

## 9. Metodologia komputerowo wspomaganego projektowania i wytwarzania stomatologicznych uzupełnień protetycznych z twardych materiałów inżynierskich

Lech B. Dobrzański, Piotr Malara

Centrum Projektowo-Badawczo-Produkcyjne Inżynierii Medycznej i Stomatologicznej  
ASKLEPIOS

ul. Jana III Sobieskiego 12/1

44-100 Gliwice

Adres korespondencyjny e-mail: [dobrzanski@centrumaskleplos.pl](mailto:dobrzanski@centrumaskleplos.pl)

### Spis treści

9.1. Znaczenie stomatologicznego leczenia protetycznego oraz możliwości aplikacji w tym obszarze technik komputerowego wspomaganego projektowania i wytwarzania .....	501
9.2. Komputerowo wspomagane projektowanie i wytwarzanie ruchomych protez częściowych .....	505
9.3. Komputerowo wspomagane projektowanie i wytwarzanie stałych uzupełnień protetycznych na przykładzie mostu okrężnego na podbudowie z tlenku cyrkonu .....	509
9.4. Komputerowo wspomagane projektowanie i wytwarzanie odbudowy implantoprotetycznej pełnego łuku na 6 implantach z wykorzystaniem cyfrowego wycisku protetycznego .....	514
9.5. Komputerowo wspomagane projektowanie i wytwarzanie stomatologicznych szablonów implantologicznych na podstawie komputerowej tomografii wiązki stożkowej.....	520
9.6. Literatura do artykułu 9 .....	528

## 9.1. Znaczenie stomatologicznego leczenia protetycznego oraz możliwości aplikacji w tym obszarze technik komputerowego wspomaganie projektowania i wytwarzania

Wśród licznych przyczyn zgłaszania się pacjentów do leczenia stomatologicznego jest utrata zębów, spowodowana stanami chorobowymi w jamie ustnej o ogniskach zakażenia, którymi mogą być głębokie ubytki próchnicowe, zęby leczone metodą amputacyjną z pozostawioną w kanałach zmumifikowaną miazgą, zęby nieprawidłowo przeleczone kanałowo, przewlekłe procesy zapalne w furkacjach o charakterze ziarninowym lub w okolicy okołowierzchołkowej, torbiele korzeniowe lub zawiązkowe, ropnie okołowierzchołkowe, ropnie przyzębne, patologiczne kieszonki przyzębne oraz zmiany o charakterze owrzodzeń na błonie śluzowej jamy ustnej [1-3]. Najczęściej przyczyną ekstrakcji zębów jest jednak próchnica, w zależności od kraju obejmująca od ok. 35-70% przyczyn [4-9]. Próchnica zębów w większości krajów wysoko rozwiniętych obejmuje większość dorosłych i 60-90% dzieci szkolnych [10, 11]. Polska należy do niewielu krajów Europy o wysokim występowaniu próchnicy [12, 13]. Jedynie 0,1% osób dorosłych w wieku 35-44 lat oraz tylko 19,3% dzieci 12-letnich jest wolnych od próchnicy [11, 13]. Braki zębowe lub nieprawidłowości zgryzowe wpływają na zaburzenia żucia i zmiany w przyzębiu lub stawie skroniowo-żuchwowym, a z kolei choroby w obrębie przyzębia (parodontopatie) decydują o zmianie położenia lub utracie zębów i zaburzają w wyniku tego czynność żucia. Zaburzenia czynności żucia oraz równowagi nerwowo-mięśniowej wpływają na ograniczanie ruchów żuchwy (artropatie) w wyniku przebudowy stawu skroniowo-żuchwowego. Utrata zębów, oprócz poważnych dysfunkcji układu stomatognatycznego [14-16] może doprowadzić do nie zrównoważonego zwarcia i do utraty walorów kosmetycznych, poprzez zachwianie podziału twarzy na trzy poziomy i efektu mocnego postarzenia wizerunku. Braki zębowe mogą przyczynić się również do zaburzeń trawienia układu pokarmowego oraz dysfunkcji mięśniowych i bruksizmu.

Stąd niezwykle istotne jest leczenie stomatologiczne, polegające m.in. na protetycznym odtwarzaniu brakujących zębów oraz na odtwarzaniu prawidłowej wysokości zwarcia w przypadku jej obniżenia na skutek wad zgryzowych lub patologicznego starcia zębów. Protetyka stomatologiczna jest ukierunkowana na wykonywanie czynnościowych uzupełnień lub korygowanie czynności za pomocą sztucznych urządzeń, zastępujących brak miękkich lub twardych tkanek jamy ustnej i okolic otaczających, przez odbudowę zębów naturalnych i/lub

przez uzupełnienia sztucznymi substancjami brakujących zębów i przyległych tkanek w obrębie jamy ustnej. Dobrze dobrane uzupełnienie stomatologiczne powinno spełniać zbiór wymagań biologicznych, wytrzymałościowych i technologicznych. Wraz z zastosowaniem implantów z tytanu oraz potwierdzeniem zjawiska osteointegracji [17-34], znakomicie poszerzono możliwości leczenia protetycznego. Implanty w odbudowie protetycznej są wykorzystywane w sytuacji wrodzonych i nabytych braków zębowych. Leczenia implantologiczne ma charakter zespołowy i wymaga ścisłej współpracy chirurga, protetyka, często ortodonta i laboratorium inżynierii stomatologicznej. Uzupełnienia protetyczne są sztucznymi urządzeniami w każdym przypadku indywidualnie projektowanymi i przygotowywanymi dla konkretnego pacjenta w skomplikowanym procesie kliniczno-wytwórczym. Działalność kliniczna w zakresie protetyki stomatologicznej jest zatem nierozdzielnie związana z postępowaniem technicznym w laboratorium inżynierii stomatologicznej i wymaga dobrej współpracy inżyniera stomatologicznego z lekarzem dentystą. Stawia to szczególnie wysokie wymagania inżynierii stomatologicznej w zakresie projektowania uzupełnień protetycznych i implantów stomatologicznych, projektowania i doboru materiałów inżynierskich do tych zastosowań oraz zaprojektowania technologii ich wytwarzania z wykorzystaniem współczesnych technologii komputerowego wspomagania prac inżynierskich.

Wyzwaniem nadal jest zapewnienie powtarzalności cech konstrukcyjnych i warunków eksploatacyjnych uzupełnień protetycznych. Testy własne precyzyjnych mas polieterowych, poliwinylsiloksanowych, silikonów addycyjnych wykonane w tych samych warunkach wykazały, że niedokładność wycisków jest zauważalna w codziennej praktyce i wynosi ok. 0,3% co oznacza, że wymiary odwzorowanego uzębienia różnią się około  $\pm 0,05-0,1$  mm. Jednocześnie badania wykazały, że masy te zarówno zawyżają jak i zaniżają wymiary odwzorowanego uzębienia. Drugim bardzo ważnym elementem wpływającym na dokładność modelu roboczego jest ekspansja gipsu, który w trakcie wiązania zwiększa swoją objętość o ok. 0,08%. Przy najgorszym wariancie stwierdzono zmianę objętości odwzorowanych zębów na modelu roboczym o -0,2% do 0,4%. W takim stanie rzeczy należy upatrywać zatem problemów z prawidłowym odwzorowaniem m.in. warunków zgryzowych. Jednocześnie przy tak znacznych różnicach wymiarów przygotowane ściśle mosty, zwłaszcza wielocłonowe mogą, mimo właściwej pasowności na modelu, nie pasować w ustach pacjenta. Zapewnienie wymaganej dokładności wymaga wyeliminowania jednego z etapów zwiększającego niedokładność modelu roboczego. W tym celu, korzystając ze skanera protetycznego można zeskanować

wycisk bezpośrednio z łyżki wyciskowej, eliminując tym samym efekt ekspansji gipsu wpływający na zwiększenie rozmiarów modelu gipsowego w stosunku do rzeczywistej sytuacji w jamie ustnej. Następnie należy wykonać model roboczy w celu zapewnienia możliwości wykonania dalszych etapów prac. Można także zdecydować się na wykonanie modelu roboczego na podstawie wyników skanowania skanerem wewnątrzustnym, który pozwoli wyeliminować zarówno skurcz masy wyciskowej jak i ekspansję gipsu stosowanego do wykonania modelu roboczego. Obie przedstawione metody także wykazują niedokładności. Dokładność modeli 3D wykonywanych skanerem wewnątrzustnym waha się w przedziale 50-70 mikrometrów i jest zbliżona do maksymalnej dokładności frezarek sterowanych numerycznie wykonujących ostateczny model uzupełnienia protetycznego. W przypadku metod odlewniczych dokładność jest zmienna i zależy od wielu czynników. Co za tym idzie niedokładność procedury powielenia uzębienia do modelu roboczego znacząco zmniejsza dokładność wykonywanego uzupełnienia protetycznego, które musi przez to być wykonane z większymi tolerancjami wymiarowymi i niejako przewidywać wszystkie składowe zmiany kształtów i wymiarów zachodzące w całym procesie powielenia.

Dzięki zastosowaniu technologii CAD/CAM możliwe jest precyzyjne zaprojektowanie i wytworzenie protez częściowych. Oprogramowanie CAD umożliwia stałą kontrolę przekrojów poszczególnych elementów protezy, a co za tym idzie kontrolę realizacji zaplanowanych własności wytrzymałościowych, a jednocześnie pozwala także na zaplanowanie minimalnie widocznych elementów mocujących. Korzystając z oprogramowania CAM możliwie jest precyzyjne wytworzenie protezy z dokładnością dochodzącą do 0,1 mm. Wyniki tak wykonanych prac przedstawiono w dalszej części niniejszego rozdziału.

W okresie ostatniego dziesięciolecia coraz większego znaczenia w inżynierii stomatologicznej nabrały techniki komputerowego wspomaganie projektowania/wytwarzania CAD/CAM (j. ang.: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) [36-46]. Możliwe jest dzięki temu wyeliminowanie licznych przyczyn braków dokładności wymiarowej wytwarzanych uzupełnień protetycznych, wynikających z fizycznych własności wykorzystywanych materiałów. Coraz powszechniej stosowane jest wytwarzanie podbudów metalowych poprzez frezowanie stopów Co-Cr, stopów tytanu, a także prefabrykatów ceramiki, w tym tlenków cyrkonu i aluminium oraz wzmocnianych dwukrzemianem litu, a także z poli(metakrylanu metylu) PMMA oraz wosku. Digitalizacji modelu uzupełnienia protetycznego dokonuje się jednym z dwóch sposobów. Sposób tradycyjny polega na wykonaniu klasycznego wycisku przez lekarza

dentystę, który może zostać powielony bez konieczności wykonywania modelu lub po wykonaniu mistrzowskiego modelu protetycznego z wysokogatunkowego gipsu dedykowanego do skanowania w systemie CAD. Drugą metodą preferowaną przez pacjentów jest wykonanie cyfrowego modelu protetycznego poprzez wykonanie skanowania w jamie ustnej z użyciem skanera wewnątrzustnego [47]. Komputerowe wspomaganie projektowania CAD zapewnia zindywidualizowanie projektowania i wytwarzania każdej protezy, w zależności od zakresu ubytków i cech anatomicznych pacjenta. Technikami CAD/CAM można również wytworzyć na gotowo lub przygotować do podścielania wewnątrzustnego tymczasowe uzupełnienia z materiałów akrylowych, do projektowania wykorzystując jako wzorzec uzębienie pacjenta lub wzorce zębów dostępne w bibliotekach oprogramowania. Szerokim obszarem wykorzystania technologii komputerowego wspomaganie projektowania/wytwarzania CAD/CAM, w tym także w obszarze inżynierii stomatologicznej są przyrostowe technologie wytwarzania, z selektywnym spiekaniem laserowym włącznie [48-67]. Radykalny zwrot zarówno w procedurach klinicznych jak i w sposobie technicznego przygotowania implantacji z wykorzystaniem metod CAD/CAM stanowią własne prace [38, 39, 68-70] dotyczące projektowania modelu różnych uzupełnień protetycznych z wykorzystaniem informacji o stanie tkanek pacjenta pozyskiwanych metodą tomografii wiązki stożkowej CBCT w planowaniu i wykonaniu leczenia implantoprotetycznego.

