

**Metalowe materiały mikroporowate i lite
do zastosowań medycznych
i stomatologicznych**

**Redakcja naukowa:
Leszek A. Dobrzański
& Anna D. Dobrzańska-Danikiewicz**

Gliwice, 2017

3. Układ stomatognatyczny, podstawy jego anatomii, schorzenia i metody ich leczenia

Lech B. Dobrzański

Centrum Projektowo-Badawczo- Produkcyjne Inżynierii Medycznej i Stomatologicznej

ASKLEPIOS

ul. Jana III Sobieskiego 12/1

44-100 Gliwice

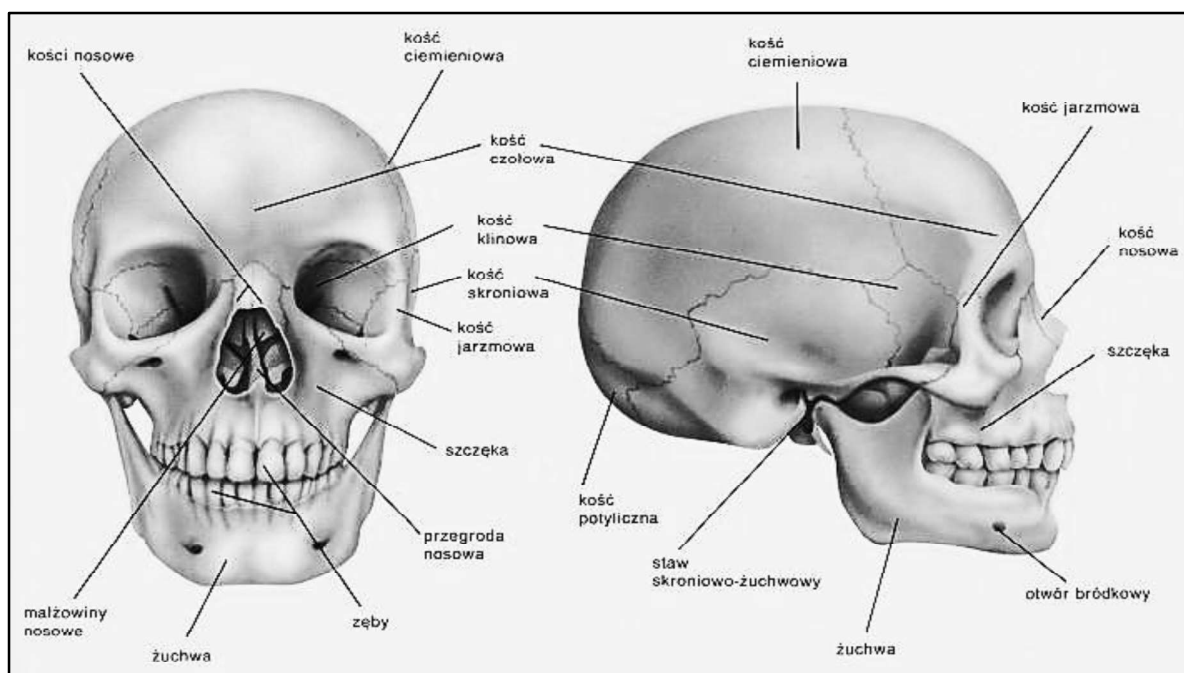
Adres korespondencyjny e-mail: dobrzanski@centrumasklepios.pl

Spis treści

3.1. Ogólna charakterystyka układu stomatognatycznego oraz stanów chorobowych w jamie ustnej.....	122
3.2. Ogólna charakterystyka i ograniczenia leczenia zachowawczego, endodontycznego i protetycznego zębów.....	132
3.3. Ogólny przegląd uzupełnień protetycznych i implantów zwłaszcza układu stomatognatycznego	140
3.4. Ogólna charakterystyka technologii wytwarzania stomatologicznych uzupełnień protetycznych	155
3.5. Wymagania stawiane inżynierii stomatologicznej przez aktualne warunki leczenia schorzeń układu stomatognatycznego	163
3.6. Literatura do artykułu 3.....	165

3.1. Ogólna charakterystyka układu stomatognatycznego oraz stanów chorobowych w jamie ustnej

Układ stomatognatyczny jest zespołem morfologiczno-czynnościowym tkanek i narządów głowy, szyi i obręczy barkowej, jamy ustnej i twarzoczaszki (rys. 3.1), w obrębie którego procesy fizjologiczne i patologiczne oddziałują wzajemnie na siebie, stanowiący funkcjonalną całość i biorący udział w pobieraniu pokarmu, w tym żuciu, wstępnym trawieniu i połykaniu, artykulacji dźwięków, oddychaniu i kształtowaniu rysów twarzy oraz wyrażaniu emocji. Czynność układu stomatognatycznego sterowana jest przez ośrodkowy i obwodowy układ nerwowy. Posiada on wspólne unerwienie i unaczynienie. Do układu stomatognatycznego zaliczane są zęby, układ mięśniowo-szkieletowy i symetryczne stawy skroniowo-żuchwowe sprzężone w pracy przez trzon żuchwy, tkanka nerwowa, naczynia krwionośne, limfatyczne, gruczoły ślinowe, tkanka łączna oraz błona śluzowa jamy ustnej.



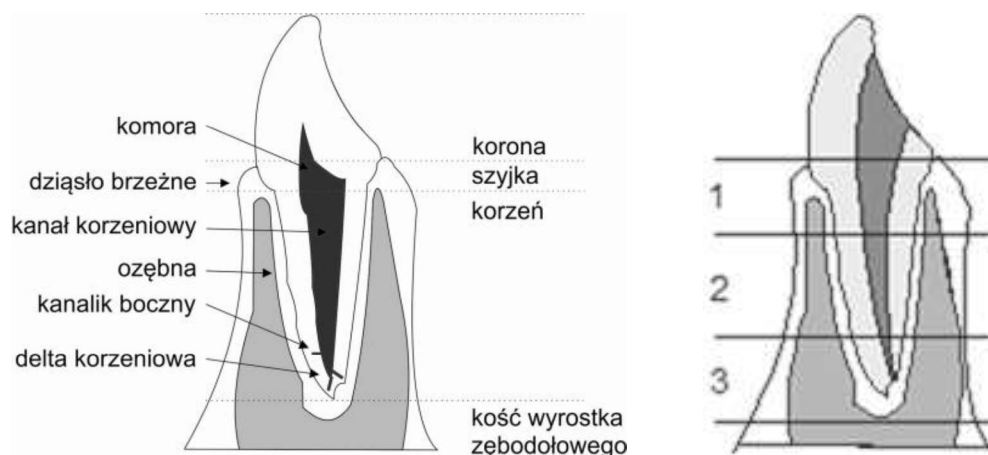
Rysunek 3.1. Schemat kości i stawów twarzoczaszki

W skład układu stomatognatycznego wchodzi jama ustna, szczęki (prawa i lewa), żuchwa, mięśnie żucia i mięśnie mimiczne, gruczoły ślinowe, a także stawy zębowo-zębowe, zębowo-zębodołowe oraz skroniowo-żuchwowe. W układzie stomatognatycznym zwykle wyróżnia się zespół zębowo-zębodołowy, czyli zęby wraz z przyzębiem tzn. narząd zębowy, zespół zębowo-zębowy, tzn. artykulacyjny i okluzyjny układ zębów górnego i dolnego łuku zębowego, zespół

stawowy obejmujący oba sprzężone czynnościowo stawy skroniowo-żuchwowe, a według niektórych autorów zespół mięśniowo-stawowy, obejmujący również mięśnie żucia, pozostałe tkanki i narządy jamy ustnej i twarzy, w tym kości twarzoczaszki, mięśnie żwaczowe, nadgnykowe, mimiczne, języka i podniebienia, naczynia krwionośne i limfatyczne, nerwy, błonę śluzową oraz ślinianki znajdujące się pod kontrolą ośrodkowego układu nerwowego (rys. 3.2).



Rysunek 3.2. Schemat zespołu zębowo-żuchwotowego oraz jamy ustnej

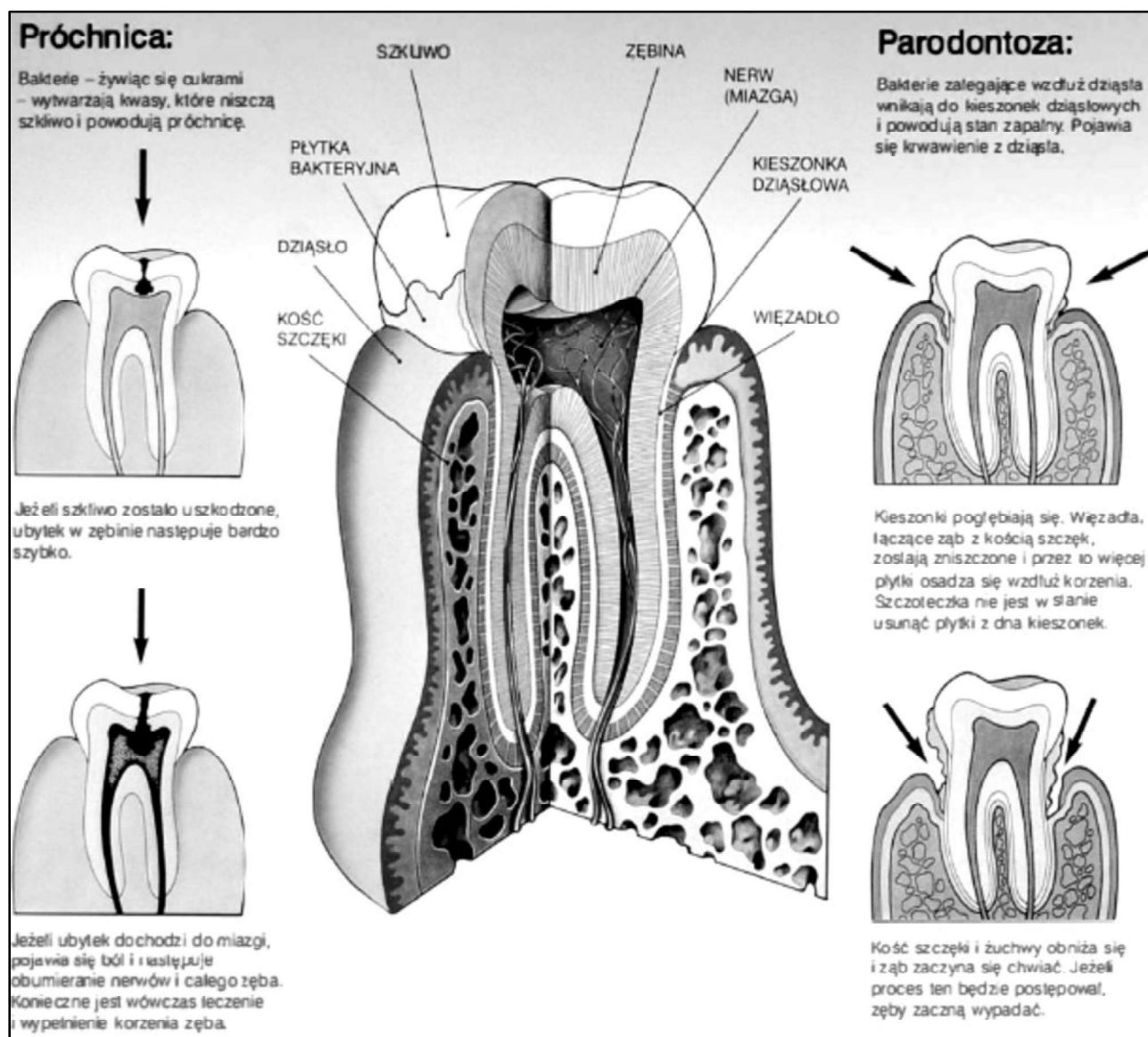


Rysunek 3.3. Budowa anatomiczna ludzkiego zęba oraz najważniejsze funkcje wypełnienia kanału korzeniowego w wyniku leczenia endodontycznego wg [1]: 1 – zabezpieczenie przed przeciekami koronowym, 2 – uniemożliwienie przeżycia mikroorganizmów, 3 – ostateczna bariera przed mikroprzeciekami

Ząb ludzki jako jeden z podstawowych elementów układu stomatognatycznego składa się z korony i korzenia oddzielonych od siebie szyjką (rys. 3.3). Komora jest wolną przestrzenią w części koronowej zęba, natomiast kanał znajduje się w części korzeniowej i oba są wypełnione miazgą zęba [2]. Miazga zęba jest w przeważającej części zbudowana z tkanki łącznej galaretowatej dojrzałej i złożona jest z trzech warstw komórek, zewnętrznej warstwy

odontoblastów czyli komórek zębinotwórczych, środkowego pasa Weila ubogokomórkowego, oraz wewnątrz komory i kanału zęba bogatokomórkowa miazga właściwa [2, 3]. Miazga zęba jest bogato unaczyniona i unerwiona. Tkanka miękka wypełniająca jamę zęba spełnia wiele ważnych funkcji, w tym tworzenie zębiny. Odontoblasty do zakończenia okresu rozwojowego wytwarzają zębinę pierwotną, później znacznie wolniej wytwarzają zębinę wtórną, ale również wykazują funkcję obronną wytwarzając zębinę reparacyjną i sklerotyczną, reagując na działania patologicznych bodźców zewnętrznych. Miazga, a właściwie wolne zakończenia nerwowe w splocie pododontoblastycznym są również odpowiedzialne za odbiór reakcji pochodzących z zewnątrz. Gęsta sieć naczyń krwionośnych przenikających przez miazgę i wnikających do kanalików zębinowych zapewnia odżywianie twardych tkanek zęba, czyli zębiny i cementu.

Pomimo że te twarde tkanki stanowią barierę ochroną miazgi zęba przed patologicznymi czynnikami zewnętrznymi, powszechnie występują choroby miazgi, które zgodnie z klasyfikacją kliniczną, można podzielić na pulpopatie odwracalne, pulpopatie nieodwracalne i martwicę miazgi. Choroby miazgi wywoływane są przez czynniki zarówno wewnątrzpochodne, jak i zewnątrzpochodne. Te ostatnie w przeważającej mierze są przyczyną zapaleń i martwicy miazgi, w tym głównie czynniki bakteryjne (rys. 3.4), termiczne, mechaniczne, chemiczne i elektryczne [4, 5]. Istnieje również możliwość zakażenia drogą naczyń krwionośnych, które wnika do miazgi przez otwór wierzchołkowy. Odsłonięcie kanalików zębinowych może być wywołane przez czynniki patologiczne, w tym ubytki pochodzenia próchnicowego i niepróchnicowego oraz przez czynniki jatrogenne, czyli wywołane w sposób niezamierzony podczas wykonywania przez lekarza procedur leczniczych. Najczęściej rozwój chorób miazgi powodują drobnoustroje, które penetrują drogą odsłoniętych kanalików zębinowych od strony korony zęba oraz drogą kanalików bocznych i otworu wierzchołkowego od strony zniszczonego przyczepu łącznotkankowego [4, 6]. Bakterie przenikają do wnętrza zęba od strony komory wskutek głębokiego ubytku próchnicowego, mikroprzecieku brzeżnego na granicy wypełnienia i twardych tkanek zęba w wyniku próchnicy wtórnej oraz wskutek atrycji, abrazji lub erozji wywołujących ubytki pochodzenia niepróchnicowego. Próchnica zębów jest najbardziej rozpowszechnioną chorobą narządu żucia i występuje u osób w każdym wieku i to we wszystkich krajach świata i jest chorobą społeczną zależną od warunków cywilizacyjnych i nasila się w społecznościach spożywających w nadmiarze oczyszczone cukry [7-11]. Jako miejscowy proces patologiczny pochodzenia zewnątrzustrojowego powoduje kolejno



Rysunek 3.4. Schemat zęba i możliwości wywoływania stanów chorobowych przez drobnoustroje

odwapnienie i rozpad twardych tkanek i ubytki w zębach oraz ich nieodwracalną destrukcję oraz zmiany zapalne w tkance okołozębowej, a w efekcie utraty uzębienia [7, 11, 12]. Ubytki próchnicowe zębiny są spowodowane przez beztlenowce, a także gatunki Gram-ujemne i paciorkowce [13] penetrujące kanaliki zębinowe, które po dotarciu do miazgi wywołują w niej proces zapalny, a nieleczone – jej martwicę, w której występuje niski poziom tlenu i niski potencjał oksydoredukcyjny sprzyjający zasiedlaniu kolejnych szczepów bakterii bez-tlenowych [14]. Próchnica zębów w większości krajów wysoko rozwiniętych obejmuje większość dorosłych i 60-90% dzieci szkolnych [10, 15] i jest uważana za najczęstszą i najkosztowniejszą chorobę przewlekłą. Wśród niewielu krajów Europy o wysokim

występowaniu próchnicy znajduje się Polska [4, 7]. Jedynie 0,1% osób dorosłych w wieku 35-44 lat oraz tylko 19,3% dzieci 12-letnich jest wolnych od próchnicy [8, 10]. Statystyki dotyczące występowania próchnicy w populacji wieku rozwojowego są wysoce niezadowalające (tabl. 3.1).

Tablica 3.1. Wybrane dane dotyczące występowania próchnicy w populacji wieku rozwojowego

Dane dotyczące występowania próchnicy	Wiek dzieci, lata				Literatura
	2-3	3-4	6-7	12	
Udział próchnicy w populacji, %	35-50	56-60	85-100	90	[4, 7, 8]
Udział w populacji wolny od próchnicy, %	brak danych	brak danych	14	19,3	[8, 10]

Analizy danych epidemiologicznych wskazują na znaczące zaniedbania stomatologiczne w Polsce, na co wskazuje duża intensywność próchnicy przy małym wskaźniku leczenia i niedostatecznym zaspokajaniem potrzeb i niskiej skuteczności oraz zaniedbań systemowych dotyczących służby zdrowia generalnie, a zwłaszcza stomatologii [7-9, 16]. Dążeniem Światowej Organizacji Zdrowia (WHO) jest obniżenie częstości występowania próchnicy u dzieci 6-letnich do 30% w 2015 r. i do 20% w 2020 r., jak również obniżenie do jedności wskaźnika intensywności próchnicy w populacji dzieci 12-letnich. Konieczna jest jednak należyta higiena jamy i profilaktyka [6, 7, 16], na co wśród dzieci zasadniczy wpływ wywierają wzorce zachowań rodziców.

