toru wprowadzenia uzupełnienia protetycznego na przykładzie 6 koron w odcinku przednim, c) ekran wyboru parametrów technologicznych korony, d) widok roboczy całego projektowanego uzupełnienia protetycznego w zwarciu dla kontroli warunków okluzyjnych

Elementy lite wykorzystane do badań wytworzone metodą ubytkową poprzez frezowanie z krążków litych przygotowano wykorzystując odpowiednio oprogramowanie Dental Wings Operation System (DWOS) komputerowego wspomaganie projektowania CAD firmy Dental Wings (rys. 8.1) oraz oprogramowanie 3D MARCARM ENGINEERING AutoFab (Software for Manufacturing Applications) w przypadku prostszych geometrycznie kształtów próbek do badań (rys. 8.2).



Rysunek 8.2. Środowisko pracy oprogramowania Mayka Dental: a) widok ustalania toru wprowadzenia narzędzia, b) ekran rozmieszczenia elementów do produkcji wraz z łącznikami; środowisko pracy oprogramowania AutoFab: c) model kuli o promieniu 5 mm podzielony na 333 warstwy o grubości 30 μm , d) przykładowa platforma robocza zawierająca trójwymiarowe modele kul

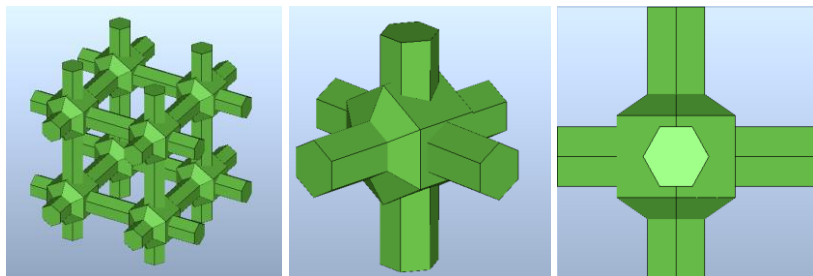
Oprogramowanie uwzględnia kompensację szerokości narzędzi stosowanych do frezowania, aby zapewnić największe możliwe odwzorowanie projektu w rzeczywistości. Tak zaprojektowane elementy zostały zweryfikowane przez oprogramowanie pod kątem spójności powierzchni i opracowane jako gotowy projekt w formacie STL (stereolithography). Następnie pliki projektu są implementowane do modułu komputerowego wspomaganie wytwarzania CAM Mayka Dental firmy PICASOFT. Moduł CAM pozwala na ułożenie przygotowanego

projekt na krążku materiału z uwzględnieniem optymalnej osi frezowania 3-osiowego oraz zapewnienia rozmieszczenia elementów frezowanych w sposób najmniej ingerujący w projekt i określenie optymalnej osi frezowania dokładnościowego 5-osiowego tak aby optymalnie wykorzystać możliwości maszyny frezującej. Tak przygotowany projekt zostaje przetworzony na język maszynowy, a uzyskany plik zostaje przeniesiony do oprogramowania maszyny frezującej.

Kolejną grupę badanych elementów wytwarzano technologią przyrostową selektywnego spiekania laserowego, poprzez wirtualne projektowanie danego elementu, w celu opracowania trójwymiarowego modelu CAD w formacie STL, przekazywanego do oprogramowania maszyny oraz następane wytwarzanie w rzeczywistości tak zaprojektowanego elementu warstwa po warstwie, aż do wytworzenia gotowego produktu. Do projektowania modeli wykorzystano oprogramowanie 3D MARCARM ENGINEERING AutoFab (Software for Manufacturing Applications) jako narzędzie komputerowego wspomaganie projektowania i wytwarzania CAD/CAM. Oprogramowanie to umożliwia dobór wymiarów modelu, jego cech konstrukcyjnych, rodzaju wypełnienia objętości modelu jako litego lub porowatego oraz doboru rozmiaru komórki jednostkowej budującej cały model. W wyniku projektowania uzyskuje się trójwymiarowy model uwzględniający strukturę warstwową. Powierzchnia modelowanych elementów w formacie STL dostosowanym do warunków wytwarzania techniką selektywnego spiekania laserowego SLS, jest prezentowana za pomocą siatki trójkątów, od wielkości których odwrotnie proporcjonalnie zależy dokładność odwzorowania powierzchni.

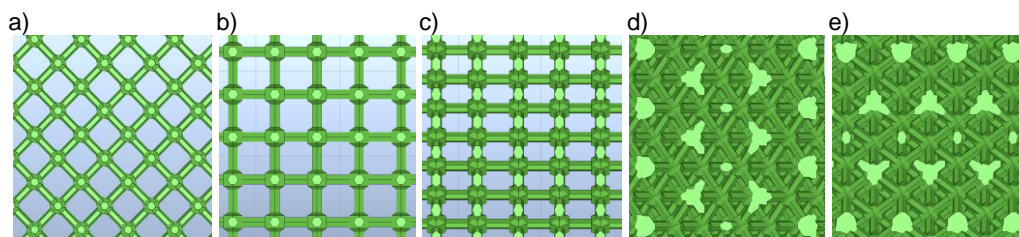
Każdorazowo należy zatem przyjąć rozmiar i strukturę modelu i dokonać podziału na warstwy o założonej grubości. Liczba warstw w modelu wirtualnym odpowiada rzeczywistości zaprojektowanej liczbie warstw proszku w trakcie rzeczywistego wykonywania danego elementu. Wykorzystano zbiór bazowych komórek jednostkowych "hexagon cross", którą wytypowano na podstawie analizy geometrycznej oraz w wyniku badań wstępnych spośród zestawu dostępnego w oprogramowaniu i przez ich powielenie zaprojektowano całe elementy zbudowane z węzłów oraz pojedynczych włókien sieci łączących poszczególne węzły szkieletu (rys. 8.3).

Na etapie wirtualnego projektowania elementów dobrano również warunki wytwarzania możliwe do osiągnięcia w systemie selektywnego spiekania laserowego, w tym grubość warstwy, moc lasera, średnicę wiązki lasera, szybkość skanowania, odległość pomiędzy kolejnymi ścieżkami przetopień. Doświadczalnie dobrano również przestrzenną orientację komórek



Rysunek 8.3. Bazowa komórka jednostkowa „hexagon cross”

jednostkowych pod kątem 45° względem osi x układu współrzędnych, ponieważ inne wstępnie analizowane orientacje, w tym pod kątem 0° , pod kątem 45° względem osi y , pod kątem 45° względem osi x oraz 45° względem osi y , pod kątem 45° względem osi y oraz 45° względem osi x , okazały się mniej korzystne ze względu na własności mechaniczne wytworzonych elementów (rys. 8.4).

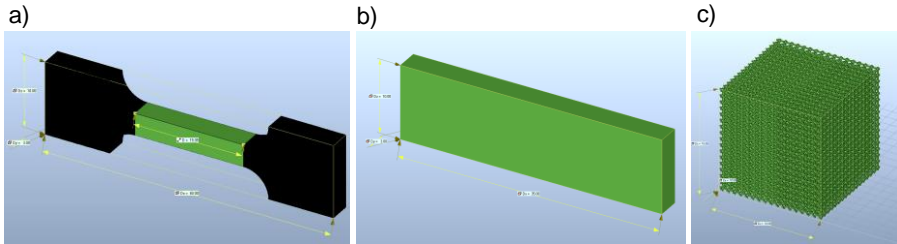


Rysunek 8.4. Obraz struktury modeli komputerowych przedstawiający ułożenie komórek jednostkowych w przestrzeni układu współrzędnych: a) pod kątem 45° względem osi y , b) pod kątem 0° względem początku układu współrzędnych, c) pod kątem 45° względem osi x , d) komórki jednostkowe ułożone pod kątem 45° względem osi x oraz 45° względem osi y , e) pod kątem 45° względem osi y oraz 45° względem osi x

Czas opracowywania modelu każdego z tych elementów przez oprogramowanie AutoFab przy respektowaniu podanych uprzednio uwarunkowań jest zależny od wielkości modelu i stopnia złożoności jego struktury. Po zaprojektowaniu modelu i uwzględnieniu dobranych warunków wytwarzania, następuje jego przekazanie do oprogramowania maszyny do selektywnego spiekania laserowego proszku.

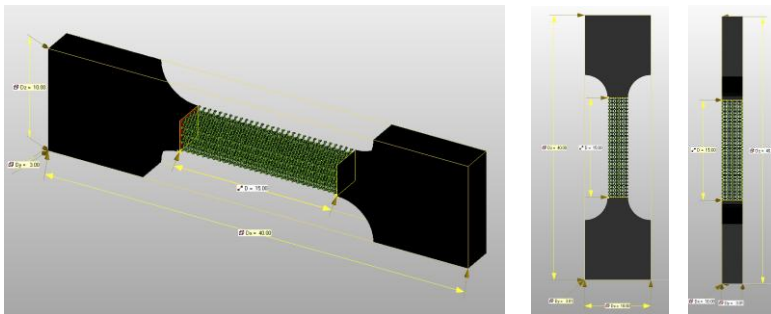
Do badań wytypowano specjalnie zaprojektowane mikropróbki do statycznych prób rozciągania, zginania i ściskania (rys. 8.5), szczegółowo opisane w artykule 4. niniejszej publikacji, wykonane ze wszystkich wytypowanych materiałów wytwarzanych z wykorzystaniem odpowiednio przyrostowej metody selektywnego spiekania laserowego z proszków

z indywidualnym projektowaniem i wytwarzaniem CAD/CAM oraz technologią ubytkową z wykorzystaniem technik CAD/CAM poprzez frezowanie na frezarkach sterowanych numerycznie CNC krążków litych.

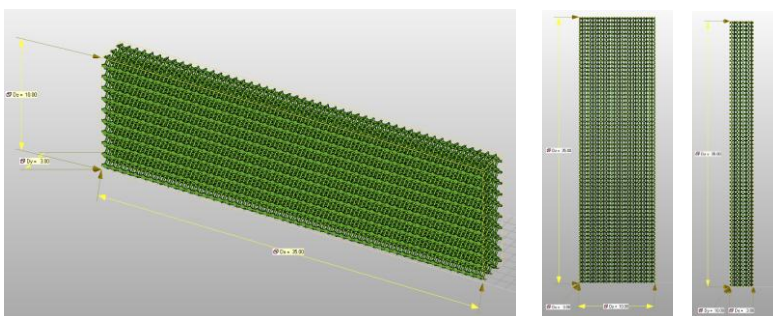


Rysunek 8.5. Obraz modelu komputerowego próbek litych do statycznej próby: a) rozciągania, b) trójpunktowego zginania, c) ściskania

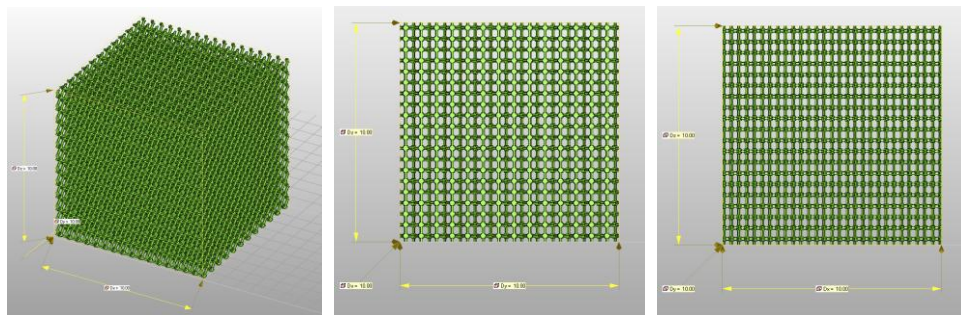
Przy uwzględnieniu podanych uprzednio warunków zaprojektowano także mikroprobki do badań wytrzymałości na rozciąganie, zginanie i ściskanie porowate o wielkości porów w zakresie 200-250 μm , o cechach geometrycznych przedstawionych na rysunkach 8.6-8.8.



Rysunek 8.6. Model komputerowy próbki porowatej do badań wytrzymałości na rozciąganie o wymiarach 40x10x3 mm (wymiary porowatej części pomiarowej 15x3x3 mm)



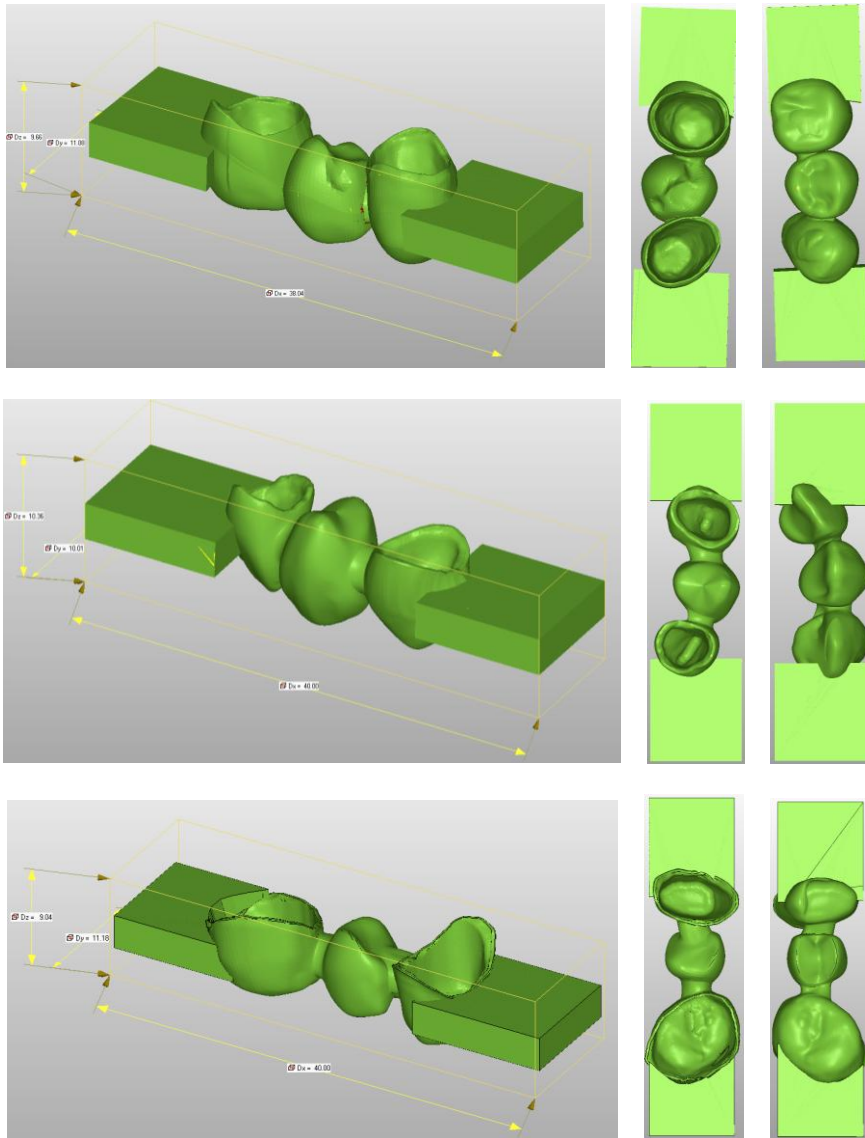
Rysunek 8.7. Model komputerowy próbki porowatej do badań wytrzymałości na zginanie metodą trójpunktowego zginania o wymiarach 35x10x3 mm



Rysunek 8.8. Model komputerowy próbki porowatej do badań wytrzymałości na ściskanie o wymiarach 10x10x10 mm

W celu wykonania badań wytrzymałości na zginanie opracowano modele wytypowanych trójpunktowych mostów protetycznych z 3 różnych odcinków łuku zębowego (rys. 8.9), w tym odcinków przedniego, przednio-skrzydłowego oraz skrzydłowego, które wykonano jako lite ze wszystkich badanych materiałów inżynierskich do badań wytrzymałości na zginanie metodą trójpunktowego zginania obydwoma analizowanymi technologiami, tj. zarówno metodą ubytkową poprzez frezowanie z krążków litych na frezarce sterowanej numerycznie CNC, jak i metodą przyrostową przez spiekanie proszku w procesie selektywnego spiekania laserowego SLS. Przygotowane próbki odpowiadają uzupełnieniom protetycznym zaprojektowanym we własnej praktyce klinicznej i laboratorium inżynierii stomatologicznej Autora dla konkretnych pacjentów i oddanym im do użytku. Uwzględniono cechy geometryczne, takie jak pasowność uzupełnienia protetycznego do filaru wynosząca 0,03 mm, szerokość obszaru stopnia, przestrzeń na cement protetyczny w obszarze zgryzowym wynosząca 0,1 mm, redukcja kształtu korony uwzględniająca przestrzeń na porcelanę wynoszącą 1,5 mm oraz minimalna grubość podbudowy zgodnie z zaleceniami producenta materiału wynosząca 0,3 mm dla podbudowy ze stopów Co-Cr, tytanu i jego stopów oraz 0,6 mm dla podbudowy z tlenku cyrkonu. Oprogramowanie uwzględnia także kompensację szerokości stosowanych do frezowania narzędzi.

Tak przygotowane mikropróbki i mosty zostały zweryfikowane przez oprogramowanie pod kątem spójności powierzchni i opracowane jako gotowy projekt w formacie STL (Stereolithography), przetworzone na język maszynowy odpowiednio frezarki CNC firmy Yenadent D43W lub maszyny AM 125 firmy RENISHAW do selektywnego spiekania laserowego proszku. Po zaprojektowaniu kształtu wytwarzanych elementów następuje obróbka ubytkowa



Rysunek 8.9. Model komputerowy mostów nr 1, 2 i 3 do badań wytrzymałości na zginanie metodą trójpunktowego zginania

tego elementu na frezarce numerycznej CNC z krążka wybranego materiału, a w przypadku protez ceramicznych dodatkowo spiekanie w piecu oporowym (tabl. 8.1). W przypadku obróbki przyrostowej, po zaprojektowaniu wytwarzanego elementu w analogiczny jak poprzednio sposób następuje łączenie ze sobą warstwa po warstwie poszczególnych warstw

metali i stopów w postaci proszku w procesie selektywnego spiekania laserowego SLS (tabl. 8.1).

Tablica 8.1. Schemat doboru materiałów inżynierskich i technologii wytwarzania badanych elementów

Frezowanie z krążka na frezarce CNC			← Technologia wytwarzania
Co-Cr	ZrO ₂	Ti6Al4V	← Lity materiał inżynierski
Spiekany lity materiał inżynierski →		Ti6Al4V	Ti
Spiekany porowaty materiał inżynierski →		Ti6Al4V	Ti
Technologia wytwarzania →		Selektywne spiekanie laserowe proszków	

Jako referencyjne przyjęto wyniki badań mikropróbek, jak i mostów protetycznych wytworzonych technologią ubytkową z wykorzystaniem technik CAD/CAM poprzez frezowanie na frezarkach sterowanych numerycznie CNC krążków litych ze stopu Co-Cr typu Vitalium, które są najczęściej stosowane w praktyce leczenia stomatologicznego m.in. dlatego, że są to stopy powszechnie stosowane w metodach odlewniczych. W celu opracowania rankingu stosowanych materiałów i technologii, analogiczne elementy wytworzono poprzez frezowanie z krążków litych z ceramiki ZrO₂ i następne spiekanie. Elementy z tytanu wykonano zarówno metodą ubytkową poprzez frezowanie z krążków litych, jak i metodą przyrostową przez spiekanie proszku w procesie selektywnego spiekania laserowego SLS. W celach porównawczych wytworzono też elementy z proszku Ti6Al4V metodą selektywnego spiekania laserowego SLS (tabl. 8.1). Jak wykazano w artykułach 2. oraz 3. niniejszej publikacji, potencjał technologii przyrostowych jest znacznie większy niż innych technologii, głównie ze względu na możliwości trójwymiarowego projektowania i związanej z tym kontroli struktury, rozmiarów i kształtu wytwarzanych materiałów oraz powtarzalności cech geometrycznych wytworzonych z nich elementów, a także w wyniku bezodpadowości oraz prostoty technologii, złożonej z dwóch jedynie głównych stadiów: projektowania i wytwarzania. Oprócz badań materiałów litych wykonano również w celach porównawczych badania elementów porowatych o wielkości porów w zakresie 200-250 μm wytwarzanych poprzez selektywne spiekanie laserowe SLS z proszków tytanu i stopu Ti6Al4V.