W kolejnych podrozdziałach niniejszego rozdziału przedstawiono przykłady wykorzystania technologii CAD/CAM do wytwarzania wybranych uzupełnień protetycznych, w tym ruchomych protez częściowych, odbudowy implantoprotetycznej pełnego łuku na 6 implantach z wykorzystaniem cyfrowego wycisku protetycznego włącznie z prezentacją idei wprowadzenia szablonu implantologicznego na podstawie komputerowej tomografii wiązki stożkowej, który odwzoruje zaplanowany kształt zębów jednocześnie umożliwiając lekarzowi implantologowi wprowadzenie implantów w ściśle zaplanowanym miejscu.

## 9.2. Komputerowo wspomagane projektowanie i wytwarzanie ruchomych protez częściowych

Współczesna stomatologia pozwala na wykonywanie zaawansowanych uzupełnień protezycznych odbudowujących wszelkiego rodzaju braki zębowe, zarówno w przypadku całkowitego bezzębia z wykorzystaniem implantów, odbudów stałych i ruchomych, jak i braków częściowych, w szczególności mostów opartych na zębach własnych, ale także na implantach zębowych. Jednocześnie nadal w części przypadków, mimo braku ograniczeń finansowych, konieczne jest zastosowanie protez częściowych, które są stosowane powszechnie w stomatologii od wielu dziesięcioleci. W szczególności sytuacje takie mają miejsce, gdy pacjent posiada układ zębów uniemożliwiający zastosowanie mostów opartych na zębach własnych, w szczególności w przypadku braków skrzydłowych, a jednocześnie objętość bazy kostnej uniemożliwia wprowadzenie implantów bez przeprowadzenia zaawansowanych zabiegów chirurgicznych związanych z odtworzeniem objętości kości (regeneracji materiałem kościostępczym lub autoprzeszczepem), a także kiedy tego typu zabiegi z jakichś powodów nie powiodły się. Jednocześnie ruchome protezy częściowe są także stosowane jako rozwiązania tymczasowe stosowane w trakcie leczenia implantologicznego, zabezpieczając pacjenta w trakcie trwania wszystkich procedur chirurgicznych i implantoprotetycznych.

Aby sprostać oczekiwaniom zarówno estetycznym jak i użytkowym pacjentów, także w tym dziale protetyki stomatologicznej nadal wprowadzane są zarówno nowe materiały jak i nowe sposoby wytwarzania opierające się o najnowocześniejsze metody. Dla prawidłowego funkcjonowania ruchomej protezy częściowej niezwykle ważne jest jej prawidłowe, ściśle przyleganie do tkanek zęba w obrębie elementów mocujących, w szczególności, że tego typu konstrukcje często są niesymetryczne, a przez to nierównomiernie przenoszą obciążenia w poszczególnych ćwiartkach uzębienia. Co za tym idzie jakiegokolwiek odstępstwo wykonane w stosunku do pierwotnego projektu oznacza często nieprawidłowe funkcjonowanie całej konstrukcji. Tradycyjnie procedury wytwórcze nie gwarantują niestety zachowania powtarzalności cech konstrukcyjnych i warunków eksploatacyjnych tego typu uzupełnień protetycznych. Wyróżnić można dwa podstawowe materiały i sposoby wytwarzania protez częściowych. Wspomniane rozwiązania z biegiem lat doczekały się wielu udoskonaleń i odmian w szczególności związanych z nowymi odmianami materiału, z którego są wykonane. Trzeba

jednak zaznaczyć, że generalnie wszystkie z tych rozwiązań są zbliżone do siebie i nie wyróżniają się zasadniczymi pozytywnymi cechami.

Pierwsze z tych rozwiązań to częściowe protezy osiadające, których podstawowym materiałem konstrukcyjnym jest akrylopolimer, zwany też szkłem akrylowym, którego głównym składnikiem jest polimetakrylan metylu (PMMA). Materiał ten jest biogodny, a jego główną zaletą jest ograniczenie występującego podczas polimeryzacji skurczu do 0,02%, dzięki czemu proteza dobrze odwzorowuje pole protetyczne oraz wpływa na utrzymanie uzupełnienia na podłożu. Elementami mocującym w takich protezach są zazwyczaj haczyki wykonane z drutu protetycznego, które zapewniają utrzymanie do zębów sąsiednich lub stosowania konstrukcji protezy oplatającej zęby skrajne w całości z akrylopolimeru. Podstawowym sposobem mocowania jest jednak osiadanie takiej protezy na tkankach miękkich. Z racji tego, że tkanki miękkie zmieniają swoją objętość i odkształcają się jest to rozwiązanie charakteryzujące się małą dokładnością. Rozwiązań tego typu, ze względu na ograniczoną wytrzymałość akrylopolimeru, a co za tym idzie relatywnie dużą przestrzeń, którą należy przeznaczyć na konstrukcję nośną protezy przy ograniczonych warunkach zgryzowych oraz braku możliwości zastosowania skutecznych elementów utrzymujących stosuje się wyłącznie ze względów ekonomicznych.

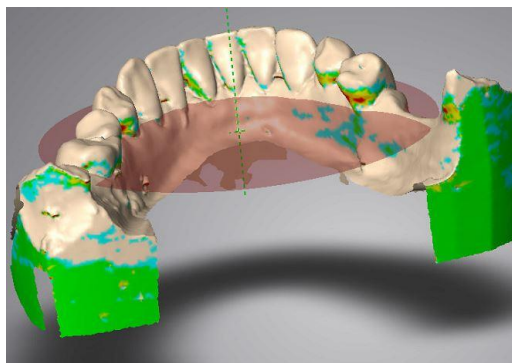
Drugim rozwiązaniem są częściowe protezy szkieletowe, których materiał nośny stanowi stelaż wykonany ze stopu Co-Cr-Mo należącego do najdłużej stosowanych biomateriałów metalowych, wykorzystywanych głównie na ruchome elementy protetyczne, przede wszystkim do odlewania protez szkieletowych, protez klamrowych i protez mocowanych na zasuwy i rygle, głównie ze względu na wymagane własności mechaniczne, mały moduł sprężystości i pożądaną odporność korozyjną [71, 72] lub ze stopu Co-Cr-W-Mo, w którym wolfram zwiększa energię błędu ułożenia, używane są na uzupełnienia szkieletowe, korony i mosty oraz charakteryzują się mniejszą grubością warstwy utlenionej niż stopy trójskładnikowe, co ułatwia ich łączenie z ceramiką oraz pokryciami akrylowymi. Podobnie jak w pierwszym przypadku miejsca braków zębowych uzupełnione są prefabrykowanymi zębami kompozytowymi osadzonymi w akrylopolimerze. Zaletą tego rozwiązania jest fakt, że wszystkie elementy mocujące są wykonane z materiału, który zapewnia stałą relację elementów mocujących do siebie i do tkanek zębów, zapewniając trwałe umocowanie i co za tym idzie większy komfort użytkowania. Podstawowym problemem przy ich stosowaniu jest tradycyjny sposób ich wytwarzania. Protezy te są projektowane bezpośrednio na podstawie modelu

gipsowego poprzez układanie odpowiedniej warstwy prefabrykowanego w kształtki wosku, a następnie metodą wosku traconego odlewane ze stopu Co-Cr-Mo lub Co-Cr-W-Mo. Procedura ta ma wiele ograniczeń powodujących widoczne odstępstwa kształtu elementu ostatecznego od projektowanego pierwotnie.

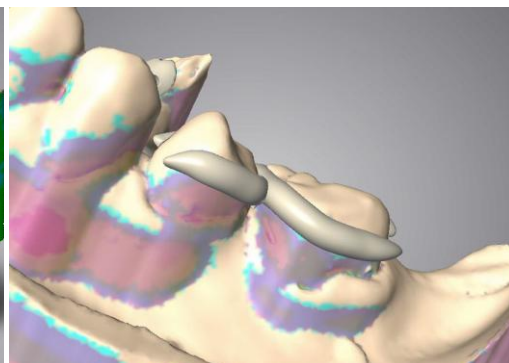
Stosowanie technologii CAD/CAM do produkcji protez częściowych ma zatem uzasadnienie praktycznie, gdyż Pacjent może uzyskać uzupełnienie protetyczne dopasowane, spełniające wymagania wytrzymałościowe i posiadające minimalny niezbędny ciężar, który zapewni uzyskanie wszystkich parametrów uzupełnienia. Poniżej opisano procedurę wykonania ruchomego uzupełnienia metodą CAD/CAM na przykładzie Pacjenta chcącego uzupełnić brak skrzydłowy niesymetryczny w żuchwie (rys. 9.1-9.6).