W jamie ustnej kolonizuje 300-400 rodzajów bakterii, niestanowiących zagrożenia w warunkach fizjologicznych dla zdrowego organizmu. Natomiast w sytuacjach obniżenia odporności organizmu, zwłaszcza w przebiegu chorób ogólnoustrojowych układu sercowo-naczyniowego, kostno-stawowego, cukrzycy, chorób nerek, a szczególnie nowotworowych, a także w przypadku pacjentów hospitalizowanych oraz poddawanych terapii lekami immunosupresyjnymi pojawia się ich patogenne oddziaływanie [17, 18]. Podstawowym problemem profilaktycznym, a najczęściej leczniczym jest zatem eliminacja bakterii z okolic potencjalnych ognisk zakażenia w jamie ustnej u wszystkich pacjentów, a zwłaszcza u pacjentów

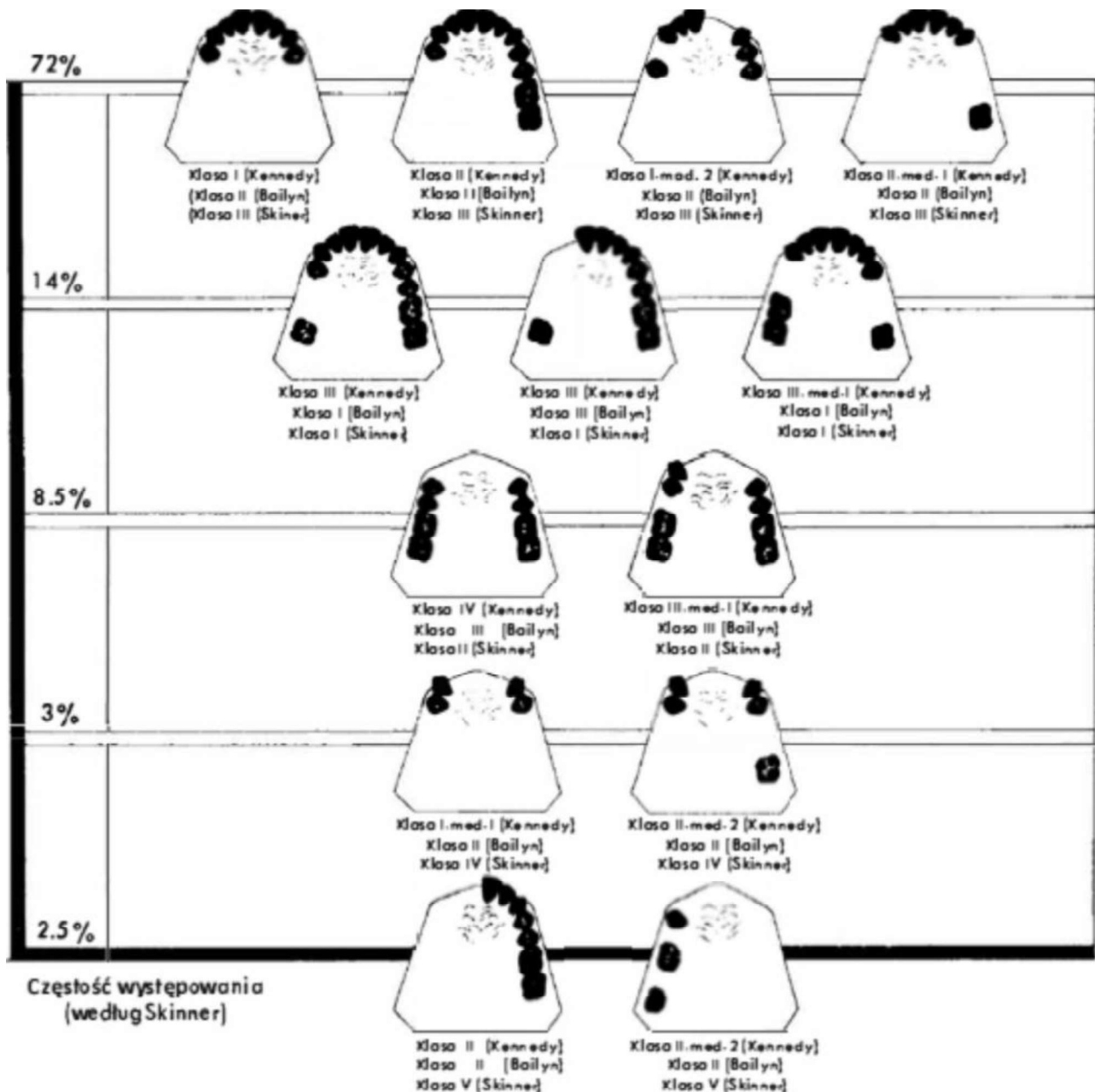
z grupy podwyższonego ryzyka, co wymaga profilaktyki zębopochodnych ognisk zakażenia i wczesnego wykrywania próchnicy i chorób przyzębia oraz ich eliminację poprzez zabiegi lecznicze endodontyczne polegające na usunięciu miazgi z wnętrza zęba lub ponowne leczenie endodontyczne [19]. Ma to niezwykle istotne znaczenie dla zdrowia organizmu, ponieważ występuje duże ryzyko powikłań nie tylko miejscowych, ale także ogólnoustrojowych wynikających z chorób miazgi [20]. Około 80% wszystkich pierwotnych ognisk zakażenia rozwija się w obrębie zębów, tkanek przyzębia i migdałków [20]. Bakteryjne zapalenie wsierdza, choroba wieńcowa, ropień mózgu, udar mózgu, reumatoidalne zapalenie stawów, osteoporoza, zapalenie nerek, zapalenie płuc, a nawet przedwczesny poród mogą być wywołane ogniskiem pierwotnym zlokalizowanym w jamie ustnej [18, 21-28]. W 1980 roku za pierwotne ognisko zakażenia uznano lokalne zmiany patologiczne o charakterze przewlekłym, które niekorzystnie oddziałują na narządy odległe, wywołując lub podtrzymując w nich zmiany chorobowe [18]. Równocześnie ustalono, że przyczyną chorób odogniskowych o klinicznych objawach ogólnoustrojowych, a nie tylko miejscowych, są ogniska wtórne spowodowane przez ogniska pierwotne jako zmiany patologiczne zlokalizowane w innych nawet odległych narządach [22]. Potwierdzono w ten sposób pośrednio wzmianki pochodzące jeszcze z czasów Hipokratesa, kiedy to zapalenie stawów leczono poprzez ekstrakcję zębów.

Pęknięcie lub złamanie korony lub korzenia wywołane w sposób ostry lub jatrogenie, w tym także spowodowane przez czynniki termiczne [29, 30], chemiczne [4, 30] i świetlne wywołane wykorzystywaniem lampy o zbyt dużym natężeniu światła nadfioletowego, podczas polimeryzacji materiałów kompozytowych [30], jak i długotrwałe mikrourazy, wynikające z niewyrównanego zgryzu, przeszkody zwarciowej lub zgrzytania i zaciskania zębów mogą być również przyczyną chorób miazgi.

Stanom chorobowym w jamie ustnej, wywołanym ubytkami próchnicowymi, stanami zapalnymi twardych i miękkich tkanek, urazami, najczęściej towarzyszy ból, z którym człowiek mierzy się od zawsze. Od czasów starożytnych problem ten rozwiązywano poprzez ekstrakcje zębów czyli ich usunięcie z jamy ustnej. Można więc uznać chirurgię stomatologiczną za pierwszą dentystyczną specjalizację, z której korzystano w sytuacji pojawiających się dolegliwości bólowych w obrębie jamy ustnej, a ekstrakcje zębów za pierwszą metodę leczniczą wyzwalającą człowieka od uporczywego bólu.

Na rysunku 3.5 przedstawiono klasyfikację braków uzębienia według Kennedy'ego, stosowaną od niemal 90 lat, w porównaniu z klasyfikacjami według Bailyn oraz Skinner oraz

częstość występowania poszczególnych klas braków. Różnorodność kombinacji braków zębów, która sięga nawet 60 tysięcy możliwości, gdyż naturalne uzębienie człowieka składa się z 32 zębów, po 16 zarówno w łuku szczęki, jak i żuchwy, wymaga indywidualizacji i personalizacji sposobów postępowania leczniczego.

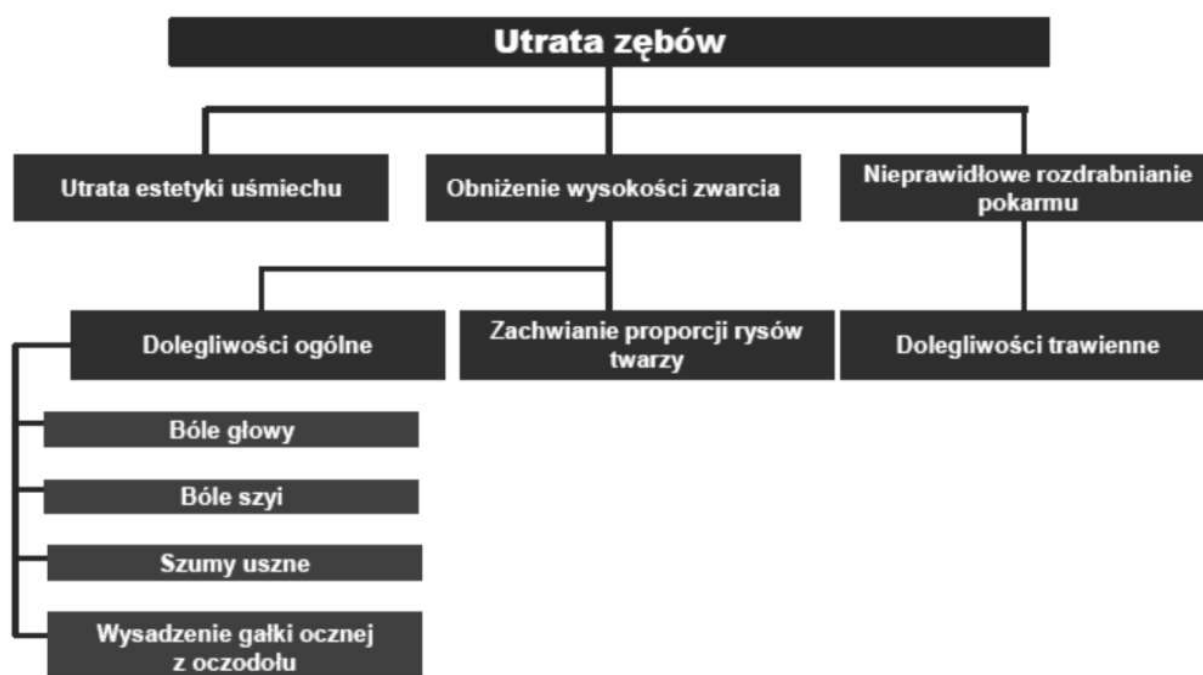


Rysunek 3.5. Klasyfikacja braków uzębienia według E. Kennedy'ego w porównaniu z klasyfikacjami według Bailyn oraz Skinner oraz częstość występowania poszczególnych klas braków

Zgodnie z klasyfikacją E. Kennedy'ego wydzielono 4 klasy braków uzębienia, przy czym w trzech pierwszych wydzielono po 4 modyfikacje. Klasa I obejmuje braki skrzydłowe

obustronne wraz z brakami w odcinku przednim. W klasie II mieszczą się braki skrzydłowe jednostronne oraz różne braki w pozostałych odcinkach łuku zębowego. Klasa III obejmuje przypadki jednostronnego braku zębów, a modyfikacje dotyczą innych braków międzyzębowych ograniczonych w odcinku tylnym. Klasa IV dotyczy braków zębów przednich.

Ekstrakcje zębów pozwalają wprawdzie na doraźne wyeliminowanie bólu, stwarzają jednak inne problemy wynikające z eliminacji zęba będącego składową układu stomatognatycznego (rys. 3.6). Problemy będące konsekwencją ekstrakcji już pojedynczego zęba są wynikiem zachwiania zrównoważonej jednostki jaką jest układ stomatognatyczny, który to sprawnie funkcjonuje dzięki skoordynowanemu działaniu wszystkich jego elementów składowych.



Rysunek 3.6. Schemat konsekwencji ekstrakcji zębów na układ stomatognatyczny

Przyczyną stanów chorobowych w jamie ustnej, często prowadzących do utraty zębów, z czym człowiek mierzy się od zawsze, są potencjalne ogniska 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 [17, 20, 31]. Według danych epidemiologicznych najczęstszą przyczyną ekstrakcji zębowych jest

jednak próchnica [32-37], jako bakteryjna choroba zakaźna tkanek twardej zęba związana z wytwarzaniem w płytce nazębnej kwasów przez bakterie w wyniku metabolizmu cukrów pochodzenia zewnątrz- i wewnątrzustrojowego kolejno powodującym w niej demineralizację substancji nieorganicznych i proteolizę substancji organicznych (tabl. 3.2).

Tablica 3.2. Wybrane dane epidemiologiczne dotyczące przyczyn ekstrakcji zębów

Kraj	Liczba badanych zębów	Przyczyna ekstrakcji zębów, %			Literatura
		próchnica	choroby przyzębia	pozostałe	
Brazylia	404	70,3	15,1	14,6	[33]
Szkocja	917	51	21	28	[35]
Japonia	11175	55,4	38	6,6	[37]
Włochy	1056	33,4	33,1	33,5	[36]
Kuwejt	2783	43,7	37,4	18,9	[34]

Braki zębów 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. Szkodliwy wpływ na stan uzębienia może wywierać również stres, a nawet ogólnie osobowość, gdyż wpływają na układ nerwowo-żuchwowy, co jest przyczyną nadmiernego ścierania zębów, przeciążania przyzębia oraz stawu skroniowo-żuchwowego (parafunkcje).

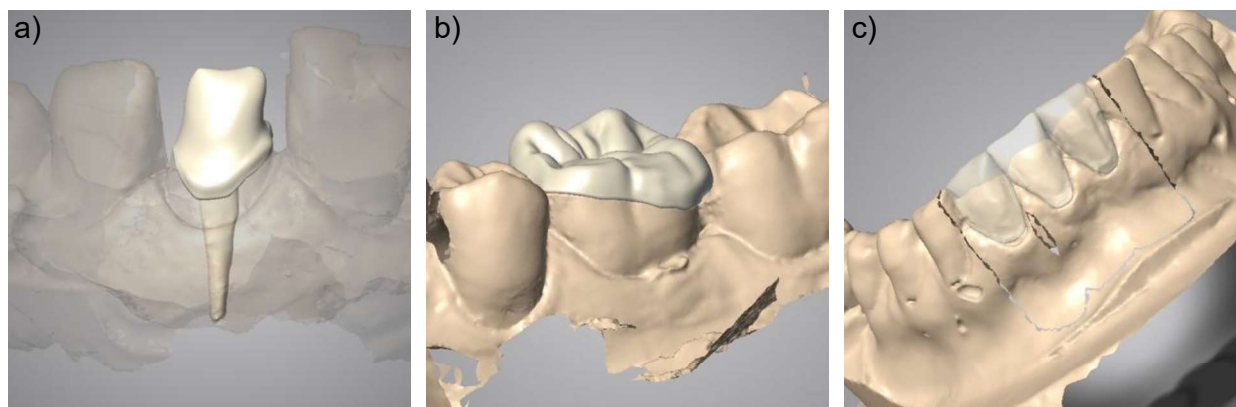
W wielu sytuacjach klinicznych, w których wykonywano ekstrakcję zęba, można jej uniknąć, zastępując ją z powodzeniem leczeniem endodontycznym, któremu podlegają zapalenia nieodwracalne i martwica miazgi [38]. Ząb, pomimo utraty swojej żywej części po odpowiednim wypreparowaniu wnętrza i zastąpieniu żywej tkanki biogodnym materiałem

zastępczym, może z powodzeniem w dalszym ciągu pełnić swoją rolę przy pozostawieniu zdrowego przyzębia brzeżnego i okołowierzchołkowego, spełniając tym samym zarówno funkcje kosmetyczne, jak i odtwarzając odpowiednie funkcje w układzie stomatognatycznym. Niezależnie od klasyfikacji klinicznej choroby, czyli procesu zapalnego lub martwiczego toczącego się w miazdze zębowej, istnieje możliwość skutecznego leczenia endodontycznego.

Utrata zębów, oprócz utraty walorów kosmetycznych, które często dla Pacjenta stanowią kluczową rolę i jedyny impuls do wykonania leczenia protetycznego, mogą doprowadzić do poważnych dysfunkcji układu stomatognatycznego [39-41] na skutek nie zrównoważonego zwarcia. Obniżenie wysokości zwarcia pierwotnego na skutek utraty zębów prowadzi do zachwiania podziału twarzy na trzy poziomy. Wskutek tego dolne piętro twarzy ulega skróceniu, co prowadzi do wysunięcia żuchwy, zapadnięcia okolicy podnosowej i pogłębienia bruzd nosowo-wargowych. Skutkiem takich przemian jest efekt mocnego postarzenia wizerunku. Braki zębowe mogą przyczynić się również do zaburzeń trawienia układu pokarmowego wskutek nieprawidłowego rozdrabniania pokarmu. Kolejnym skutkiem utraty zębów, głównie w strefach podparcia, ale także wad zgryzowych związanych z obniżeniem wysokości zwarcia są zaburzenia, które doprowadzają do zmiany kurczliwości mięśni wchodzących w skład układu stomatognatycznego w tym górnego i dolnego brzuśca mięśnia skrzydłowego bocznego. Koordynacja tych mięśni podczas aktywności żuciowej wpływa na kontrolę ruchów i stabilizację stawów skroniowo-żuchwowych. Górne i dolne brzuśce mięśni skrzydłowych bocznych podczas ruchów odwodzenia i przywodzenia żuchwy przemieszczają głowę żuchwy wraz z krążkiem stawowym. Nadmierna kurczliwość tych mięśni doprowadza do zbliżania kostnych elementów powierzchni stawowych, ucisku krążka stawowego, a dalej jego przemieszczania względem głowy stawowej i ucisku głowy stawowej na silnie unaczynione i unerwione tkanki zakrążkowe, co finalnie może skutkować bólami głowy, szczy, szumami usznymi czy uczuciem wysadzania gałki ocznej z oczodołu. Dysfunkcje mięśniowe są zwykle pierwszą oznaką zaburzeń czynnościowych układu stomatognatycznego co zwykle klinicznie objawia się dolegliwościami bólowymi w obrębie twarzoczaszki, często mylnie interpretowanymi jako bóle migrenowe, chociaż mogą one być również spowodowane jako powikłanie długoczasowej parafunkcji zwarciowej, którą jest bruksizm. 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.