Materiały do frezowania zostały dostarczone w postaci krążków o średnicy 98,3 mm i wysokości 10 do 16 mm, których skład chemiczny zgodnie z atestami przekazanymi przez dostawców, przedstawiono w tabelicy 8.2.

Tablica 8.2. Skład chemiczny badanych materiałów wytworzonych metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków litych

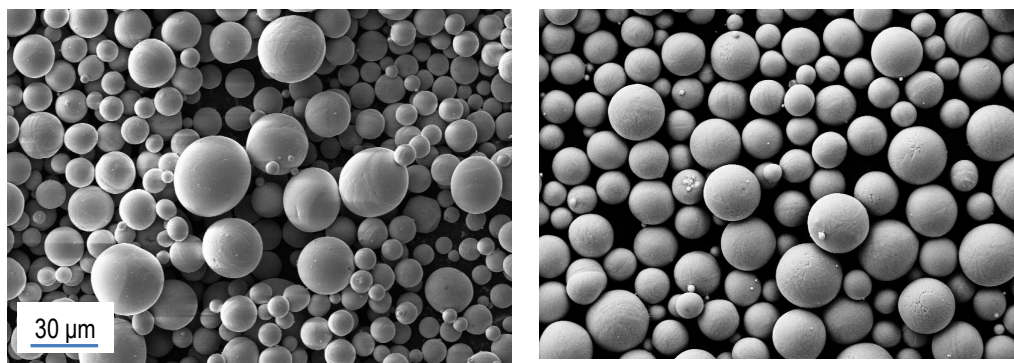
Material	Stężenie/udział masowe, %					
Ti grade 2	Ti	Inne N, C, H, Fe, O razem				
	>99,6	<0,4				
Ti6Al4V	Ti	Al	V	Inne N, C, H, Fe, O razem		
	89,4	6,2	4,0	≤1,0		
Co-Cr	Co	Cr	W	Mo	Si	Inne C, Fe, Mn, N razem
	59,0	25,0	9,5	3,5	1,0	<1,0
ZrO ₂	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃					w tym Y ₂ O ₃
	>99,0					4,5-6,0

Do selektywnego spiekania laserowego zastosowano odpowiednio dwa rodzaje proszków o kształcie sferycznym (rys. 8.10) i składzie przedstawionym w tabelicy 8.3, potwierdzonym również przez badania spektralne metodą EDS (Energy Dispersive Spectrometry) (rys. 8.11):

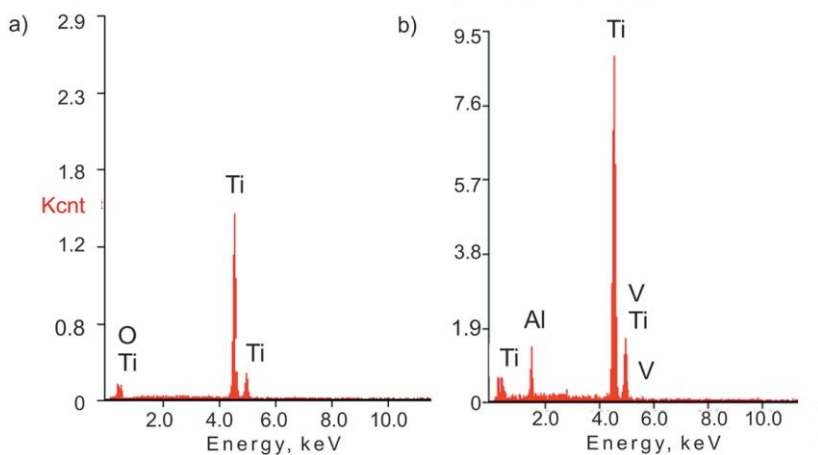
- proszek tytanowy o czystości Grade 4 i wielkości ziarna do 45 μm, obniżonym stężeniu tlenu do 0,14%, podczas gdy w proszkach tytanowych średnie stężenie tlenu wynosi ok. 0,5%, co ma na celu zapewnienie bezpieczeństwa procesu,
- proszek stopu Ti6Al4V o średnicy ziarn od 15 do 45 μm, na zastosowania medyczne.

Tablica 8.3. Skład chemiczny proszków wykorzystanych do selektywnego spiekania laserowego

Proszek	Stężenie masowe pierwiastków, %									
	Al	V	C	Fe	O	N	H	inne razem	inne każdy	Ti
Ti	–	–	0,01	0,03	0,14	0,01	0,004	<0,4	<0,01	reszta
Ti6Al4V	6,35	4,0	0,01	0,2	0,15	0,02	0,003	≤0,4	≤0,1	



Rysunek 8.10. Proszek a) Ti, b) stopu Ti6Al4V (SEM)



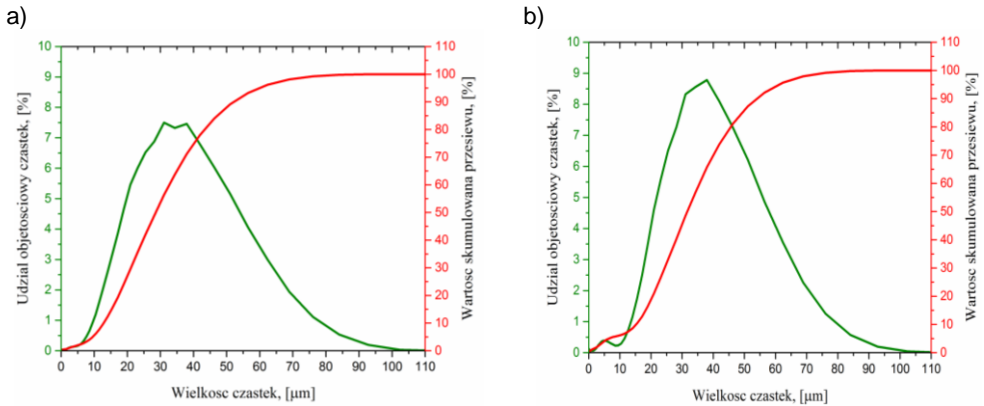
Rysunek 8.11. Wyniki badań metodą EDS proszku: a) tytanu, b) stopu Ti6Al4V

W tablicach 8.4-8.7 oraz na rysunku 8.12 scharakteryzowano własności przesiewowe proszków wykorzystanych do prac eksperymentalnych z:

- tytanu,
- stopu Ti6Al4V.

Dokonano w każdym przypadku oceny eksperymentalnej:

- klas przesiewu proszków,
- krzywej kumulacyjnej przesiewu,
- średniej wielkości cząstek.



Rysunek 8.12. Wyniki badań udziału objętościowego i wartości skumulowanej przesiewu w zależności od wielkości cząstek proszku: a) tytanu, b) stopu Ti6Al4V

Tablica 8.4. Klasy przesiewu proszku tytanu

Dolna klasa, μm	Średnia klasa, μm	Górna klasa, μm	Udział objętościowy cząstek, %	Wartość skumulowana przesiewu, %
25,49	26,82	28,16	6,88	48,87
28,16	29,63	31,10	7,50	56,36
31,10	32,72	34,35	7,33	63,69
34,35	36,14	37,94	7,46	71,15
37,94	39,92	41,90	6,79	77,94

Tablica 8.5. Klasy przesiewu proszku stopu Ti6Al4V

Dolna klasa, μm	Średnia klasa, μm	Górna klasa, μm	Udział objętościowy cząstek, %	Wartość skumulowana przesiewu, %
34,35	36,14	37,94	8,78	65,68
31,10	32,72	34,35	8,56	56,90
28,16	29,63	31,10	8,33	48,54
37,94	39,92	41,90	8,10	73,78
41,90	44,09	46,28	7,26	81,04

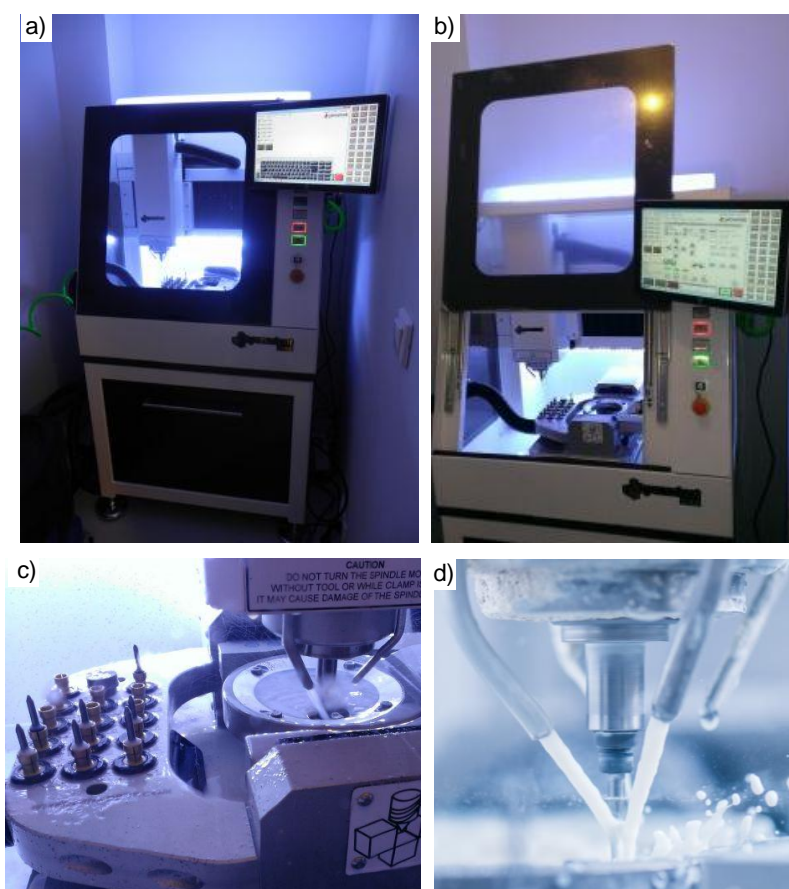
Tablica 8.6. Dane dotyczące krzywej kumulacyjnej przesiewu oraz średniej wielkości cząstek tytanu

Krzywa kumulacyjna przesiewu, %	Średnia wielkości cząstek, μm	Współczynnik zmienności CV, %
10	12,9	0,98
50	28,7	0,26
90	52,4	0,24

Tablica 8.7. Dane dotyczące krzywej kumulacyjnej przesiewu oraz średniej wielkości cząstek stopu Ti6Al4V

Krzywa kumulacyjna przesiewu, %	Średnia wielkości cząstek, μm	Współczynnik zmienności CV, %
10	16,6	10,9
50	32,5	2,2
90	54,9	1,3

Elementy lite wykorzystane do badań wytworzone metodą ubytkową frezowano z krążków litych na 5-osiowej frezarce sterowanej numerycznie CNC firmy Yenadent D43W (rys. 8.13 i tabl. 8.8).



Rysunek 8.13. Frezarka CNC firmy Yenadent D43W: a) widok ogólny, b) widok komory roboczej, c), d) proces frezowania próbek

Tablica 8.8. Ogólna charakterystyka frezarki CNC firmy Yenadent D43W

Charakterystyka pracy D43W	Zakres pracy urządzenia
Przestrzeń robocza	300x200x140 mm
System kontrolny	high speed YLS
Napęd w poszczególnych osiach	AC Servo
Moc wrzeciona	1 kW
Prędkość obrotowa wrzeciona	40 000 obr/min
Liczba bloków	1
Magazyn narzędzi	14 zasobników
Sensor długości narzędzi	standardowy dotykowy
Masa	320 kg
Wymiary zewnętrzne	80x67x155 cm

W przypadku selektywnego spiekania laserowego, uprzednio zaprojektowane elementy są wytwarzane w komorze próżniowej odpowiednio systemów SLM 250H firmy MTT Technologies Group oraz AM 125 firmy RENISHAW (rys. 8.14 i 8.15 oraz tabl. 8.9 i 8.10). W urządzeniach tych stosowany jest włóknowy laser YFL o materiale czynnym domieszko-
wanym iterbem i maksymalnej mocy odpowiednio 400 i 200 W. Bardzo istotne było ustalenie



Rysunek 8.14. Widok ogólny urządzenia do selektywnego spiekania laserowego proszków metali SLM 250H firmy MTT Technologies Group



Rysunek 8.15. Urządzenie do selektywnego spiekania laserowego proszków metali AM 125 firmy Renishaw; a) widok ogólny, b) widok komory roboczej

właściwych wartości mocy lasera w zakresie 75-400 W i średnicy plamki lasera w zakresie 30-150 μm , a także odległości pomiędzy plamkami lasera i odległości pomiędzy ścieżkami przetopień lasera równą lub mniejszą od średnicy plamki lasera w przypadku elementów litych, w odróżnieniu od wariantu gdy jest ona większą od średnicy plamki lasera, co decyduje o porowatości wytwarzanego elementu. Warunki te dobrano w wyniku badań wstępnych.

Tablica 8.9. Charakterystyka pracy urządzenia MTT SLM 250H

Charakterystyka pracy MTT SLM 250H	Zakres pracy urządzenia
Przestrzeń robocza	250x205x350 mm
Moc lasera	400 W z możliwością regulacji mocy
Długość fali	1070 nm (± 10 nm)
Częstotliwość modulacji	60 Hz
Średnica plamki lasera	70-300 μm
Środowisko pracy	atmosfera gazu ochronnego: argon
Regulacja grubości warstwy proszku	10-65 μm
Szybkość wytwarzania obiektu	5-20 cm^3/h
Porowatość	0,03-99,97%
Tolerancja wymiarowa	do 50 μm (x,y,z)
Chropowatość R_z	poziomo 56 μm , pionowo 72 μm
Czas ekspozycji proszku na działanie lasera	do 400 μs
Charakterystyka proszku	10-65 μm , proszki sferyczne i zatomizowane

Tablica 8.10. Charakterystyka pracy urządzenia AM 125

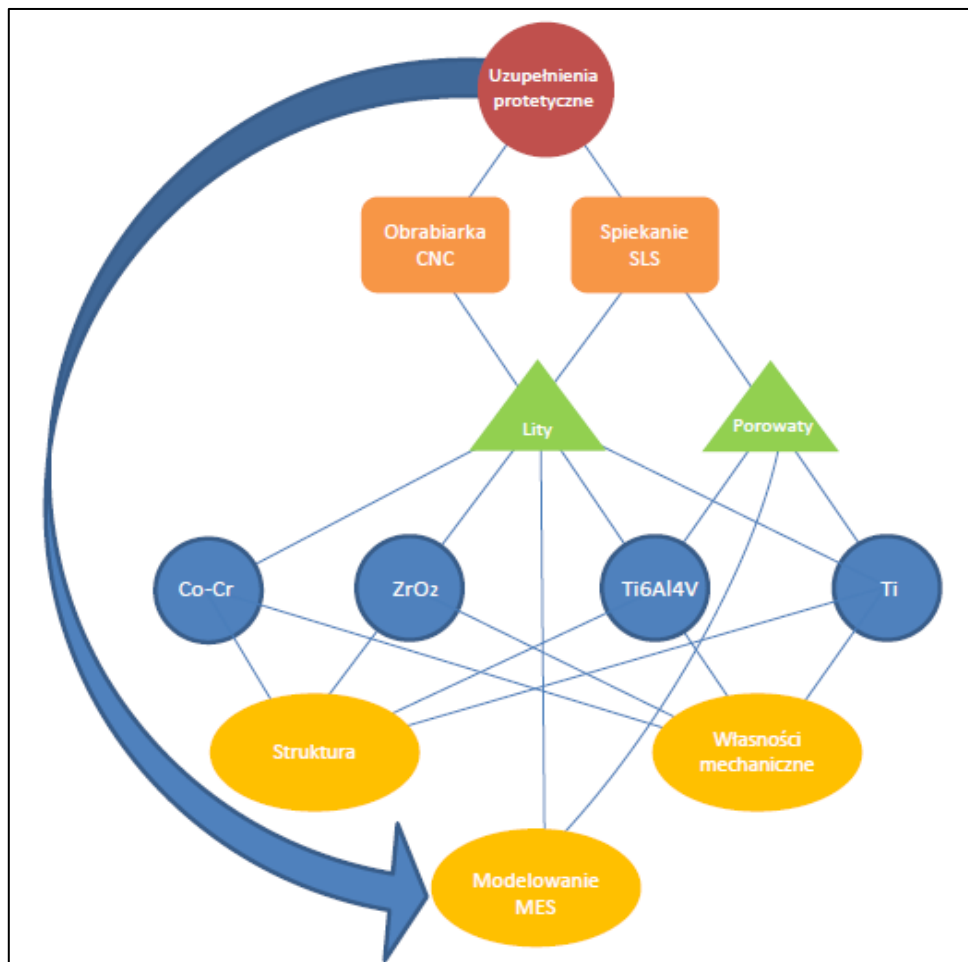
Charakterystyka pracy AM 125	Zakres pracy urządzenia
Przestrzeń robocza	125x125x125 mm
Moc lasera	200 W z możliwością regulacji mocy 10-100%
Długość fali	1070 nm (± 10 nm)
Częstotliwość modulacji	60 Hz
Średnica plamki lasera	35-200 μ m
Środowisko pracy	atmosfera gazu ochronnego: argon
Regulacja grubości warstwy proszku	20-50 μ m
Możliwość podgrzania stołu roboczego	do 200°C
Regulacja poziomu tlenu	od 10 ppm
Szybkość skanowania	do 2000 mm/s
Odległość pomiędzy ścieżkami przetopień	do 200 μ m
Czas ekspozycji proszku na działanie lasera	do 400 μ s
Szybkość wytwarzania	zależna od rodzaju proszku od 2-10 cm ³
Charakterystyka proszku	do 45 μ m, proszki sferyczne i zatomizowane

Sposób działania systemu AM 125 firmy Renishaw opisano szczegółowo w artykule 4. niniejszej publikacji. Schemat badań opisanych w niniejszym artykule przedstawiono na rysunku 8.16.

Elementy z badanych materiałów inżynierskich – stopu Co-Cr typu Vitalium, stopu Ti6Al4V i spiekanego materiału ceramicznego ZrO₂ typu Cercon wytwarzanych metodą ubytkową poprzez frezowanie na frezarkach sterowanych numerycznie CNC oraz tytanu i jego stopu Ti6Al4V wytwarzanych metodą przyrostową selektywnego spiekania laserowego SLS jako litych i porowatych z wykorzystaniem technik CAD/CAM komputerowego wspomaganie projektowania i wytwarzania, poddano następującym badaniom struktury i własności mechanicznych:

- struktury z wykorzystaniem mikroskopii świetlnej i skaningowej mikroskopii elektronowej,
- składu chemicznego z wykorzystaniem metody EDS,
- składu fazowego z wykorzystaniem dyfrakcji rentgenowskiej,
- własności wytrzymałościowych, poprzez badania wytrzymałości na zginanie, rozciąganie i ściskanie.

Dokonano również modelowania stanu naprężeń w wytworzonych elementach z wykorzystaniem metody elementów skończonych MES, lecz wyników tych prac nie przedstawiono w niniejszym artykule.



Rysunek 8.16. Schemat zrealizowanych badań

W przypadku materiałów inżynierskich wytwarzanych metodą ubytkową poprzez frezowanie na frezarkach sterowanych numerycznie CNC dokonano doświadczalnie doboru warunków technologicznych wytwarzania. Wymienione procesy technologiczne nie mają wpływu na jakiegokolwiek zmiany struktury, z wyjątkiem konieczności spiekania materiału ceramicznego ZrO_2 typu Cercon już po wyfrezowaniu, wobec czego dobór warunków wytwarzania nie wymaga weryfikacji eksperymentalnej oraz konfrontacji zmian strukturalnych

z uzyskiwanymi własnościami mechanicznymi wytwarzanych elementów. Przeciwna jest sytuacja w przypadku zastosowania technologii przyrostowej selektywnego spiekania laserowego. Badania dotyczące doboru warunków technologicznych selektywnego spiekania laserowego dotyczą doboru mocy lasera, średnicy plamki lasera, zależności pomiędzy średnicą plamki lasera i odległościami między plamkami lasera i ścieżkami przetopień lasera na pożądane cechy geometryczne litych i porowatych elementów wytwarzanych z tytanu i stopu Ti6Al4V oraz struktury kształtowanej w zależności od tych warunków technologicznych i jej wpływu na własności mechaniczne. Wyniki tych badań jako wstępne poprzedziły badania właściwe i stanowiły podstawę opracowania właściwej technologii selektywnego spiekania laserowego.