Zaplanowano procedurę złożoną z następujących elementów:

1. Wykonanie wycisku czynnościowego z precyzyjnej masy silikonowej, a alternatywnie skan skanerem wewnątrzustnym;
2. Wykonanie projektu stelażu protezy z wykorzystaniem oprogramowania CAD/CAM;
3. Wykonanie stelażu protezy ze stopu Co-Cr-Mo lub Co-Cr-W-Mo z wykorzystaniem frezarki sterowanej numerycznie CNC;
4. Zainstalowanie stelaża protezy na modelu roboczym;
5. Wykonanie ponownego skanu modelu roboczego wraz ze stelażem;
6. Zaprojektowanie przebiegu uzupełnienia protetycznego z wykorzystaniem zaprojektowanego stelaża;

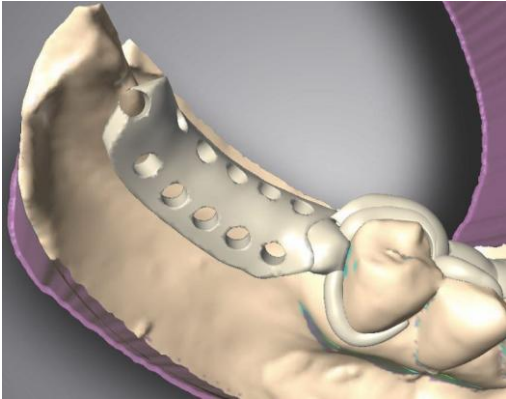


**Rysunek 9.1.** Planowanie toru wprowadzania pracy protetycznej z określeniem podcieni

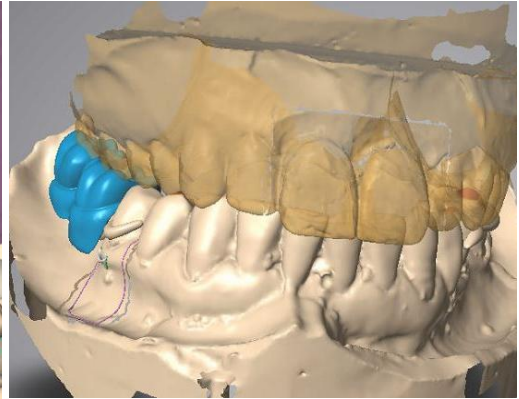


**Rysunek 9.2.** Projektowanie klamer pracy protetycznej z zapewnieniem retencji i stabilizacji całej konstrukcji

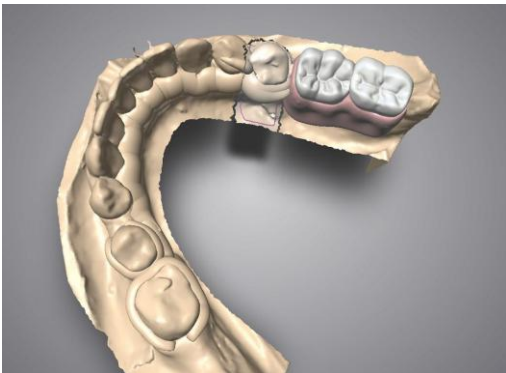




**Rysunek 9.3.** Projektowanie kształtu i zasięgu stref mocujących akrylu z otworami zapewniającymi maksymalną retencję



**Rysunek 9.4.** Projektowanie kształtu zębów protezy w relacji do zębów przeciwstawnych



**Rysunek 9.5.** Projektowanie kształtu akrylowych części protezy umożliwiających montaż gotowych zębów



**Rysunek 9.6.** Widok gotowej pracy na modelu gipsowym, wytworzonej w technologii CAD/CAM

7. Wykonanie uzupełnienia protetycznego z akrylopolimeru PMMA z wykorzystaniem frezarki CNC;
8. Połączenie trwale stelaża i uzupełnienia protetycznego;
9. Charakteryzacja uzupełnienia protetycznego.

Można także alternatywnie wykonać uzupełnienie protetyczne w sposób tradycyjny stosując akrylopolimer i zęby kompozytowe.

### 9.3. Komputerowo wspomagane projektowanie i wytwarzanie stałych uzupełnień protetycznych na przykładzie mostu okrężnego

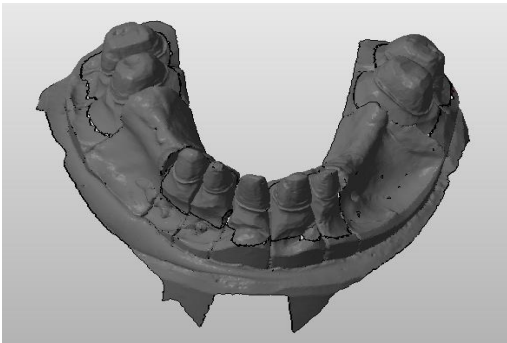
Mosty protetyczne na zębach własnych Pacjenta to najczęściej projektowane i wytwarzane stomatologiczne elementy protetyczne stosowane w codziennej praktyce stomatologicznej. Z powodu stosowanej powszechnie technologii odlewniczej i jej ograniczeń związanych procedurą postępowania związaną ze stosowaniem woskowych kształtek jako półproduktów jako podstawową formą projektowania mostów, od wielu lat jest wykonywanie czapek powielających kształt zęba filarowego i kształtek przeseł mostów, często zbyt małych aby zaprojektować prawidłowy łącznik pomiędzy elementami mostu, tak aby zapewnić wystarczające parametry wytrzymałościowe całej konstrukcji. Rozwój technologii wytwarzania elementów protetycznych, w tym w szczególności technologii CAD/CAM, która pozwala na precyzyjne wytwarzanie mostów zarówno na podbudowie ze stopu Co-Cr jak i na podbudowie z tlenku cyrkonu powszechnie nie spowodowała zmian przyzwyczajień projektantów takich mostów i nadal projektowane są tak jak w przypadku mostów odlewanych. Możliwość dostosowania kształtu podbudowy do projektowanego anatomicznego kształtu korony umożliwiają zapewnienie prawidłowych parametrów wytrzymałościowych wierzchniej warstwy porcelany, która nie powinna być zarówno zbyt cienka jak i zbyt gruba. Takie podejście pozwala także na zaprojektowanie łączników pomiędzy koronami filarowymi a przeseł mostu zarówno w optymalnym kształcie jak i przy zachowaniu wystarczającego pola powierzchni przekroju łącznika. Przy projektowaniu uzupełnienia protetycznego na podbudowie z tlenku cyrkonu dodatkowo należy uwzględniać znacząco mniejsze niż w przypadku stopu Co-Cr, które wymagają projektowania takich mostów z uwzględnieniem łączników i powierzchni zgryzowych o znacznie powiększonej powierzchni przekroju. Niezwykle istotne jest także zapewnienie prawidłowych podparć przeseł mostów, co znacząco zmniejsza siły oddziałujące bezpośrednio na most.

W ostatnim czasie tlenek cyrkonu stał się podstawowym materiałem stanowiącym podbudowę prac protetycznych ze względu na bezsporne walory związane z uzyskaniem wysokiego efektu estetycznego, ze względu na możliwą do uzyskania transparentność wraz z oczekiwanym kolorem podbudowy.

Przedstawioną problematykę opisano na podstawie przypadku mostu okrężnego 14-punktowego z obustronnymi brakami skrzydłowymi przy zachowaniu zębów 18 i 28 umożliwiających osadzenie konstrukcji w całym łuku (rys. 9.7-9.16). Most okrężny przy brakach

skrzydłowych musi przenosić największe powstające w jamie ustnej obciążenia przypadające na łącznik pomiędzy przęsłem a koroną na zębie filarowym. Jeśli dodatkowo planowane jest uzyskanie wysokiego efektu estetycznego, konieczne jest zastosowanie podbudowy z tlenku cyrkonu, tak aby zapewnić transparentność brzegów siecznych szczególnie w odcinku przednim, co przy mostach na podbudowie ze stopu Co-Cr jest utrudnione a czasem w przypadku jasnych ciepłych kolorów ostatecznych zębów jest niemożliwe.

Aby zagwarantować największą wytrzymałość mostu okrężnego wykonanego z tlenku cyrkonu konieczne jest zapewnienie, szczególnie na przęsłach mostu i zębach filarowych bezpośrednio obok przęsła jak największych grubości projektowanej podbudowy. W opisywanym przypadku zdecydowano się wykonać korony  $\frac{3}{4}$  na wszystkich punktach mostu zwracając szczególną uwagę na zapewnienie maksymalnych dostępnych pól przekroju



**Rysunek 9.7.** Widok modelu gipsowego przeniesionego do oprogramowania CAD



**Rysunek 9.8.** Prototyp mostu wykonany w PMMA (makieta)



**Rysunek 9.9.** Wewnątrzustna weryfikacja kształtu zębów i relacji zgryzowej z wykorzystaniem makiety



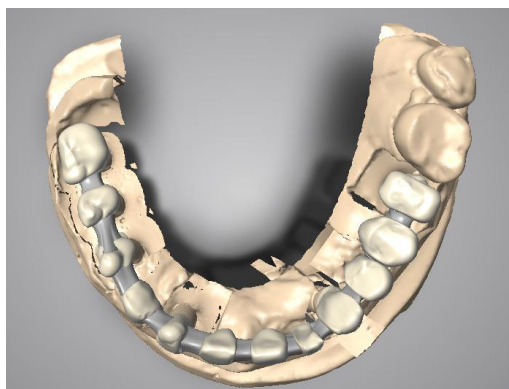
**Rysunek 9.10.** Most okrężny w trakcie frezowania we frezarce numerycznej CNC



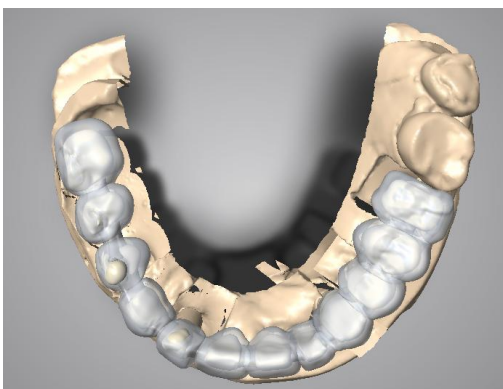
**Rysunek 9.11.** Widok konstrukcji mostu okrężnego na modelu gipsowym



**Rysunek 9.12.** Widok ostatecznego efektu po zamocowaniu uzupełnienia w ustach Pacjentki



**Rysunek 9.13.** Projekt podbudowy metalowej mostu okrężnego



**Rysunek 9.14.** Projekt mostu okrężnego ze stopu Co-Cr z uwzględnieniem kształtu anatomicznego



**Rysunek 9.15.** Podbudowa mostu okrężnego ze stopu Co-Cr zaraz po wyfrezowaniu z użyciem frezarki numerycznej CNC – widok w krążku materiału



**Rysunek 9.16.** Widok gotowego mostu na modelu gipsowym

łączników pomiędzy wszystkimi punktami. Zdecydowano się wykonać makietę (j. ang.: mock-up) umożliwiającą dokonanie kontroli zgryzowej na elemencie wykonanym z PMMA aby został powielony do zastosowania na ostatecznej podbudowie. Etap ten był szczególnie ważny z dwóch powodów. Pierwszy z nich to wyeliminowanie konieczności dokonywania korekt zgryzowych na gotowej odbudowie protetycznej. Drugi z nich to możliwość zaprojektowania odbudowy posiadającej maksymalne dostępne grubości podbudowy w szczególności w miejscach newralgicznych, takich jak łączniki pomiędzy filarem a przęseł oraz na powierzchniach żujących gdzie przenoszone są największe siły. Jednocześnie aby zagwarantować żywotność całej konstrukcji niezwykle ważne było także zapewnienie stabilnego podparcia przęseł na wyrostku. W tym celu zastosowano punkt mostu o owalnym kształcie zachodzącym poniżej linii dziąsła. W obszarze odbudowy wyrostka zaś zapewniono stałe podparcie projektując je w kształcie anatomicznym wyrostka jednak poniżej linii dziąsła o ok. 0,3 mm.

Tak przygotowany projekt zweryfikowany klinicznie z wykorzystaniem makiety został zaimplementowany do oprogramowania CAM. Należy zwrócić tutaj uwagę, że tak rozległe mosty muszą być wyfrezowane wraz z podstawką umożliwiającą wykonanie procesu syntezy z zachowaniem pierwotnego projektowanego kształtu. W przypadku braku takiej podstawki most zdeformowałby się. W przypadku mniejszych konstrukcji nie jest to wymagane postępowanie.