3.2. Ogólna charakterystyka i ograniczenia leczenia zachowawczego, endodontycznego i protetycznego zębów

Leczenie stomatologiczne obejmuje kilka specjalności w zależności od choroby twardych lub miękkich tkanek jamy ustnej. Najpopularniejszą i najczęściej wykonywaną procedurą jest leczenie zachowawcze, które zajmuje się opracowaniem ubytków próchnicowych, a następnie odtworzeniem twardych tkanek zęba metodą bezpośrednią za pomocą materiału kompozytowego. Alternatywę tradycyjnego bezpośredniego wypełnienia w leczeniu zachowawczym zębów stanowi metoda pośrednia z wykorzystaniem systemu kosmetycznych wypełnień ceramicznych wkładów (inlay) i nakładów (onlay) koronowych przygotowanych w laboratorium inżynierii dentystycznej na podstawie pobranych wycisków i stosowanych w razie dużych ubytków (rys. 3.7). Wkłady i nakłady koronowe umożliwiają dokładną rekonstrukcję kształtu anatomicznego zębów, w tym guzków i bruzd punktów stykowych między zębami.

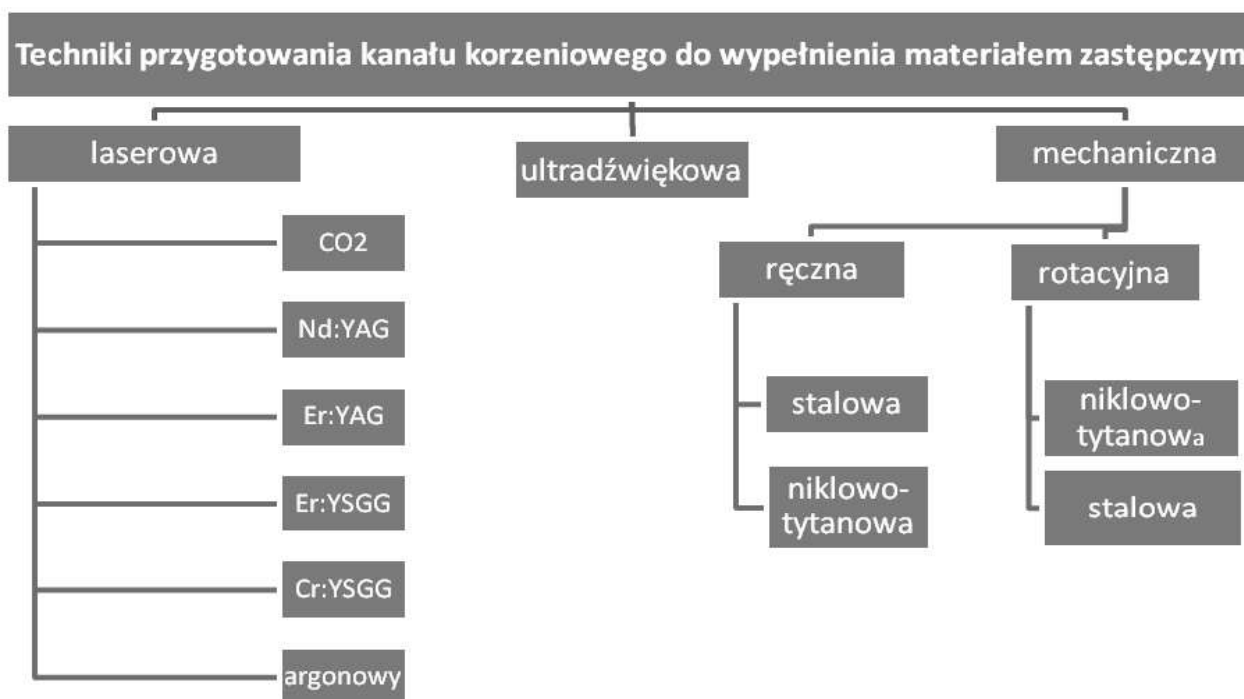


Rysunek 3.7. Przykłady konstrukcji uzupełnienia protetycznego pojedynczego zęba w oparciu o tkanki zęba: a) wkład koronowo-korzeniowy, b) nakład (onlay), c) licówki pełnoceramiczne frezowane [42]

Najczęściej są one wykonywane z porcelany, ale można je również wykonywać ze stopów złota, materiałów kompozytowych lub ze stopów złota i ceramiki. Wkłady i nakłady koronowe po wykonaniu w pracowni inżynierii dentystycznej są wklejane do odpowiednio przygotowanego ubytku w zębie z użyciem cementów wiążących. Zapewniają one dobrą szczelność i nie wypłukują się, natomiast połączenie to jest bardzo mocne i trwałe. Preparacja zęba różni się jednak od przygotowania ubytku pod wypełnienie kompozytowe, ponieważ materiał kompozytowy układany jest warstwami, a wkłady i nakłady koronowe otrzymuje się

jako gotowe elementy z laboratorium. Wkłady i nakłady koronowe są trwałe, estetyczne i odporne na ścieranie, a odbudowany ząb dzięki precyzyjnej odbudowie kształtu anatomicznego może spełniać swoje funkcje i wygląda bardzo naturalnie.

Zaatakowanie miazgi zębowej przez bakterie ubytku próchnicowego, skutkuje dolegliwościami bólowymi, co wymaga interwencji stomatologicznej w postaci leczenia endodontycznego. Leczenie to polega na usunięciu miazgi zębowej, opracowaniu i wypełnieniu całego systemu kanałowego materiałem zastępczym, dzięki czemu ząb pozbawiony żywej struktury wewnątrzkorzeniowej ma możliwość dalszego funkcjonowania w jamie ustnej. Opracowanie kanałów korzeniowych polega na usunięciu zawartości znajdującej się wewnątrz kanału korzeniowego, jego dezynfekcji i nadaniu mu kształtu, który zapewni najlepszą hermetyzację kanału korzeniowego materiałem wypełniającym. Na rysunku 3.8 podano różne techniki przygotowania zębiny kanału korzeniowego do połączenia z materiałem zastępczym, zarówno klasyczne metody mechanicznego opracowania i dezynfekcji poprzez skrawanie zębiny, techniki laserowe lub ultradźwiękowe [43-47].



Rysunek 3.8. Techniki przygotowania kanału korzeniowego do wypełnienia materiałem zastępczym

Materiał do wypełnienia kanałów korzeniowych wypełniający przestrzeń kanałową w trakcie leczenia endodontycznego, zastępując żywą tkankę, która stanowi integralną część

między szkliwem, zębina i cementem, a resztą organizmu, zachowując przy tym funkcje fizjologiczne zęba powinien spełniać wymagania podane w pracy [1]. Klasyfikację materiałów możliwych do wykorzystania do tego celu podano na rysunku 3.9.



Rysunek 3.9. Klasyfikacja materiałów do wypełniania kanałów korzeniowych w leczeniu endodontycznym; opracowano według [48]

Najpopularniejszym obecnie materiałem do wypełniania kanałów korzeniowych jest gutaperka, która jest polimerem trans 1,4 poliizoprenem występującym w trzech odmianach izomerycznych α , β i γ [1, 49-51] pochodzenia naturalnego, pozyskiwanym z soku mlecznego roślin *Palaquium gutta* oraz *Palaquium oblongifolia*. W stomatologii stosowane są wyłącznie dwie odmiany – β , która ma postać ciała stałego i przechodzi w odmianę α gutaperki pod wpływem temperatury 48,6-55,7°C [52, 53]. Temperatura topnienia gutaperki wynosi natomiast 64°C [51]. Gutaperka wykorzystywana w endodoncji występuje najczęściej w postaci łąwieków lub peletek, w których czystej gutaperki o odmianie β jest jedynie 18-22%, a reszta to tlenek cynku 59-75%, związki metali, takie jak siarczany baru i strontu 1,1-31,2%, a także wosk i inne polimery 1-4,1% [49, 51-54]. Gutaperkę stosuje się zawsze w połączeniu

z uszczelniaczem. Zarówno w metodach kondensacji na zimno jak i w termoplastycznych zalecane są uszczelniacze na bazie żywic syntetycznych [55].

Na rynku dostępna jest również płynna gutaperka do wypełniania kanałów na zimno, która występuje w postaci sproszkowanej o rozmiarze cząsteczek mniejszym niż 30 μm z zawartością uszczelniacza oraz cząsteczki nanosrebra mające zapobiegać infekcjom i konfekcjonowana jest w kapsułkach [56]. Alternatywą dla gutaperki jest materiał na osnowie polimerowych materiałów poliestrowych złożony z części organicznej stanowiącej żywiczną osnowę polimerową i nieorganicznych wypełniaczy [55, 57].

Starannie wykonane leczenie endodontyczne prowadzi do zachowania przeleczonych zębów w jamie ustnej przez relatywnie długi czas. Wykazano jednak powstawanie zmian okołowierzchołkowych o charakterze ziarniniaka lub torbieli w zębach leczonych endodontycznie [58], lecz po 8 latach od zakończenia leczenia kanałowego może to dotyczyć tylko 3% przypadków [59], co przedstawiono w tabelicy 3.3 [59-62].

Tablica 3.3. Wybrane dane epidemiologiczne dotyczące czasu pozostawania w jamie ustnej zębów leczonych endodontycznie

Kraj	Czas po którym wykonano badanie (lata)	Liczba zębów objętych badaniem	Udział zębów zachowanych w jamie ustnej, %	Udział zębów usuniętych, %	Literatura
USA	3,5	110 766	94,44	5,56	[62]
Tajwan	5	1 446 199	92,9	7,1	[61]
USA	8	1 462 936	97	3	[59]
Dania	17	845	55	45	[60]

W tabelicy 3.4 wskazano dane epidemiologiczne dotyczące liczby zębów leczonych endodontycznie z ujawnionymi zmianami okołowierzchołkowymi na zdjęciach pantomograficznych [58-72]. Wśród 3% niepowodzeń, większość została ujawniona w ciągu pierwszych trzech lat od zakończenia leczenia i wynikała z nieprawidłowo opracowanych i niedokładnie wypełnionych kanałów korzeniowych [58-65], co dotyczy 91% zębów leczonych endodontycznie z ujawnionymi zmianami okołowierzchołkowymi [58].

Tablica 3.4. Wybrane dane epidemiologiczne dotyczące liczby zębów leczonych endodontycznie z ujawnionymi zmianami okołowierzchołkowymi na zdjęciach pantomograficznych

Kraj	Całkowita liczba zębów ocenianych radiologicznie	Liczba zębów leczonych endodontycznie	Udział zębów z ujawnionym wykonaniem leczenia endodontycznego, %	Udział zębów z ujawnioną zmianą okołowierzchołkową, %	Literatura
Hiszpania	4453	93	2,09	64,5	[66]
Irlandia	7427	148	1,99	25	[68]
Litwa	2186	283	12,95	43,1	[71]
Belgia	4617	314	6,8	40,4	[72]
Turcja	8863	470	5,3	53,5	[58]
Australia	5647	499	8,84	21,43	[70]
Brazylia	5008	553	11,04	42,5	[69]
Grecja	7664	680	8,87	60	[67]
Dania	15984	773	4,84	52,2	[63]
Iran	28942	1013	3,5	52	[65]
Japonia	16232	3408	21	40	[64]

Do innych powodów niepowodzeń leczenia endodontycznego zaliczane są przyczyny jatrogenne, jak złamania korzenia lub korony [59]. Leczenie endodontyczne zębów statystycznie częściej wykonywane jest u kobiet, a najrzadziej są mu poddawane zęby sieczne zuchwy, natomiast najczęściej zęby przedtrzonowe i trzonowe szczęki [32] oraz zęby trzonowe zuchwy [65].

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. Leczeniu protetycznemu poddawana 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. Za jakościowy filar uznaje się taki ząb, który ma prawidłową stabilizację w kości i odpowiedni udział twardych tkanek. Za prawidłowe rozmieszczenie uznaje się zęby usytuowane tak, że mogą stanowić podparcie po obu stronach braku zębowego. Niespełnienie warunków dotyczących jakości filaru protetycznego lub rozległe braki, które wymagałyby zaprojektowana zbyt rozległego przęsła powyżej trzech punktów, stanowi wskazanie do implantów. Coraz częstszym powodem dla którego pacjenci decydują się na implantacje nawet w przypadku pojedynczego braku, jest niechęć do szlifowania dwóch sąsiednich zębów celem wykorzystania ich jako filary protetyczne. Kolejnym argumentem za wykonaniem implantacji jest odtworzenie pojedynczego zęba, który kształtem przypomina ząb własny, jest odseparowany od zębów sąsiednich, co stwarza warunki naturalne i ułatwia higienę.

Historia protetyki stomatologicznej wskazuje, że od czasów starożytnych próbowano wykonać rekonstrukcje protetyczne zarówno na kształt implantów, co dotyczy przeszczepień allogenicznych zębów zwierzęcych bądź zębów ludzkich pochodzących od zmarłych lub od osób o niższym statusie społecznym, jak również starano się odbudować uzębienie poprzez mocowanie brakującego zęba do zębów sąsiednich. A zatem sposób myślenia o odbudowie protetycznej pozostał niezmienny do dnia dzisiejszego. Nadal odbudowa braku zębowego za pomocą implantu protetycznego lub mostu zbudowanego z dwóch filarów i przęsła będącego brakującym zębem jest aktualna. Protetyka stomatologiczna jest zatem działem stomatologii ukierunkowanym na wykonywanie czynnościowych uzupełnień lub korygowanie czynności za pomocą sztucznych urządzeń, zastępujących brak miękkich lub twardych tkanek jamy ustnej i okolic otaczających. Zajmuje się więc odbudową i utrzymaniem czynności jamy ustnej, a także poprawą komfortu, wyglądu i zdrowia pacjenta, 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.

Przez lata pracowano nad najdogodniejszym kształtem implantu. W latach 60. XX wieku stwierdzono, że implant o kształcie śruby stanowi najkorzystniejsze zakotwiczenie w kości. Przełomem, a właściwie początkiem współczesnej implantologii jest rok 1965 kiedy to zastosowano do wszczepień implant z tytanu oraz potwierdzono zjawisko osteointegracji czyli zespolenia beleczkowych struktur kostnych do powierzchni implantu [73-88], które to badania

intensywnie wykonywane do lat 80. XX wieku przyniosły dobre wyniki, kiedy to stwierdzono, że osteointegracja jest reakcją obronną kości, wykorzystywaną do stabilizacji i umocowania wszczepu [89-91]. Przyjmuje się, że mechanizm połączenia kości z tytanowym wszczepem odbywa się dzięki temu, że zewnętrzna warstwa tlenku tytanu stymuluje tkankę kostną do regeneracji i wytwarzania przyczepu nabłonkowego.

Implanty w odbudowie protetycznej są wykorzystywane w sytuacji wrodzonych i nabytych braków zębowych. Hipodoncja, anodoncja i oligodoncja objawiają się wrodzonym brakiem zawiązków zębowych, co jest następstwem upośledzenia czynności listewki zębowej. Tego typu nieprawidłowości anatomiczne skłaniają młode osoby do podjęcia decyzji o implantacji po zakończeniu rozwoju kości szczęk, czyli po zakończeniu dojrzwania. Braki zawiązków zębowych oprócz względów czysto estetycznych, ponieważ dotyczą osób młodych, u których wraz z wyżynaniem zębów i wzrostem kośćca szczęk dochodzi do ustalania prawidłowych warunków zgryzowych, mogą na skutek zaistniałej patologii doprowadzić do powstania wady zgryzu, co z kolei może rzutować na nieprawidłową wymowę oraz powikłania w funkcjonowaniu stawu skroniowo-żuchwowego. Wtórne braki zębowe częściej dotyczą osób w wieku dojrzałym, a ich najczęstszą przyczyną są próchnica zębów, zęby nieprawidłowo przeleczone endodontycznie, złamania zębów leczonych endodontycznie, periodontopatie, nowotwory i urazy [92].

W procedurze wszczepienia implantów zębowych wydziela się trzy etapy, w tym badanie, diagnostyka i wykonanie zabiegów przygotowujących do implantacji, wszczepianie implantu, obciążenie protetyczne implantu. Klasycznym podejściem do stabilizacji implantu zębowego w kości jest osteointegracja. Proces stabilizacji implantu w odniesieniu do zjawiska osteointegracji można podzielić na kilka etapów, których miarą jest czas przebyty od momentu wszczepienia implantu. Pierwszy etap będący skutkiem urazu kości podczas chirurgicznej interwencji skutkuje miejscowym stanem zapalnym. Uszkodzone podczas urazu drobne naczynia krwionośne, które odpowiadają za odżywianie tkanki kostnej na skutek zaburzeń w jej odżywianiu, doprowadzają krew do miejscowej martwicy kości zbitej na głębokość 1 mm wzdłuż całej długości implantu. Proces ten pobudza organizm do wytwarzania czynników stymulujących gojenie kości, dzięki którym niezróżnicowane komórki macierzyste zostają zróżnicowane do osteoblastów, czyli komórek kościotwórczych. Osteoblasty w nowo wytworzonej tkance łącznej tworzą macierz kostną – osteoid. Wytworzenie macierzy kostnej trwa od 2-3 dni, przez kolejny tydzień dzięki osteoblastom jest ona mineralizowana, dzięki

czemu po 4-6 tygodniach powstaje kość naprawcza, charakteryzująca się słabą mineralizacją, lecz stanowi pierwsze połączenie pomiędzy implantem a kością własną.

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. Za całość leczenia protetycznego i implantologicznego odpowiedzialność ponosi lekarz dentysta, chociaż nie tylko na nim spoczywa odpowiedzialność za prawidłowe wykonawstwo uzupełnień protetycznych, którą w dużej mierze ponosi inżynier stomatologiczny. Konieczna jest niezawodna współpraca między tymi dwoma podmiotami leczenia protetycznego, dzięki czemu możliwe staje się eliminowanie ryzyka narażenia pacjenta na niepotrzebny ból, powikłania zdrowotne, dyskomfort użytkowania założonych uzupełnień protetycznych oraz zawód wynikający z niespełnienia oczekiwań estetycznych [93]. 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 wspomaganie prac inżynierskich. Zastosowanie bardzo wielu grup nowoczesnych materiałów inżynierskich do celów protetyki stomatologicznej, przy bardzo rozproszonej sieci bardzo licznych małych pracowni stomatologicznych współpracujących z wieloma lekarzami dentystami, uprawiającymi wolny zawód przez prowadzenie własnych gabinetów stomatologicznych, oraz konieczność wdrażania najnowocześniejszych technologii materiałowych i wytwórczych, wymagają aplikacji gruntownej i interdyscyplinarnej wiedzy z zakresu inżynierii materiałowej, inżynierii wytwarzania i inżynierii mechanicznej, połączonej z szeroką wiedzą z zakresu stomatologii, co dopiero może zapewnić właściwe spełnienie szerokiego zbioru wymagań stawianych protetyce stomatologicznej przez pacjentów, w zgodzie z wymogami rynkowymi, medycznymi i technicznymi [93].