W przypadku selektywnego spiekania laserowego elementów litych z tytanu i stopu Ti6Al4V dokonano doboru mocy lasera oraz średnicy plamki lasera, przyjmując odległości pomiędzy plamkami lasera i ścieżkami przetopień lasera jako równe średnicy plamki lasera. Elementy lite wytwarzano z mocą lasera 60 i 100 W przy średnicy plamki lasera 50, 70 i 90 μm , a następnie badano topografię powierzchni tych elementów w skaningowym mikroskopie elektronowym przy powiększeniach 100-500x. Dla ustalonej eksperymentalnie w ten sposób średnicy plamki lasera zwiększono moc do 110 W.

W przypadku porowatych materiałów Ti i Ti6Al4V selektywnie spiekano je laserowo na podstawie modelu hexagon cross komórki jednostkowej porowatych elementów wytworzonych z tej komórki jednostkowej. Eksperymentalnie dobrano warunki wytwarzania, tak aby rozmiar porów wytworzonego elementu był zbliżony do rozmiaru porów zmierzonych w modelu komputerowym i wyniósł 250 μm . W celu doboru mocy lasera i średnicy plamki lasera wykonano badania wstępne z maksymalną mocą lasera 200 W przy różnych wartościach średnicy plamki lasera (30, 70, 110, 150, 170 i 200 μm), po czym dla wybranej średnicy plamki zmniejszono moc lasera do niższej wartości (175, 150, 125, 100, 75, 65 i 60 W). Odległość pomiędzy plamkami lasera oraz odległość pomiędzy ścieżkami przetopień lasera każdorazowo była odpowiednio mniejsza od średnicy plamki lasera. Rozmiar otrzymanych porów zbadano w mikroskopie stereoskopowym oraz w skaningowym mikroskopie elektronowym przy powiększeniu 100 i 300x.

Obserwacje metalograficzne badanych materiałów wykonano na mikroskopie świetlnym LEICA MEF4A wyposażonym w komputerowy system analizy obrazu przy powiększeniu 200 i 500 razy. Próbki do obserwacji metalograficznych pobrano z materiałów litych oraz mostów protetycznych. Próbki szlifowano na automatycznej szlifierko-polerce Tegamin-20 firmy

STRUERS przy użyciu papierów ściernych SiC o wielkości ziarna 120-1200 $\mu\text{m}/\text{mm}^2$, a następnie polerowano na suknach polerskich z zastosowaniem trzech zawiesin diamentu polikrystalicznego o granulacji 9, 6, 1 μm oraz wykończając w koloidalnej zawieszynie krzemionkowej o wielkości ziarna 0,04 μm tlenku OP-S (STRUERS).

Strukturę badanych materiałów badano także w skaningowym mikroskopie elektronowym (SEM) SUPRA 35 firmy ZEISS. Do uzyskania obrazów badanych próbek wykorzystano detekcję elektronów wtórnych (SE) i dyfrakcję elektronów wstecznie rozproszonych (EBSD) przy napięciu przyspieszającym od 5 do 20 kV i maksymalnym powiększeniu 50000 razy. Przygotowano do obserwacji zglądy materiałów litych, powierzchnie materiałów porowatych i mostów protetycznych, przełomy materiałów litych i porowatych oraz mostów protetycznych uzyskane w wyniku wykonanych prób wytrzymałościowych.

Analizę jakościową i ilościową składu chemicznego badanych materiałów, w tym proszków wykonano metodą spektroskopii energii rozproszonego promieniowania rentgenowskiego EDS w elektronowym mikroskopie skaningowym SUPRA 35 firmy ZEISS przy wykorzystaniu spektrometru dyspersji energii firmy EDAX.

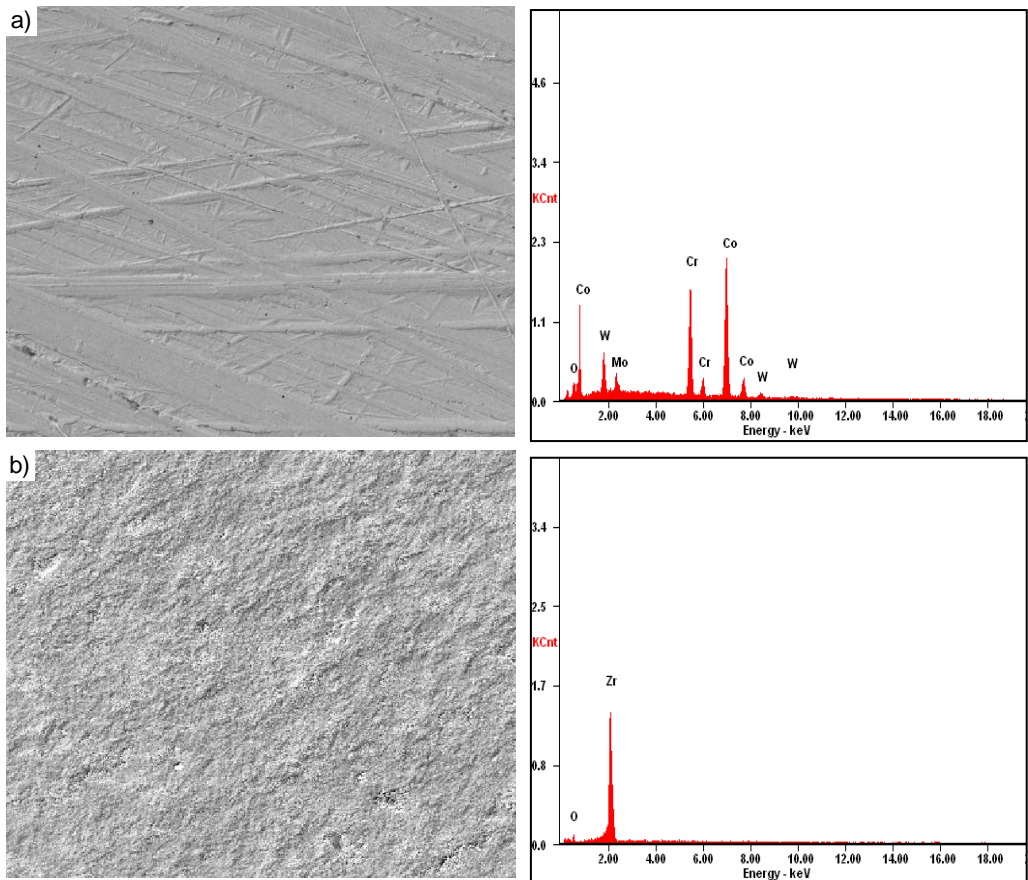
Analizę jakościową składu fazowego badanych materiałów kompozytowych, wykonano na dyfraktometrze rentgenowskim X'Pert PRO firmy PANalytical w układzie Bragg-Brentano przy użyciu goniometru θ/θ oraz lampy miedzianej i kobaltowej z przefiltrowanym promieniowaniem rentgenowskim $K\alpha_1$ o długości fali odpowiednio $\lambda = 0,154056$ nm i $\lambda = 0,1789010$ nm, przy napięciu 40 kV i prądzie żarzenia 30 mA. Zastosowany podczas pomiarów zakres kątowy natężenia promieniowania odbitego wynosił 5° - 120° co $0,05^\circ$, a czas zliczania impulsów wynosił 10 sekund. Identyfikację fazową wykonano przy użyciu oprogramowania X'Pert Pro ze sprzężoną bazą danych dyfrakcyjnych PDF-4+2012 firmy ICCD.

W artykule 3. niniejszej publikacji podano zależności i wzory na podstawie których dokonano obliczeń gęstości próbek litych, porowatości, wytrzymałości na rozciąganie R_m , wytrzymałości na zginanie R_g , wytrzymałości na ściskanie R_c . Wyniki wykonanych badań wytrzymałościowych opracowano statystycznie, obliczając dla każdej serii pomiarów średnią arytmetyczną i odchylenie standardowe oraz przedziały ufności. Wykresy dotyczące badań własności wytrzymałościowych w niniejszym artykule przedstawiono w ujednoczonej skali poszczególnych wielkości.

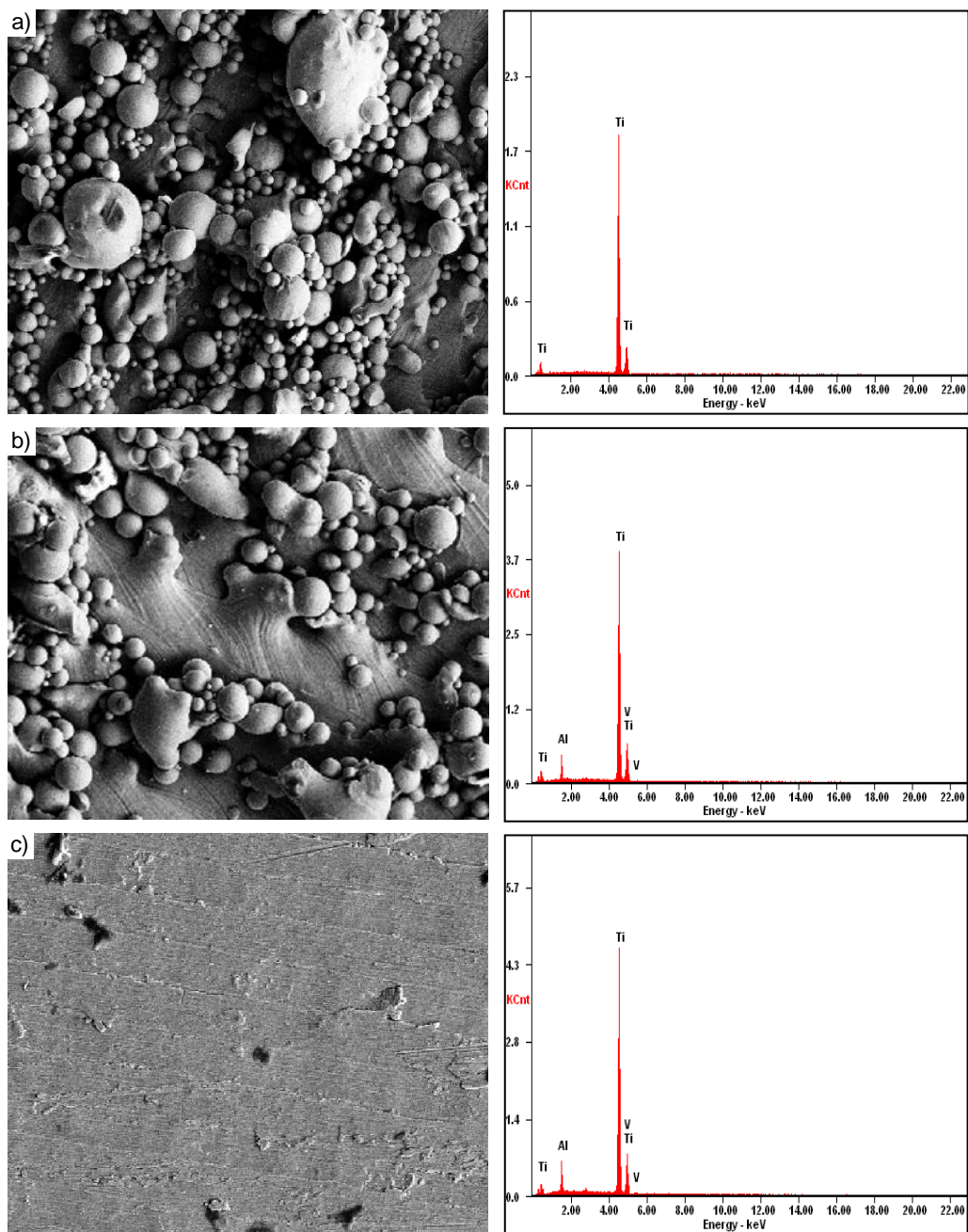
Przełomy powstałe w wyniku prób wytrzymałościowych zbadano w elektronowym mikroskopie skaningowym Supra 35 przy powiększeniach do 1500x.

8.3. Porównanie wyników badań struktury badanych materiałów inżynierskich elementów wytworzonych technologiami przyrostową i ubytkową

Wykonano badania struktury wszystkich badanych materiałów w skaningowym mikroskopie elektronowym (rys. 8.17 i 8.18). W przypadku stopu Co-Cr oraz Ti6Al4V powierzchnia próbek wytworzonych metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków litych wskazano na chropowatość właściwą dla dokładnościowej obróbki skrawaniem (rys. 8.17 i 8.18), analogicznie jak w przypadku materiału ceramicznego ZrO_2 , który jest spiekany po wykonaniu obróbki skrawaniem (rys. 8.17). Badania składu chemicznego metodą EDS potwierdzają



Rysunek 8.17. Struktura powierzchni próbek wytworzonych metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków litych z wynikami badań składu chemicznego EDS: a) stopu Co-Cr, b) spieku ZrO_2 spiekane po obróbce skrawaniem (skaningowy mikroskop elektronowy SEM)

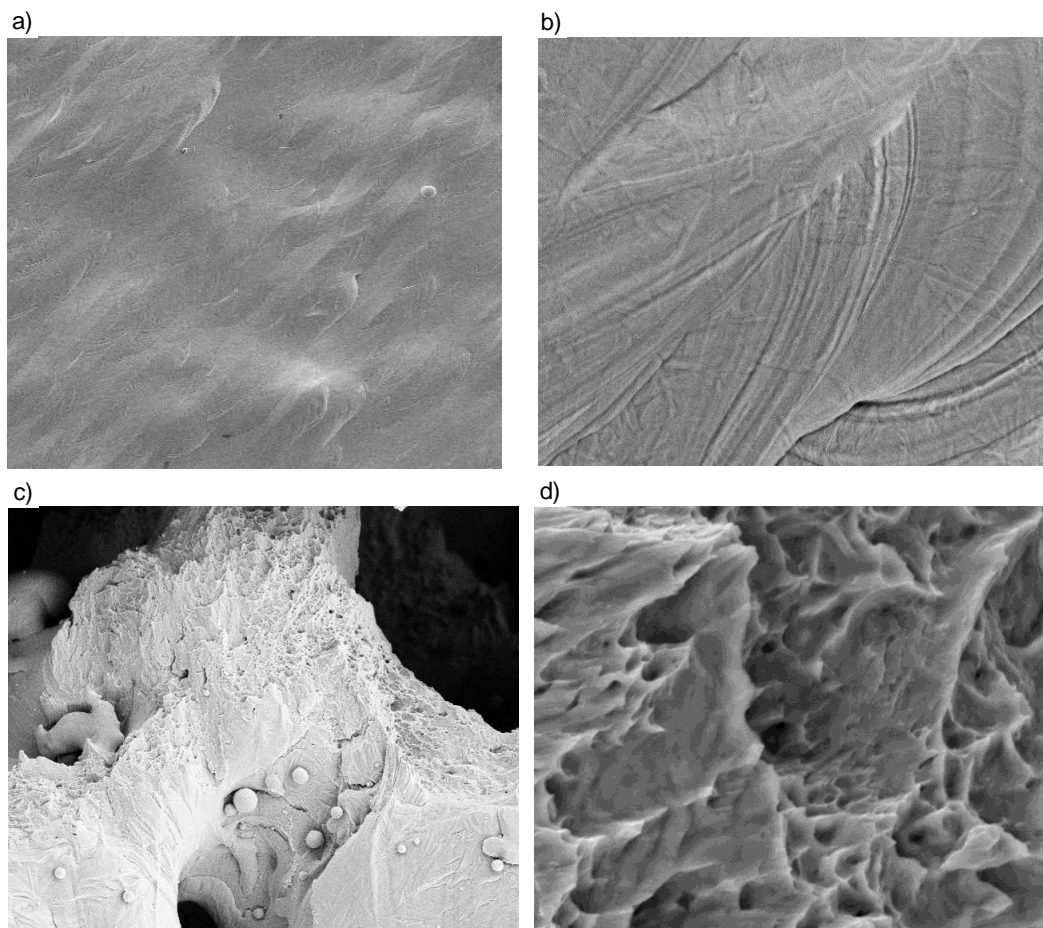


Rysunek 8.18. Struktura powierzchni próbek wytworzonych metodą selektywnego spiekania laserowego z użyciem plamki lasera 50 μm przy mocy lasera 110 W: a) litego tytanu, b) stopu Ti6Al4V, c) stopu Ti6Al4V metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków litych, z wynikami badań składu chemicznego EDS (SEM)

obecność w pierwszym przypadku zarówno Co, Cr i W (rys. 8.17), w drugim odpowiednio Ti, Al i V (rys. 8.18) oraz w trzecim przypadku Zr i O (rys. 8.17), co odpowiada składowi chemicznemu podanemu w tablicy 8.2 zgodnie z atestami producentów wykorzystanych materiałów. Na rysunku 8.18 przedstawiono strukturę powierzchni czystego tytanu oraz stopu Ti6Al4V wytworzonych metodą selektywnego spiekania laserowego z użyciem plamki lasera 50 μm przy mocy lasera 110 W. Zbadany skład chemiczny z użyciem spektrometru EDS wskazuje, że w pierwszym przypadku w próbce występuje wyłącznie Ti, natomiast w drugim przypadku zidentyfikowano Ti, Al i V (rys. 8.18), co odpowiada danym podanym w tablicy 8.3, dotyczącym składu chemicznego proszków zastosowanych do selektywnego spiekania laserowego. W obu przypadkach ujawniono, że oprócz całkowicie spiekanych materiałów z ujawnionymi ścieżkami przejścia wiązki lasera, występują również drobne cząstki proszków, które po spiekaniu powinny być usunięte mechanicznie lub przez trawienie chemiczne.

Badania rentgenograficzne pozwalają na ustalenie składu fazowego badanych materiałów na podstawie danych zaczerpniętych z kartotek międzynarodowych. W poszczególnych próbkach zidentyfikowano odpowiednio: Co i Cr w stopie Co-Cr, ZrO_2 , Ti w czystym tytanie oraz faz $\text{Al}_{0,3}\text{Ti}_{0,7}$ oraz $\text{Ti}_{0,8}\text{V}_{0,2}$ w stopie Ti6Al4V niezależnie od technologii wytwarzania przez frezowanie z krążków lub selektywnego spiekania laserowego.