Co niezwykle istotne wykonanie koron  $\frac{3}{4}$  pozwala na wyeliminowanie konieczności pokrywania powierzchni zgryzowych porcelaną. Jest to postępowanie pozwalające na zwiększenie parametrów wytrzymałościowych całej konstrukcji, a jednocześnie pozwala na pominięcie etapu kontroli zwarciowej wykonywanej na porcelanie niepokrytej glazurą. Należy zwrócić uwagę, że wykonanie tak rozległego mostu o maksymalnej dostępnej wysokości ok. 25 mm wymaga zapewnienia wysokiego rygoru technologicznego już na etapie projektowania. Aby zagwarantować długoletnie użytkowanie konieczne jest zaplanowanie całej pracy z zachowaniem maksymalnych grubości podbudowy na całej płaszczyźnie. Wskazane jest zapewnienie min. 2 mm grubości podbudowy na całej powierzchni i minimum 20 mm<sup>2</sup> lub więcej w polu przekroju łączników. Jednocześnie przęsła mostu muszą zostać podparte na wyrostku zarówno z powodu zapewnienia estetyki pracy, użyteczności – uniemożliwiającej pozostawianie resztek pokarmu, ale także ze względów konstrukcyjnych. Niedopuszczalne jest stosowanie przęseł siodłowatych.

Projektując taką samą konstrukcję na podbudowie ze stopu Co-Cr należy uwzględnić procedurę uwzględniającą konieczność nałożenia porcelany licującej. Należy jednocześnie zauważyć, że taka procedura uniemożliwia zapewnienie prawidłowej relacji zgryzowej pracy do zębów przeciwstawnych oraz zapewnienia projektowanego kształtu zębów pozostawiając najistotniejszą część projektu w rękach technika dentystycznego specjalizującego się w nakładaniu porcelany. Mimo stosowania rozwiązania zaawansowanej technologii umożliwiającej zachowanie dużej dokładności, można ją w tej procedurze wykorzystać wyłącznie do zapewnienia dokładności dopasowania pracy protetycznej do stopni zębów filarowych. W chwili obecnej dostępna technologia uniemożliwia produkcję uzupełnienia protetycznego na podbudowie ze stopu Co-Cr lub tytanu z zapewnieniem pełnokonturowości, a co za tym idzie wykorzystując możliwości ścisłego dopasowania zębów projektowanych do zębów przeciwstawnych.

Procedura dla mostu ze stopu Co-Cr znacząco różni się zatem od tej dla podbudowy z tlenku cyrkonu. Po zaprojektowaniu kształtu anatomicznego zębów w uzupełnieniu protetycznych należy pomniejszyć całą konstrukcję o ok. 2 mm na całej powierzchni uzupełniania zapewniając w ten sposób miejsce dla porcelany. W tej procedurze niezwykle istotne jest zapewnienie prawidłowego odwzorowania relacji dolnych zębów do górnych w artykulatorze. Projektant korzystając z oprogramowania CAD musi wyłącznie zadbać o prawidłowe rozstawienie zębów w łuku oraz ich kształt, tak aby podbudowa posiadała maksymalną objętość, szczególnie zapewniając odpowiedni kształt i pole przekroju łączników. W dalszej kolejności należy w tradycyjny sposób opracować porcelanę licującą, a następnie skierować pracę do kontroli artykulacyjnej, w trakcie której Pacjent może zgłosić swoje uwagi dotyczące kształtu zębów.

## 9.4. Komputerowo wspomagane projektowanie i wytwarzanie odbudowy implantoprotetycznej pełnego łuku na 6 implantach z wykorzystaniem cyfrowego wycisku protetycznego

Współcześnie dostępna technologia wykorzystywana w protetyce stomatologicznej umożliwia wykonanie całkowicie cyfrowego wycisku w pełni eliminującego masy wyciskowe. Jest to szczególnie ważne w przypadku pacjentów posiadających silny odruch wymiotny, który uniemożliwia użycie mas wyciskowych powszechnie stosowanych w protetyce i implantoprotetyce. Oprócz poprawy komfortu pacjenta w trakcie procedury protetycznej cyfrowy wycisk gwarantuje także znacznie dokładniejsze odwzorowanie sytuacji w jamie ustnej niż zastosowanie masy wyciskowej, a następnie przygotowanie modelu gipsowego.

Ustawicznie poszukiwane są rozwiązania technologiczne zapewniające zwiększenie dokładności wykonywanych mnogich uzupełnień protetycznych, do których należy bezpośrednio zeskanowanie wycisku bezpośrednio z łyżki wyciskowej, eliminujące niedokładność gipsu. Oczywiście po skanowaniu w dalszym etapie i tak należy wykonać model roboczy w celu zapewnienia możliwości wykonania licowania porcelaną. Jednak metoda ta pozwala na wykonanie podbudowy uzupełnienia protetycznego z większą dokładnością oraz bardzo dobrze sprawdza się w przypadku bardzo wąskich filarów, a także przy wykonywaniu wkładów koronowo-korzeniowych. W opisanych przypadkach bardzo często mimo właściwego odwzorowania w masie wyciskowej przy odlewie gipsowym elementy cienkie są odwzorowywane w niepełnym kształcie. Jest to oczywiście dyskwalifikujące dla całego postępowania. Rozwiązaniem najnowszym, nie stosowanym na szeroką skalę, jest wykorzystanie do przeniesienia warunków panujących w jamie ustnej za pomocą skanera wewnątrzustnego. Dostępne obecnie urządzenia wykorzystują dwa odrębne rozwiązania technologiczne. Pierwszy rodzaj urządzeń to wykonujące zdjęcia w oparciu o cyfrowy aparat z matrycą CMOS. Urządzenie wykonuje serię zdjęć pod różnym kątem zmieniającym się wraz z ruchem wykonywanym przez lekarza wzdłuż zębów i wykorzystując zaawansowane oprogramowanie przetwarzają pozyskane w ten sposób informacje tworząc model trójwymiarowy. Oprogramowanie stale poszukuje punktów referencyjnych, które pozwalają odnieść zdjęcie wykonane w iteracji  $n-1$  do zdjęcia wykonanego w iteracji  $n$ . Potem wykorzystując analizę obrazów, w tym kolorów zarejestrowanych na zdjęciach tworząc obraz trójwymiarowy stanowiący model roboczy do dalszych prac projektowych. Przedstawiona metoda akwizycji obrazu pozwala na stworzenie bardzo przyjaznego

dla użytkownika interfejsu oprogramowania. Umożliwia to oglądanie w czasie rzeczywistym tworzonego modelu uzębienia w pełnym kolorze. Wykonywane są także na bieżąco zdjęcia dość sporego obszaru uzębienia. Wadą tego rozwiązania jest natomiast fakt, że model trójwymiarowy tworzony jest na podstawie oprogramowania, a co za tym idzie dokładność tego typu skanów jest niższa niż w przypadku drugiego rodzaju urządzeń.

Drugi rodzaj urządzeń wykorzystuje do wykonywania modeli laser (podobnie jak w przypadku skanerów protetycznych). W głowicy urządzenia znajduje się źródło lasera, którego wiązka jest odbijana od uzębienia i powraca z wykorzystaniem zwierciadła do detektora znajdującego się także w głowicy bezpośrednio koło źródła lasera. Oprogramowanie analizuje kąt pod jakim powraca odbijana wiązka oraz czas w jakim powróciła i na tej podstawie określa położenie w przestrzeni każdego z punktów. Jest to zatem metoda precyzyjnego pomiaru odległości, a tak pozyskane dane są dopiero przetwarzane przez oprogramowanie, tworząc model trójwymiarowy. Niewątpliwym atutem tego rozwiązania jest wysoka dokładność pomiarów wykonanych z wykorzystaniem lasera. Tego typu rozwiązania są stosowane we wszystkich precyzyjnych maszynach pomiarowych. Wadą jest dłuższy czas wykonywania skanu oraz konieczność wzorowego przygotowania obszaru podlegającego skanowaniu. Trzeba tutaj zaznaczyć, że zarówno przy pierwszym jak i przy drugim rodzaju urządzeń obszar roboczy powinien zostać przygotowany wzorowo (odsłonięte stopnie i osuszona okolica skanowania), jednak w drugim rodzaju urządzeń już na etapie skanowania widoczne są miejsca mokre jako niedoskanowane plamy. Oczywiście także to oprogramowanie zapewnia podgląd w czasie rzeczywistym postępów skanowania i tworzonego modelu. Przygotowany na podstawie pomiarów model może być następnie przez operatora skorygowany w miejscach nieprawidłowo zeskanowanych (można usunąć nachodzące tkanki miękkie policzka i języka). Po tym etapie oprogramowanie dokonuje korekty, która uzupełnia puste pola w modelu poddając skan analizie. Tak przygotowany model roboczy cyfrowy ma dokładność rzeczywistą ok. 50  $\mu\text{m}$ .

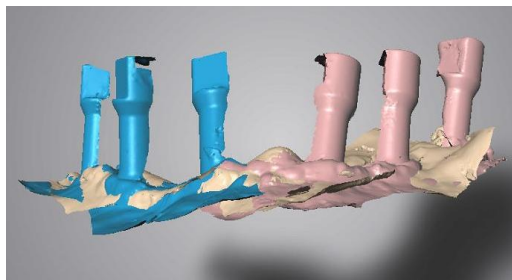
W przypadku wykonywania wycisków w mnogich uzupełnieniach implantologicznych niezwykle istotnym zadaniem jest prawidłowe odwzorowanie pozycji implantów względem siebie i w odniesieniu do tkanek miękkich. W standardowej procedurze wykonuje się to z wykorzystaniem łączników transferowych, które są umieszczane w masie wyciskowej i wykorzystując metodę łyżki otwartej lub zamkniętej są trwale zamocowane w masie wyciskowej, umożliwiając wykonanie następnie gipsowego modelu roboczego. Taki sam efekt można osiągnąć wykonując wycisk cyfrowy. W tym celu konieczne jest posiadanie w gabinecie



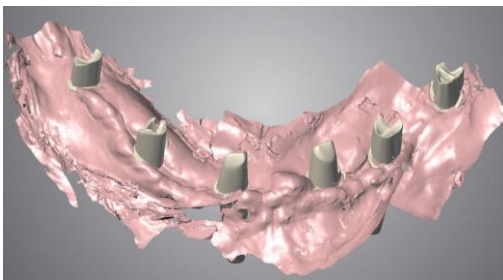
łączników do skanowania (j. ang.: scan abutment), które są wkręcane bezpośrednio do implantów, dając w ten sposób jasną informację o położeniu implantów. Skan wsporników jest prosty, powtarzalny a ich niesymetryczny kształt pozwala na jednoznaczne określenie ustawienia elementu łączącego implant z łącznikiem z heksagonalnym układem antyrotacyjnym. Obecnie stosowane skanery wewnątrzustne nie wymagają już stosowania kalek ani żadnych innych płynów lub pudrów redukujących refleksy i poprawiających w ten sposób odwzorowanie kształtów. W przedstawionym przypadku używano skanera wewnątrzustnego zaliczającego się do drugiego rodzaju.