3.3. Ogólny przegląd uzupełnień protetycznych i implantów zwłaszcza układu stomatognatycznego

Współcześnie w leczeniu wielu schorzeń coraz bardziej potrzebne stało się zastosowanie osiągnięć z różnorodnych obszarów nauk technicznych, w tym m.in. powszechne stało się wykorzystywanie osiągnięć w zakresie konstrukcji, technologii i nauki o materiałach. Dotyczy to zarówno protetyki jak i implantologii [92, 94]. Uzupełnienia protetyczne w medycynie stanowią sztuczne uzupełnienia części ciała lub narządu brakujących czy to z powodu wad wrodzonych, czy to z powodu zwyrodnienia, czy to z powodu skutków urazów np. wypadkowych, czy to wreszcie w wyniku leczenia zmian nowotworowych lub stanów zapalnych. Jest to ściśle związane z ortopedią, ale także stomatologią oraz np. biomechatroniką zajmującą się wykorzystywaniem urządzeń mechanicznych w organizmie człowieka w celu zastąpienia utraconych narządów. Protezy są obecnie powszechnie stosowane, co dotyczy zarówno narządów wewnętrznych, jak np. sztuczna zastawka serca, jak i zewnętrznych, jak np. akrylowe stomatologiczne uzupełnienie protetyczne całkowite. Protezy w odróżnieniu od ortez nie mają na celu leczenia niepełnosprawności lecz w całości zastępują utracony narząd, gdy te drugie wspomagają funkcjonowanie słabego organu, w celu przywrócenia jego pełnej sprawności. Można przy tym wyróżnić protezy mechaniczne np. kończyn umożliwiające kontrolę ich funkcji poprzez elektryczne reagowanie na skurcze i rozkurcze mięśni, ale równocześnie powodujące nadmierne zmęczenie pacjenta, znacznie większe niż w razie wykorzystywania naturalnej kończyny. Mioelektryczna proteza jest natomiast zasilana zewnątrz i wspomagana siłownikami reagującymi na sygnały pochodzące od skurczu mięśni. Protezy bioniczne należą obecnie do najbardziej zaawansowanych. W przypadku protez kosmetycznych największy nacisk jest położony na precyzyjny wygląd i zachowanie walorów estetycznych, lecz zapewniają bardzo ograniczoną ruchliwość, pomimo że są lekkie i tanie.

Protetyka układu stomatognatycznego dotyczy zastępowania braków miękkich lub twardych tkanek jamy ustnej i otaczających okolic sztucznymi urządzeniami przez odbudowę zębów naturalnych i/lub przez uzupełnienia sztucznymi substancjami brakujących zębów i przyległych tkanek w obrębie jamy ustnej i utrzymanie czynności tego układu, a także poprawą komfortu, wyglądu i zdrowia pacjenta. W każdym przypadku stomatologiczne uzupełnienia protetyczne są indywidualnie projektowane i wytwarzane dla konkretnego

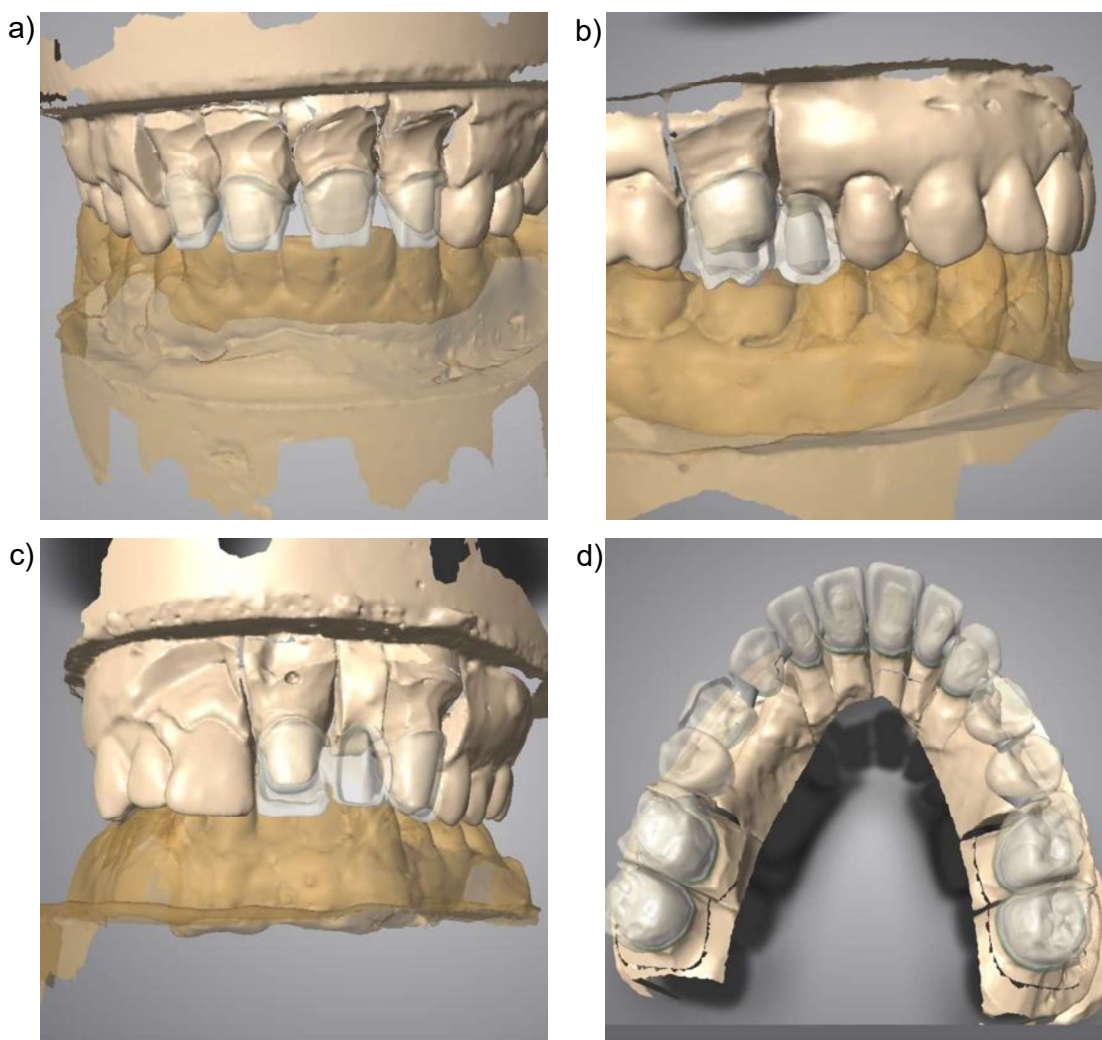
pacjenta. W tabelicy 3.5 przedstawiono podział stomatologicznych protez i uzupełnień protezycznych ze względu na liczne kryteria oraz ogólnie je scharakteryzowano.

Celem protetycznego leczenia stomatologicznego jest przywrócenie uszkodzonych lub utraconych funkcji narządu żucia, eliminowanie dysfunkcji przy jednoczesnym zapobieganiu schorzeniom podłoża protetycznego, a także zachowanie lub poprawa wyglądu estetycznego twarzy oraz uzyskanie korzystnego wpływu na samopoczucie, a przez to i na zdrowie pacjenta, przy istotnej roli, jaką w tym zakresie odgrywa profilaktyka [95]. Uzupełnienia protetyczne

Tablica 3.5. Klasyfikacja stomatologicznych protez i uzupełnień protetycznych [95]

Kryterium klasyfikacji	Rodzaj protezy/uzupełnienia protetycznego	Opis	Przykłady stosowania
Sposób osadzania	stałe	trwale umocowane w jamie ustnej, możliwe do usunięcia jedynie przez lekarza dentystę	wkłady, korony, półkorony, korony ćwiekowe i mosty
Sposób przenoszenia siły żucia na podłoże	ozębnowe (nieosiadające)	siła żucia jest przenoszona przez ozębną na kość wyrostka żęboldolowego	uzupełnienia protetyczne stałe – korony i mosty, niektóre rodzaje protez ruchomych
	śluzówkowe (osiadające)	siła żucia jest przenoszona przez błonę śluzową podłoża protetycznego na kość	protezy całkowite i częściowe osiadające
	ozębnowo-śluzówkowe	siły żucia są przenoszone na kość, zarówno za pośrednictwem błony śluzowej, jak i ozębnej resztkowego uzębienia	protezy szkieletowe i nakładowe
Okres użytkowania	krótkoczasowe	okres przebywania w obrębie układu stomatognatycznego nie przekracza kilku miesięcy	tymczasowe korony i mosty, szyny zgryzowe, protezy nakładowe, szyny chirurgiczne
	długoczasowe	okres stosowania wynosi kilka miesięcy, a najczęściej wiele lat	wkłady, korony, półkorony, korony ćwiekowe i mosty, protezy całkowite i częściowe, w tym szkieletowe

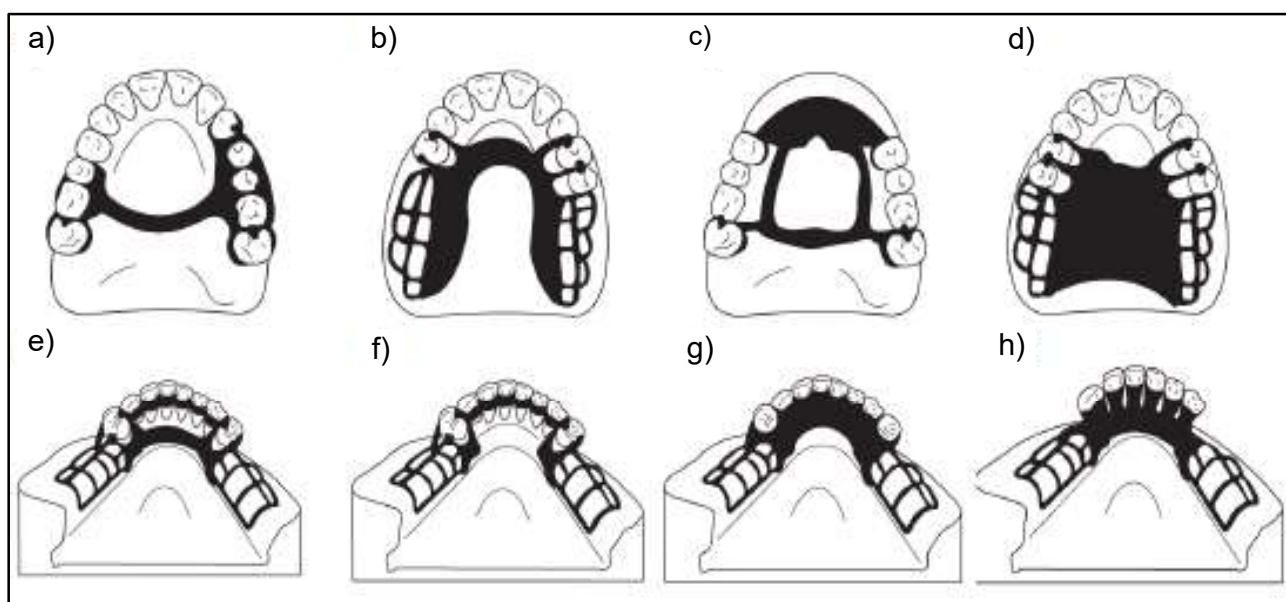
stałe są trwale umocowane w jamie ustnej na zębach naturalnych lub na filarach implantowanych w celu uzupełnienia twardych tkanek pojedynczych zębów naturalnych lub/i w celu odtworzenia korony utraconych zębów, w przypadku braków częściowych. Uzupełnienia jednoczłonowe, do których należą korony protetyczne, wkłady i nakłady koronowe oraz wkłady koronowo-korzeniowe, odtwarzają ubytki tkanek w obrębie jednego zęba. Uzupełnieniami wieloczłonowymi są mosty protetyczne, stosowane w celu uzupełnienia odcinkowych braków zębów, składające się z protetycznych koron filarowych, nakładanych na własny ząb pacjenta lub na implant stomatologiczny, i/lub innych urządzeń mocujących oraz przęseł zastępujących utracone zęby (rys. 3.10). Stosowane obecnie: cyfrowa technologia wytwarzania



Rysunek 3.10. Przykłady stałych konstrukcji protetycznych na zębach własnych: a) pojedyncze korony w odcinku przednim, b) most dwupunktowy z przęsłem jednobrzeżnym, c) most trójpunktowy z przęsłem dwubrzeżnym, d) most okrężny 14-punktowy z odbudową braków skrzydłowych oraz odbudową wyrostka po stronie prawej [42]

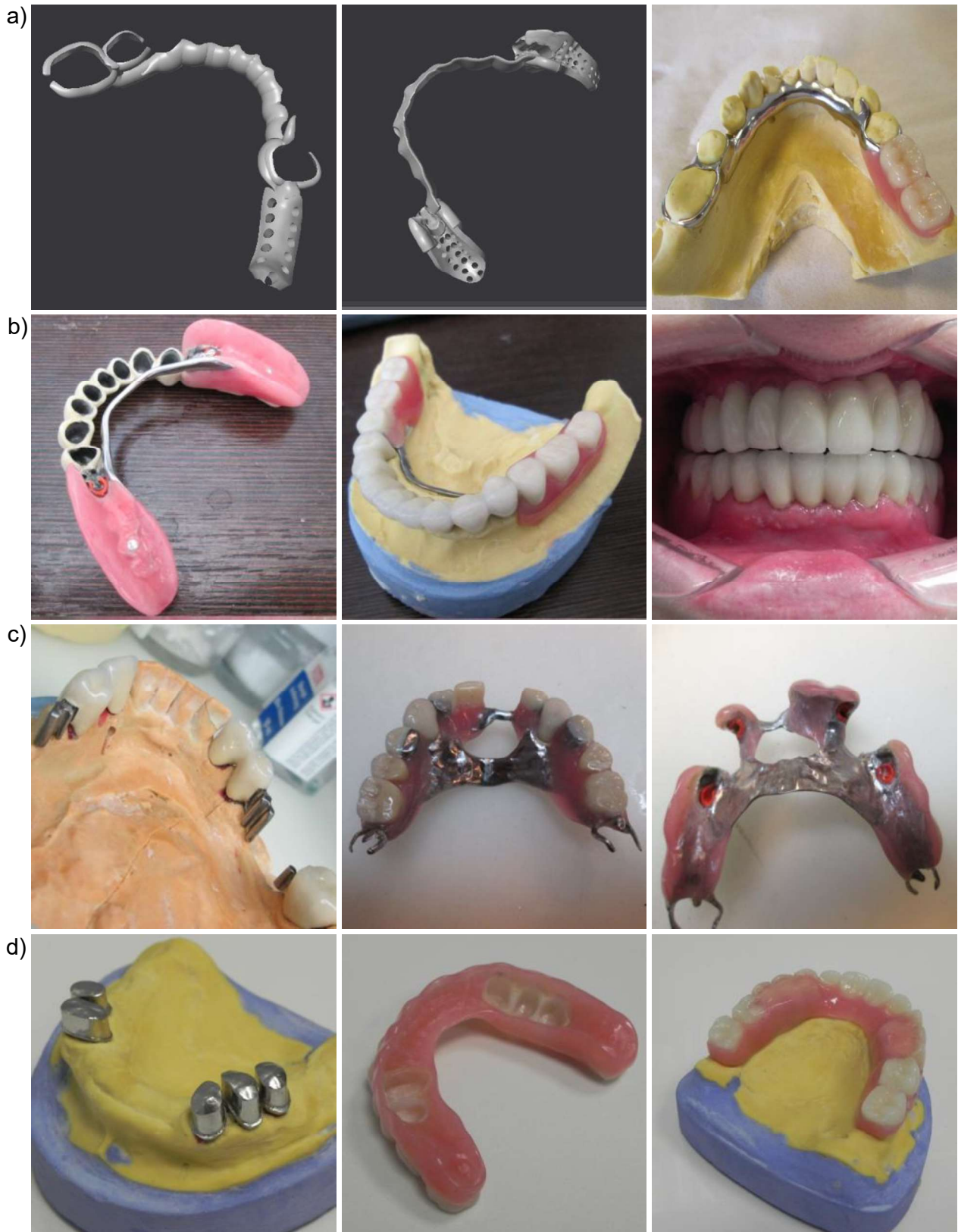
i materiały pozwalają na realizację precyzyjnych mostów okrężnych (nawet do 14 punktów) wytwarzanych w jednym elemencie bez konieczności stosowania dodatkowych elementów łączących i dzielących tego typu konstrukcje, co ma pozytywny wpływ na rozdział sił żujących na poszczególne zęby filarowe.

Uzupełnienia protetyczne ruchome przenoszą siły żucia w pełni przez śluzówkę na kość wyrostka lub częściowo przez śluzówkę i ozębną uzębienia resztkowego i mogą być wprowadzane i wyjmowane z jamy ustnej samodzielnie przez pacjenta, jak protezy całkowite, nakładowe całkowite i częściowe oraz protezy szkieletowe (rys. 3.11), w tym szynoprotezy jako modyfikacja protez szkieletowych, których zadaniem jest odbudowa braków zębowych oraz odtworzenie jednostki czynnościowej z łuku zębowego, o równomiernie obciążonych zębach współpracujących ze sobą w realizacji fizjologicznych funkcji jamy ustnej.