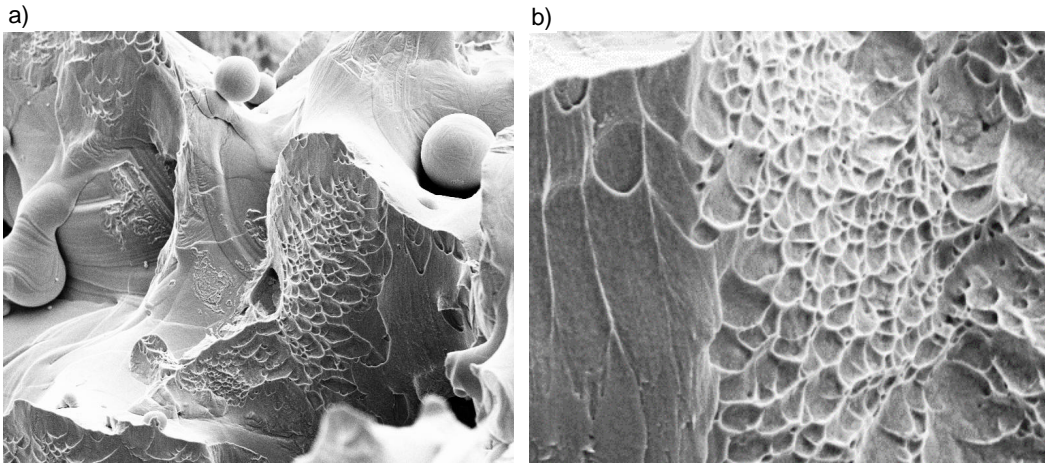
Wykonano badania struktury badanych materiałów inżynierskich poddanych próbom własności mechanicznych i porównano strukturę, zwłaszcza przełomów badanych materiałów wytworzonych metodą selektywnego spiekania laserowego, czyli tytanu spiekane go i stopu Ti6Al4V spiekane go, a także wytworzonych metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków z litych stopów Ti6Al4V, Co-Cr oraz spieku ZrO_2 frezowane go i następnie spiekane go. Materiały selektywnie spiekane laserowo mają strukturę ciągłą i bez porów, jak w przypadku tytanu (rys. 8.19a,b), w której można wyróżnić poszczególne ścieżki lasera, pod warunkiem, że przy plamce lasera o średnicy 50 μm moc lasera wynosi 110 W. Analiza przełomu tytanu spiekane go laserowo przy mocy lasera 70 W poddanych próbie statycznego zginania wskazuje na niezupełne spiekanie zwłaszcza najdrobniejszych cząstek proszku, a także na przełom ciągły w mostkach spiekane go materiału (rys. 8.19c,d). Próbki spiekane przy mocy lasera 110 W są lite i wykazują przełom ciągły (rys. 8.19e,f). Struktura przełomu próbek z laserowo spiekane go stopu Ti6Al4V po próbie statycznego zginania jest analogiczna do uzyskiwanej dla tytanu (rys. 8.20) i po spiekaniu przy mocy lasera 110 W wykazuje przełom



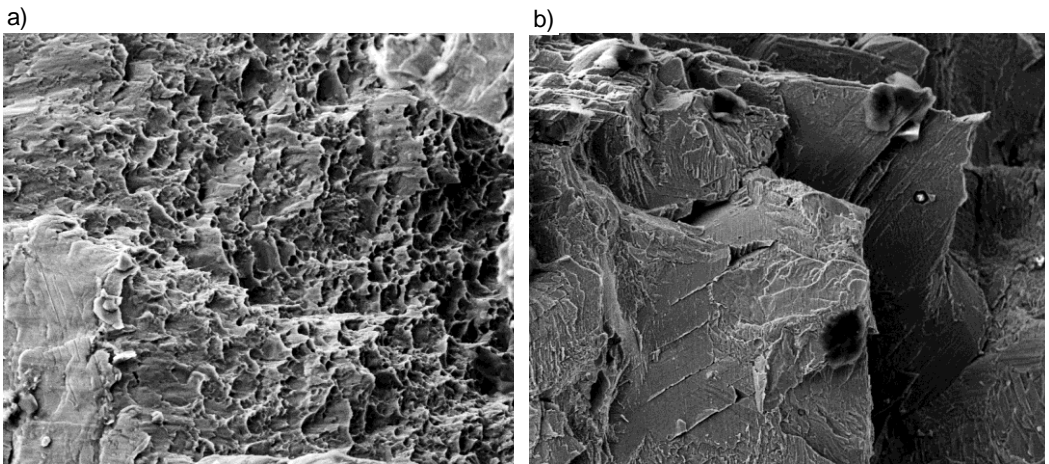
Rysunek 8.19. Struktura próbek litego tytanu wytworzonych metodą selektywnego spiekania laserowego z użyciem płamki lasera 50 μm ; a), b) topografia powierzchni po spiekanii przy mocy lasera 110 W, c) struktura przelomu próbki spiekanej laserowo przy mocy lasera 70 W poddanych próbie statycznego zginania, d) przy mocy lasera 110 W; skaningowy mikroskop elektronowy (SEM)

ciągły. W przypadku badań fraktograficznych stopu Ti6Al4V lecz służącego w postaci krążków do frezowania próbek również występuje przelom ciągły (rys. 8.21a-c). Próbkę frezowaną ze stopu Co-Cr wykazują natomiast przelom kruchy z lokalnym jedynie udziałem przelomu ciągłego.

Na rysunkach 8.22-8.24 udokumentowano strukturę mostów stomatologicznych nr 1, 2 i 3 ze wszystkich badanych materiałów inżynierskich i wytworzonych obydwoma grupami

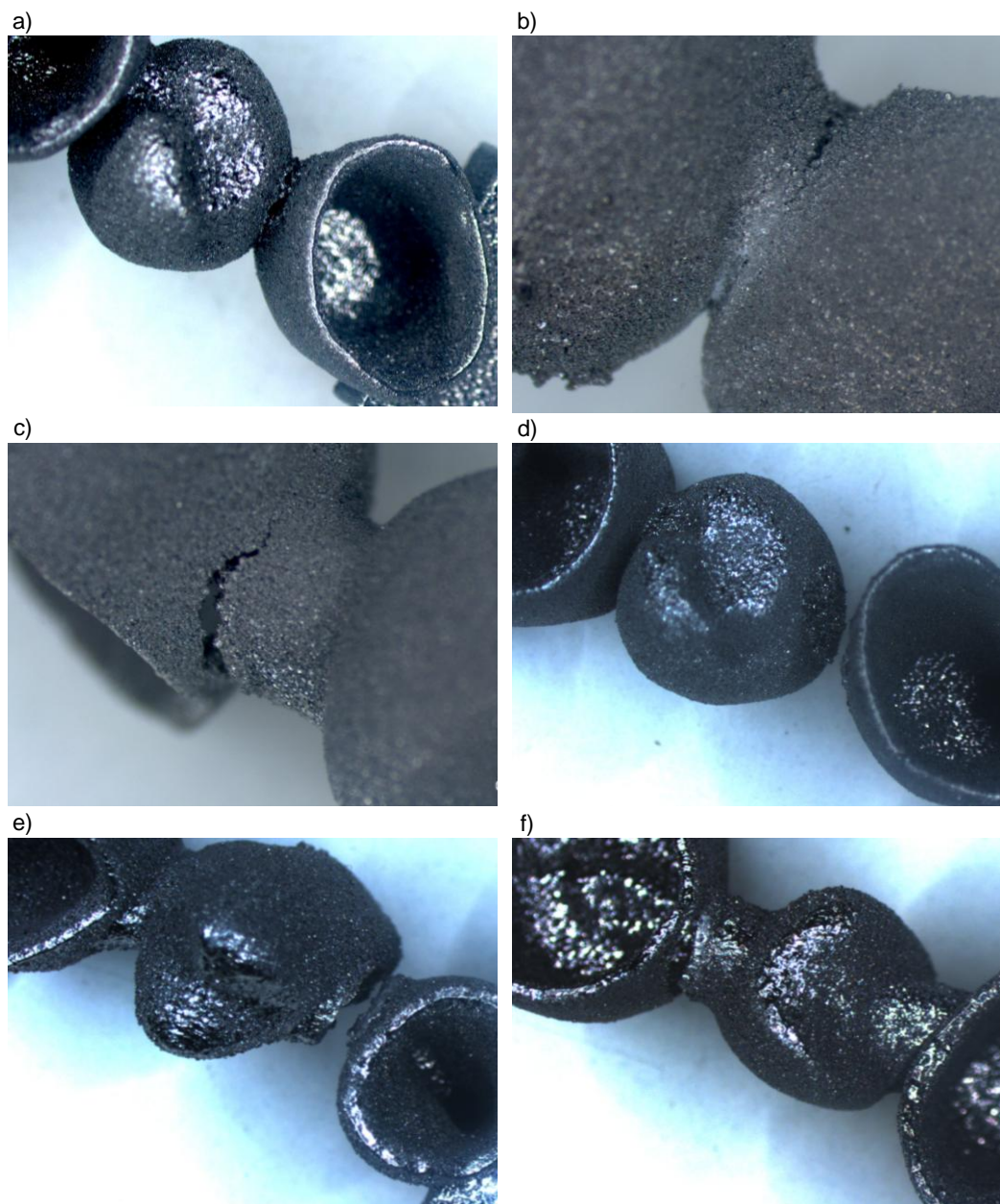


Rysunek 8.20. Struktura przelomu po próbie statycznego zginania próbek litego stopu Ti6Al4V wytworzonego metodą selektywnego spiekania laserowego z użyciem płamki lasera 50 μm , a) po spiekaniu przy mocy lasera 70 W, b) przy mocy lasera 110 W; skaningowy mikroskop elektronowy (SEM)

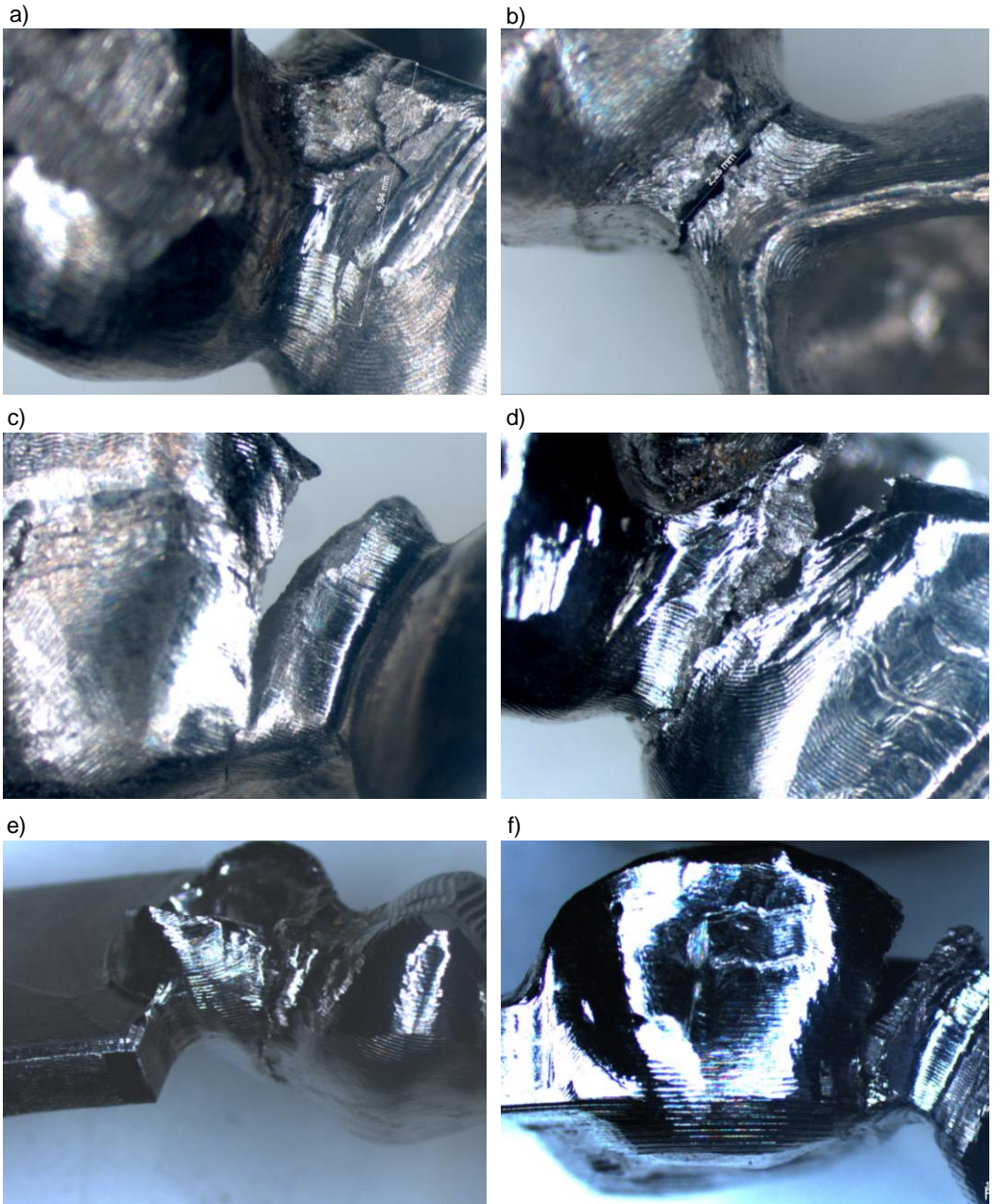


Rysunek 8.21. Struktura przelomu po próbie statycznego zginania próbek wytworzonych metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków z litych stopów: a) Ti6Al4V, b) Co-Cr; skaningowy mikroskop elektronowy (SEM)

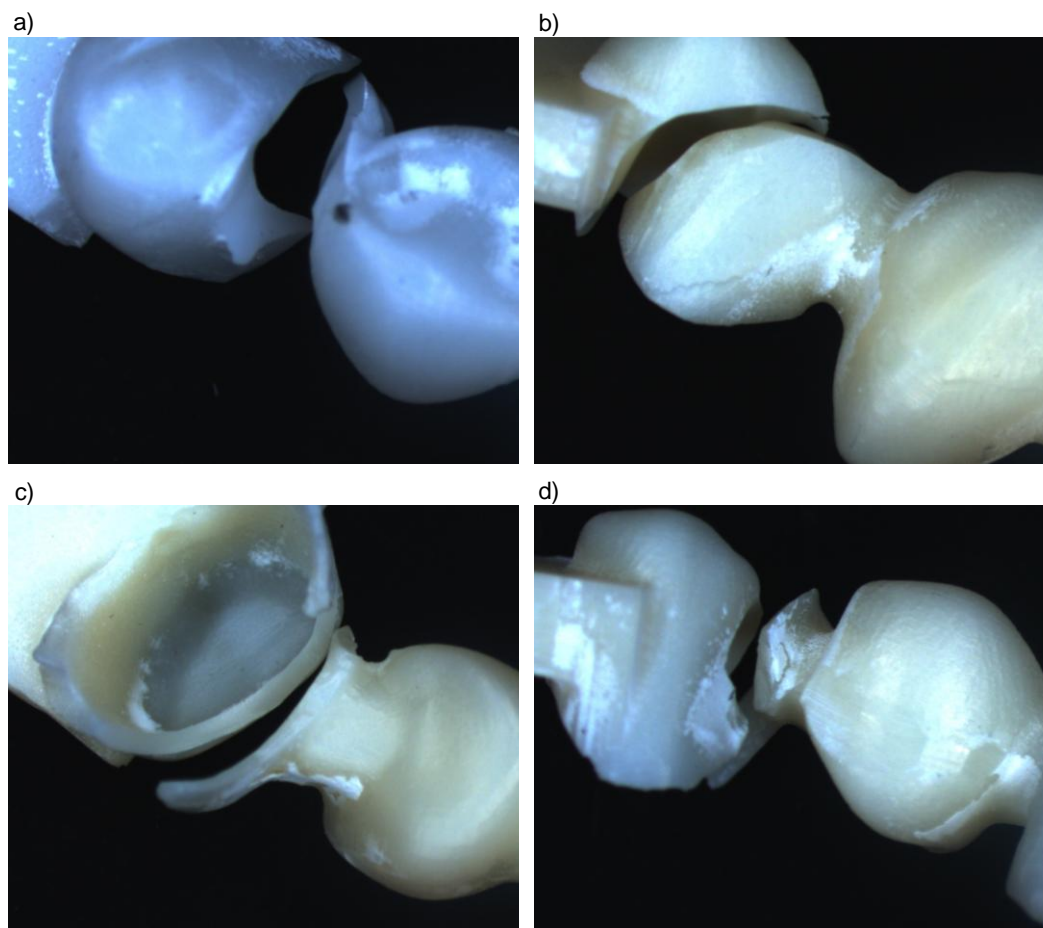
technologii. W przypadku wszystkich badanych materiałów metalowych i niezależnie od zastosowanej technologii wytwarzania złom próbek następuje najczęściej u nasady łączników łączących ze sobą kolejne zęby (rys. 8.22 i 8.23), gdy w przypadku mostów z ZrO_2 mosty ulegają kruchemu pękaniu w różnych miejscach (rys. 8.24).



Rysunek 8.22. Widok mostów stomatologicznych wytworzonych a-c) z tytanu metodą selektywnego spiekania laserowego, po próbie statycznego zginania; a) most nr 1; b) most nr 2; c) most nr 3; d-f) ze stopu Ti6Al4V metodą selektywnego spiekania laserowego, po próbie statycznego zginania; d) most nr 1; e) most nr 2; f) most nr 3; mikroskop stereoskopowy



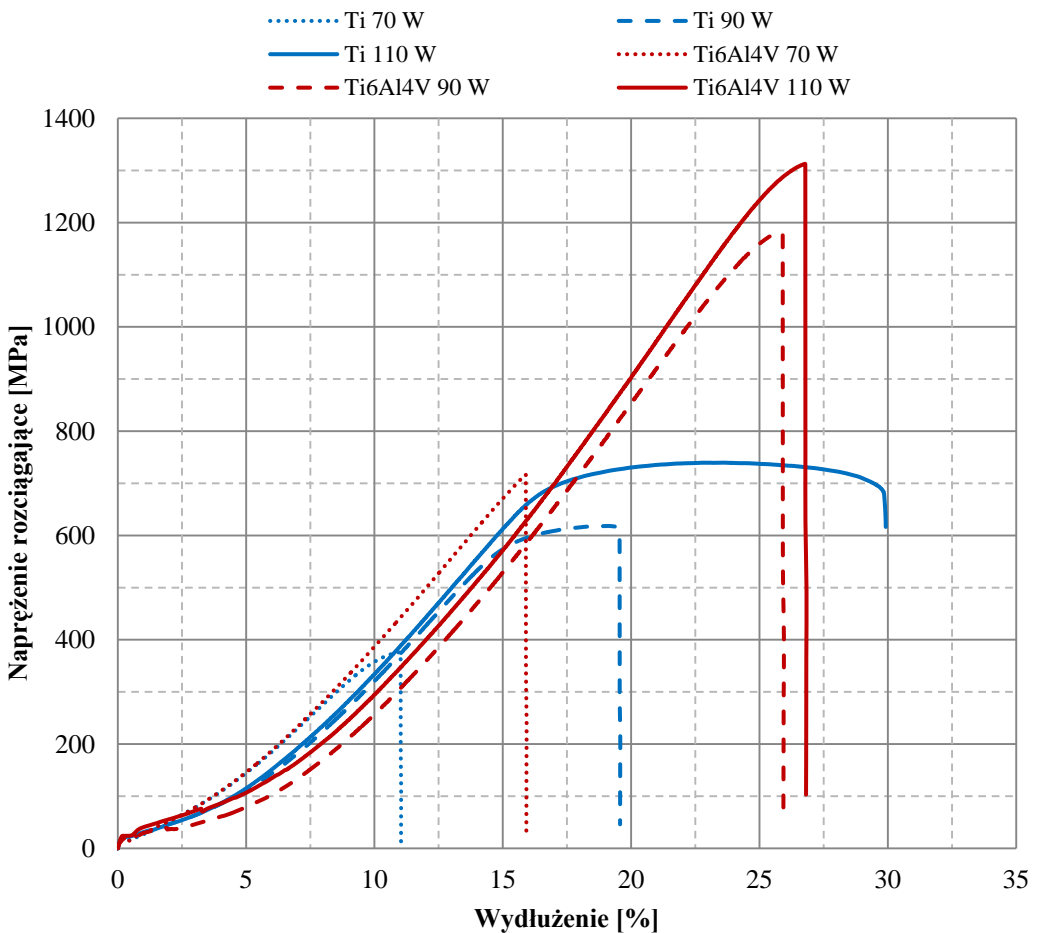
Rysunek 8.23. Widok mostów stomatologicznych wytworzonych metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków po próbie statycznego zginania a-c) ze stopu Ti6Al4V, a) most nr 1; b) most nr 2; c) most nr 3; d-f) ze stopu Co-Cr; d) most nr 1; e) most nr 2; f) most nr 3; mikroskop stereoskopowy



Rysunek 8.24. Widok mostów stomatologicznych ze spieku ZrO_2 wytworzonych metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków i następnie spiekanych, po próbie statycznego zginania; a) most nr 1; b) most nr 2; c), d) most nr 3; mikroskop stereoskopowy

8.4. Porównanie wyników badań własności wytrzymałościowych badanych materiałów inżynierskich elementów wytworzonych technologiami przyrostową i ubytkową

Badania własności mechanicznych badanych materiałów inżynierskich wykonano w każdym przypadku w dwóch seriach. Zgodnie z założonym celem badań w pierwszej serii porównano własności mechaniczne, poczynając od wytrzymałości na rozciąganie badanych materiałów litych, tzn. tytanu spiekane, stopu Ti6Al4V spiekane, stopu Ti6Al4V frezowanego, stopu Co-Cr frezowanego oraz spieku ZrO₂ frezowanego. W drugiej serii porównywano



Rysunek 8.25. Porównanie wykresów zależności naprężenia rozciągającego od wydłużenia dla litych próbek ze stopu Ti6Al4V i czystego tytanu spiekanych przy różnych mocach lasera

każdorzazowo własności mechaniczne materiałów litych i porowatych wytworzonych technologią selektywnego spiekania laserowego, tzn. tytanu spiekanego oraz stopu Ti6Al4V spiekanego. W takiej kolejności zaprezentowano wyniki badań kolejno w odniesieniu do wytrzymałości na rozciąganie, wytrzymałości na zginanie oraz wytrzymałości na ściskanie.