W opisanym przypadku wykonywano model cyfrowy stanowiący podstawę odbudowy 12-punktowej całego łuku w oparciu o 6 implantów wszczepionych w okolice 46, 44, 42, 32, 34, 36. Zdecydowano się na most metalowo-porcelanowy cementowany na łącznikach indywidualnych (rys. 9.17-9.22). Procedurę zaplanowano następująco:

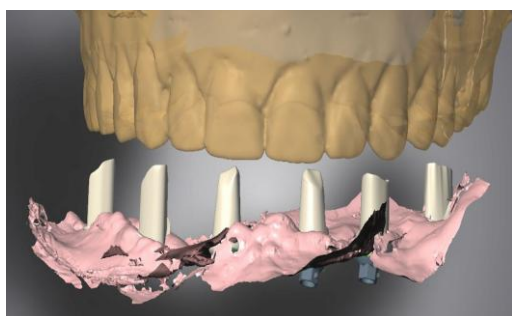
1. Wykonanie skanu tkanek miękkich całego wyrostka w obszarze odbudowy z zainstalowanymi śrubami gojącymi. W ten sposób na skanie odwzorowane są tkanki miękkie w taki sam sposób jak przy łączniku;
2. Zamontowanie 3 łączników do skanowania w 4 ćwiartce i wykonanie jednoczesnego skanu całej okolicy w celu odwzorowania umiejscowienia implantów oraz tkanek miękkich; skanowanie można wykonać w okolicy łączników do skanowania oraz tkanek miękkich bezpośrednio w okolicy implantu 32;
3. Zamontowanie 3 łączników do skanowania w 3 ćwiartce i wykonanie jednoczesnego skanu całej okolicy w celu odwzorowania umiejscowienia implantów oraz tkanek miękkich;
4. Zestawienie wszystkich wykonanych skanów w jeden model cyfrowy;
5. Wykonanie projektu łączników indywidualnych z uwzględnieniem przebiegu linii dziąsła z wykorzystaniem oprogramowania CAD/CAM;
6. Wykonanie łączników indywidualnych z wykorzystaniem frezarki sterowanej numerycznie CNC;
7. Wykonanie skanu każdego z osobna łącznika indywidualnego w warunkach laboratoryjnych;
8. Zainstalowanie łączników indywidualnych w ustach pacjenta;
9. Wykonanie skanu wewnątrzustnego z zainstalowanymi łącznikami indywidualnymi w celu wykonania odbudowy protetycznej; W celu prawidłowego wykonania skanu na tym etapie konieczne jest przygotowanie łączników indywidualnych tak, aby nie były wypolerowane



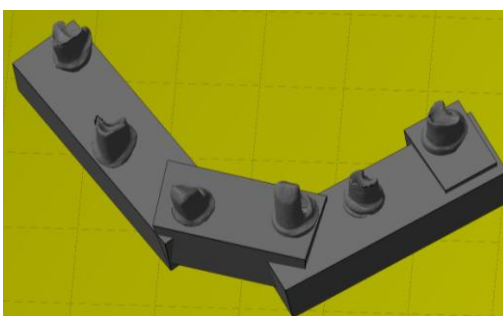
**Rysunek 9.17.** Widok zeskanowanych łączników do skanowania przed rozpoczęciem projektowania



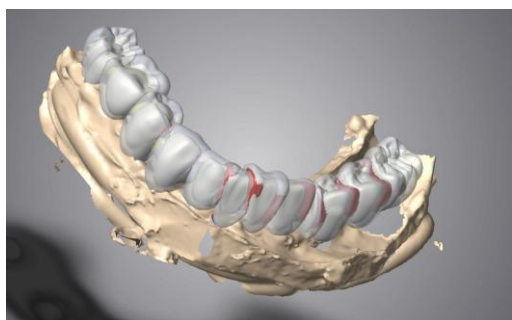
**Rysunek 9.18.** Zaprojektowane łączniki do skanowania indywidualne zestawione w relacji do zeskanowanych tkanek miękkich



**Rysunek 9.19.** Wirtualna kontrola wysokości zwarcia i wysokości projektowanych łączników indywidualnych



**Rysunek 9.20.** Projekt modelu rzeczywistego do przygotowania porcelany licującej



**Rysunek 9.21.** Projekt podbudowy wraz z planowanym kształtem anatomicznym



**Rysunek 9.22.** Widok gotowego mostu zacementowanego w ustach Pacjenta

w obszarze naddziąsłowym co ułatwia szybkie skanowanie. Następnie skanowanie należy rozpocząć od powierzchni żującej wykonując pierwszy skan wzdłuż wyrostka tworząc niejako stelaż skanu. Następnie wykonać należy dokładny skan łączników dbając o jak

najdokładniejsze odwzorowanie wszystkich detali. Następnie trzeba wykonać także skan obszarów przedsiódkowych i przyzębkowych wyrostka. W ten sposób uzyskuje się pełny skan uzębienia. Przygotowany skan odwzorowuje wyłącznie naddziąsłową część łączników wraz z tkankami miękkimi. W celu przygotowania projektu mostu protetycznego konieczne jest wykonanie modelu roboczego odsłaniającego linię preparacji łącznika. Na tym etapie pacjent może już mieć zainstalowane łączniki, na których zainstalowane zostanie uzupełnienie tymczasowe;

10. Po opracowaniu skanu łączników indywidualnych z tkankami miękkimi zestawienie tego skanu ze skanami łączników indywidualnych;
11. Frezowanie przygotowanego modelu roboczego z wykorzystaniem frezarki CNC;
12. Wykonanie projektu uzupełnienia protetycznego w pełnokonturowych kształtach;
13. Wykonanie uzupełnienia tymczasowego z PMMA wykorzystując frezarkę sterowaną numerycznie CNC;
14. Przymierzenie uzupełnienia tymczasowego, na podstawie którego można dokonać sprawdzenia prawidłowego umiejscowienia implantów na cyfrowym modelu, pasowności mostu protetycznego do filarów, kontroli kształtu zębów i kontroli zgryzowej. W przypadku, gdy wszystko jest w porządku uzupełnienie tymczasowe może zostać zainstalowane pacjentowi, natomiast w przypadku konieczności dokonania zmian można wykonać dodatkowy skan wyłącznie w obszarach tego wymagających. W przypadku koniecznych do wprowadzenia zmian w kształcie zębów oraz na powierzchni zgryzowej należy je wykonać na moście tymczasowym. Następnie most ten należy zeskanować w jamie ustnej pacjenta korzystając ze skanera wewnątrzustnego;
15. Wykonanie podbudowy protetycznej z wykorzystaniem frezarki CNC;
16. Wykonanie powłoki ceramicznej na podbudowie i przygotowanie gotowego mostu;
17. Zacementowanie gotowego mostu.

Na podstawie oceny wyników przeprowadzonej procedury można dokonać następującego podsumowania. Konieczne jest szybkie wykonywanie skanu ze względu na okres, który pacjent ma zdemontowane śruby gojące. Im dłuższy jest ten czas, tym bardziej bolesny jest zabieg. Przez cały czas wykonywania skanu konieczne jest dbanie o zachowanie suchości obszaru skanowanego. Kolejność wykonywania skanu ma zasadniczy wpływ na dokładność odwzorowania kształtu łuku. Nie wykonanie „stelażu” skanu spowoduje przesunięcie się obszarów ćwiartek względem siebie. Minimalna liczba koniecznych do zainstalowania

w jednym momencie łączników do skanowania zależy od maksymalnej liczby implantów wszczepionych w jednej ćwiartce. Złożenie skanu wykonanego z łącznikami do skanowania i skanu tkanek miękkich odbywa się z wykorzystaniem punktów referencyjnych, które są charakterystycznymi punktami anatomii wyrostka. Po prawidłowym wykonaniu łączników indywidualnych nie ma konieczności uwzględniania już maski dziąsła w dalszych pracach. Linia preparacji przebiega w całej długości na każdym z łączników w takiej samej odległości od szczytu wyrostka. Pacjent może otrzymać stałe uzupełnienie tymczasowe nawet po ok. 48 godzinach od wykonania wycisku. Stosowanie uzupełnienia tymczasowego pozwala na dokładne ustalenie ostatecznego kształtu całego uzupełnienia protetycznego przed ostatecznym wykonaniem mostu. Dla poprawy jakości skanu łączniki powinny być wypolerowane wyłącznie w obszarze poddziąsłowym. Prawidłowo wykonana procedura pozwala wykonać most dokładniej, w szczególności w zakresie pasowności elementów i płaszczyzny zgryzowej, niż w przypadku uzupełnień wykonywanych tradycyjną metodą. Jednocześnie zaznaczyć należy, że skan także może zostać wykonany nieprawidłowo, a błędy powstałe w trakcie skanowania są trudno weryfikowalne na etapie jego wykonywania. Dlatego też operator musi zwracać baczność uwagę na przeprowadzenie procedury we właściwy sposób.

## 9.5. Komputerowo wspomagane projektowanie i wytwarzanie stomatologicznych szablonów implantologicznych na podstawie komputerowej tomografii wiązki stożkowej

Tomografia komputerowa stosowana jest powszechnie w medycynie, w tym w stomatologii, od lat 70. XX. Wieku. Początkowo były to urządzenia wymagające dawek promieniowania rentgenowskiego uniemożliwiającego stosowanie ich wielokrotnie w toku jednego leczenia. Dodatkowo wielkość oraz cena urządzeń dyskwalifikowały je z użytkowania w gabinetach stomatologicznych. Obecnie tomograf wiązki stożkowej CBCT jest urządzeniem kompaktowym, zintegrowanym z aparatem pantomograficznym dzięki czemu stał się podstawowym wyposażeniem wielu gabinetów stomatologicznych, stanowiąc podstawowe narzędzie diagnostyczne w przypadku kompleksowego leczenia stomatologicznego, w tym przede wszystkim implantologicznego, protetycznego i endodontycznego. Tomograf wiązki stożkowej – najpowszechniej stosowany w stomatologii opiera swoje działanie o wykorzystanie promieniowania rentgenowskiego. Jedno źródło emituje promieniowanie w kierunku twarzoczaszki pacjenta, za którą ustawione są minimum 3 detektory, które odbierają niepochłonięte przez organizm Pacjenta promieniowanie. Powszechnie stosowanym w medycynie sposobem zapisu danych jest format DICOM (j. ang.: Digital Imaging and Communications in Medicine), w którym także zapisywane są dane pozyskiwane z tomografu wiązki stożkowej. W trakcie wykonywania badania urządzenie dokonuje zapisu 100-500 2-wymiarowych zdjęć stanowiących poszczególne warstwy całego obrazu 3D najczęściej względem osi Z. Ze względu na ograniczenia budowy detektorów osiągnię standardowo rozdzielczości realne aparatów oscylują w przedziale 100-300  $\mu\text{m}$ , a przypadku obrazów całej czaszki nawet 500  $\mu\text{m}$ . W wyniku dodatkowego przetwarzania obrazu w postprodukcji możliwe jest osiągnięcie większej rozdzielczości, ale w większości przypadków jakość obrazu jest niezadowalająca. Taka rozdzielczość wystarcza do przeprowadzenia diagnostyki w niemal każdym przypadku klinicznym ułatwiając lekarzowi prowadzącemu zaplanowanie każdego zabiegu oraz weryfikację efektów leczenia w trakcie, a także po jego zakończeniu. W pliku zapisywane są wartości promieniowania, które dotarło do detektorów, które w przetwarzane są do wyświetlania w skali szarości z wykorzystaniem tablic przejść wartości użytecznych (VOI LUT). Stanowią one definicje modułu danych, który dopasowuje wartości przechowywane do tych, które mają być wyświetlone na ekranie monitora.