Rysunek 3.11. Schemat przykładowych rozwiązań konstrukcyjnych protez szkieletowych (a-d) szczęki i (e-h) żuchwy: a) pojedynczy łuk podniebienny, b) łącznik podniebienny, c) duży łącznik podniebienny z łukiem szynującym, d) duży łącznik pokrywający 2/3 podniebienia, e) duży łącznik w kształcie łuku językowego i łuku zębowego, f) duży łącznik w kształcie łuku zębowego, g) płyta językowa, h) płyta językowa z wgłębieniami [96]

Kolejną grupą uzupełnień protetycznych stanowiących hybrydowe połączenie uzupełnień stałych i uzupełnień ruchomych są protezy ruchome osadzone na precyzyjnych elementach mocujących zintegrowanych z uzupełnieniami stałymi, które wykorzystują podparcie śluzówkowo-ozębnowe (rys. 3.12). Do tego typu uzupełnień można zaliczyć protezy



Rysunek 3.12. Przykładowe rozwiązania protez z elementami precyzyjnymi: a) frezowane protezy szkieletowe z klamrami, b) most metalowo-porcelanowy z zasuwaniami ze zintegrowanym interlockiem z protezą szkieletową frezowaną, c) korony frezowane z podwójnymi zasuwaniami ze zintegrowanym interlockiem z tytanową protezą szkieletową na zasuwach, d) frezowane korony teleskopowe pierwotne z protezą akrylanową z koronami teleskopowymi wtórnymi [42]

szkieletowe na zasuwach oraz protezy teleskopowe. Rozwój nowoczesnych technik wytwarzania pozwolił na znaczące zwiększenie estetyki tego typu protez przez możliwość ukrycia elementów retencyjnych pod protezą, np. stosując zasuwę z integrowanym interlockiem. Takie protezy są stosowane przy brakach skrzydłowych i zębach przednich znajdujących się w dobrym stanie stanowiąc alternatywę w zakresie estetyki dla leczenia implantologicznego. Aby taka proteza mogła być osadzona prawidłowo konieczne jest wykończenie mostów (minimum dwóch dwupunktowych lub częściej mostu obejmującego wszystkie zęby w danym łuku wraz ze zintegrowanymi zasuwami, które stanowią mocowanie protezy zastępując zatraski i inne elementy retencyjne. Jednocześnie proteza szkieletowa nadal wykorzystuje podparcie śluzówkowe uniemożliwiając wyważenie uzupełnienia stałego i jego odcementowania. Drugim rodzajem uzupełnień z podparciem śluzówkowo-ozębnym są protezy teleskopowe stosowane najczęściej przy szczątkowym uzębieniu rozproszonym (do 6 punktów), które nie kwalifikuje się do usunięcia. W tym celu zęby takie są szlifowane tak aby zmniejszyć ich wysokość i umożliwić montaż korony teleskopowej pierwotnej oraz zapewnić miejsce na koronę teleskopową wtórną, która jest na stałe przymocowana do protezy akrylanowej. W tym przypadku także można dostrzec znaczące zmiany w sposobie wytwarzania tego typu uzupełnień na przestrzeni lat i ze względu na stosowaną technologię wytwórczą, gdyż pierwotnie było to rozwiązanie w zakresie elementów precyzyjnych w całości wytwarzane ze stali, przez co ostateczne uzupełnienie było ciężkie i mało komfortowe w użytkowaniu na rzecz uzupełnień wytwarzanych z materiałów kompozytowych na bazie żywic, które zapewniają elastyczność tego typu protez (co korzystnie wpływa na nieprzenoszenie zbyt dużych sił przez zęby filarowe, zapewniając przenoszenie sił przez śluzówkę), a także trwałość porównywalną do elementów metalowych. Wdrożenie w ostatnich latach nowych metod klinicznych oraz różnorodnych materiałów i technologii materiałowych do protetyki stomatologicznej zapewnia oprócz poprawy stanu zdrowia pacjenta poprzez odbudowę i uzupełnienie brakującego uzębienia, także rozwój protetyki kosmetycznej poprawiającej estetykę twarzy, a przez to także kondycję psychiczną pacjenta. Wynik pracy lekarza dentysty w zakresie rehabilitacji układu stomatognatycznego jest w równej mierze zależny od jego wiedzy i umiejętności praktycznych, jak również od poziomu wytwarzania uzupełnień protetycznych i zastosowanych na nie materiałów.

Implanty z kolei stanowią grupę elementów medycznych wykonanych z jednego lub więcej biomateriałów, które mogą być umieszczone częściowo lub całkowicie pod powierzchnią

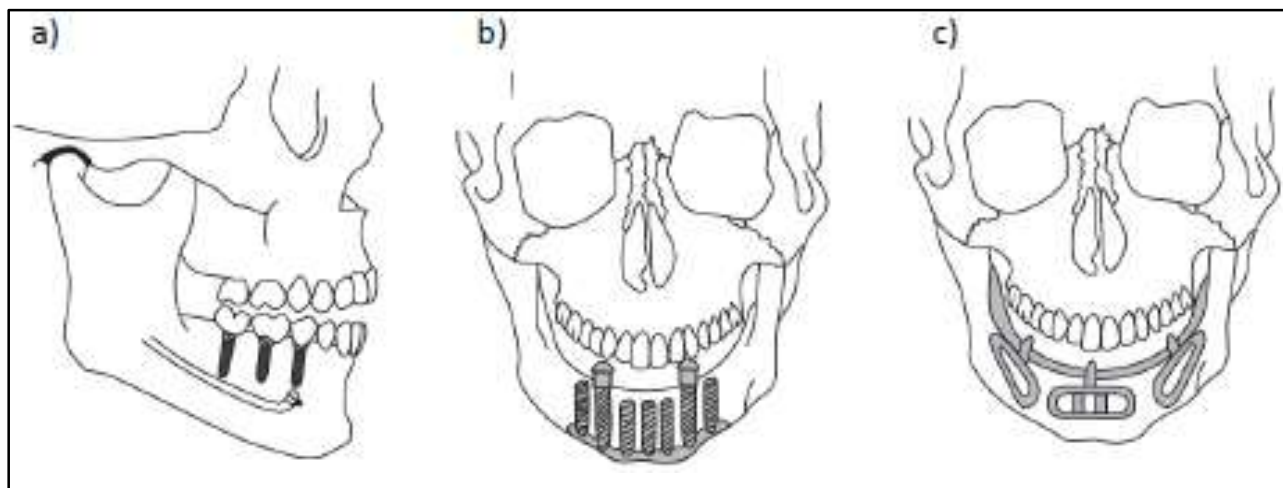
nabłonka, i które mogą pozostać przez dłuższy okres w organizmie [97, 98], w celu rekonstrukcji naturalnej funkcji uszkodzonego organu, zastępując tkanki twarde i miękkie, np. stawów i kości. Rozszerzające się możliwości zastosowań implantów w chirurgii kostnej są warunkowane rozwojem ich konstrukcji i technologii, a także postępem w badaniach dotyczących struktury, własności mechanicznych, odporności korozyjnej i biogodności nowych biomateriałów. W zależności od sposobu i miejsca ulokowania implanty mogą być sztucznymi organami, gdy częściowo lub całkowicie zastępują funkcję któregośkolwiek organu, nawet w sposób nieanatomiczny, albo implantami chirurgicznymi, jeżeli są umieszczone metodami chirurgicznymi w ściśle określonym miejscu organizmu, a w wielu przypadkach, gdy zastępują naturalne organy lub tkanki mogą być implantowanymi endoprotezami, jak również mogą nie należeć do żadnej wymienionej grupy, jak np. sączki, dreny i igły [99]. Można wyróżnić 4 zasadnicze grupy implantów, w tym implanty układu stomatognatycznego zwane po prostu implantami dentystycznymi, stosowanymi do uzupełniania ubytków zębów oraz ustnymi, stosowanymi w celu zastąpienia, poprawy albo zwiększenia jakiegokolwiek miękkiej lub twardej tkanki szczęki, żuchwy lub stawu skroniowo-żuchwowego w jamie ustnej [95], oraz jak implanty czaszkowo-twarzowe wykorzystywane w celu poprawienia lub zastąpienia tkanek twardych lub miękkich w obszarze czaszkowo-twarzowym z wyjątkiem mózgu, oczu i ucha wewnętrznego, a także ortopedyczne, wspomagające, zastępujące lub uzupełniające na stałe lub tymczasowo kości, chrząstki, więzadła, ścięgna lub powiązane z nimi tkanki. W obszarze ortopedii wyróżnić można dwa główne obszary rekonstrukcji funkcji tkanek lub elementów organów, np. stawów i kości, dotyczące alloplastyki stawu biodrowego, kolanowego, barkowego lub łokciowego oraz osteosyntezy kości długich, szczególnie kości udowej. W efekcie zabiegu zostaje przywrócona w leczonym obszarze ruchomość i kontrola mięśniowa decydujące o użyteczności statycznej i dynamicznej organu. Na zmiany chorobowe i urazy jest szczególnie narażony staw biodrowy, który ma zasadnicze znaczenie dla mechaniki chodu. Alloplastyka jest konieczna przy ciężkich zmianach zwyrodnieniowych tego stawu lub po złamaniu szyjki kości udowej, a cechy geometryczne endoprotezy i rodzaj materiału implantacyjnego endoprotezy oprócz małej złożoności operacji muszą zapewniać nie tylko przenoszenie obciążeń, odporność na przeciążenia, tłumienie drgań, odporność na ścieranie, a także stymulację masy kostnej, więzi na granicy faz kość-implant oraz co najistotniejsze – właściwy zakres ruchu w stawie [100, 101]. Ważnym obszarem rekonstrukcji funkcji kości długich kończyn górnych i dolnych, szczególnie kości udowej, jest stabilizacja złamań kości

długich poprzez osteosyntezę śródszpikową, polegającą na operacyjnym zespoleniu kości we właściwym ustawieniu z użyciem metalowych implantów kostnych – płytek, klamer, wkrętów, aparatów oraz implantów śródszpikowych o różnych sposobach ryglowania w kościach [102]. Metoda osteosyntezy śródszpikowej umożliwia stabilizację kończyny do czasu jej wyleczenia w wyniku przenoszenia przez implant sił występujących podczas aktywności ruchowej pacjenta, wobec czego nie ma potrzeby unieruchomienia jej opatrunkiem gipsowym, a powrót pacjenta do aktywności ruchowej wymaga najkrótszego czasu [103]. Gwoździowanie śródszpikowe kości długich jest nadal szeroko rozwijane, a innowacyjne rozwiązania polegają na ryglowaniu implantu wewnątrz kości oraz na łączeniu elementów struktury gwoźdza z wykorzystaniem technik mikrosparania, pozwalając na wyeliminowanie dodatkowych śrub ryglujących gwoźdza śródszpikowego i na nieinwazyjną stabilizację całego układu [97].

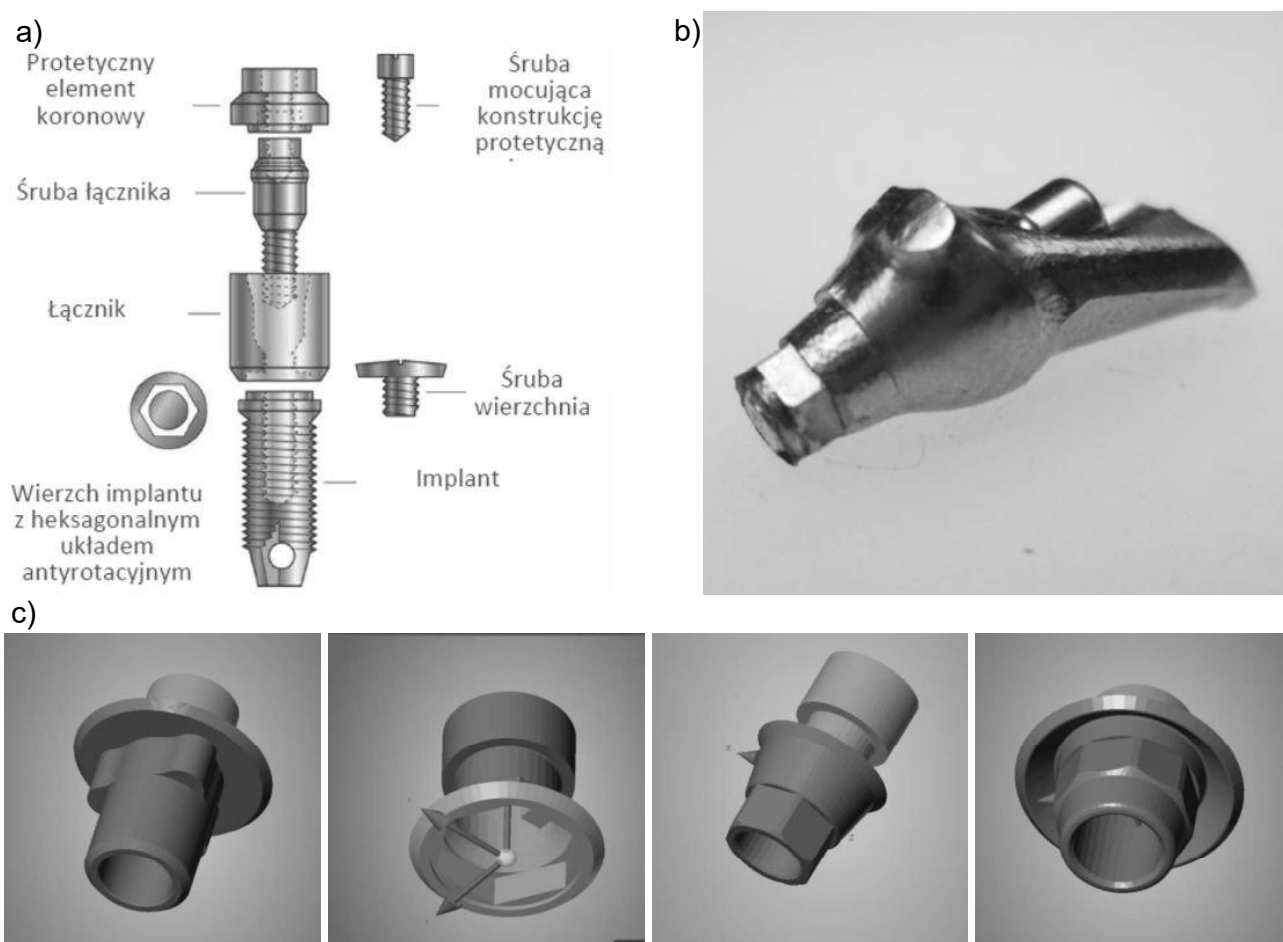
Implantami stomatologicznymi są z kolei sztuczne elementy filarowe wprowadzane w jamie ustnej w celu odbudowy protetycznej utraconych zębów. Ogólną klasyfikację implantów stomatologicznych podano w tabelicy 3.6. Na rysunku 3.13 przedstawiono przykłady typowych rozwiązań konstrukcyjnych.

Tablica 3.6. Klasyfikacja implantów stomatologicznych; opracowanie własne wg danych [95]

Rodzaj	Warunki kliniczne	Cechy geometryczne	Interwencje chirurgiczne	Wymiary i postać
Śródkostne	częściowy brak uzębienia	płaskie (żyletkowe)	dwufazowe	klin lub prostopadłościan o grubości ok. 2,5 mm, szerokości 8-15 mm i długości 8-20 mm
		cylindryczne o powierzchni gładkiej	jednofazowe	średnica 3-6 mm i długości 8-20 mm
			dwufazowe	
		cylindryczne o powierzchni śrubowej	jednofazowe	
			dwufazowe	
		igłowe	jednofazowe natychmiastowe	średnica 1,2; 1,3; 1,5 mm i długość 35 mm
śruby bikortykałne	samogwintujące			
Przekostne	bezzębne			
Nadokostnowe				



Rysunek 3.13. Schemat podstawowych typów implantów stomatologicznych: a) śródkostny cylindryczny, b) przezkostny, c) nadokostnowy [104]



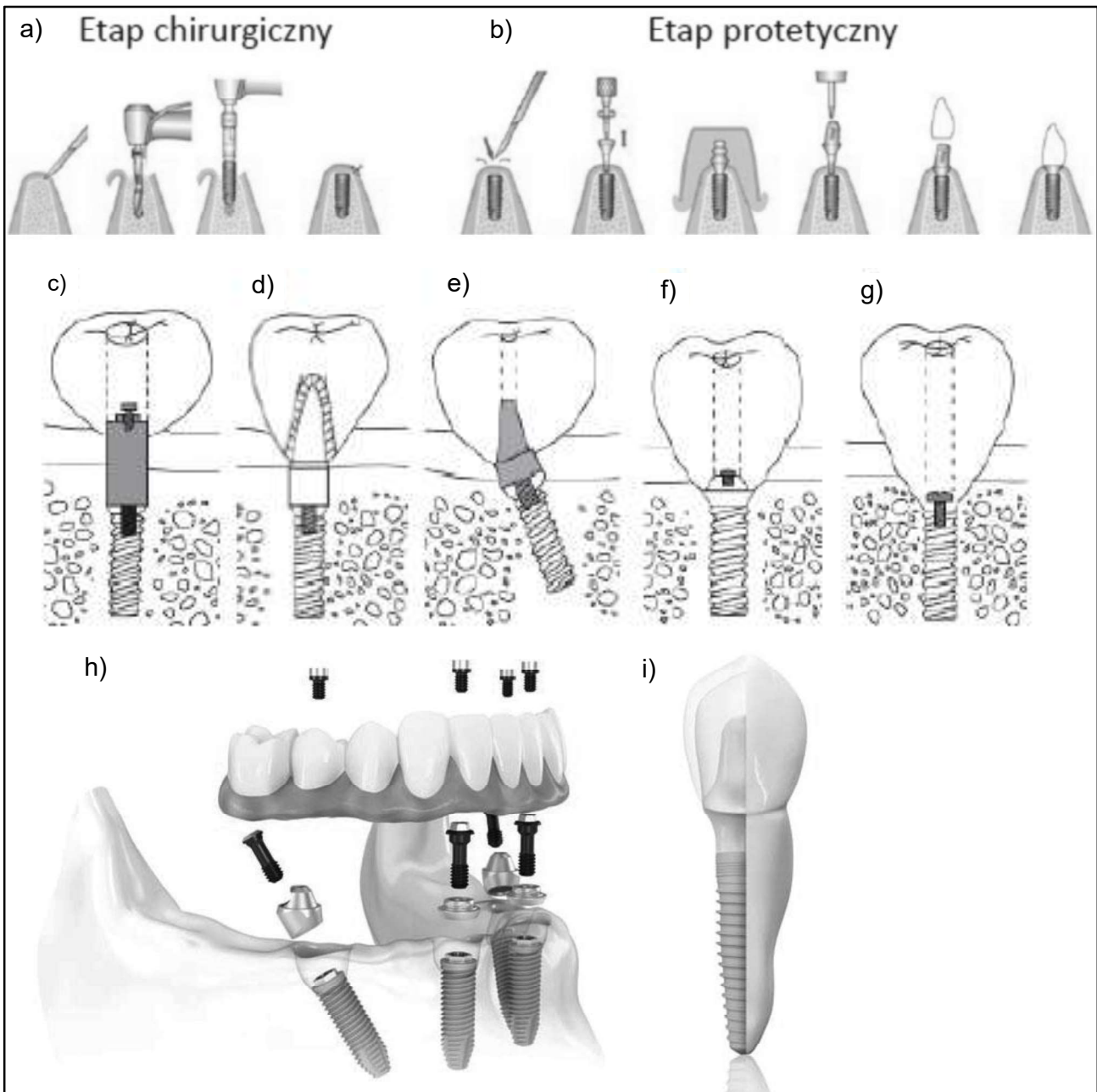
Rysunek 3.14. a) Schemat systemu implantologicznego według koncepcji P.I. Braenemarka, b) widok gotowego frezowanego łącznika indywidualnego, c) schematy różnych układów antyrotacyjnych [42]

Implanty stomatologiczne cylindryczne o powierzchni śrubowej według koncepcji P.I. Braenemarka [73, 74], powszechnie uznawane są obecnie za największe osiągnięcie implantologii stomatologicznej, gdyż zapewniają atraumatyczne wprowadzanie implantów i przesunięcie w czasie o kilka miesięcy ich obciążania przez suprakonstrukcję (rys. 3.14). W pierwszym etapie błona śluzowa (rys. 3.15) jest najpierw nacinana w celu chirurgicznego wprowadzenia śródkostnego implantu, tak by górna powierzchnia czołowa implantu mogła być zaślepią czasowo zakrętką sięgającą do poziomu tkanki kostnej zbitej, a następnie nad implantem błona śluzowa jest zaszywana. Po zagojeniu oraz osteointegracji, po 3-6 miesiącach dokonuje się odsłonięcia implantu i do jego powierzchni nośnej przytwierdza się nadbudowę. Mogą to być korony na odpowiednich łącznikach lub implanty mogą być filarami mostów, także w połączeniu z zębem naturalnym jako jednym z filarów, a także na czterech implantach można zamocować most uzupełniający całe brakujące uzębienie.