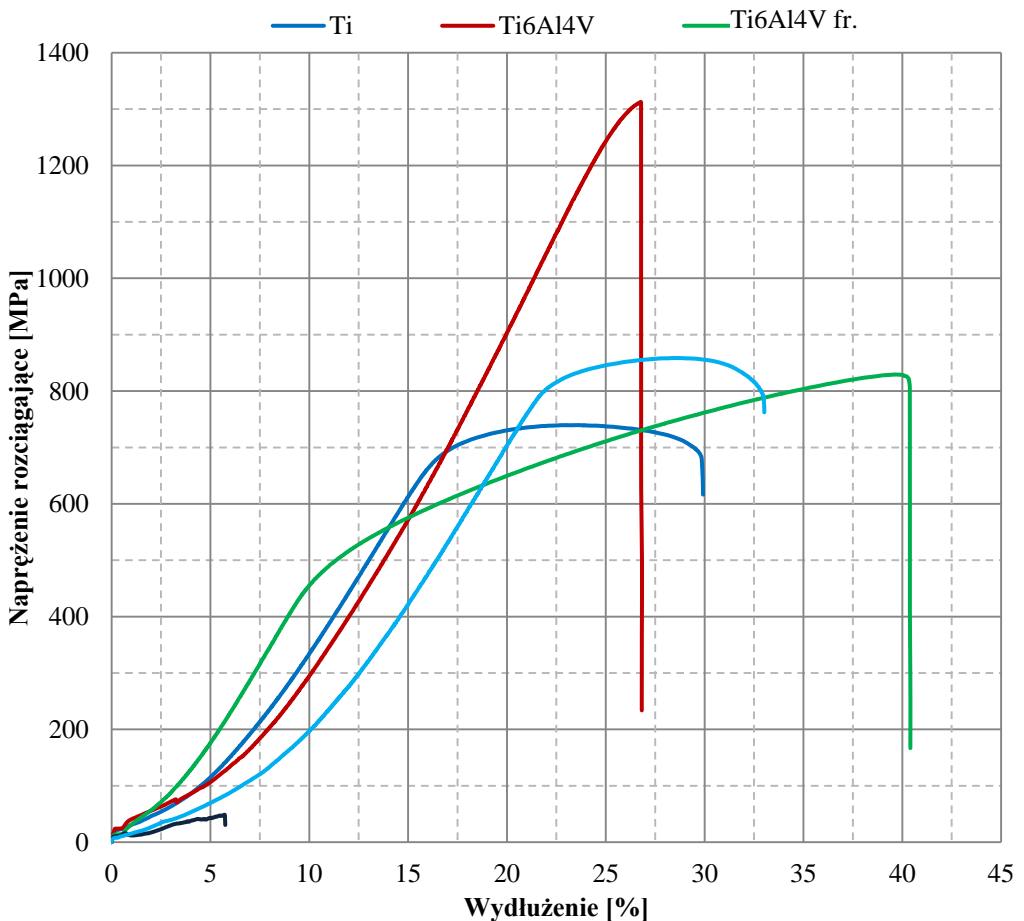
W pierwszej kolejności zbadano wpływ mocy lasera w zakresie 70-110 W na wartości wytrzymałości na rozciąganie tytanu spiekanego oraz stopu Ti6Al4V spiekanego. Wyniki badań w odniesieniu do 5 próbek dla każdego wariantu obróbki każdego z tych materiałów przedstawiono na rysunku 8.25.

W tabelicy 8.11 zestawiono wyniki statycznych prób rozciągania próbek Ti oraz stopu Ti6Al4V selektywnie spiekanych laserowo w podanych warunkach zarówno litych, jak

Tablica 8.11. Porównanie wytrzymałości na rozciąganie próbek Ti oraz stopu Ti6Al4V selektywnie spiekanych laserowo litych i porowatych

Wielkość porów, μm	Struktura lita/porowata	F_m , N	Wymiary próbki, mm		S_0 , mm^2	R_m , MPa
			a	a		
brak	Ti lita	1616,49	3	3	9	179,61
		1586,88	3	3	9	176,32
		1631,61	3	3	9	181,29
		1580,22	3	3	9	175,58
		1649,16	3	3	9	183,24
	Ti6Al4V lita	3135,51	3	3	9	348,39
		3157,65	3	3	9	350,85
		3079,71	3	3	9	342,19
		3108,33	3	3	9	345,37
		3145,50	3	3	9	349,50
200-250	Ti porowata	327,60	3	3	9	36,40
		347,69	3	3	9	38,63
		320,14	3	3	9	35,57
		339,87	3	3	9	37,76
		322,91	3	3	9	35,89
	Ti6Al4V porowata	424,35	3	3	9	47,15
		404,91	3	3	9	44,99
		435,06	3	3	9	48,34
		457,38	3	3	9	50,82
		428,31	3	3	9	47,59

i porowatych o wielkości porów w zakresie 200-250 μm . Wyniki podane w tej tabelicy uzyskano dla porównywalnych warunków selektywnego spiekania laserowego, tzn. przy mocy lasera 60 W, korzystnej dla materiałów porowatych, lecz jak wskazują te badania, zupełnie nieakceptowalnych w przypadku materiałów litych, niezależnie od tego, że w każdym z tych przypadków dobrano odpowiednio średnicę plamki lasera. Zestawienie średniej wytrzymałości na rozciąganie tytanu spiekanego, stopu Ti6Al4V spiekanego, uzyskanych w optymalnych warunkach wytwarzania, stopu Ti6Al4V frezowanego, stopu Co-Cr frezowanego i spieku ZrO_2 frezowanego przedstawiono na rysunku 8.26 oraz w tabelicy 8.12.



Rysunek 8.26. Porównanie wykresów zależności naprężenia rozciągającego od wydłużenia dla różnych badanych materiałów, tj. dla: Ti spiekanego, stopu Ti6Al4V spiekanego, stopu Co-Cr frezowanego, spieku ZrO_2 frezowanego oraz stopu Ti6Al4V frezowanego

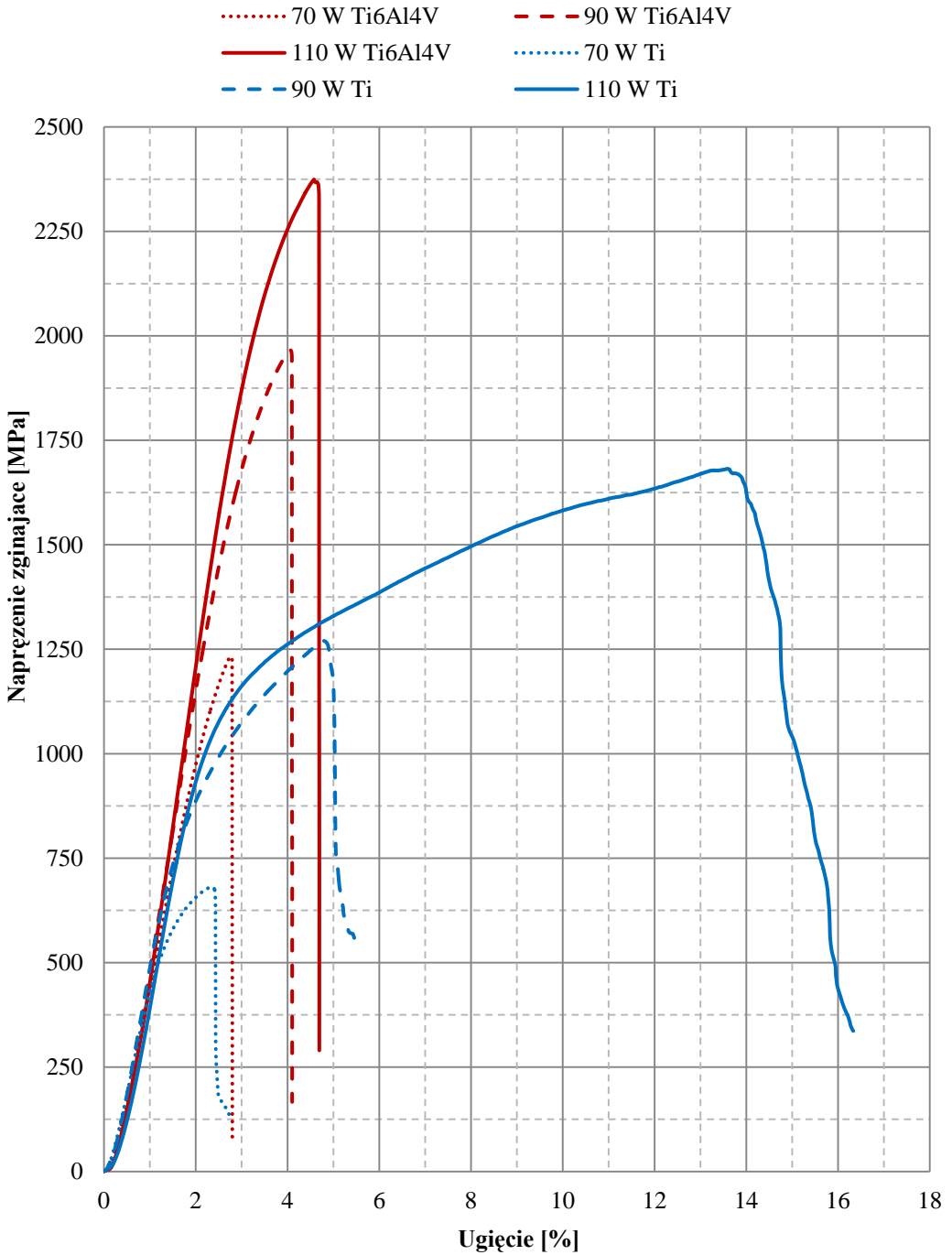
Tablica 8.12. Zestawienie wytrzymałości na rozciąganie tytanu spiekanego, stopu Ti6Al4V spiekanego, stopu Ti6Al4V frezowanego, stopu Co-Cr frezowanego i spieku ZrO₂ frezowanego

Material	Ti sp. (110 W)	Ti6Al4V sp. (110 W)	Co-Cr fr.	ZrO ₂ fr.	Ti6Al4V fr.
Wytrzymałość na rozciąganie, MPa	769,57	1351,23	796,55	51,12	934,22
	712,01	1253,80	721,30	42,36	861,15
	679,13	1363,19	829,35	48,63	799,23
	735,17	1309,06	880,21	51,86	882,03
	801,47	1281,86	897,26	40,95	815,27
	739,47	1311,83	824,93	46,98	858,38

Uzyskane wyniki badań zawarte w tablicy 8.12 stanowią interesującą przesłankę do aplikacji badanych materiałów w protetyce stomatologicznej. Z pewnością niepokojący jest wynik ok. 47 MPa dotyczący wytrzymałości na rozciąganie spieków ZrO₂ frezowanych i następnie spiekanych. Tytan selektywnie spiekany laserowo wykazuje wytrzymałość na rozciąganie ok. 740 MPa, niewiele mniejszą od właściwej dla frezowanych próbek stopu Co-Cr – ok. 825 MPa oraz stopu Ti6Al4V – ok. 858 MPa, natomiast znacząco mniejszą od wytrzymałości na rozciąganie ok. 1312 MPa selektywnie spiekanego laserowo stopu Ti6Al4V. Jest to największa wartość wytrzymałości na rozciąganie spośród wszystkich badanych materiałów inżynierskich.

Analogicznie do badań wytrzymałości na rozciąganie wykonano badania wytrzymałości na zginanie. Badania wykonano w odniesieniu do badanych materiałów litych, tzn. tytanu spiekanego, stopu Ti6Al4V spiekanego, stopu Ti6Al4V frezowanego, stopu Co-Cr frezowanego oraz spieku ZrO₂ frezowanego, jak również w odniesieniu do materiałów litych i porowatych wytworzonych technologią selektywnego spiekania laserowego, tzn. tytanu spiekanego oraz stopu Ti6Al4V spiekanego. Wyniki dotyczące tych badań uzyskano jak poprzednio, dla porównywalnych warunków selektywnego spiekania laserowego, tzn. przy mocy lasera 60 W, korzystnej dla materiałów porowatych, lecz jak wskazują te badania, zupełnie nieakceptowalnych w przypadku materiałów litych, niezależnie od tego, że w każdym z tych przypadków dobrano odpowiednio średnicę płamki lasera.

Wpływ mocy lasera w zakresie 70-110 W na wartości wytrzymałości na zginanie tytanu spiekanego oraz stopu Ti6Al4V spiekanego w odniesieniu do 5 próbek dla każdego wariantu obróbki każdego z tych materiałów przedstawiono na rysunku 8.27 oraz w tablicy 8.13.



Rysunek 8.27. Porównanie wykresów zależności napężenia zginającego od ugięcia dla litych próbek ze stopu Ti6Al4V i czystego tytanu spiekanych przy różnych mocach lasera

Tablica 8.13. Wpływ mocy lasera na średnią wytrzymałość na zginanie R_g próbek litych Ti oraz stopu Ti6Al4V spiekanych z różną mocą lasera

Material	Moc lasera, W	Masa próbki, g	Objętość próbki, cm ³	Gęstość próbki, g/cm ³	R_g , MPa
Ti sp.	70	4,44	1,05	4,23	681,44
	90	4,63	1,05	4,41	1270,09
	110	4,74	1,05	4,51	1681,94
Ti6Al4V sp.	70	4,46	1,05	4,25	1231,75
	90	4,66	1,05	4,44	1965,76
	110	4,80	1,05	4,57	2374,28

W tablicy 8.14 przedstawione zostały wyniki statycznych prób zginania próbek Ti oraz stopu Ti6Al4V litych i porowatych o wielkości porów w zakresie 200-250 μm , selektywnie

Tablica 8.14. Porównanie wytrzymałości na zginanie metodą trójpunktowego zginania próbek Ti oraz stopu Ti6Al4V selektywnie spiekanych laserowo litych i porowatych

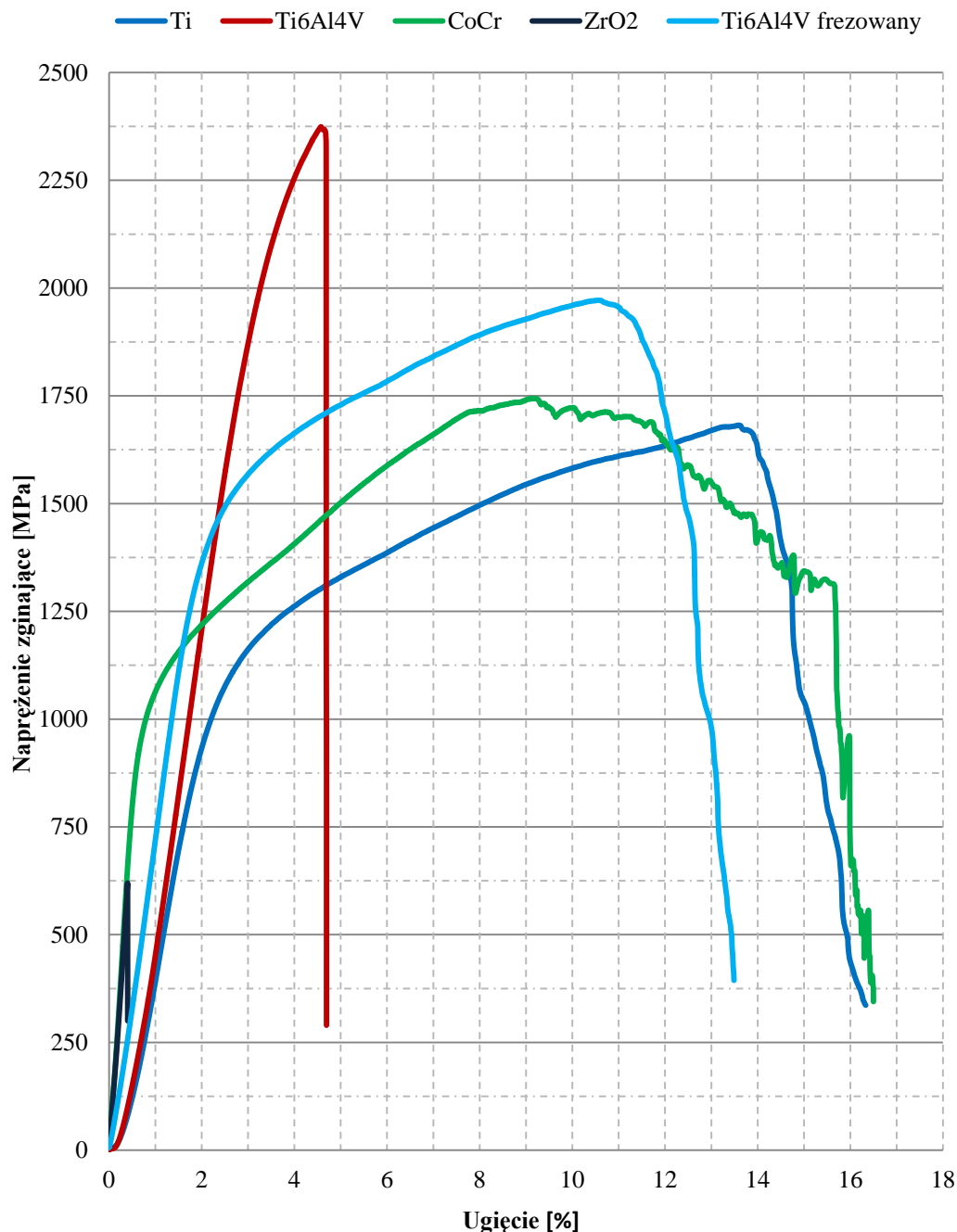
Wielkość porów, μm	Struktura lita/porowata	Maks. siła zginająca P_{kr} , N	Wymiary próbki, mm		W_g , mm ³	R_g , MPa
			b	h		
brak	Ti lita	734,28	10	3	15	367,14
		740,39	10	3	15	370,20
		742,17	10	3	15	371,09
		739,53	10	3	15	369,77
		742,82	10	3	15	371,41
	Ti6Al4V lita	1510,78	10	3	15	755,39
		1495,23	10	3	15	747,62
		1503,20	10	3	15	751,60
		1498,81	10	3	15	749,41
		1513,46	10	3	15	756,73
200-250 μm	Ti porowata	195,79	10	3	15	97,90
		187,63	10	3	15	93,82
		192,26	10	3	15	96,13
		189,27	10	3	15	94,64
		191,58	10	3	15	95,79
	Ti6Al4V porowata	262,47	10	3	15	131,24
		270,39	10	3	15	135,20
		265,32	10	3	15	132,66
		271,91	10	3	15	135,96
		268,57	10	3	15	134,29

spiekanych laserowo w porównywalnych warunkach przy mocy lasera 60 W. W każdym z tych przypadków dobrano odpowiednio średnicę plamki lasera. Porównano wykresy zależności naprężenia zginającego od wydłużenia próbek Ti oraz stopu Ti6Al4V litych i porowatych o wielkości porów w zakresie 200-250 μm , selektywnie spiekanych laserowo w podanych warunkach oraz wytrzymałości na zginanie próbek litych i porowatych wytworzonych z tytanu i stopu Ti6Al4V z wykorzystaniem technologii selektywnego spiekania przy mocy lasera 60 W. Okazało się, analogicznie jak w przypadku badania wytrzymałości na rozciąganie, że takie warunki selektywnego spiekania laserowego nie są akceptowalne w przypadku materiałów litych, pomimo że są korzystne dla spiekania materiałów porowatych.