Powszechność stosowania tomografii wiązki stożkowej CBCT powoduje także poszukiwanie kolejnych sposobów wykorzystania pozyskanych informacji o stanie tkanek pacjenta w planowaniu i wykonaniu leczenia implantoprotetycznego. Szczególnie istotnym problemem jest takie zaplanowanie wprowadzenia implantów, aby optymalnie wykorzystać dostępną bazę kostną przy jednoczesnym ustawieniu implantów w taki sposób, aby ich umiejscowienie umożliwiało 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, gdyż w takich przypadkach doświadczenie kliniczne potwierdza występowanie powikłań w obszarze przyzębia oraz obniżoną estetykę często nieakceptowaną przez pacjentów. Dodatkowo niezwykle istotnym zagadnieniem przy planowaniu odbudowy protetycznej całego łuku, np. w przypadku bezzębia jest przedstawienie pacjentowi spodziewanych efektów estetycznych po zakończonym leczeniu. Odpowiadając na opisane powyżej potrzeby wykonać należy szablon implantologiczny, który odwzoruje zaplanowany kształt zębów, jednocześnie umożliwiając lekarzowi implantologowi wprowadzenie implantów w ściśle zaplanowanym miejscu. Jako przykład wykonanego szablonu implantologicznego przedstawiony został przypadek odtworzenia całkowitego bezzębia (rys. 9.23-9.32).

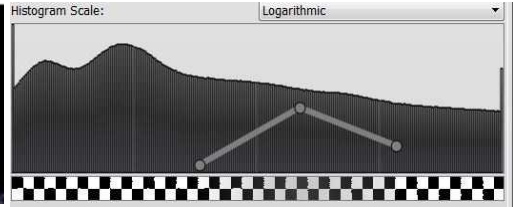
Wytworzenie szablonu implantologicznego wymaga ścisłej współpracy lekarza implantologa z inżynierem stomatologicznym w zakresie:

1. Ustalenie obszarów, które mogą ze względów klinicznych zostać zaimplantowane;
2. Wykonanie modelu trójwymiarowego bazy kostnej na podstawie wykonanego tomogramu;
3. Połączenie modelu trójwymiarowego bazy kostnej i modelu trójwymiarowego uzębienia i tkanek miękkich w jamie ustnej przygotowanego na podstawie wycisku z masy wyciskowej lub skanu trójwymiarowego bezpośrednio z jamy ustnej;
4. Wykonanie projektu uzupełnienia protetycznego na podstawie modelu trójwymiarowego uzębienia i tkanek miękkich w jamie ustnej;
5. Zaplanowanie umiejscowienia implantów na podstawie modelu z pkt 3 i projektu trójwymiarowego z pkt 4;
6. Zaplanowanie otworów technologicznych dla prowadzenia wiertła-pilota do kości w oparciu o konkretny systemu implantologiczny;
7. Wykonanie ostatecznego projektu szablonu implantologicznego;
8. Wybór materiału z którego wykonany będzie szablon;

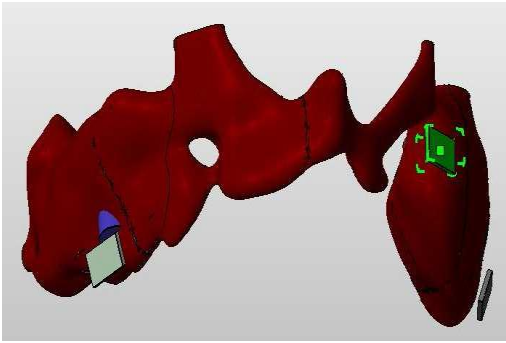
9. Wykonanie szablonu wykorzystaniem techniki druku 3D lub technologii CAD/CAM.



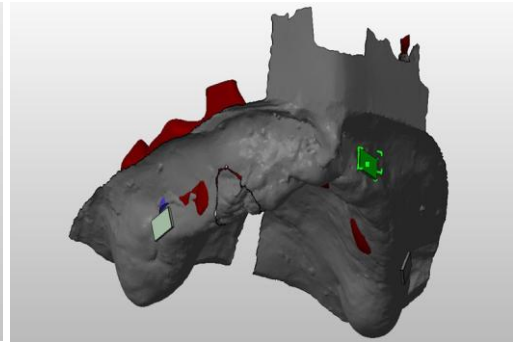
**Rysunek 9.23.** Zdjęcie radiologiczne Pacjentki po zabiegu podniesienie dna zatok szczękowych w momencie rozpoczęcia projektowania szablonu implantologicznego



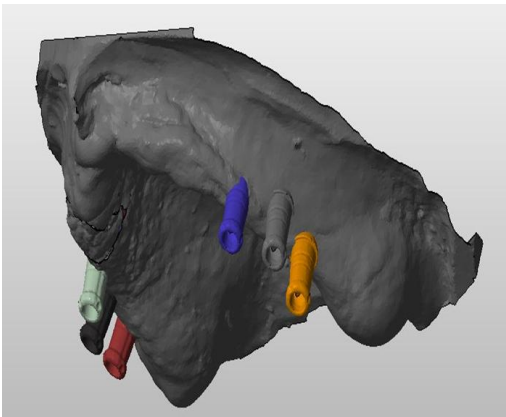
**Rysunek 9.24.** Histogram wraz z wybranym zakresem umożliwiającym wyselekcjonowanie bazy kostnej do dalszych prac



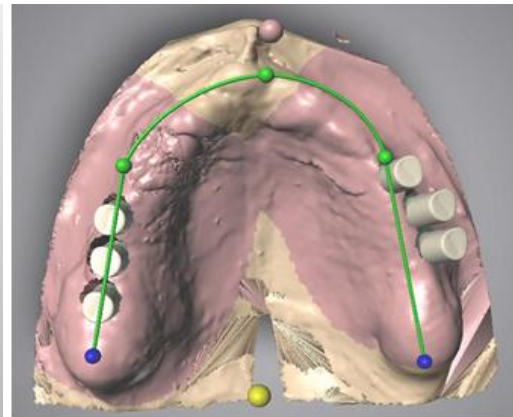
**Rysunek 9.25.** Model bazy kostnej wraz punktami referencyjnymi



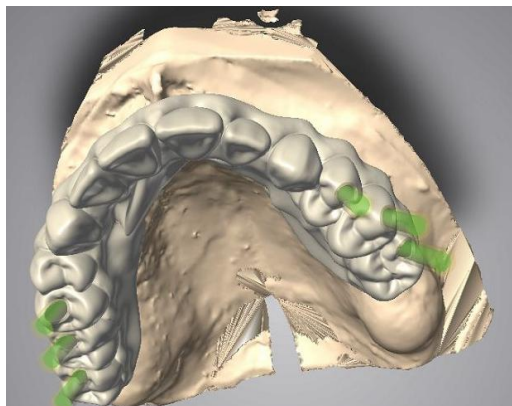
**Rysunek 9.26.** Model tkanek miękkich (widok wewnątrzrzystny) wraz z punktami referencyjnymi



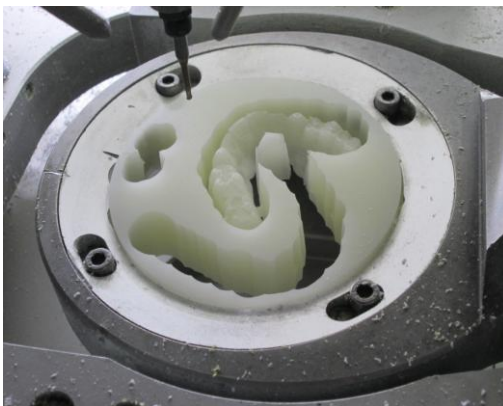
**Rysunek 9.27.** Widok rozmieszczenia łączników



**Rysunek 9.28.** Projektowanie łuku zębowego



**Rysunek 9.29.** Widok gotowego projektu szablunu implantologicznego wraz z torami wprowadzenia implantów



**Rysunek 9.30.** Szablon implantologiczny w trakcie frezowania we frezarce numerycznej CNC



**Rysunek 9.31.** Widok gotowego szablunu na modelu gipsowym



**Rysunek 9.32.** Zdjęcie pantomograficzne po wykonanym zabiegu wszczepienia implantów

Zadania inżynierskie, które pojawiają się w trakcie wykonywania szablunu implantologicznego są następujące:

1. Prawidłowe utworzenie modelu 3D bazy kostnej na podstawie tomogramu – prawidłowy dobór warunków i generowanie modelu w sposób umożliwiający złożenie go z modelem tkanek miękkich i zębów;
2. Weryfikacja planu leczenia implantologicznego przedstawionego przez lekarza implantologa w zakresie możliwości wytrzymałościowych planowanego uzupełnienia protetycznego z dostępnych materiałów;
3. Prawidłowe zaplanowanie umiejscowienia implantów na podstawie dwóch połączonych modeli: bazy kostnej i tkanek miękkich;
4. Wybór materiału do wykonania szablunu;



## 5. Wykonanie szablonu z wykorzystaniem technologii CAD/CAM.

Zakres zadań klinicznych w przygotowywaniu szablonu implantologicznego ograniczony jest jedynie do oceny sytuacji w jamie ustnej i oceny jakości bazy kostnej kwalifikując pacjenta do wykonania leczenia implantologicznego oraz określając zakres wykonywanych implantacji i wstępny plan wykonania uzupełnienia protetycznego (m.in. rozwiązania stałe lub ruchome z wykorzystaniem określonej liczby implantów). Prawidłowo przygotowany szablon implantologiczny pozwoli na przyspieszenie zabiegu implantacji oraz zmniejszy jego inwazyjność, skracając tym samym czas rekonwalescencji pacjenta. Wobec tego z całą pewnością zasadnym wydaje się wykonywanie tego typu szablonów, a optymalizacja tego procesu z całą pewnością umożliwi upowszechnienie jego stosowania.