Funkcja implantu w organizmie człowieka decyduje o wymaganiach stawianych zarówno konstrukcji, jak i stosowanym na nie materiałom, które w każdym przypadku muszą zapewniać wymaganą biotolerancję, czyli nie powodować ani stanu zapalnego, ani inicjowania ostrych, a tym bardziej chronicznych reakcji toksykologicznych lub immunologicznych oraz efektów drażnienia amputowanych tkanek [98]. Najogólniej materiały takie nazywane są biomedycznymi, a najczęściej biomateriałami, a są nimi wszystkie substancje inne niż leki albo kombinacja substancji syntetycznych lub naturalnych, która mogą być użyte w dowolnym czasie, których zadaniem jest uzupełnianie lub zastąpienie tkanek narządu lub jego części w celu spełnienia ich funkcji [105].

Pozostałe wymagania stawiane biomateriałom stosowanym na implanty są mocno zróżnicowane, gdyż np. od endoprotezy stawu biodrowego wymagana jest duża ciągliwość, wytrzymałość na zginanie i wytrzymałość zmęczeniowa, a np. korona stomatologiczna powinna wykazywać wysoką twardość, dużą wytrzymałość na ściskanie oraz wysokie własności trybologiczne. W tablicy 3.7 zestawiono ogólne wytyczne dotyczące projektowania implantów oraz wymagania stawiane materiałom stosowanym do ich wytwarzania.

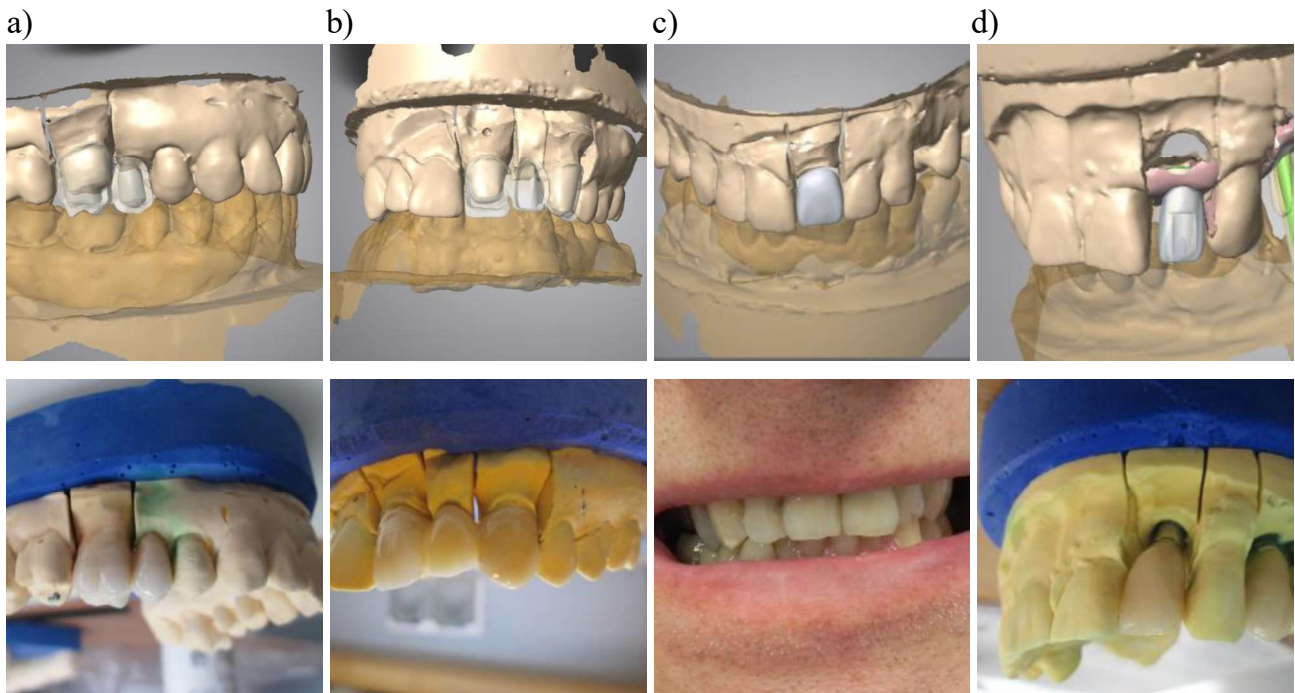
Na podstawie przeglądu różnych ofert komercyjnych i własnych doświadczeń zawodowych, na rysunkach 3.16-3.20 przedstawiono przykłady różnych rozwiązań komercyjnych dotyczących zróżnicowanych możliwości zastosowania rozwiązań konstrukcyjnych stosowanych obecnie uzupełnień stomatologicznych protetycznych i implantologicznych.



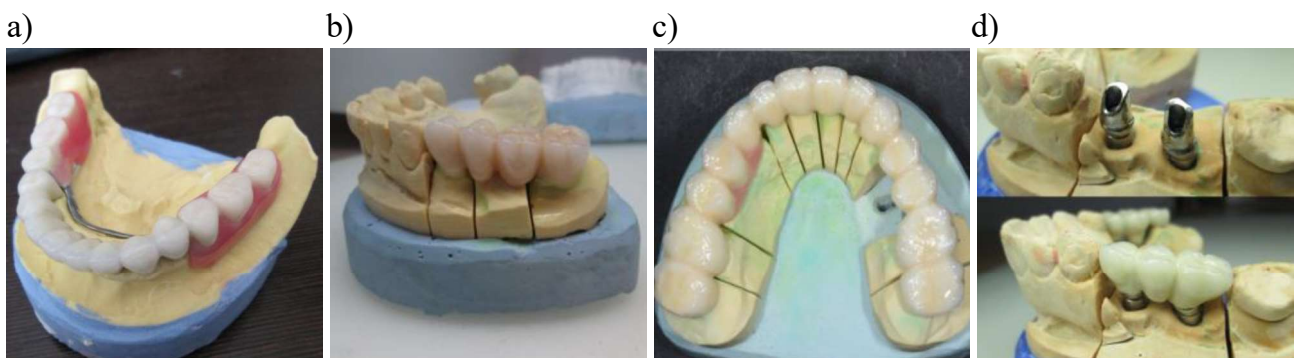
Rysunek 3.15. Schemat implantów cylindrycznych śrubowych w fazie osteointegracji oraz metod mocowania śrub łączników i łączników w tych implantach: a) tkanki miękkie zaszyte nad implantem w etapie chirurgicznym po umieszczeniu śruby gojącej (formującej tkanki miękkie nad implantem), b) schemat wykonania cementowanego uzupełnienia implantoprotetycznego (implant-łącznik przykręcany i cementowana korona) w etapie protetycznym [104], c) łącznik podziąstkowy przykręcany z odbudową przykręcaną, d) łącznik przykręcany standardowy do mocowania uzupełnienia przy użyciu cementu stomatologicznego, e) kątowy łącznik standardowy do mocowania uzupełnienia przy użyciu cementu stomatologicznego, f) śruba dystansowa podziąstkowa przykręcana do implantu z odbudową przykręcaną, g) bezpośrednia odbudowa implantoprotetyczna z integrowanym łącznikiem, h) przykładowy schemat mocowania odbudowy implantoprotetycznej bezzębia w oparciu o implanty przykręcanej, i) schemat gotowej odbudowy implantoprotetycznej (implant-łącznik-odbudowa protetyczna)

Tablica 3.7. Ogólne wytyczne dotyczące projektowania implantów (opracowanie własne na podstawie [97, 99])

Etapy projektowania	Podstawowe warunki	Szczegółowe uwarunkowania	
Ustalanie cech geometrycznych implantu	warunki anatomiczno-fizjologiczne	techniki operacyjne lub zabiegowe przewidywane do zastosowania	
		analiza stanu naprężeń i przemieszczeń w układzie implant-tkanki	
		analiza cech wymiarowych implantów odpowiadających cechom antropometrycznym populacji pacjentów	
	Dobór materiału implantu	zapewnienie biotolerancji implantu	dorośli
			młodzież
			mężczyźni
			kobiety
uzyskanie wymaganych własności mechanicznych implantu		wiek	
		budowa ciała	
	nietoksyczność		
Dobór materiału implantu	zapewnienie biotolerancji implantu	obojętność immunologiczna	
		odporność korozyjna w środowisku tkanek i płynów ustrojowych	
		brak tendencji do tworzenia zakrzepów	
		zachowanie pierwotnych własności mechanicznych/fizycznych/chemicznych podczas eksploatacji	
	uzyskanie wymaganych własności mechanicznych implantu	wytrzymałość na rozciąganie, ściskanie, zginanie i skręcanie (w zależności od rodzaju implantu)	wytrzymałość zmęczeniowa
			twardość
			odporność na ścieranie
			szttywność
			ciągliwość
	zapewnienie pożądanych własności technologicznych podczas wytwarzania implantu	łatwość kształtowania implantów i formowania materiału metodami obróbki plastycznej, ubytkowej lub przyrostowej	zapewnienie żądanych własności i jakości powierzchni
			dotrzymanie sterylności podczas procesu wytwarzania oraz przechowywania
			zapewnienie wymaganej jakości
relatywnie niski koszt wytwarzania adekwatnie do postawionych wymagań dotyczących własności i jakości			
Opracowanie dokumentacji	konstrukcyjna	technologiczna	
		odbiorowa	



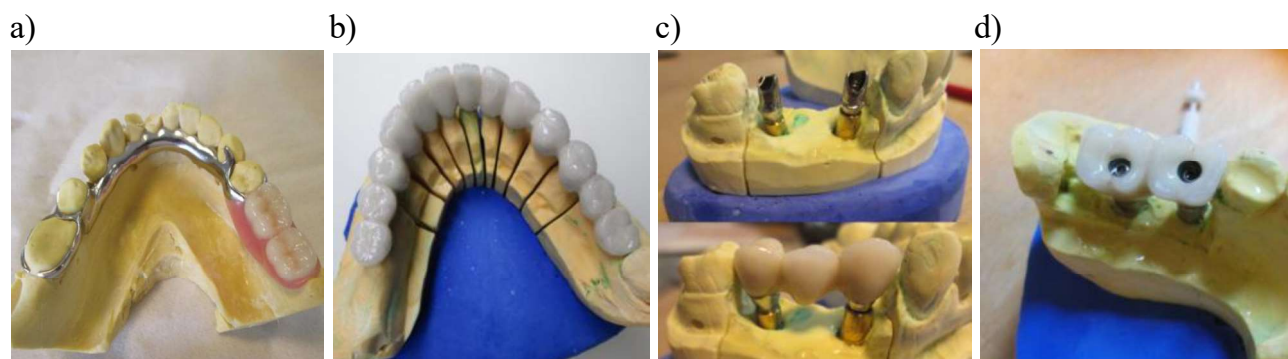
Rysunek 3.16. Przykłady rekonstrukcji ubytku pojedynczego zęba z wykorzystaniem najpopularniejszych metod: a) most jednobrzeżny dwupunktowy, b) most dwubrzeżny trzypunktowy, c) korona adhezyjna PMMA tymczasowa, d) korona na implancie [42]



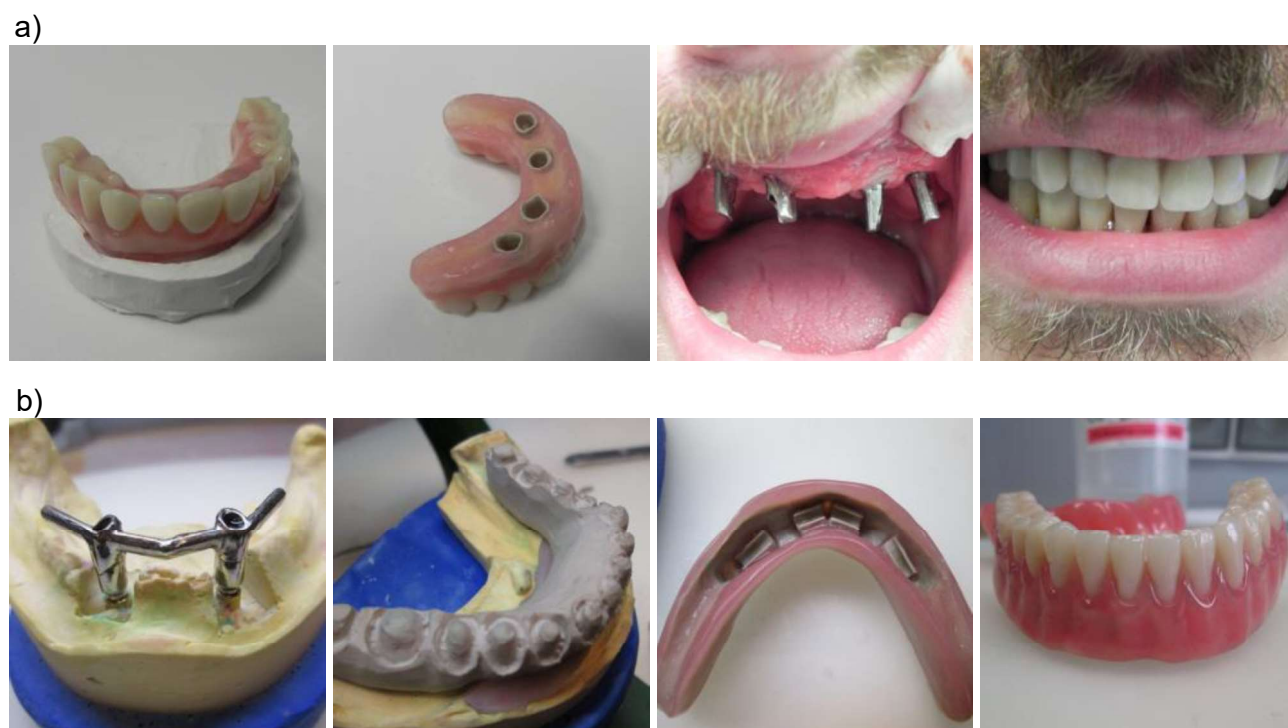
Rysunek 3.17. Przykłady uzupełnień protetycznych w wybranym przypadku ubytku dwustronnego skrzydłowego z zachowaniem ostatniego zęba trzonowego: a) most metalowo-porcelanowy z protezą szkieletową na zasuwach, b) dwa mosty odbudowujące braki skrzydłowe po obu stronach, c) most okrężny 14-punktowy na podbudowie z tlenku cyrkonu, d) dwa mosty na implantach po obu stronach i po jednej stronie w żuchwie kilku zębów bocznych z zachowaniem zęba trzonowego: proteza szkieletowa, most kilkuczłonowy, most na implantach [42]

Współczesny kierunek wielu działań terapeutycznych zarówno w medycynie, jak i w stomatologii dotyczy wykorzystania osiągnięć inżynierii tkankowej oraz medycyny regeneracyjnej i stomatologii regeneracyjnej. Związane z tym rozwiązania materiałowe wynikają

z synergii metod nauk technicznych, w tym inżynierii materiałowej i nauk chemicznych, m.in. w zależności od specyfiki warunków klinicznych oraz nauk biologicznych, w tym inżynierii tkankowej w kontekście nauk medycznych.