W tablicy 8.15 zestawiono wartości średniej wytrzymałości na zginanie tytanu spiekane, stopu Ti6Al4V spiekane w optymalnych warunkach, stopu Ti6Al4V frezowanego, stopu Co-Cr frezowanego i spieku ZrO_2 frezowanego, natomiast na rysunku 8.28 pokazano porównanie wykresów zależności naprężenia zginającego od ugięcia dla tych materiałów. Uwagę zwraca, że wytrzymałość na zginanie spiekane tytanu ok. 1682 MPa jest jedynie o ok. 3% mniejsza od wytrzymałości na zginanie ok. 1740 MPa stopu Co-Cr, lecz znacznie ustępuje wytrzymałości na zginanie ok. 1959 MPa stopu Ti6Al4V frezowanego, a bardzo znacząco większa jest wytrzymałość na zginanie ok. 2374 MPa tego stopu po selektywnym spiekaniu laserowym. Najmniejsza jest wytrzymałość na zginanie ok. 605 MPa spieków ZrO_2 frezowanych z krążków i następnie spiekanych.

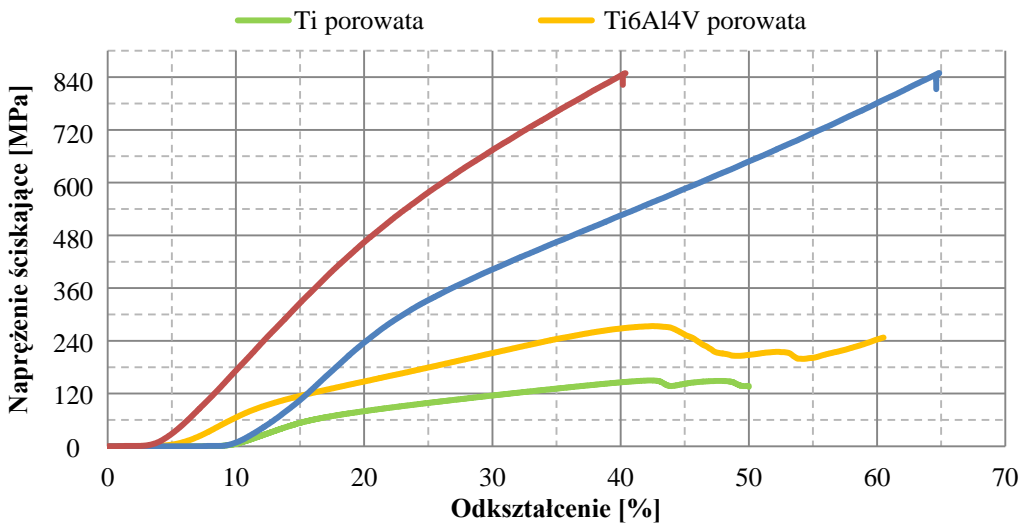
Tablica 8.15. Zestawienie wytrzymałości na zginanie tytanu spiekane, stopu Ti6Al4V spiekane, stopu Ti6Al4V frezowanego, stopu Co-Cr frezowanego i spieku ZrO_2 frezowanego

Material	Ti sp. (110 W)	Ti6Al4V sp. (110 W)	Co-Cr fr.	ZrO ₂ fr.	Ti6Al4V fr.
Wytrzymałość na zginanie, MPa	1598,23	2436,01	1793,55	607,12	1999,25
	1763,57	2248,31	1648,65	591,28	2065,10
	1650,86	2457,16	1700,32	609,16	1971,64
	1693,40	2309,74	1744,12	667,39	1836,91
	1703,63	2420,20	1812,68	551,21	1923,89
	1681,94	2374,28	1739,86	605,23	1959,36



Rysunek 8.28. Porównanie wykresów zależności naprężenia zginającego od ugięcia dla różnych badanych materiałów, tj. dla: Ti spiekane, stopu Ti6Al4V spiekane, stopu Co-Cr frezowane, spieku ZrO₂ frezowane oraz stopu Ti6Al4V frezowane

W niniejszym artykule przedstawiono wyniki badań wytrzymałości na ściskanie ograniczone do badania próbek Ti oraz stopu Ti6Al4V litych i porowatych o wielkości porów w zakresie 200-250 μm , selektywnie spiekanych laserowo przy mocy lasera 60 W oraz plamce lasera i odpowiednio dobranej odległości między poszczególnymi przejściami lasera. Rysunek 8.29 zawiera porównanie wykresów zależności naprężenia ściskającego od odkształcenia dla próbek Ti oraz stopu Ti6Al4V selektywnie spiekanych laserowo litych i porowatych. W tabelicy 8.16 porównano wytrzymałości na ściskanie próbek litych i porowatych selektywnie spiekanych laserowo Ti oraz stopu Ti6Al4V.



Rysunek 8.29. Porównanie wykresów zależności naprężenia ściskającego od odkształcenia dla próbek Ti oraz stopu Ti6Al4V selektywnie spiekanych laserowo litych i porowatych

Tablica 8.16. Porównanie wytrzymałości na ściskanie próbek Ti oraz stopu Ti6Al4V selektywnie spiekanych laserowo litych i porowatych

Wielkość porów, μm	Struktura lita/porowata	Maks. siła zginająca F_{max} , N	Wymiary próbki a , mm	S_0 , mm^2	R_c , MPa
brak	Ti lita	41758,50	10	100	417,58
		46685,57	10	100	466,85
		44673,16	10	100	446,73
		45981,30	10	100	459,81
		41095,24	10	100	410,95

Wielkość porów, μm	Struktura lita/porowata	Maks. siła zginająca F_{max} , N	Wymiary próbki a , mm	S_0 , mm^2	R_c , MPa
brak	Ti6Al4V lita	78230,72	10	100	782,30
		80646,17	10	100	806,46
		75020,48	10	100	750,20
		79946,14	10	100	799,46
		80947,39	10	100	809,47
200-250	Ti porowata	17727,81	10	100	177,27
		16505,29	10	100	165,05
		17986,52	10	100	179,86
		17634,74	10	100	176,34
		18010,11	10	100	180,10
	Ti6Al4V porowata	32235,27	10	100	322,35
		30523,85	10	100	305,23
		29883,11	10	100	298,83
		33379,18	10	100	333,79
		31008,30	10	100	310,08

8.5. Porównanie wyników badań wytrzymałościowych mostów stomatologicznych wytwarzanych z badanych materiałów technologiami przyrostową i ubytkową

W niniejszym artykule przedstawiono wyniki badań porównawczych własności mechanicznych mostów stomatologicznych wytwarzanych z badanych materiałów inżynierskich. Wypowiano trzy rodzaje trójpunktowych mostów stomatologicznych, uwzględniając przede wszystkim największe możliwe naprężenia, jakie mogą występować w tego rodzaju uzupełnieniach protetycznych, a z drugiej strony największą częstość występowania takich uzupełnień protetycznych w praktyce klinicznej. Wykonane badania każdorazowo dotyczyły 2 serii, z których w pierwszej analizowano wpływ warunków wytwarzania analizowanych mostów stomatologicznych metodą selektywnego spiekania laserowego, a zwłaszcza wpływu doboru mocy lasera na badane własności wytrzymałościowe. W drugiej serii średnie wyniki badań wytrzymałościowych mostów stomatologicznych selektywnie spiekanych laserowo w wyoptymizowanych warunkach porównano z wynikami badań mostów frezowanych metodami CAD/CAM z krążków pozostałych badanych materiałów, w przypadku ZrO_2 dodatkowo spiekanych po frezowaniu. W konsekwencji tych badań dokonano porównania wytrzymałości na zginanie mostów stomatologicznych wytworzonych z materiałów litych, tzn. tytanu spiekanego, stopu $Ti6Al4V$ spiekanego, stopu $Ti6Al4V$ frezowanego, stopu Co-Cr frezowanego oraz spieku ZrO_2 frezowanego i następnie spiekanego.

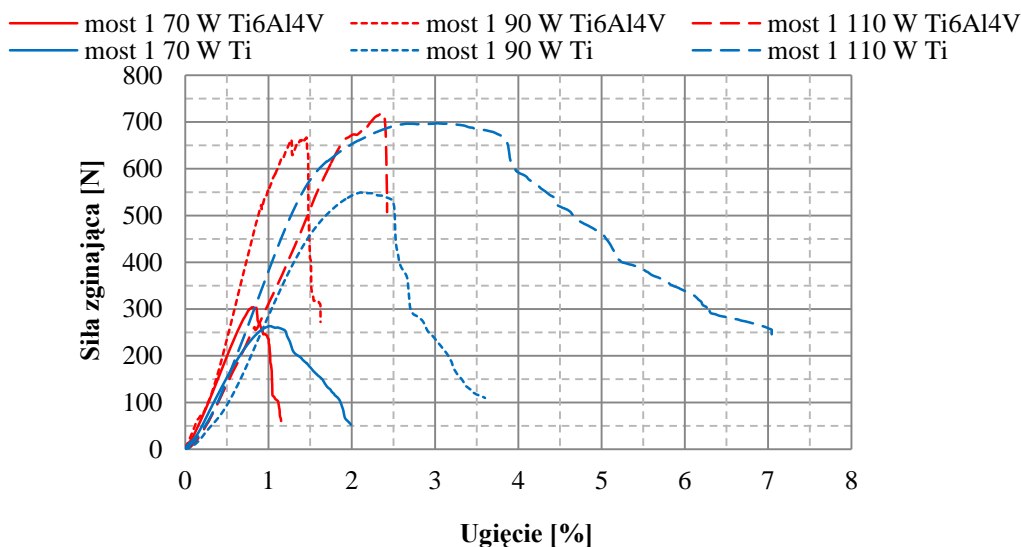
W pierwszej kolejności zbadano wpływ mocy lasera w zakresie 70-110 W na wartości wytrzymałości na zginanie 3 mostów wytworzonych metodą selektywnego spiekania laserowego z tytanu spiekanego oraz stopu $Ti6Al4V$ spiekanego. Zaprezentowano wyniki badań w odniesieniu do 5 próbek dla każdego wariantu obróbki każdego z tych mostów stomatologicznych, przedstawiając albo szczegółowe wyniki każdego pomiaru, albo wyniki średnie w kolejnych tablicach i rysunkach.

W tablicy 8.17 przedstawiono wyniki badań wytrzymałości na zginanie mostu stomatologicznego nr 1, wytworzonego z tytanu oraz ze stopu $Ti6Al4V$, które porównano bezpośrednio na rysunku 8.30.

Analiza uzyskanych wyników badań wskazuje, że niezależnie od materiału wytworzonego przez selektywne spiekanie laserowe maksymalna siła zginająca silnie zależy od mocy lasera. Spiekanie z mocą lasera 70 W zapewnia małą maksymalną siłę nacisku ok. 260 i ok. 310 N

Tablica 8.17. Wyniki wytrzymałości na zginanie mostu nr 1 wytworzonego z tytanu i ze stopu Ti6Al4V przy różnej mocy lasera

Moc lasera	70 W	90 W	110 W
Material	Maksymalna siła zginająca, N		
Ti	247,20	549,31	697,31
	263,25	585,01	708,24
	258,36	568,26	713,94
	265,75	560,29	690,53
	252,01	551,93	719,41
Ti6Al4V	303,87	620,28	720,04
	310,26	635,87	736,27
	320,59	643,41	742,99
	312,86	666,92	729,31
	309,06	640,75	740,08



Rysunek 8.30. Porównanie wykresów zależności siły zginającej od ugięcia litego mostu nr 1 wytworzonego przez selektywne spiekanie laserowe z tytanu i ze stopu Ti6Al4V przy różnej mocy lasera

odpowiednia dla tytanu i stopu Ti6Al4V i zwiększa się niemal proporcjonalnie odpowiednio do ok. 700 i ok. 730 N ze zwiększeniem mocy lasera do 110 W. Od zastosowanej mocy lasera oraz materiału selektywnie spiekanego bardzo silnie zależy natomiast maksymalne ugięcie

wytworzonych mostów stomatologicznych. W przypadku tytanu ugięcie to waha się w zależności od mocy lasera od ok. 0,9 do ok. 2,4%, gdy jest znacznie większe w przypadku stopu Ti6Al4V i waha się w przedziale od ok. 2 do ok. 7%, przy czym w miarę zwiększania się ugięcia systematycznie maleje siła zginająca (rys. 8.30).

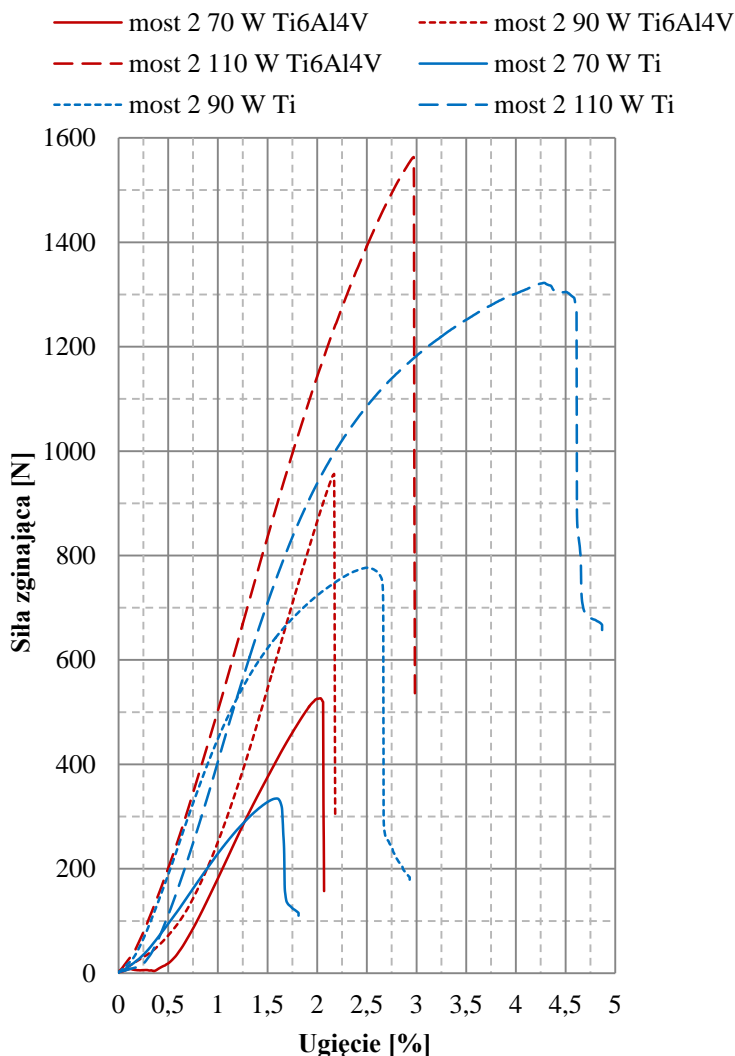
Analogiczne własności wytrzymałościowe uzyskano również dla mostu stomatologicznego nr 2.

Tablica 8.18. Wyniki wytrzymałości na zginanie mostu nr 2 wytworzonego z tytanu i ze stopu Ti6Al4V przy różnej mocy lasera

Moc lasera	70 W	90 W	110 W
Material	Maksymalna siła zginająca, N		
Ti	351,33	776,23	1270,23
	334,21	750,36	1237,23
	338,28	743,50	1230,14
	345,32	769,27	1247,02
	351,08	756,96	1256,03
Ti6Al4V	526,47	956,13	1563,15
	513,95	996,59	1523,78
	503,18	972,39	1541,50
	530,80	948,57	1553,83
	528,69	992,31	1556,11

W tablicy 8.18 przedstawiono wyniki badań wytrzymałości na zginanie mostu stomatologicznego nr 2, wytworzonego z tytanu oraz ze stopu Ti6Al4V. Uzyskane wykresy zależności siły zginającej od ugięcia litego mostu nr 2 wytworzonego przez selektywne spiekanie laserowe z tytanu i ze stopu Ti6Al4V przy różnych mocach lasera wyniki porównano ze sobą na rysunku 8.31. W przypadku mostu z tytanu zwiększenie mocy lasera z 70 do 110 W wywiera znaczący wpływ na wartość maksymalnej siły zginającej, która zwiększa się średnio z ok. 350 do ok. 1315 N. W przypadku mostu ze stopu Ti6Al4V wytworzonego poprzez selektywne spiekanie laserowe zwiększenie mocy lasera w tym samym zakresie powoduje zwiększenie maksymalnej siły zginającej z ok. 525 do ok. 1560 N. W przypadku stopu Ti6Al4V każdorazowo przy każdej mocy lasera jest większa maksymalna siła zginająca wywołująca złom próbki niż w mostach wytworzonych z tytanu, natomiast w każdym przypadku następuje to przy relatywnie mniejszym ugięciu. Przykładowo lite mosty selektywnie spiekane laserowo

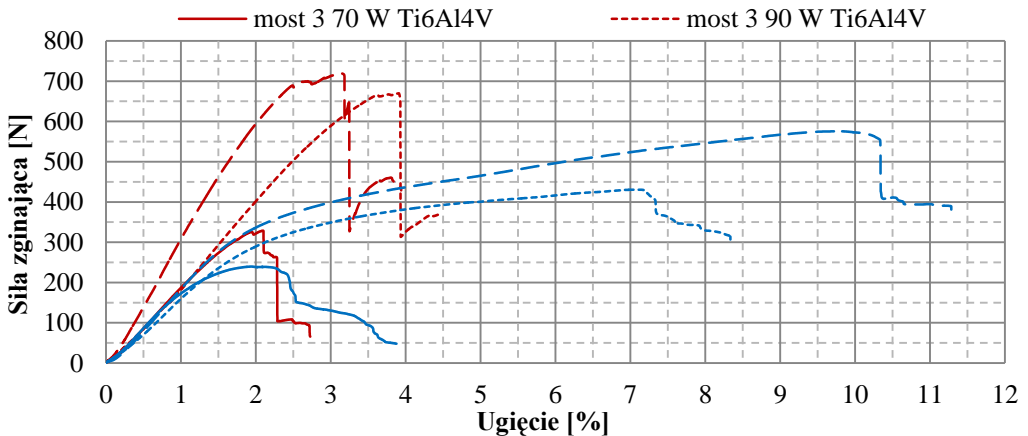
przy mocy lasera 110 W ze stopu Ti6Al4V ulegają uszkodzeniu przy ok. 3% ugięciu, gdy w przypadku tytanu ugięcie to przekracza 4,5% (rys. 8.31).



Rysunek 8.31. Porównanie wykresów zależności siły zginającej od ugięcia litego mostu nr 2 wytworzonego przez selektywne spiekanie laserowe z tytanu i ze stopu Ti6Al4V przy różnych mocach lasera

Ze zwiększeniem mocy lasera z 70 do 110 W wartość maksymalnej siły zginającej dla mostu stomatologicznego nr 3, wytworzonego z tytanu zwiększa się z ok. 240 do ok. 580 N

(rys. 8.32), a w przypadku mostu ze stopu Ti6Al4V z ok. 340 do ok. 720 N (rys. 8.32). W przypadku stopu Ti6Al4V selektywnie spiekanego laserowo każdorazowo przy każdej mocy lasera jest większa siła zginająca wywołującą złom próbki niż w mostach wytworzonych z tytanu, natomiast w każdym przypadku następuje to przy relatywnie mniejszym ugięciu (rys. 8.32). Porównanie własności wytrzymałościowych dla mostu stomatologicznego nr 3, wytworzonego z tytanu oraz ze stopu Ti6Al4V4 przedstawiono w tabelicy 8.19.