W celu realizacji przedstawionego zadania obraz pozyskany w tomografie CBCT w formacie DICOM przed utworzeniem jego trójwymiarowego modelu jest poddawany filtracji, tak aby wyselekcjonować do dalszej obróbki obszar bazy kostnej, która ma być poddana implantacji. Filtracji tej dokonuje się przeprowadzając analizę histogramu obrazu, który jest wektorem z liczbą elementów równych liczbie występujących poziomów jasności obrazu. Kolejne elementy histogramu hist (q) określają licznosc punktów obrazu o jasności q. Z racji, że tomogram zawiera informacje opisujące przestrzeń w kształcie walca o określonych wymiarach (w przedstawionych pomiarach to walec o wysokości 6 cm i średnicy 4 cm) zawierające dane opisujące zarówno przestrzeń wokół pacjenta, jak i informacje o tkankach miękkich oraz o bazie kostnej, która jest w obszarze zainteresowań. Po wyodrębnieniu obszaru zainteresowań i przeprowadzeniu kontroli wzrokowej wyświetlanych danych należy wygenerować model trójwymiarowy w formacie stereolitografii (STL), który jest powszechnie stosowany w procedurach wytwórczych, w tym w stosowanej w opisywanym przypadku procedurze CAD/CAM. Pliki zapisywane w formacie STL zawierają opis bryły jako siatki trójkątów z określonym pierwotnie odchyleniem, które powinno być mniejsze niż minimalna dokładność maszyny wytwórczej stosowanej do wytworzenia gotowego produktu.

Aby zapewnić prawidłowe mocowanie szablonu w jamie ustnej konieczne jest także wykonanie modelu trójwymiarowego obszaru implantacji widzianego od jamy ustnej. W tym celu należy wykonać model gipsowy lub najlepiej model trójwymiarowy uzyskany laserowym skanerem wewnątrzustnym, którego efektem będzie utworzenie modelu trójwymiarowego w formacie stereolitografii. Jedynym istotnym elementem na tym etapie jest zapewnienie

prawidłowego połączenia modelu bazy kostnej i modelu z jamy ustnej. W tym celu zasadne jest zastosowanie markerów, które widoczne są zarówno na modelu wykonanym na podstawie tomogramu jak i skanu wewnątrzustnego. Najlepiej jest zastosować element metalowy o regularnych kształtach, który zostanie przymocowany do tkanek (najlepiej bezpośrednio do zębów sąsiednich do strefy implantacji lub do tkanek miękkich w przypadku bezzębia z wykorzystaniem elementu nośnego niepochlaniającego promieniowania rentgenowskiego) pacjenta przed wykonaniem tomogramu oraz skanu wewnątrzustnego. Istotnym jest zagwarantowanie nieprzesuwania się markerów w trakcie wykonywanych skanów. Powinny być co najmniej 3 markery. Tomografia komputerowa powinna być wykonana bezpośrednio przed wykonaniem skanu wewnątrzustnego. Tak przygotowane modele z widocznymi markerami powinny być zestawione ze sobą z wykorzystaniem oprogramowania projektowego wykorzystywanego do projektowania szablonu implantologicznego, stanowiąc model roboczy na podstawie którego wykonany zostanie szablon implantologiczny.

Przygotowanie projektu szablonu implantologicznego rozpoczyna się od wprowadzenia danych związanych z relacją górnego łuku zębowego do dolnego oraz zaplanowania liczby zębów planowanych do odtworzenia w ramach uzupełnienia protetycznego. Następnie projektant wykonuje projekt tego uzupełniania protetycznego uwzględniającego panujące warunki w jamie ustnej pacjenta z wykorzystaniem bibliotek kształtów zębów dostępnych w oprogramowaniu projektowym. Na tym etapie uwzględnić należy charakterystykę materiału, z którego wykonane zostanie ostateczne uzupełnienie protetyczne, tak aby nie osiągnąć w żadnym miejscu minimalnych wartości grubości warstw niezbędnych do wykonania trwałego uzupełnienia protetycznego. Uzupełnienie takie wykonane może być z frezowanego stopu Co-Cr-Mo lub Co-Cr-W-Mo licowanej porcelaną, barwionego monolitycznego pełnokonturowego tlenku cyrkonu lub pełnoceramicznego licowanego porcelaną tlenku cyrkonu w przypadku uzupełnień stałych, a także frezowanych materiałów polimerowych stosowanych przy uzupełnieniach ruchomych opartych na implantach. Uzupełnienia protetyczne wykonywane jako pełnokonturowe na podbudowie z tlenku cyrkonu nie powinny osiągać w żadnym miejscu grubości mniejszej niż 0,5-0,6 mm, licowane porcelaną na podbudowie z tlenku cyrkonu nie powinny mieć grubości minimalnej mniejszej niż ok. 1-1,2 mm, zaś licowane porcelaną na podbudowie ze stopu Co-Cr-Mo lub Co-Cr-W-Mo nie powinny osiągać grubości mniejszej niż 1 mm.

Projektant musi także rozstrzygnąć czy konieczne jest odtworzenie tkanek miękkich i zębów czy tylko samych zębów, a także określić planowany kształt i wielkość zębów. Jednocześnie należy podjąć decyzję o sposobie mocowania na implantach ostatecznie wykonanego uzupełnienia. W przypadku uzupełnień przykręcanych z poziomu implantu konieczne jest zaplanowanie umiejscowienia implantów w sposób jak najbardziej równoległy względem siebie oraz możliwie blisko osi pionowej zęba w uzupełnieniu protetycznym. W przypadku ograniczeń związanych z warunkami kostnymi możliwe jest zastosowanie mocowania z wykorzystaniem łączników tytanowych. Ostatnim rozwiązaniem jest zastosowanie specjalnych śrub mocujących, umożliwiających ich wkręcanie pod kątem. Rozwiązanie takie wymaga jednak stosowania łączników o większej średnicy i nie zawsze może zostać zastosowane. Decyzja dotycząca ostatecznego mocowania uzupełnienia powinna być rozstrzygnięta na podstawie możliwości implantacyjnych w każdym przypadku z osobna już na etapie przygotowywania szablonu implantologicznego.

Po konsultacji spodziewanego efektu estetycznego z lekarzem prowadzącym leczenie i akceptacji ostatecznego kształtu łuku zębowego projektant może przystąpić do planowania umiejscowienia implantów w bazie kostnej, w taki sposób aby znajdowały się bezpośrednio pod wybranymi zębami uzupełnienia protetycznego i jednocześnie, aby całość implantu znajdowała się w bazie kostnej. Na tym etapie istotne jest takie umiejscowienie implantów, aby zachować bezpieczne odległości od skraju obszaru bazy kostnej. Przyjmuje się, że taki margines powinien wynosić ok 1,5 mm, a odległość poszczególnych implantów od siebie powinna wynosić minimum 2 mm. Naruszenie tych odległości może nastąpić wyłącznie za zgodą lekarza implantologa i za jego wiedzą związaną ze sposobem wykonania późniejszego zabiegu implantacyjnego.

Ostatnim elementem jest zaprojektowanie otworu pilotażowego w szablonie implantologicznym, umożliwiającego wprowadzenie wiertła z pomocą którego wykonywany jest otwór implantacyjny w kości. Otwór ten pozwala prowadzić wiertło pod zaplanowanym kątem, ale także na zaplanowaną głębokość. W tym celu konieczna jest znajomość stosowanego systemu implantologicznego, a w szczególności szerokości stosowanych wiertel i możliwości zastosowania ograniczników głębokości wprowadzania wiertła. Tak przygotowany szablon implantologiczny może spełnić dwa zadania. Pierwszym i najważniejszym z nich jest umożliwienie wykonania implantacji w szczególnie trudnych przypadkach, a drugim zadaniem jest

przedstawienie pacjentowi planowanego efektu leczenia rozpoczynającego się w momencie zastosowania tego szablonu.

Ostatnim zadaniem stojącym przed projektantem jest wybór materiału, z którego wykonany będzie szablon implantologiczny. Z powodów technologicznych, a w szczególności czasu niezbędnego do wykonania takiego szablonu rozpatrywane są dwa materiały. Pierwszym z nich jest PMMA, w którym otwory pilotażowe są wypełnione dedykowaną do wybranego systemu implantacyjnego tuleją stalową. Drugim rozwiązaniem jest wykonanie szablonu implantacyjnego z tlenku cyrkonu. Takie rozwiązanie pozwala na wykonanie całości szablonu jako monobloku z minimalnym zagrożeniem zanieczyszczenia otworu implantacyjnego wiórami wytworzonymi w wyniku przypadkowego dotknięcia wiertła do ścianek szablonu implantologicznego. Rozwiązanie to pozwala także na zapewnienie większej dokładności wykonywanego szablonu i pełną kontrolę kształtu elementów precyzyjnych.

## 9.6. Literatura do artykułu 9

1. B. Al-Nawas, M. Maeurer, Severe versus Local Odontogenic Bacterial Infections: Comparison of Microbial Isolates, *European Surgical Research* 40/2 (2008) 220-224, doi: 10.1159/000110864.
2. S. Paju, F.A. Scannapieco, Oral biofilms, periodontitis and pulmonary infections, *Oral Diseases* 13/6 (2007) 508-512, doi: 10.1111/j.1601-0825.2007.1410a.x.
3. C.L.Z. Vieira, B. Caramelli, The history of dentistry and medicine relationship: could the mouth finally return to the body? *Oral Diseases* 15/8 (2009) 538-546, doi: 10.1111/j.1601-0825.2009.01589.x.
4. M. Morita, T. Kimura, M. Kanegae, A. Ishikawa, T. Watanobe, Reasons for extraction of permanent teeth in Japan, *Community Dentistry and Oral Epidemiology* 22/5 (1994) 303-306, doi: 10.1111/j.1600-0528.1994.tb02056.x.
5. I.F. Angelillo, C.G.A. Nobile, M. Pavia, Survey of reasons for extraction of permanent teeth in Italy, *Community Dentistry and Oral Epidemiology* 24/5 (1996) 336-340, doi: 10.1111/j.1600-0528.1996.tb00872.x.
6. A.F. Caldas Jr., W. Marcenes, A. Sheiham, Reason for tooth extraction in a Brazilian population, *International Dental Journal* 50/5 (2000) 267-273, doi: 10.1111/j.1875-595X.2000.tb00564.x.
7. I.G. Chestnutt, V.I. Binnie, M.M. Taylor, Reason for tooth extraction in Scotland, *Journal of Dentistry* 28/4 (2000) 295-297, doi: 10.1016/S0300-5712(99)00069-x.
8. K.F. Al-Shammari, J.M. Al-Arsari, M.A. Al-Melh, A.K. Al-Khabbaz, Reasons for tooth extraction in Kuwait, *Medical Principles and Practice* 15/6 (2006) 417-422, doi: 10.1159/000095486.
9. A.C.B. Hollandra, A.H.G. de Alencar, C.R.A. de Estrela, M.R. Bueno, C. Estrela, Prevalence of Endodontically Treated Teeth in a Brazilian Adult Population, *Brazilian Dental Journal* 19/4 (2008) 313-317, doi.org/10.1590/S0103-64402008000400005.
10. P.E. Petersen, Changing oral health profiles of children in Central and Eastern Europe – Challenges for the 21st century, WHO Global Oral Health, Geneva, Switzerland, 2003.
11. A. Bromblik, M. Wierzbicka, F. Szatko, Wpływ uwarunkowań środowiskowych na zapadalność i przebieg próchnicy zębów u dzieci, *Czasopismo Stomatologiczne* 63/5 (2010) 301-309.