Rysunek 3.18. Przykłady uzupełnień protetycznych w wybranym przypadku ubytku skrzydłowego w żuchwie: a) proteza szkieletowa, b) most okrężny z podwójną dowieszką w odcinku skrzydłowym, c) most na 2 implantach z łącznikami indywidualnymi, d) most na implantach przykręcany [42]



Rysunek 3.19. Przykłady ruchomych uzupełnień protetycznych na elementach stabilizujących w przypadku całkowitego bezzębia: a) proteza akrylanowa na podbudowie kompozytowej na czterech koronach teleskopowych zintegrowanych z łącznikiem indywidualnym, b) proteza akrylanowa na podbudowie kompozytowej na indywidualnej belce osadzonej na 2 implantach [42]



Rysunek 3.20. Przykłady uzupełnień stałych w przypadku bezzębia: a) most na 6 implantach usytuowanych w okolicy zębów 12, 13, 16, 22, 23, 26, b) most metalowo-porcelanowy na 8 implantach w przypadku trudniejszych warunków kostnych, c) most pełnoceramiczny z wklejanymi koronami pełnoceramicznymi na 6 implantach w odcinkach bocznych z odbudową wysokości zwarcia przez odbudowę protetyczną wyrostka [42]

3.4. Ogólna charakterystyka technologii wytwarzania stomatologicznych uzupełnień protetycznych

Wraz z rozwojem materiałów inżynierskich, które znajdują obecnie zastosowanie w prote-tyce stomatologicznej następuje sukcesywny rozwój technologii wytwarzania stałych uzupeł-nień protetycznych [94, 106, 107]. U podstaw tej ewolucji technologicznej stoją, co oczywiste dokładność wymiarowa wpływająca na szczelność odbudowy, wydłużająca okres użytkowania uzupełniania protetycznego, zwiększona estetyka wykonywanych uzupełnień protetycznych, biokompatybilność oraz wytrzymałość, związana z czystością metalurgiczną w przypadku uzupełnień protetycznych metalowych. Podstawową metodą wytwarzania stałych uzupełnień protetycznych, w wielu przypadkach nadal stosowaną, jest odlewanie stopów metali, najczę-ściej odśrodkowe, a rzadziej próżniowe ze względu na koszty urządzeń, z wykorzystaniem metody traconego wosku, stosowaną do odlewania stopów metali, ale również do wytwarzania pełnoceramicznych uzupełnień protetycznych. Odlewanie odśrodkowe metali i ich stopów polega na wykorzystaniu do kształtowania odlewu siły odśrodkowej działającej na metal w wyniku wirowania formy. Odlewanie ciśnieniowo-próżniowe wykonuje się pod ciśnieniem ok. 1,5 MPa w atmosferze ochronnej składającej się z mieszaniny azotowo-wodorowej w tem-peraturze odpowiednio dobranej w zależności od stopu. Metoda odlewnicza wosku traconego, zwana też metodą wytapianych modeli, wymaga wykonania woskowego modelu zaprojekto-wanego produktu, który szczelnie jest otoczony masą ogniotrwałą lub gipsem, tworzących formę odlewniczą, z której następnie usuwany jest wosk np. poprzez zalanie gorącą wodą lub wygrzewanie. Uzyskaną w ten sposób wnękę, odpowiadającą kształtem projektowanemu odlewowi i układowi wlewowemu wypełnia się ciekłym metalem, po zakrzepnięciu którego następuje mechaniczne rozbicie formy i wydobycie odlanego przedmiotu, który następnie wymaga obróbki mechanicznej, m.in. w celu usunięcia elementów układu wlewowego oraz zapewnienia wymaganej chropowatości powierzchni oraz dokładności wymiarowej. Metodą tą można wytwarzać odlewy metalowe uzupełnień protetycznych lub elementy metalowych uzupełnień protetycznych, w tym wkłady, korony, mosty oraz szkielety ruchomych protez. Proces technologiczny wytwarzania uzupełnień protetycznych tą metodą jest bardzo złożony i obejmuje wiele operacji i czynności technologicznych. Należy wykonać modele robocze gipsowe, bądź z masy ogniotrwałej, a na ich podstawie woskowych modeli uzupełnień protetycznych lub ich metalowych elementów. Do tych modeli woskowych należy przyłączyć

wzorce elementów układu wlewowego. Poprzez umieszczenie takich kompletnych modeli wytwarzanych uzupełnień protetycznych z układem wlewowym należy sporządzić formy odlewnicze, poprzez ich szczelne otoczenie masą ogniotrwałą, w celu dokładnego odwzorowania kształtu i szczegółów konstrukcyjnych wytwarzanych uzupełnień protetycznych. Wytworzone w ten sposób formy odlewnicze są następnie wygrzewane w celu usunięcia woskowych modeli i utworzenia wnęki do wypełnienia ciekłym metalem oraz nadania formie odlewniczej własności, niezbędnych do wykonania odlewu. Z kolei następuje odlewanie, polegające na wypełnieniu wnęki formy odlewniczej ciekłym metalem lub stopem. Ostatnie operacje obróbki mechanicznej polegają na uwolnieniu odlewów z masy osłaniającej oraz szlifowaniu i polewaniu. We wszystkich operacjach technologicznych należy przestrzegać ścisłych zaleceń, m.in. w celu uwzględnienia skurczu odlewniczego, zmian wymiarowych wynikających z rozszerzalności cieplnej zalewanego stopu oraz masy formierskiej, turbulentnego przepływu cieczy w czasie odlewania oraz innych czynników technologicznych i materiałowych. Należy zwrócić uwagę, że w zależności od zastosowanego stopu, zróżnicowane są temperatura zalewania, sposób i szybkość chłodzenia oraz sposób zalewania, które w warunkach pracowni inżynierii stomatologicznej często nie są możliwe do realizacji. Wynikiem tego jest na ogół zaniżenie uzupełnień protetycznych, w stosunku do możliwych do uzyskania w razie pełnego zapewnienia wymogów technologicznych oraz co najbardziej istotne z praktycznego punktu widzenia niedokładność zarówno kształtu jak i wymiaru, co w rzeczywistości uniemożliwia wykonanie w jednym elemencie nielączonych skomplikowanych okrężnych uzupełnień protetycznych. Wpływ na taki stan rzeczy mają zarówno zróżnicowane własności materiałów wyciskowych i gipsów, niedokładności wykonania wycisków, skurcz wosku, rozszerzalność metali i mas osłaniających, a w przypadku zastosowania stopów metali także segregacja w ciekłych stopach, różnice lejności i gęstości poszczególnych stopów, zagazowanie ciekłych metali i stopów oraz porowatość odlewów uzupełnień protetycznych, jak również duży skurcz technologiczny ceramiki oraz znaczne niedokładności wypełnienia formy, co wywiera wpływ m.in. na niewystarczającą dokładność wymiarową oraz chropowatość wytworzonych półproduktów uzupełnień protetycznych [108].

Oprócz stałych uzupełnień protetycznych tradycyjnie wykonywanych na podbudowie metalowej, wprowadzono nowe technologie, związane z wprowadzeniem materiałów ceramicznych [109], w tym tzw. pełnoceramicznych systemów wytwarzanych z tlenku cyrkonu i tlenku aluminium oraz zastosowania tytanu i jego stopów oraz złota homogenicznego [110].

Pomimo pozytywnych wyników obserwacji klinicznych porcelany klasycznej wypalanej na modelu ogniotrwałym lub folii stosowanej do wytwarzania koron, licówek i wkładów cementowanych adhezyjnie stosowane są obecnie nowsze systemy pełnoceramicznych technologii wytwarzania stałych uzupełnień protetycznych, w tym kilka wykorzystujących formy wytwarzane metodą wytapianych modeli. Należy do nich system ceramiki odlewanej, znany m.in. pod handlową nazwą Dicor Glass, stosowany do wytwarzania wkładów koronowych, licówek i koron do stosowania w przednim odcinku łuków zębowych [110, 111], w sposób porównywalny do odlewania metalowych uzupełnień protetycznych. Odlewanie uzupełnienia protetycznego do formy uprzednio przygotowanej metodą traconego wosku następuje w urządzeniu stanowiącym połączenie pieca z wirówką, po nagraniu szkła ceramicznego do wymaganej temperatury 1370°C. Po odlaniu należy wygrzewać przezroczysty odlew w celu redukcji przezroczystości materiału i uzyskania wymaganych własności mechanicznych, a po ostudzeniu nadaje się mu indywidualne zabarwienie techniką malowania. Kolejnym jest system ceramiki tłoczonej, znany m.in. jako IPS – Empress, polegający na wtlaczaniu pod ciśnieniem ok. 0,35 MPa uplastycznionej masy ceramicznej o barwie dobranej do zębiny, rozgrzanej do temperatury 1100°C do formy wytworzonej metodą traconego wosku [110, 112]. Analogicznie jak poprzednio, indywidualny kształt i barwę uzupełnień protetycznych nadaje się przez malowanie lub techniką warstwową, stosowaną zwłaszcza w przypadku koron osadzanych na zębach przednich.

Do wytwarzania wkładów i nakładów koronowych, koron licowanych porcelaną na zęby przednie i boczne, mostów i koron teleskopowych, od połowy lat 80. XX wieku możliwe jest stosowanie technologii galwanoformingu [108, 110, 113-130]. Nietoksyczne kąpiele siarczane umożliwiają uzyskanie złota o czystości 99,99%, co zapewnia maksymalnie możliwe zahamowanie korozji w środowisku jamy ustnej oraz korzystne własności dla techniki dentystycznej. Oprócz dobrej odporności korozyjnej oraz dobrej podatności technologicznej, złoto jest bowiem materiałem najbardziej biokompatybilnym i o działaniu oligodynamicznym, polegającym na jego samodezynfekcji, istoty którego to zjawiska nadal nie wyjaśniono, chociaż przed wprowadzeniem technologii galwanoformingu wykorzystanie czystego złota do celów dentystycznych nie było możliwe ze względu na trudności związane z jego pozyskaniem dla tych celów. Należy jednak podkreślić, że jeszcze na przełomie XX i XXI wieku wiązano z tą technologią duże nadzieje, co nie znalazło jednak potwierdzenia w obserwacjach klinicznych w kolejnych latach.

W okresie ostatniego dziesięciolecia coraz większego znaczenia w inżynierii stomatologicznej nabrały techniki komputerowego wspomaganie projektowania/wytwarzania CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) [94, 108, 131-139]. Możliwe jest dzięki temu wyeliminowanie licznych przyczyn braków dokładności wymiarowej wytwarzanych uzupełnień protetycznych, wynikających z fizycznych własności wykorzystywanych materiałów. Techniki CAD/CAM w inżynierii stomatologicznej znajdują zastosowanie w technologiach ubytkowych, kształtowania plastycznego, obróbki przyrostowej oraz w technologiach specjalnych, i to zarówno w technologiach obróbki metali, jak i ceramiki [131, 140]. Coraz powszechniej stosowane jest wytwarzanie podbudów metalowych poprzez frezowanie stopów chromowo-kobaltowych, stopów tytanu, a także prefabrykatów ceramiki, w tym tlenków cyrkonu i aluminium oraz wzmacnianych dwukrzemianem litu, a także z poli(metakrylanu metylu) PMMA oraz wosku. Komputerowe wspomaganie projektowania CAD stanowi pierwsza część omawianej technologii, pozwalającą na znaczące zwiększenie dokładności wykonywanych uzupełnień protetycznych. Jest to oczywiście niezwykle istotne w szczególności w miejscu łączenia uzupełnienia protetycznego z filarem, tj. na stopniu, ale także powyżej, zapewniając lepszą retencję i dzięki temu dłuższe użytkowanie wykonywanego uzupełnienia protetycznego przez pacjenta. 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 [141]. Komputerowe wspomaganie projektowania CAD pozwala na nadzór wykonywanych prac przez lekarza prowadzącego leczenie. Projektant może bowiem przesłać do akceptacji zdjęcia i rzuty ekranów w celu akceptacji lub rozstrzygnięcia ewentualnych wątpliwości. To stanowi znaczne ułatwienie, a zarazem uproszczenie relacji pomiędzy inżynierem stomatologicznym, technikiem oraz lekarzem prowadzącym leczenie. Komputerowe wspomaganie projektowania CAD zapewnia zindywidualizowanie projektowania i wytwarzania każdej protezy, w zależności od zakresu ubytków i cech anatomicznych pacjenta. Zapewnia to zachowanie maksymalnej estetyki każdego wykonywanego uzupełnienia protetycznego, zwłaszcza w razie wykorzystania elementów precyzyjnych, tj. łączników indywidualnych, zasuw, teleskopów, a także mostów wieloczłonowych. Dokładność

digitalizacji modelu protetycznego zapewnia kontrolę nad przebiegiem procesu wytwórczego. Specjalne oprogramowanie umożliwia precyzyjne zaplanowanie kształtu konstrukcji uzupełnienia protetycznego. Po zaprojektowaniu kształtu i określeniu rodzaju materiału, z którego uzupełnienie protetyczne ma być wykonane, następuje obróbka ubytkowa na frezarce numerycznej CNC z możliwością frezowania w pięciu płaszczyznach, dedykowanej do prac stomatologicznych. Zapewnia ona precyzyjne skrawanie krążka wybranego materiału według zaprojektowanej procedury z zachowaniem ściśle zaprojektowanych tolerancji wymiarowych, nie pozostawiając pola przypadkowi. W przypadku uzupełnień protetycznych ceramicznych następuje frezowanie krążka wstępnie przygotowanego materiału według projektu, po czym nakładane są farby koloryzujące, a następnie w wymaganej temperaturze zależnej od rodzaju materiału, przekraczającej zwykle 1500°C przez kilka lub kilkanaście godzin dokonywane jest spiekanie podbudowy, czemu towarzyszy skurcz objętościowy o około 20%. Dokładność wymiarowa wynosi około 20 µm. Spiekania dokonuje się w piecach oporowych lub także w energooszczędnych piecach mikrofalowych [142]. Po obróbce skrawaniem materiałów metalowych oraz po spiekaniu materiałów ceramicznych nakłada się powierzchniowe warstwy ceramiki licującej. Wykorzystanie materiałów ceramicznych w technice CAD/CAM umożliwia także uzyskanie płaszczyzny zgryzowej już na etapie frezowania CNC dokładnie odwzorowanej z projektu przy wykorzystaniu techniki pełnokonturowej. W ten sposób zachowując dokładność wymiarową około 20 µm, inżynier może zaprojektować i wykonać dokładnie pasującą koronę zarówno na stopniu jak i w płaszczyźnie zgryzowej. W tak nazywanej koronie $\frac{3}{4}$ ceramika licująca nanoszona jest tylko na płaszczyznę przedSIONKOWĄ, a na płaszczyźnie zgryzowej nanoszona jest wyłącznie charakteryzacja za pomocą farbek utrwalanych warstwą glazury. Jest to rozwiązanie znacząco podnoszące wytrzymałość całego uzupełnienia protetycznego, jednocześnie pozostawiając jego oczekiwany wysoki efekt estetyczny. 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.

Radykalny zwrot zarówno w procedurach klinicznych jak i w sposobie technicznego przygotowania implantacji z wykorzystaniem metod CAD/CAM stanowią własne prace [132, 133, 143] 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. Należy wprowadzić implanty

w taki sposób, aby optymalnie została wykorzystana dostępna baza kostna, a implanty były ustawione w taki sposób, aby łączniki implantologiczne znajdowały się w świetle korony protetycznej, a nie w przestrzeniach międzyzębowych, w celu zmniejszenia zagrożenia powikłaniami w obszarze przyzębia. Autorski pomysł polega na wprowadzeniu szablonu implantologicznego, który odwzoruje zaplanowany kształt zębów jednocześnie umożliwiając lekarzowi implantologowi wprowadzenie implantów w ściśle zaplanowanym miejscu. Autorsko opracowana procedura polega na ustaleniu obszarów do implantacji, wykonaniu 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. Na tej podstawie wykonywany jest projekt uzupełnienia protetycznego i plan umiejscowienia implantów i wykonania otworów technologicznych dla prowadzenia wiertła-pilota do kości w oparciu o konkretny system implantologiczny. Szablon implantologiczny wykonywany jest metodą przyrostową druku 3D lub przez obróbkę ubytkową z wykorzystaniem technologii CAD/CAM. Szablon można wykonać z PMMA z tulejami stalowymi, lecz ze względu na eliminację zanieczyszczenia otworu implantacyjnego wiórami z przypadkowego uszkodzenia szablonu implantologicznego podczas stosowania w praktyce klinicznej.

Szerokim obszarem wykorzystania technologii komputerowego wspomaganego projektowania/wytwarzania CAD/CAM, w tym także w obszarze inżynierii stomatologicznej są przyrostowe technologie wytwarzania. Dzięki znacznemu uproszczeniu procesu technologicznego stały się one wysoce konkurencyjne w stosunku do tradycyjnych metod wytwarzania, takich jak odlewanie lub skrawanie [144-149]. Metodami tymi można wytwarzać elementy o skomplikowanych kształtach bez konieczności stosowania czasochłonnych i kosztownych form np. w przypadku odlewnia lub matryc w przypadku obróbki plastycznej, co nabiera szczególnego znaczenia, gdy wytwarzany jest jeden egzemplarz produktu, co ma zwykle miejsce w przypadku protetyki stomatologicznej. Metody te dają możliwość wytwarzania materiałów porowatych, a także elementów z gradientem porowatości. Najogólniej przyrostowe technologie wytwarzania polegają na komputerowo wspomaganym projektowaniu CAD wirtualnego trójwymiarowego modelu wytwarzanego elementu oraz następnym łączeniu ze sobą warstwa po warstwie poszczególnych warstw materiału, bardzo często złożonych ze scalanych ze sobą ziarn proszku, w sposób zapewniający nadanie zaprojektowanego kształtu wytwarzanego elementu. Technologie te mogą być zastosowane do różnych materiałów inżynierskich, w tym

do 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. Jest wiele zróżnicowanych sposobów rozprowadzania poszczególnych warstw materiału, jak również scalania jego poszczególnych warstw, głównie zależnych od rodzaju źródła energii, którym może być laser, wiązka elektronów lub promieniowanie UV albo rodzaj spoiwa łączącego poszczególne warstwy poprzez klejenie lub zastosowanie stopionego lepiszcza. Konstrukcja różnych urządzeń technologicznych odpowiednio zapewnia względny ruch systemu kontrolującego grubość poszczególnych warstw materiału w płaszczyznach x, y, z, poprzez ruch platformy z wytwarzanym elementem, ruch głowicy podającej materiał lub ruch źródła energii, np. wiązki lasera lub elektronów.

Technologie przyrostowe są obecnie często stosowane w przemyśle wojskowym, lotniczym, maszynowym, motoryzacyjnym, fotowoltaicznym przy wytwarzaniu robotów [148-158], w tym m.in. do wytwarzania elementów silników, turbin, kompresorów, pomp, katalizatorów, narzędzi, które mogą zastąpić elementy wytwarzane tradycyjnie [159-162]. Technologie przyrostowe znalazły szerokie zastosowanie do wytwarzania różnorodnych, zwłaszcza zindywidualizowanych elementów stosowanych w medycynie m.in. skafoldów o wymaganej porowatości i wytrzymałości wspierających żywe komórki implantowane do organizmu. Skafoldy niebiodegradowalne z materiałów metalowych porowatych, głównie Ti i Ta [163], w tym po obróbce powierzchni porów [164] oraz Mg [165] lub biodegradowalnych stopów Mg-Ca [166], są stosowane głównie ze względu na relatywnie wysoką wytrzymałość na ścislenie oraz wytrzymałość zmęczeniową [167, 168]. Pory są dostosowane wymiarowo, aby umożliwiać ich wypełnianie przez rekonstruowane komórki i ich migrację a także neowaskularyzację [169] przy zapobieganiu skrzepom krwi [170]. Nie mogą mieć przy tym zbyt małych przekrojów, aby nie doszło do ich zasklepienia [171]. Porowata struktura skafoldów powinna zapewniać dyfuzję substancji odżywczych i produktów przemian materii. Skafoldy umocowane na stałe nie zapewniają usuwania skafoldu, jak to ma miejsce w przypadku skafoldów usuwalnych podczas regeneracji w stanie naturalnym [172-174]. Technologie przyrostowe są stosowane także do wytwarzania różnych organów w celu odtworzenie ich biologicznych funkcji oraz przywrócenia anatomicznego kształtu [175-190], epitez np. ucha, nosa, gałki ocznej dostosowanych do cech anatomicznych pacjenta, fizycznych modeli organów anatomicznych do celów szkoleniowych, edukacyjnych, a także do planowania operacji chirurgicznych [191], jak również modele stomatologiczne i ortodontyczne oraz implanty i mosty

dentystyczne [179, 192, 193], implanty indywidualizowane kości żuchwy, stawu biodrowego, fragmentów czaszki wykonane na podstawie wyników badań metodami rentgenowskiej tomografii komputerowej lub magnetycznego rezonansu jądrowego [189, 194-200].