Rysunek 8.32. Porównanie wykresów zależności siły zginającej od ugięcia litego mostu nr 3 wytworzonego przez selektywne spiekanie laserowe z tytanu i ze stopu Ti6Al4V przy różnej mocy lasera

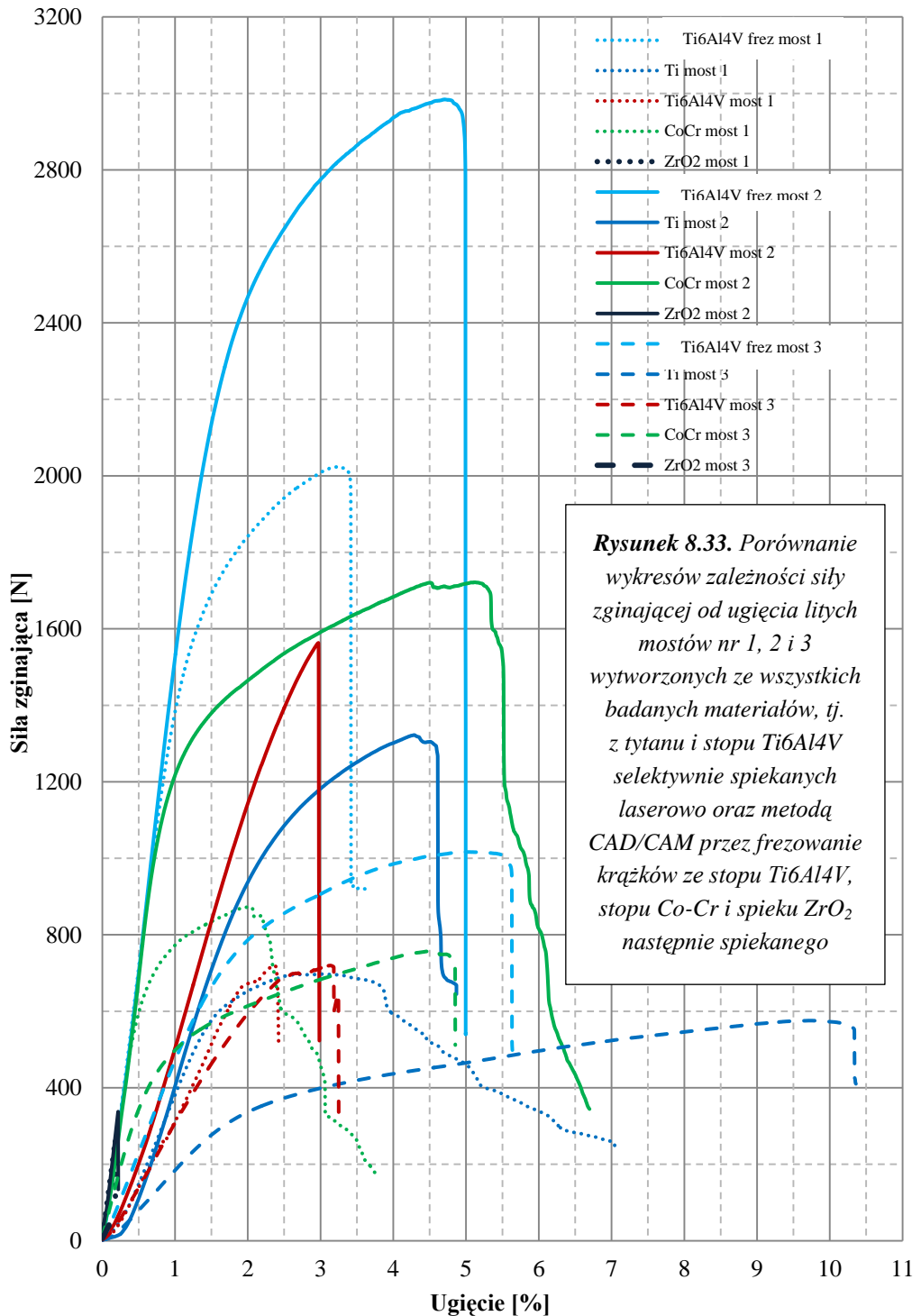
Tablica 8.19. Wyniki wytrzymałości na zginanie mostu nr 3 wytworzonego z tytanu i ze stopu Ti6Al4V przy różnej mocy lasera

Moc lasera	70 W	90 W	110 W
Material	Maksymalna siła zginająca, N		
Ti	239,60	430,98	575,58
	243,21	452,33	602,64
	231,28	449,25	598,35
	245,12	443,18	605,32
	251,08	455,16	581,28
Ti6Al4V	328,80	669,13	739,72
	310,15	641,29	721,32
	305,36	651,82	712,54
	320,08	639,97	725,27
	316,31	647,19	715,03

Tablica 8.20. Zestawienie średniej wytrzymałości na zginanie mostów nr 1, 2 i 3 wytworzonych ze spiekane go tytanu i stopu Ti6Al4V oraz frezowanego stopu Ti6Al4V, stopu Co-Cr i spieku ZrO₂ następnie spiekane go (wyniki uśrednione każdorazowo z pomiarów dla 5 próbek)

Material	Most nr	Ti sp. (110 W)	Ti6Al4V sp. (110 W)	Co-Cr fr.	ZrO ₂ fr.	Ti6Al4V fr.
Maksymalna siła zginająca, N	1	697,31	720,04	837,29	255,80	2020,71
	2	1315,63	1563,15	1715,36	312,52	2980,72
	3	575,8	739,72	752,13	38,50	1016,86

Porównano wykresy zależności siły zginającej od ugięcia litych mostów nr 1, 2 i 3 wytworzonych ze wszystkich badanych materiałów, tzn. z selektywnie spiekanych laserowo tytanu i stopu Ti6Al4V oraz frezowanych z krążków stopu Ti6Al4V, stopu Co-Cr i spieku ZrO₂ frezowanego i następnie spiekane go (tabl. 8.20). Na rysunku 8.33 m.in. porównano wykresy zależności siły zginającej od ugięcia litych mostów nr 1, 2 i 3 wytworzonych przez selektywne spiekanie laserowe z tytanu przy mocy lasera 110 W. Maksymalna siła zginająca znacząco zależy od rodzaju mostu stomatologicznego zmieniając się od ok. 580 N w przypadku mostu nr 3 do ok. 1320 N dla mostu nr 2. Z kolei maksymalne ugięcie ok. 10,4% wykazuje most nr 3, natomiast najmniejsze ok. 4,6% most nr 2. Most nr 1 wykazuje własności pośrednie. W przypadku litych mostów nr 1, 2 i 3 wytworzonych przez selektywne spiekanie laserowe ze stopu Ti6Al4V przy mocy lasera 110 W (rys. 8.33) maksymalna siła zginająca ok. 1570 N występuje w przypadku mostu nr 2, a dwa pozostałe mosty wykazują tę siłę ok. 720 N. Maksymalne ugięcie dla mostów nr 3, 2 i 1 wynosi odpowiednio ok. 3,2; ok. 3 oraz ok. 2,4%. W przypadku mostów nr 2, 1 i 3 wytworzonych metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków ze stopu Ti6Al4V, jak przedstawiono na rysunku 8.33 maksymalna siła zginająca jest znacznie większa i wynosi odpowiednio ok. 2970, ok. 2030 oraz 1030 N, natomiast maksymalne ugięcia wynoszą odpowiednio ok. 5, ok. 3,4 i 5,6%. Porównano również wykresy zależności siły zginającej od ugięcia litych mostów nr 1, 2 i 3 wytworzonych metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków ze stopu Co-Cr oraz spieku ZrO₂ (rys. 8.33). Porównanie wykresów zależności siły zginającej od ugięcia litych mostów nr 1, 2 i 3 wytworzonych ze wszystkich badanych materiałów, tj. z tytanu i stopu Ti6Al4V selektywnie spiekanych laserowo oraz metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków ze stopu Ti6Al4V, stopu Co-Cr i spieku ZrO₂ wskazuje, że największe maksymalne siły zginające są właściwe dla mostu nr 2 niezależnie od zastosowanego materiału, natomiast największe ugięcie cechuje most nr 3.



Rysunek 8.33. Porównanie wykresów zależności siły zginającej od ugięcia litych mostów nr 1, 2 i 3 wytworzonych ze wszystkich badanych materiałów, tj. z tytanu i stopu Ti6Al4V selektywnie spiekanych laserowo oraz metodą CAD/CAM przez frezowanie krążków ze stopu Ti6Al4V, stopu Co-Cr i spieku ZrO₂ następnie spiekanego

8.6. Ogólne zalecenia dotyczące celowości stosowania metod przyrostowych wytwarzania uzupełnień protetycznych układu stomatognatycznego w porównaniu z metodami ubytkowymi

W niniejszym artykule przedstawiono badania porównawcze struktury i własności wybranych materiałów inżynierskich stosowanych na stomatologiczne uzupełnienia protetyczne wytworzone alternatywnie metodą ubytkową poprzez frezowanie na frezarkach sterowanych numerycznie CNC (Computerized Numerical Control) oraz metodą przyrostową selektywnego spiekania laserowego SLS (Selective Laser Sintering) elementów litych i porowatych z wykorzystaniem technik CAD/CAM komputerowego wspomaganie projektowania i wytwarzania oraz opracowaną oryginalną technologię wytwarzania elementów stosowanych w protetyce stomatologicznej wytwarzanych z proszków tytanu oraz stopu Ti6Al4V metodą selektywnego spiekania laserowego. Wykazano, że materiały inżynierskie stosowane na protetyczne uzupełnienia stomatologiczne wytwarzane przyrostową metodą selektywnego spiekania laserowego z proszków tytanu i stopu Ti6Al4V z wykorzystaniem indywidualnego projektowania kształtu i postaci geometrycznej technikami komputerowego wspomaganie projektowania i wytwarzania CAD/CAM, wykazują strukturę litą bez porów i wad, zapewniając własności mechaniczne nie mniejsze niż wykazywane przez elementy o analogicznym kształcie i postaci geometrycznej wytwarzane technologią ubytkową z wykorzystaniem technik CAD/CAM poprzez frezowanie na frezarkach sterowanych numerycznie CNC krążków litych ze stopu Co-Cr, z ceramiki ZrO₂ oraz ze stopu Ti6Al4V. Dobrano warunki technologiczne oraz opracowano oryginalną technologię elementów stosowanych w protetyce stomatologicznej wytwarzanych z proszków stopu Ti6Al4V oraz czystego Ti metodą selektywnego spiekania laserowego po odpowiednim zaprojektowaniu procesu technologicznego z użyciem programu komputerowego wspomaganie projektowania i wytwarzania CAD/CAM. Porównano wyniki wykonanych badań mikropróbek wytrzymałościowych, jak i wytypowanych mostów protetycznych, które wskazują, że wytrzymałość na zginanie tytanu selektywnie spiekanego laserowo, frezowanego stopu Ti6Al4V oraz frezowanego stopu Co-Cr jest zawarta w przedziale 1739-1959 MPa, natomiast wytrzymałość na rozciąganie zawiera się pomiędzy 739 a 858 MPa, co wskazuje że te materiały mogą być stosowane na uzupełnienia protetyczne, podobnie jak selektywnie spiekany laserowo stop Ti6Al4V o wytrzymałości na zginanie ok. 2374 MPa oraz o wytrzymałości na rozciąganie ok. 1312 MPa i czysty Ti o wytrzymałości na zginanie ok. 1682 MPa

i wytrzymałości na rozciąganie 739 MPa. Technologia selektywnego spiekania laserowego tytanu, a tym bardziej stopu Ti6Al4V zapewnia uzyskanie własności mechanicznych porównywalnych lub lepszych od referencyjnego stopu Co-Cr, powszechnie stosowanego na uzupełnienia protetyczne, w tym mosty protetyczne wytwarzane poprzez frezowanie krążków litych na frezarkach sterowanych numerycznie CNC.

Wykonane badania umożliwiły udzielenie odpowiedzi na zasadnicze pytanie, w jakim zakresie możliwe jest stosowanie do celów protetyki stomatologicznej tytanu i jego stopów, zwłaszcza stopu Ti6Al4V, które są w pełni dopuszczone do zastosowań medycznych na podstawie odpowiednich certyfikatów obowiązujących w Polsce, Unii Europejskiej i wielu innych krajach. Należy przy tym zauważyć, że ze względu na założony aplikacyjny charakter niniejszej pracy nie podjęto badań nad stopem tytanu zawierającym niob, pomimo sygnałów, że zastosowanie stopu Ti6Al4V może być rozwiązaniem o niekorzystnym oddziaływaniu toksycznym. Wykonane szczegółowe studia literaturowe w tym zakresie nie potwierdziły jednoznacznie trafności takich ocen, pomimo doniesień [83, 84], że wanad uważa się za czynnik potencjalnie toksycznie oddziałujący na układ oddechowy, układ krążenia, ośrodkowy układ nerwowy, narządy układu pokarmowego, nerek i skóry [85], a podejrzewa się również, że może być ważnym czynnikiem w etiopatogenezie choroby Parkinsona [86] i pomimo zdawkowych informacji [87-95] o możliwościach toksycznego oddziaływaniu wanadu jako pierwiastka stopowego w stopie Ti6Al4V. Nie kwestionując tej hipotezy co do zasady, należy stwierdzić, że w żadnej z tych prac nie przedstawiono żadnych, a tym bardziej wiarygodnych wyników metodycznych badań w tym zakresie, aczkolwiek wstępne wyniki podane w pracy [95] wykazują, że różnice pomiędzy niobem a wanadem nie są zbyt znaczące i nadal brak jest potwierdzenia w sposób wiarygodny hipotezy o możliwości stosowania stopów tytanu z niobem, np. Ti6Al7Nb, w zamian za stop Ti6Al4V.

Spośród wszystkich materiałów inżynierskich zbadanych w niniejszej pracy, najmniejsze własności wytrzymałościowe wykazuje frezowany materiał ZrO₂ następnie spiekany. Średnia wytrzymałość na rozciąganie tego materiału wynosi ok. 47 MPa, czyli jest niemal dwudziestokrotnie mniejsza niż stopu Co-Cr, a średnia wytrzymałość na zginanie jest mniejsza niemal trzykrotnie od stopu Co-Cr i wynosi ok. 605 MPa. Odpowiednio maksymalne wydłużenie nie przekracza 6%, natomiast maksymalne ugięcie wynosi ok. 0,3% i obydwie te wielkości są wielokrotnie mniejsze od właściwych dla stopu Co-Cr. Badania mikroskopowe powierzchni mostów protetycznych wytworzonych z tego materiału metodą ubytkową frezowania

z krążków i następnego spiekania wykazują korzystniejszą chropowatość niż mosty wytworzone ze stopu Co-Cr, a ich przełom po zginaniu jest zdecydowanie kruchy, a pęknięcie następuje w różnych miejscach, a nie tak jak w przypadku stopu Co-Cr. Uzupełnienia protetyczne na podbudowie ze spiekane go ZrO_2 są jednak coraz częściej stosowane w szczególności z powodu konieczności zapewnienia najlepszych walorów estetycznych stosowanego rozwiązania. Dzięki temu, że podbudowa z tlenku cyrkonu może być całkowicie biała, ale także po podbarwieniu specjalnymi farbami jeszcze przed spiekaniem może uzyskać barwę zgodną z wzornikiem kolorów VITA, możliwe jest uzyskanie całkowicie naturalnego efektu estetycznego gotowego uzupełnienia protetycznego. Warto także zwrócić uwagę na możliwość zyskania efektu przezierności zwłaszcza brzegów siecznych takiego uzupełnienia protetycznego, odpowiadając na potrzeby najbardziej wymagających pacjentów. Efekty takie nie są możliwe do uzyskania na podbudowie ze stopu Co-Cr. Z kolei stosowanie tytanu jako podbudowy pod korony i mosty protetyczne jest praktycznie niemożliwe, ze względu na tendencję materiału do zmiany odcienia porcelany na ciemniejszą i zimniejszą, a co za tym idzie zapewnienie powtarzalności wykonania uzupełnień protetycznych i ich jakości jest niezwykle trudne. Rozwiązaniem zapewniającym najlepsze możliwe walory estetyczne, jest stosowanie tlenku cyrkonu jako podbudowy. Ze względu na znaczne ryzyko technologiczne i terapeutyczne rozwiązanie wykazujące najmniejsze własności wytrzymałościowe jest jednak rozwiązaniem najdroższym. Inżynier stomatologiczny musi zatem zdawać sobie sprawę z ograniczeń tego materiału i projektować uzupełnienia protetyczne na podbudowie z tlenku cyrkonu w inny sposób, niż w przypadku zastosowania materiałów metalowych. Autor niniejszej pracy w swojej codziennej praktyce inżyniera stomatologicznego wykonuje wszystkie rodzaje mostów z koronami $\frac{3}{4}$, tj. takimi które na wszystkich ściankach z wyjątkiem ściany przedsiionkowej oraz powierzchni żującej wykonywane są o pełnej budowie, jako tzw. pełnokonturowe. Taka korona pokrywana jest od strony przedsiionkowej porcelaną licującą dla zapewnienia najlepszych walorów estetycznych, a specjalnymi farbami i glazurą na pozostałych powierzchniach. Tak zaprojektowany most w przedstawionym w niniejszej pracy przykładzie miałby ściany o grubości ok. 2,5 mm zamiast 0,6 mm, a powierzchnia przekroju łączników wynosiłaby ok. 20-22 mm² zamiast 10-12 mm², jak w przypadku projektów przedstawionych w niniejszej pracy, a z istoty odnoszących się do materiałów metalowych. Znacznie większy przekrój czynny umożliwi przenoszenie odpowiednio większych obciążeń. Jednocześnie projektant musi zwracać szczególną uwagę na podparcie przęseł mostów na wyrostku

zębodołowym, nigdy nie wykorzystując siodłowego kształtu dodziąsłowego, lecz w każdym przypadku stosując podparcie eliptyczne z korektą poddziąsłową. Tak zaprojektowane uzupełnienie protetyczne z pewnością wykaże znacząco większe własności wytrzymałościowe, niż uzupełnienie protetyczne o zredukowanej budowie, stanowiące odniesienie przyjęte w niniejszej pracy. Niestety nadal powszechnie stosowane są przez lekarzy dentystów i techników stomatologicznych uzupełnienia protetyczne wykonywane na podbudowach z tlenku cyrkonu o uproszczonej budowie, czyli jako tzw. czapki z prostymi łącznikami. Uzyskane wyniki badań nie wydają się potwierdzać aplikowalności zaprojektowanych w ten sposób mostów z tego materiału. Stawia to pod znakiem zapytania możliwość stosowania w praktyce stomatologicznej mostów ze spieku ZrO_2 bez stosowania specjalnego sposobu projektowania tego typu uzupełnień stomatologicznych. Fakt ten mogą potwierdzać znane z praktyki lekarskiej przypadki uszkodzeń tych mostów w trakcie normalnej eksploatacji przez pacjentów.

Wyniki zaprezentowane w niniejszym artykule mogą znaleźć bezpośrednie zastosowanie w praktyce stomatologicznej, w usuwaniu skutków utraty zębów w wyniku próchnicy zębów, ze względu na miejscowe schorzenia oraz duże ryzyko powikłań ogólnoustrojowych uważanej za jedną z najczęstszych chorób przewlekłych.

8.7. Literatura do artykułu 8

1. E. Kanasi, S. Ayilavarapu, J. Jones, The aging population: demographics and the biology of aging, *Periodontology* 2000, 72/1 (2016) 13-18, doi: 10.1111/prd.12126.
2. P.E. Petersen, H. Ogawa, Prevention of dental caries through the use of fluoride – the WHO approach, *Community Dental Health* 33 (2016) 66-68, doi: 10.1922/CDH_Petersen03.
3. Oral Health Country/Area Profile Project CAPP, Centre for Oral Health Sciences, Malmö University, Malmö, Sweden, <http://www.mah.se/CAPP/>, dostęp 15.12.2016.
4. P.E. Petersen, Oral health surveys: basic methods, 5th ed., World Health Organization, Geneva, Switzerland, 2013.
5. J.C. Mesquita Carvalho, R. Brito e Dias, B. Silva Camara Mattos, M. Andre, Rehabilitacao protetica craniomaxilofacial, Livraria Santos Editora, Sao Paulo, 2013.
6. A. Wójcicka, M. Zalewska, E. Czerech, R. Jabłoński, S.Z. Grabowska, E. Maciorkowska, Próchnica wieku rozwojowego chorobą cywilizacyjną, *Przegląd Epidemiologiczny* 66/4 (2012) 705-711.
7. J. Szymańska, L. Szalewski, Próchnica zębów mlecznych w populacji polskich dzieci w wieku 0,5-6 lat, *Zdrowie Publiczne* 121/1 (2011) 86-89.
8. T. Staśkiewicz, Analiza wpływu wybranych czynników na intensywność próchnicy wczesnej, *Annales Academiae Medicae Stetinensis* 58/2 (2012) 36-39.
9. E. Krzywiec, M. Zalewska, A. Wójcicka, R. Jabłoński, B.J. Olejnik, S.Z. Grabowska, J. Jamiołkowski, E. Czerech, A. Łuszcz, A. Stepek, E. Maciorkowska, Wybrane zachowania żywieniowe a występowanie próchnicy u młodzieży, *Przegląd Epidemiologiczny* 66/4 (2012) 713-721.
10. Z. Jańczuk, Próchnica zębów, zapobieganie, klinika i leczenie, PZWL, Warszawa, 1994.
11. R. Marxkors (tłum. B. Płonka), Rozwój protetyki stomatologicznej w Europie Środkowej od drugiej połowy XX wieku (Prothetische Zahnheilkunde in Mitteleuropa seit Mitte des 20. Jahrhunderts), *Protetyka Stomatologiczna* 61/2 (2011) 138-152.
12. L.A. Dobrzański, Metaloznawstwo opisowe stopów metali nieżelaznych, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2008.
13. J. Augustyn-Pieniążek, A. Łukaszczyk, A. Szczurek, K. Sowińska, Struktura i własności stopów dentystrycznych na bazie kobaltu stosowanych do wykonywania protez szkieletowych, *Inżynieria Materiałowa* 34/2 (2013) 116-120.