12. 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.
13. J. Szymańska, L. Szalewski, Próchnica zębów mlecznych w populacji polskich dzieci w wieku 0,5-6 lat, *Zdrowie Publiczne* 121/1 (2011) 86-89.
14. Z. Maciejewska-Szaniec, B. Maciejewska, P. Piotrowski, B. Wiskirska-Woźnica, Charakterystyka zaburzeń czynnościowych układu stomatognatycznego u pacjentów audiologicznych, *Family Medicine & Primary Care Review* 16/3 (2014) 255-256.
15. J.E. Owczarek, M. Radwan-Oczko, Zaburzenia czynnościowe układu ruchowego narządu żucia a wiek pacjentów, w: J. Tatarczuk, M. Markowska (red. nauk.), *Dobrostan a stan zdrowia*, NeuroCentrum, Lublin, 2016, 157-166.
16. M. Jancelewicz, Dysfunkcje układu stomatognatycznego narastającym problemem współczesnej opieki zdrowotnej – przyczyny wzrostu występowania tej dysfunkcji, *Hygeia Public Health* 45/1 (2010) 17-20.
17. P.-I. Brånemark, R. Adell, U. Breine, B.O. Hansson, J. Lindström, A. Ohlsson, Intraosseous anchorage of dental prosthesis. I Experimental studies, *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery* 3/2 (1969) 81-100, doi: 10.3109/02844316909036699.
18. P.-I. Brånemark, B.O. Hansson, R. Adell, U. Breine, J. Lindström, O. Hallén, A. Ohman, Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period, *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery, Suppl* 16 (1977) 1-132.
19. P.-I. Brånemark, B.O. Hansson, R. Adell, U. Breine, J. Lindström, O. Hallén, A. Ohman, Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *Almqvist and Wiksell*, Stockholm, Sweden, 1977.
20. P.-I. Brånemark, Osseointegration and its experimental studies, *Journal of Prosthetic Dentistry* 50 (1983) 399-410.
21. P.-I. Brånemark, Osseointegration in orthopaedic surgery, *Proceedings of First World Congress of Osseointegration*, Venice, Italy, 1994, 17-18.
22. R. Skalak, Overview of previous development and biomechanics of osseointegration, in: B. Rydevik, P.-I. Brånemark, R. Skalak (eds.), *International Workshop on Osseointegration in Skeletal Reconstruction and Joint Replacement*. The Institute for Applied Biotechnology, Göteborg, Sweden, 1991.

23. P.-I. Brånemark, B.L. Rydevik, R. Skalak (eds.), *Osseointegration in skeletal reconstruction and joint replacement*, Quintessence Publishing Co., Carol Stream, IL, 1997.
24. P. Worthington, Current status of osseointegration, in: B. Rydevik, P.-I. Brånemark, R. Skalak (eds.), *International Workshop on Osseointegration in Skeletal Reconstruction and Joint Replacement*. The Institute for Applied Biotechnology, Göteborg, Sweden, 1991, 17-20.
25. R. Adell, B. Ericksson, U. Kekholm, P.-I. Brånemark, T. Jemt, Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 5/4 (1990) 347-359.
26. R. Skalak, Biomechanics of osseointegration, in: P.-I. Brånemark, B.L. Rydevik, R. Skalak (eds.), *Osseointegration in skeletal reconstruction and joint replacement*, Quintessence Publishing Co., Carol Stream, IL, 1997, 45-56.
27. M. Esposito, J.M. Hirsch, U. Lekholm, P. Thomsen, Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology, *European Journal of Oral Sciences* 106/1 (1998) 527-551.
28. E. Williams, B. Rydevik, P.-I. Brånemark (eds.), *Osseointegration from molecule to man*, Institute for Applied Biotechnology, Proceedings of Interdisciplinary Conference, Göteborg, Sweden, 1999.
29. P.J. Henry, *Osseointegration in dentistry*, Proceedings of Interdisciplinary Conference on Osseointegration from molecule to man, Göteborg, Sweden, 1999, 2-12.
30. R. Brånemark, P.-I. Brånemark, B. Rydevik, R.R. Myers, Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review, *Journal of Rehabilitation Research and Development* 38/2 (2001) 175-181.
31. A.N. Cranin, J.E. Lemons, 7.8. Dental implantation, in: B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen, J.E. Lemons (eds.), *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, 2<sup>nd</sup> ed., Elsevier Academic Press, Amsterdam, 1997, 555-573.
32. A. Schroeder, E. van der Zypen, H. Stich, F. Sutter, The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces, *Journal of Maxillofacial Surgery* 9/1 (1981) 15-25.
33. K. Donath, G. Breuner, A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Säge-Schliff (sawing and grinding) technique, *Journal of Oral Pathology & Medicine* 11/4 (1982) 318-326.

34. L.-M. Bjursten, The bone-implant interface in osseointegration, in: B. Rydevik, P.-I. Brånemark, R. Skalak (eds.), *International Workshop on Osseointegration in Skeletal Reconstruction and Joint Replacement*. The Institute for Applied Biotechnology, Göteborg, Sweden, 1991, 25-31.
35. K. Donath, M. Laass, H.J. Günzl, The histopathology of different foreign-body reactions in oral soft tissue and bone tissue, *Virchows Archiv. A, Pathological anatomy and histopathology* 420/2 (1992) 131-137.
36. S. Majewski, M. Pryliński, *Materiały i technologie współczesnej protetyki stomatologicznej*, Wydawnictwo Czelej, Lublin, 2013.
37. 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.
38. 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.
39. 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.
40. P. Papaspyridakos, 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.
41. B. Jedynek, E. Mierzwińska-Nastalska, Metody przetwarzania tytanu stosowane w protetyce stomatologicznej, *Protetyka Stomatologiczna* 63/3 (2013) 224-233, doi: 10.5604/.1132696.
42. M. Gładkowska, P. Montefka, P. Okoński, Porównanie systemów CAD/CAM stosowanych we współczesnej protetyce stomatologicznej, *Protetyka Stomatologiczna* 58/2 (2008) 105-113.
43. 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.



44. 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.
45. J.K. Pietruski, M.D. Pietruska, Materiały i technologie używane we współczesnej protetyce stałych uzupełnień zębowych – wady i zalety przedstawione na podstawie przeglądu piśmiennictwa i doświadczeń własnych, *Stomatologia Estetyczna* 9/3 (2013) 89-99.
46. J.K. Pietruski, M.D. Pietruska, Technologie cyfrowe we współczesnej protetyce. Moda czy konieczność? Możliwości zmiany protokołu postępowania w planowaniu i wykonawstwie rekonstrukcji protetycznych, *e-Dentico Dwumiesięcznik Stomatologa Praktyka* 56/4 (2015) 8-28.
47. M. Borys, A. Szyszkowska, B. Dejak, Techniki cyfrowego odwzorowania kształtu opracowanych zębów za pomocą skanerów wewnątrzustnych, *Protetyka Stomatologiczna* 62/2 (2012) 91-99.
48. 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.
49. 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.
50. R. Melechow, K. Tubielewicz, W. Błaszczuk, Tytan i jego stopy: gatunki, właściwości, zastosowanie, technologia obróbki, degradacja, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa, 2004.
51. V.M. Kevorkijan, The reactive infiltration of porous ceramic media by a molten aluminum alloy, *Composites Science and Technology* 59 (1999) 683-686.
52. S. Kumar, Selective Laser Sintering: A Qualitative and Objective Approach, *Modeling and Characterization* 55/10 (2003) 43-47.
53. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, P. Malara, T. Gaweł, L.B. Dobrzański, A. Achtełik-Franczak, Fabrication of scaffolds from Ti6Al4V powders using the computer aided laser method, *Archives of Metallurgy and Materials* 60/2 (2015) 1065-1070, doi: 10.1515/amm-2015-0260.
54. L.A. Dobrzański, Overview and general ideas of the development of constructions, materials, technologies and clinical applications of scaffolds engineering for regenerative medicine, *Archives of Materials Science and Engineering* 69/2 (2014) 53-80.

55. L.A. Dobrzański, A. Achtelik-Franczak, M. Król, Computer aided design in Selective Laser Sintering (SLS) – application in medicine, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 60/2 (2013) 66-75.
56. L.A. Dobrzański, Applications of newly developed nanostructural and microporous materials in biomedical, tissue and mechanical engineering, *Archives of Materials Science and Engineering* 76/2 (2015) 53-114.
57. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, T.G. Gawęł, A. Achtelik-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.
58. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, M. Szindler, A. Achtelik-Franczak, W. Pakieła, Atomic layer deposition of TiO<sub>2</sub> onto porous biomaterials, *Archives of Materials Science and Engineering* 75/1 (2015) 5-11.
59. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, A. Achtelik-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.
60. L.B. Dobrzański, Struktura i własności materiałów inżynierskich na uzupełnienia protezytyczne układu stomatognatycznego wytwarzane metodami przyrostowymi i ubytkowymi, Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków, 2017, praca doktorska w toku.
61. 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.
62. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, A. Achtelik-Franczak, M. Szindler, Structure and properties of the skeleton microporous materials with coatings inside the pores for medical and dental applications, *International Conference on Frontiers in Materials Processing, Applications, Research, & Technology, FiMPART'2015*, 12-15.06.2015, Hyderabad, India, Springer, Singapore, 2017 (in press).
63. A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, L.A. Dobrzański, M. Szindler, L.B. Dobrzański, A. Achtelik-Franczak, E. Hajduczek, Microporous titanium-based materials coated by biocompatible thin films, in: L.A. Dobrzański (ed.), *Biomaterials for regenerative medicine*, InTech, Rijeka, Croatia, 2017 (in press).

64. Centrum Projektowo-Badawczo-Produkcyjne Inżynierii Medycznej i Stomatologicznej ASKLEPIOS w Gliwicach, Projekt POIR.01.01.01-00-0485/16-00 pt. „IMSKA-MAT Innowacyjne implanto-skafoldy stomatologiczne i szczękowo-twarzowe wytwarzane z wykorzystaniem innowacyjnej technologii addytywnej wspomaganej komputerowym projektowaniem materiałowym ADD-MAT”, Gliwice, 2017-2021, w toku.
65. L.A. Dobrzański et al., Badanie struktury i własności nowoopracowanych porowatych materiałów biomimetycznych wytwarzanych metodą selektywnego spiekania laserowego, BIOLASIN, Projekt UMO-2013/08/M/ST8/00818 Gliwice, 2013-2016.
66. M. Klimek, Zastosowanie technologii SLS w wykonawstwie stałych uzupełnień protezycznych, *Twój Przegląd Stomatologiczny* 12 (2012) 47-55.
67. S. Mellor, L. Hao, D. Zhang, Additive manufacturing: A framework for implementation, *International Journal of Production Economics* 149 (2014) 194-201.
68. P. Malara, L.B. Dobrzański, Designing and manufacturing of implantoprosthesis fixed suprastructures in edentulous patients on the basis of digital impressions, *Archives of Materials Science and Engineering* 76/2 (2015) 163-171.
69. 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
70. 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.
71. R.G. Craig, *Materiały stomatologiczne*, Elsevier Urban & Partner, Wrocław, 2008.
72. H. Leda, *Materiały inżynierskie w zastosowaniach biomedycznych*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2011.