14. Y.S. Al Jabbari, Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature, *Journal of Advanced Prosthodontics* 6/2 (2014) 138-145, doi: 10.4047/jap.2014.6.2.138.
15. Ö. Malkondu, N. Tinastepe, E. Akan, E. Kazazoğlu, An overview of monolithic zirconia in dentistry, *Biotechnology & Biotechnological Equipment* 30/4 (2016) 644-652, doi: 10.1080/13102818.2016.1177470.
16. A.A. Madfa, F.A. Al-Sanabani, N.H. Al-Qudami, J.S. Al-Sanabani, A.G. Amran, Use of Zirconia in Dentistry: An Overview, *The Open Biomaterials Journal* 5 (2014) 1-9.
17. H.J. Conrad, W.J. Seong, I.J. Pesun, Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review, *Journal of Prosthetic Dentistry* 98 (2007) 389-404, doi: 10.1016/S0022-3913(07)60124-3.
18. B. Dejak, M. Kacprzak, B. Suliborski, B. Śmielak, Struktura i niektóre właściwości ceramik dentystycznych stosowanych w uzupełnieniach pełnoceramicznych w świetle literatury, *Protetyka Stomatologiczna* 56/6 (2006) 471-477.
19. T. Miyazaki, T. Nakamura, H. Matsumura, S. Ban, T. Kobayashi, Current status of zirconia restoration, *Journal of Prosthodontic Research* 57/4 (2013) 236-261, doi: 10.1016/j.jpor.2013.09.001.
20. T. Vagkopoulou, S.O. Koutayas, P. Koidis, J.R. Strub, Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic, *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 4/2 (2009) 130-151.
21. F. Komine, M.B. Blatz, H. Matsumura, Current status of zirconia-based fixed restorations, *Journal of Oral Science* 52/4 (2010) 531-539.
22. V.C. Bachhav, M.A. Aras, Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review, *Quintessence International* 42/2 (2011) 173-182.
23. R.G. Craig, *Materiały stomatologiczne*, Elsevier Urban & Partner, Wrocław, 2008.
24. S. Majewski, Nowe technologie wytwarzania stałych uzupełnień zębowych: galwanofforming, technologia CAD/CAM, obróbka tytanu i współczesne systemy ceramiczne, *Protetyka Stomatologiczna* 57/2 (2007) 124-131.
25. T. Miyazaki, Y. Hotta, CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations, *Australian Dental Journal* 56/1 (2011) 97-106, doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x.

26. P. Malara, L.B. Dobrzański, Computer-aided design and manufacturing of dental surgical guides based on cone beam computed tomography, *Archives of Materials Science and Engineering* 76/2 (2015) 140-149.
27. P. Malara, L.B. Dobrzański, J. Dobrzańska, Computer-aided designing and manufacturing of partial removable dentures, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 73/2 (2015) 157-164.
28. S. Majewski, M. Pryliński, *Materiały i technologie współczesnej protetyki stomatologicznej*, Wydawnictwo Czelej, Lublin, 2013.
29. P. Paspaspyridakos, G.S. White, K. Lal, Flapless CAD/CAM-guided surgery for staged transition from failing dentition to complete arch implant rehabilitation: A 3-year clinical report, *Journal of Prosthetic Dentistry* 107/3 (2012) 143-150, doi: 10.1016/S0022-3913(12)00025-x.
30. C.C. Galanis, M.M. Sfantsikopoulos, P.T. Koidis, N.M. Kafantaris, P.G. Mpikos, Computer methods for automating preoperative dental implant planning: Implant positioning and size assignment, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 86/1 (2007) 30-38, doi: 10.1016/j.cmpb.2006.12.010.
31. P. Malara, L.B. Dobrzański, Designing and manufacturing of implantoprosthodontic fixed suprastructures in edentulous patients on the basis of digital impressions, *Archives of Materials Science and Engineering* 76/2 (2015) 163-171.
32. L.B. Dobrzański, *Struktura i własności materiałów inżynierskich na uzupełnienia protetyczne układu stomatognatycznego wytwarzane metodami przyrostowymi i ubytkowymi*, Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica, Kraków, praca doktorska w toku.
33. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, A. Achteлик-Franczak, L.B. Dobrzański, Comparative analysis of mechanical properties of scaffolds sintered from Ti and Ti6Al4V powders, *Archives of Materials Science and Engineering* 73/2 (2015) 69-81.
34. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, P. Malara, T.G. Gaweł, L.B. Dobrzański, A. Achteлик-Franczak, Selective Laser Sintering and Melting of pristine titanium and titanium Ti6Al4V alloy powders and selection of chemical environment for etching of such materials, *Archives of Metallurgy and Materials* 60/3 (2015) 2039-2045, doi: 10.1515/amm-2015-0346.
35. L. Lu, J. Fuh, Z. Chen, C.C. Leong, Y.S. Wong, In situ formation of TiC composite using selective laser melting, *Materials Research Bulletin* 35/9 (2000) 1555-1561.

36. S. Kumar, Selective Laser Sintering: A Qualitative and Objective Approach, Modeling and Characterization 55/10 (2003) 43-47.
37. W. Xue, K.B. Vamsi, A. Bandyopadhyay, S. Bose, Processing and biocompatibility evaluation of laser processed porous titanium, Acta Biomaterialia 3 (2007) 1007-1018.
38. K. Osakada, M. Shiomi, Flexible manufacturing of metallic products by selective laser melting of powder, International Journal of Machine Tools & Manufacture 46 (2006) 1188-1193.
39. J.P. Kruth Mercelis, J. Van Vaerenbergh, L. Froyen, M. Rombouts, Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting, Rapid Prototyping Journal 11/1 (2005) 26-36, doi: 10.1108/13552540510573365.
40. S. Mellor, L. Hao, D. Zhang, Additive manufacturing: A framework for implementation, International Journal of Production Economics 149 (2014) 194-201.
41. N. Guo, M.C. Leu, Additive manufacturing: technology, applications and research needs, Frontiers of Mechanical Engineering 8/3 (2013) 215-243, doi: 10.1007/s11465-013-0248-8.
42. L.S. Bertol, W.K. Júnior, F.P. da Silva, C.A. Kopp, Medical design: Direct metal laser sintering of Ti-6Al-4V, Materials and Design 31 (2010) 3982-3988.
43. D.K. Pattanayak, A. Fukuda, T. Matsushita, M. Takemoto, S. Fujibayashi, K. Sasaki, N. Nishida, T. Nakamura, T. Kokubo, Bioactive Ti metal analogous to human cancellous bone: Fabrication by selective laser melting and chemical treatments, Acta Biomaterialia 7 (2011) 1398-1406.
44. J. Żmudzki, Uwarunkowania materiałowe wydolności czynnościowej całkowitych osiadających protez zębowych, Open Access Library 4/10 (2012) 1-176.
45. R. Tribińło, E. Szymaniak, D. Waszkiel, M. Syczewski, Zastosowanie metody elementów skończonych do analizy stanu naprężeń w tkankach twardych zęba, Czasopismo Stomatologiczne 42/1 (1989) 1-7.
46. R. Tribińło, E. Szymaniak, D. Waszkiel, M. Syczewski, Sposoby dyskretyzacji ośrodka i charakteryzowania cech sprężystych tkanek twardych zęba, Czasopismo Stomatologiczne 42/2 (1989) 109-115.
47. E. Szymaniak, A. Kierkło, R. Tribińło, Praktyczne zastosowanie metody elementów skończonych (MES) do analizy naprężeń w tkankach zęba i wypełnieniu, Czasopismo Stomatologiczne 44 (1991) 271-275.

48. M.H. Ho, S.Y. Lee, H.H. Chen, M.C. Lee, Three-dimensional finite element analysis of the effect of post on stress distribution in dentin, *Journal of Prosthetic Dentistry* 72/4 (1994) 367-372, doi: 10.1016/0022-3913(94)90555-X.
49. A. Kierklo, E. Szymaniak, R. Tribińło, A. Walendziuk, Zastosowanie metody elementów skończonych (MES) do oceny naprężeń w zębie z kanałem wypełnionym gutaperką, *Czasopismo Stomatologiczne* 48/8 (1995) 495-500.
50. B. Dejak, A. Młotkowski, Badanie naprężeń w zębach w zależności od wielkości części korzeniowej wkładów, *Stomatologia Współczesna* 2/5 (1995) 410-419.
51. A. Kierklo, Studium hipotez wytrzymałościowych tkanek twardych kości i zęba, *Zeszyty Naukowe Politechniki Białostockiej, Budownictwo* 16 (1997) 95-106.
52. T. Lipski, W. Chladek, Wartości sił zgryzu w zależności od wieku i płci, *Protetyka Stomatologiczna* 47/5 (1997) 284-287.
53. A. Kierklo, Wpływ ubytku klinowego na stan wyężenia twardych tkanek zęba, *Czasopismo Stomatologiczne* 52/6 (1999) 355-360.
54. H.S. Yang, L.A. Lang, A.D. Guckes, D.A. Felton, The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials, *Journal of Prosthetic Dentistry* 86/1 (2001) 74-80, doi: 10.1067/mpr.2001.115503.
55. S. Habelitz, S.J. Marshall, G.W. Marschall Jr., M. Balooch, Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale, *Archives of Oral Biology* 46/2 (2001) 173-183.
56. H.E. Lee, C.L. Lin, C.H. Wang, C.H. Cheng, C.H. Chang, Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar – a finite element investigation, *Journal of Dentistry* 30/7-8 (2002) 283-290.
57. G. Milewski, Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda-implant w stomatologii, Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków, 2002.
58. M. Tanaka, T. Naito, M. Yokota, M. Kohno, Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force, *Journal of Oral Rehabilitation* 30 (2003) 60-67, doi: 10.1046/j.1365-2842.2003.00959.x.
59. J.S. Ress, M. Hammadeh, Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study, *European Journal of Oral Sciences* 112/4 (2004) 347-352.

60. B. Dejak, Wpływ szerokości i głębokości wkładów koronowo-korzeniowych na naprężenia występujące w trzonowcach podczas cyklu żucia, *Protetyka Stomatologiczna* (2004) 54/2 86-92.
61. L.A. Litonjua, S. Andreana, A.K. Patra, R.E. Cohen, An assessment of stress analyses in the theory of abfraction, *Bio-Medical Materials and Engineering* 14/3 (2004) 311-321.
62. B. Dejak, Wpływ anizotropowych właściwości szkliwa na naprężenia występujące w zębach trzonowych podczas żucia, *Protetyka Stomatologiczna* 54/3 (2004) 162-167.
63. A. Dobosz, H. Panek, K. Dobosz, Zastosowanie metody elementów skończonych do analizy naprężeń w twardych tkankach zębów, *Dental and Medical Problems* 42/4 (2005) 651-655.
64. T. Nagasao, J. Miyamoto, H. Kawana, Biomechanical Evaluation of Implant Placement in the Reconstructed Mandible, *Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24/6 (2009) 999-1005.
65. J. Żmudzki, G. Chladek, Modelowanie numeryczne biomechaniki protez całkowitych, *Inżynieria biomedyczna w stomatologii, IBwS 2011, Ustroń, 2011, CD-ROM*, 1-3.
66. P. Ślusarski, J. Świniarski, M. Kozakiewicz, M. Elgalal, G. Bogusławski, J. Gralewski, R. Grądzki, A. Ślusarska, B. Dejak, Model numeryczny do analizy biomechaniki żuchwy z wykorzystaniem metody elementów skończonych (MES), *Magazyn Stomatologiczny* 11 (2012) 38-41.
67. B.A. Gultekin, P. Gultekin, S. Yalcin, Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry, in: F. Ebrahimi (ed.), *Finite Element Analysis – New Trends and Developments*, InTech, Rijeka, Croatia, 2012, doi: 10.5772/48339.
68. S. Loska, Z. Paszenda, M. Basiaga, M. Kiel-Jamrozik, Zastosowanie MES w analizie układu wkład koronowo-korzeniowy–zab, *Inżynieria biomedyczna w stomatologii, IBwS 2014, Wisła, 2014, CD-ROM*, 46-47.
69. J. Żmudzki, G. Chladek, J. Kasperski, Biomechanical factors related to occlusal load transfer in removable complete dentures, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 14 (2015) 679-691, doi: 10.1007/s10237-014-0642-0.
70. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, P. Malara, T. Gawel, L.B. Dobrzański, A. Achtelek-Franczak, Fabrication of scaffolds from Ti6Al4V powders using the computer aided laser method, *Archives of Metallurgy and Materials* 60/2 (2015) 1065-1070.

71. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, A. Achtelik-Franczak, L.B. Dobrzański, M. Szindler, T.G. Gawęł, Porous selective laser melted Ti and Ti6Al4V materials for medical applications, in: L.A. Dobrzański (ed.), Powder Metallurgy – Fundamentals and Case Studies, InTech, Rijeka, Croatia, 2017, 161-181, doi: 10.5772/65375.
72. L.A. Dobrzański, G. Matula, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, P. Malara, M. Kremzer, B. Tomiczek, M. Kujawa, E. Hajduczek, A. Achtelik-Franczak, L.B. Dobrzański, J. Krzyśteczko, Composite materials infiltrated by aluminium alloys based on porous skeletons from alumina, mullite and titanium produced by powder metallurgy techniques, in: L.A. Dobrzański (ed.), Powder Metallurgy – Fundamentals and Case Studies, InTech, Rijeka, Croatia, 2017, 95-137, doi: 10.5772/65377.
73. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, A. Achtelik-Franczak, L.B. Dobrzański, E. Hajduczek, G. Matula, Fabrication technologies of the sintered materials including materials for medical and dental application, in: L.A. Dobrzański (ed.), Powder Metallurgy – Fundamentals and Case Studies, InTech, Rijeka, Croatia, 2017, 17-52, doi: 10.5772/65376.
74. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, P. Malara, L.B. Dobrzański, A. Achtelik-Franczak, Kompozyty biologiczno-inżynierskie dla medycyny regeneracyjnej, Zgłoszenie Patentowe P 414723 z 9.11.2015.
75. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, P. Malara, T.G. Gawęł, L.B. Dobrzański, A. Achtelik-Franczak, Implanto-skafold kostny, Zgłoszenie Patentowe P 414424 z 19.10.2015.
76. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, P. Malara, T.G. Gawęł, L.B. Dobrzański, A. Achtelik-Franczak, Implanto-skafold lub proteza elementów anatomicznych układu stomatognatycznego oraz twarzoczaszki, Zgłoszenie Patentowe P 414423 z 19.10.2015.
77. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, P. Malara, T.G. Gawęł, L.B. Dobrzański, A. Achtelik, Kompozyt wykonany z użyciem komputerowo wspomaganych metod laserowych na implanty twarzoczaszki oraz sposób jego wytwarzania, Zgłoszenie Patentowe P 411689 z 23.03.2015.
78. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, P. Malara, A. Achtelik-Franczak, L.B. Dobrzański, M. Kremzer, Sposób wytwarzania materiałów kompozytowych o mikroporowatej szkieletowej strukturze wzmocnienia, Zgłoszenie Patentowe P 417552 z dn. 13.06.2016.

79. L.A. Dobrzański et al., Badanie struktury i własności nowo opracowanych porowatych materiałów biomimetycznych wytwarzanych metodą selektywnego spiekania laserowego, BIOLASIN, Projekt UMO-2013/08/M/ST8/00818, Politechnika Śląska, Gliwice, 2013-2016.
80. J. Dobrzańska, K. Gołombek, L.B. Dobrzański, Polymer materials used in endodontic treatment – in vitro testing, Archives of Materials Science and Engineering 58/2 (2012) 110-115.
81. P. Malara, L.B. Dobrzański, Computer aided manufacturing and design of fixed bridges restoring the lost dentition, soft tissue and the bone, Archives of Materials Science and Engineering 81/2 (2016) 68-75, doi: 10.5604/18972764.1230551.
82. P. Malara, L.B. Dobrzański, Screw-retained full arch restorations – methodology of computer aided design and manufacturing, Archives of Materials Science and Engineering 83/1 (2017) 23-29.
83. D.F. Williams, Leading opinion on the mechanism of biocompatibility, Biomaterials 29/20 (2008) 2941-2953, doi: 10.1016/j.biomaterials.2008.04.023.
84. S.G. Steinemann, Metal implant and surface reactions, Injury 27/Suppl 3 (1996) SC16-SC22.
85. B.V. Venkatarman, S. Sudha, Vanadium toxicity, Asian Journal of Experimental Sciences 19/2 (2005) 127-134.
86. H.A. Ngwa, A. Kanthasamy, V. Anantharam, C. Song, T. Witte, R. Houk, A.G. Kanthasamy, Vanadium induces dopaminergic neurotoxicity via protein kinase Cdelta dependent oxidative signaling mechanisms: Relevance to etiopathogenesis of Parkinson's disease, Toxicology and Applied Pharmacology 240/2 (2009) 273-285, doi: 10.1016/j.taap.2009.07.025.
87. A. Zięty, M. Lachowicz, Analiza wpływu mikrostruktury na odporność korozyjną stopu tytanu Ti6Al7Nb, Aktualne Problemy Biomechaniki 8 (2014) 187-192.
88. Y. Okazaki, Y. Ito, K. Kyo, T. Tateishi, Corrosion resistance and corrosion fatigue strength of new titanium alloys for medical implants without V and Al, Materials Science and Engineering A 213 (1966) 138-147.
89. M.F. Semlitsch, H. Weber, R.M. Streicher, R. Schoen, Joint replacement components made of hot-forged and surface-treated Ti-6Al-7Nb alloy, Biomaterials 13/11 (1992) 781-788.

90. R. Michalik, J. Łaskawiec, J. Marciniak, Badania odporności korozyjnej stopów tytanu o przeznaczeniu biomedycznym, *Inżynieria Materiałowa* 19/2 (1998) 53-56.
91. V. Oliveira, R.R. Chaves, R. Bertazzoli, R. Caram, Preparation and characterization of Ti-Al-Nb alloys for orthopedic implants, *Brazilian Journal of Chemical Engineering* 15/4 (1998), doi: 10.1590/S0104-66321998000400002.
92. N.A. Al-Mobarak, A.A. Al-Swayih, F.A. Al-Rashoud, Corrosion Behavior of Ti-6Al-7Nb Alloy in Biological Solution for Dentistry Applications, *International Journal of Electrochemical Science* 6 (2011) 2031-2042.
93. R. Dąbrowski, J. Pacyna, J. Kochańczyk, Kształtowanie mikrostruktury i odporności na pękanie stopu Ti-6Al-7Nb, *Acta Bio-Optica et Informatica Medica Inżynieria Biomedyczna* 22/3 (2016) 130-137.
94. C.J. Boehlert, C.J. Cowen, J.P. Quast, T. Akahori, M. Niinomi, Fatigue and wear evaluation of Ti-Al-Nb alloys for biomedical applications, *Materials Science and Engineering C* 28/3 (2008) 323-330, doi: 10.1016/j.msec.2007.04.003.
95. M. Walkowiak-Przybyło, L. Klimek, W. Okrój, W. Jakubowski, M. Chwiłka, A. Czajka, B. Walkowiak, Adhesion, activation, and aggregation of blond platelets and biofilm formation on the surfaces of titanium alloys Ti6Al4V and Ti6Al7Nb, *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 100/3 (2012) 768-775, doi: 10.1002/jbm.a.34006.