Spośród najczęściej stosowanych w przemyśle technologii przyrostowych, do których należą stereolitografia (znana jako STL) [145, 155, 195, 201, 202], laserowe osadzanie metalu (LMD/LENS/DMD) [145, 203-209], druk trójwymiarowy (3DP) [145, 153, 169], nastrzelanie fotoutwardzanej żywicy (PJ/PJM) [145, 210, 211], wytwarzanie modeli laminowanych (LOM) [145, 159, 178, 212], osadzanie topionego materiału (FDM) [145, 213-216], w protetyce stomatologicznej zastosowanie znalazły tylko nieliczne, tzn. topienie wiązką elektronów (EBM) [145, 217-221], a także druk trójwymiarowy do wytwarzania modeli pośrednich, chociaż największe możliwości daje selektywne spiekanie/stapianie laserowe (SLS/SLM) [148, 145, 222-231]. Wyjątkową przydatność w medycynie i stomatologii technologii przyrostowych wytwarzania materiałów litych i mikroporowatych potwierdzono przez porównanie technologii metalurgii proszków, odlewniczych, wytwarzania pian metalicznych oraz wytwarzania przyrostowego, technikami benchmarkingu proceduralnego [232, 233]. Przyjęte kryteria oceny atrakcyjności odpowiadającej wrażeniu wytwórcy co do wartości danej technologii i potencjału stanowiącego obiektywną miarę wartości każdej z wytypowanych technologii przyjęto na podstawie doświadczeń technologicznych [232-236]. Atrakcyjność technologii przyrostowych jest wysoka jednak obniża ją koszt sprzętu potrzebnego do jej zastosowania. Inne technologie nie wymagają stosowania tak drogich maszyn, jednak ich skomplikowanie (wieloetapowość) i wysoka odpadotwórczość znacznie obniżają ich atrakcyjność, a co się z tym wiąże, stawiają technologie wytwarzania przyrostowego ponad nimi. Potencjał technologii przyrostowych jest dużo większy niż innych analizowanych technologii wytwarzania materiałów zwłaszcza mikroporowatych, a składają się na to głównie możliwości jakie daje trójwymiarowe projektowanie, co pozwala na prawie całkowitą kontrolę wytwarzanych materiałów pod względem struktury. Bezodpadowość oraz sprowadzenie całej technologii wytwarzania przyrostowego do dwóch głównych etapów projektowania i wytwarzania również znacznie poprawia potencjał tych technologii w aspekcie wytwarzania materiałów mikroporowatych. Z podanych powodów jedynie technologie wytwarzania przyrostowego TWP dają największe szanse rozwojowe.

3.5. Wymagania stawiane inżynierii stomatologicznej przez aktualne warunki leczenia schorzeń układu stomatognatycznego

Układ stomatognatyczny, a zwłaszcza uzębienie, nadal podlega licznym procesom chorobowym, a zwłaszcza próchnicy rozpowszechnionej w wielu krajach, a praktycznie na całym globie [237-240]. 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 dentystycznym, nowo-tworów oraz urazów [241]. W wielu sytuacjach klinicznych, w których poprzednio wykonywano ekstrakcję zęba, z powodzeniem stosuje się obecnie leczenie endo-dontyczne, 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 [7-9, 16, 242]. 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 [243], 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, zatrasków, 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. Opisane zagadnienia zostały przebadane w pracy [244], gdzie szczegółowo przeanalizowano również stan wiedzy w tym zakresie i nadal są rozwijane w ramach Projektu [245]. W celu przybliżenia Czytelnikowi tych zagadnień opracowano niniejszą książkę i jej kolejne artykuły.

3.6. Literatura do artykułu 3

1. D. Ørstavik, Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing, *Endodontics Topics* 12 (2005) 25-38, doi: 10.1111/j.1601-1546.2005.00197.x.
2. R. Gerli, I. Secciani, F. Sozio, A. Rossi, E. Weber, G. Lorenzini, Absence of lymphatic vessels in human dental pulp: a morphological study, *European Journal of Oral Sciences* 118/2 (2010) 110-117, doi: 10.1111/j.1600-0722.2010.00717.x.
3. H. Suguro, Characterization of human dental pulp-derived cell lines, *International Endodontic Journal* 41/7 (2008) 609-616, doi: 10.1111/j.1365-2591.2008.01409.x.
4. C. Yu, P.V. Abbott, An overview of the dental pulp: its functions and responses to injury, *Australian Dental Journal* 52/1 (2007) S4-S16.
5. S.P.H. Miyagi, I. Kerkis, C.M. da Costa Maranduba, C.M. Gomes, M.D. Martinis, M.M. Marques, Expression of extracellular matrix proteins in human dental pulp stem cells depends on the donor tooth conditions, *Journal of Endodontics* 36/5 (2010) 826-831, doi: 10.1016/j.joen.2010.02.020.
6. S. Seltzer, P.A. Farber, Microbiologic factors in endodontology, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 78 (1994) 634-645, doi: 10.1016/0030-4220(94)90178-3.
7. 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.
8. J. Szymańska, L. Szalewski, Próchnica zębów mlecznych w populacji polskich dzieci w wieku 0,5-6 lat, *Zdrowie Publiczne* 121/1 (2011) 86-89.
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. A. Bromblik, M. Wierzbicka, F. Szatko, Wpływ uwarunkowań środowiskowych na zapadalność i przebieg próchnicy zębów u dzieci, *Czasopismo Stomatologiczne* 63/5 (2010) 301-309.
11. B. Pawka, P. Dreher, J. Herda, I. Szwiec, M. Krasicka, Próchnica zębów u dzieci problemem społecznym, *Problemy Higieny i Epidemiologii* 91/1 (2010) 5-7.

12. A. Skawińska, J. Błaszczak, M.H.J. Sikorska-Jaroszyńska, M. Mielnik-Błaszczak, J. Borowicz, Profilaktyka choroby próchnicowej, *Standardy Medyczne Pediatria* 8/5 (2011) 768-773.
13. J.A. Aas, A.L. Griffen, S.R. Dardis, A.M. Lee, I. Olsen, F.E. Dewhirst, E.J. Leys, B.J. Paster, Bacteria of Dental Caries in Primary and Permanent Teeth in Children and Young Adults, *Journal of Clinical Microbiology* 46/4 (2008) 1407-1417, doi: 10.1128/JCM.01410-07.
14. D.A. Spratt, J. Pratten, M. Wilson, K. Gulabivala, An in vitro evaluation of the antimicrobial efficacy of irrigants on biofilms of root canal isolates, *International Endodontic Journal* 34 (2001) 300-307.
15. 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.
16. Z. Jańczuk, Próchnica zębów, zapobieganie, klinika i leczenie, PZWL, Warszawa, 1994.
17. B. Al-Nawas, M. Maeurer, Severe versus local odontogenic bacterial infections: Comparison of microbial isolates, *European Surgical Research* 40/2 (2008) 220-224.
18. A.A. Mueller, B. Saldami, S. Stübinger, C. Walter, U. Flückiger, A. Merlo, K. Schwenzer-Zimmerer, H.F. Zeilhofer, S. Zimmerer, Oral bacterial cultures in nontraumatic brain abscesses: results of a first line study, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 107/4 (2009) 469-476, doi: 10.1016/j.tripleo.2008.09.035.
19. A. Castellucci, *Endodontics*, vol. 1, Il Tridente Edizioni Odontolatrice, Bologna, 2005.
20. 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.
21. N.J. López, P.C. Smith, J. Gutierrez, Periodontal therapy reduce the risk of preterm low birth weight in women with periodontal disease: a randomized controlled trial, *Journal of Periodontology* 73 (2002) 911-924.
22. T.J. Pallasch, M.J. Wahl, Focal infection: new age or ancient history? *Endodontic Topics* 4 (2003) 32-45.
23. F.A. Scannapieco, Role of oral bacteria in respiratory infection, *Journal of Periodontology* 70 (1999) 793-802.
24. F.A. Scannapieco, R.B. Bush, S. Paju, Associations between periodontal disease and risk for nosocomial bacterial pneumonia and chronic obstructive pulmonary disease, A systemic review, *Annals of Periodontology* 8 (2003) 54-69.

25. P. Kustra, J. Zarzecka, Choroba odogniskowa, *Poradnik Stomatologiczny* 9/12 (2009) 453-456.
26. M. Aleksander, B. Krishnan, N. Shenoy, Diabetes mellitus and odontogenic infections - an exaggerated risk? *Oral and Maxillofacial Surgery* 12/3 (2008) 129-130.
27. X. Li, L. Tornstad, I. Olsen, Brain abscesses caused by oral infection, *Endodontics & Dental Traumatology* 15 (1999) 95-101.
28. V. Calayatud-Perez, J.M. Gimbernat, J. Gonzalez Lagunas, Parietal osteomyelitis of dental origin: a case report, *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 21/3 (1993) 127-129, doi: 10.1016/S1010-5182(05)80178-7.
29. R.M. Love, Effects of dental trauma on the pulp, *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry* 9 (1997) 427-436.
30. H.R. Stanley, Dental iatrogenesis, *International Dental Journal* 44 (1994) 3-18.
31. S. Paju, F.A. Scannapieco, Oral biofilms, periodontitis and pulmonary infections, *Oral Diseases* 13 (2007) 508-512.
32. A.C.B. Hollandra, A.H.G. de Alencar, C.R.A. de Estrela, M.R. Bueno, C. Estrela, Prevalance of Endodontically Trale Teeth in a Brazilian Adult Population, *Brazilian Dental Journal* 19/4 (2008) 313-317.
33. A.F. Caldas Jr., Reason for tooth extraction in a Brazilian population, *International Dental Journal* 50/5 (2000) 267-273.
34. K.F. Al-Shammari, J.M. Al-Arsari, M.A. Al-Melh, A.K. Al-Khabhaz, Reasons for tooth extraction in Kuwait, *Medical Principles and Practice* 15/6 (2006) 417-422.
35. I.G. Chestnutt, V.I. Binnie, M.M. Taylor, Reason for tooth extraction in Scotland, *Journal of Dentistry* 28/4 (2000) 295-297.
36. 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.
37. 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.
38. B. Arabska-Przedpelska, K. Banaszek, A. Grochowina, T.M. Kercz, M. Kuźmiński, S. Ledzion, H. Pawlicka, *Współczesna endodoncja w praktyce*, Wyd. 2 poprawione, Bestom, Łódź, 2012.

39. 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.
40. M. Jancelewicz, Dysfunkcje układu stomatognatycznego narastającym problemem współczesnej opieki zdrowotnej – przyczyny wzrostu występowania tej dysfunkcji, *Hygeia Public Health* 45/1 (2010) 17-20.
41. 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.
42. L.B. Dobrzański, Katalog przypadków projektowo-klinicznych uzupełnień protetycznych, opracowanie własne niepublikowane.
43. J. Huque, K. Kota, M. Yamaga, M. Iwaku, E. Hoshino, Bacterial eradication from root dentine by ultrasonic irrigation with sodium hypochloride, *International Endodontic Journal* 31 (1998) 242-250.
44. A. Stabholz, S. Sahar-Helft, J. Moshonov, Lasers in endodontics, *Dental Clinics of North America* 48 (2004) 809-832.
45. R.A. Roy, M. Ahmad, L.A. Crum, Physical mechanisms governing the hydrodynamic response of an oscillating ultrasonic file, *International Endodontic Journal* 27 (1994) 197-207.
46. Y. Kimura, P. Wilder-Smith, K. Matsumoto, Lasers in endodontics: a review, *International Endodontic Journal* 33 (2000) 173-185.
47. L.W.M. Van der Sluis, M. Versluis, M.K. Wu, P.R. Wasserlink, Passive ultrasonic irrigation of the root canal: a review of the literature, *International Endodontic Journal* 40/6 (2007) 415-426, doi: 10.1111/j.1365-2591.2007.01243.x.
48. M. Barańska-Gachowska, Endodoncja wieku rozwojowego i dojrzałego, Wyd. Czelej, Lublin, 2004.
49. C.M. Ferreira, E.D. Gurgel-Filho, J.B.A. Silva Jr., R.C. Monteiro de Paula, J. Pessoa Andrade Feitosa, B.P. Figueiredo de Almeida Gomes, F.J. de Souza-Filho, Brazilian gutta-percha points. Part II: termal properties, *Brazilian Oral Research* 21/1 (2007), doi: 10.1590/S1806-83242007000100005.
50. M. Lipski, Iniekcyjne metody wypełniania kanałów korzeniowych gutaperką w świetle piśmiennictwa, *Magazyn Stomatologiczny* 10/165 (2005) 17-26.

51. C.M. Ferreira, J.B.A. Silva Jr., R.C. Monteiro de Paula, J.P. Andrade Feitosa, D.G. Negreiros Cortez, A.A. Zaia, F.J. de Souza-Filho, Brazilian gutta-percha points. Part I: Chemical composition and X-ray diffraction analysis, *Brazilian Oral Research* 19/3 (2005) 193-197, doi: 10.1590/S1806-83242005000300007.
52. H. Schilder, A. Goodman, A. Winthrop, The termomechanical properties of gutta-percha. Determination of phase transition temperatures for gutta-percha, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 38 (1974) 109-114.
53. E.C. Combe, B.D. Cohen, K. Cumming, Alpha- and beta-forms of gutta-percha in products for root canal filling, *International Endodontic Journal* 34/6 (2001) 447-445, doi: 10.1046/j.1365-2591.2001.00415.x.
54. E.D. Gurgel-Filho, J.P. Andrade Feitosa, F.B. Teixeira, R.C. Monteiro de Paula, J.B.S. Araujo Silva Jr., F.J. de Sousa-Filho, Chemical and X-ray analyses of five brands of brands dental gutta-percha cone, *International Endodontic Journal* 36/4 (2003) 302-307, doi: 10.1046/j.1365-2591.2003.00653.x.
55. B.L. James, C.E. Brown, J.J. Legan, B.K. Moore, M.M. Vail, An in vitro evaluation of the contents of root canals obturated with gutta percha and AH-26 sealer or resilon and Epiphany sealer, *Journal of Endodontics* 33/11 (2007) 1359-1363.
56. C.H. Pameijer, O. Zmener, Resin materials for root canal obturation, *Dental Clinics of North America* 54 (2010) 325-344.
57. M. Pawińska, A. Kierklo, G. Marczuk-Kolada, New technology in endodontics - the Resilon-Epiphany system for obturation of root canals, *Advances in Medical Sciences* 51/1 (2006) 154-157.
58. H. Sunay, J. Tanalp, I. Dikbas, G. Bayirli, Cross-sectional evaluation of the periapical status and quality of root canal treatment in a selected population of urban Turkish adults, *International Endodontic Journal* 40/2 (2007) 139-145.
59. R. Salehrabi, I. Rotstein, Endodontic treatment outcomes in a large patient population in the USA: An epidemiological study, *Journal of Endodontics* 30/12 (2004) 846-850.
60. R. Meuwissen, S. Eschen, Twenty years of endodontic treatment, *Journal of Endodontics* 9/9 (1983) 390-393.
61. S.C. Chen, L.H. Chuech, C.K. Hsiao, M.Y. Tsai, S.C. Ho, C.P. Chiang, An epidemiologic study of tooth retention after nonsurgical endodontic treatment in a large population in Taiwan, *Journal of Endodontics* 33/3 (2007) 226-229.

62. M.P. Lazarski, W.A. Walker, C.M. Flores, W.G. Schindler, K.M. Hargreaves, Epidemiological evaluation of the outcomes of nonsurgical root canal treatment in a large cohort of insured dental patients, *Journal of Endodontics* 27 (2001) 791-796, doi: 10.1097/00004770-200112000-00021.
63. L.L. Kirkevang, P. Hörsted-Bindslev, D. Ørstavik, A. Wenzel, Frequency and distribution of endodontically treated teeth and apical periodontitis in an urban Danish population, *International Endodontic Journal* 34/3 (2001) 198-205, doi: 10.1046/j.1365-2591.2001.00370.x.
64. M. Tsuneishi, T. Yamamoto, R. Yamanaka, N. Tamaki, T. Sakamoto, K. Tsuji, T. Watanabe, Radiographic evaluation of periapical status and prevalence of endodontic treatment in an adult Japanese population, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 100/5 (2005) 631-635.
65. S. Asgary, B. Shadman, Z. Ghalamkarpour, A. Shahravan, J. Ghoddusi, A. Bagherpour, A.A. Baghban, M. Hashemipour, M. Ghasemian, Prevalence of periapical status and quality of root canal filling and coronal restoration in Iranian population, *Iranian Endodontic Journal* 5/2 (2010) 74-82.
66. A. Jiménez-Pinzón, J.J. Seguro-Egea, H. Poyato-Ferrera, E. Velasco-Ortega, J.V. Rios-Santos, Prevalence of apical periodontitis and frequency of root filled teeth in an adult Spanish population, *International Endodontic Journal* 37/3 (2004) 167-173, doi: 10.1111/j.0143-2885.2004.00759.x.
67. M.K. Georgopoulou, A.P. Spanaki-Voreadi, N. Pantazis, E.G. Kontakiotis, Frequency and distribution of root filled teeth and apical periodontitis in a Greek population, *International Endodontic Journal* 38/2 (2005) 105-111.
68. J.J. Loftus, A.P. Keating, B.E. McCartan, Periapical status and quality of endodontic treatment in an adult Irish population, *International Endodontic Journal* 38/2 (2005) 81-86, doi: 10.1111/j.1365-2591.2004.00902.x.
69. A.G. Terças, A.E.F. de Oliveira, F.F. Lopes, E.M.M. Filho, Radiographic study of the prevalence of apical periodontitis and endodontic treatment in the adult population of São Luís, MA, Brazil, *Journal of Applied Oral Science* 14/3 (2006) 183-187, doi: 10.1590/S1678-77572006000300007.
70. K. da Silva, J.M.Y. Lam, N. Wu, P. Duckmanton, Cross-sectional study of endodontic treatment in an Australian population, *Australian Endodontic Journal* 35/3 (2009) 140-146.

71. V. Peciuliene, J. Rimkuvienė, R. Maneliene, D. Iranauskaite, Apical periodontitis in root filled teeth associated with the quality of root fillings, *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal* 8 (2006) 122-126.
72. R.J.G. de Moor, G.M.G. Hommez, J.G. de Boever, K.I.M. Delmé, G.E.I. Martens, Peri-apical health related to the quality of root canal treatment in a Belgian population, *International Endodontic Journal* 33/2 (2000) 113-120.
73. P.-I. Brånemark, R. Adell, U. Breine, B.O. Hansson, J. Lindström, A. Ohlsson, Intra-osseous anchorage of dental prosthesis. I Experimental studies, *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery* 3/2 (1969) 81-100, doi: 10.3109/02844316909036699.
74. 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.
75. 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.*
76. P.-I. Brånemark, Osseointegration and its experimental studies, *Journal of Prosthetic Dentistry* 50 (1983) 399-410.
77. P.-I. Brånemark, Osseointegration in orthopaedic surgery, *Proceedings of First World Congress of Osseointegration, Venice, Italy, 1994, 17-18.*
78. P.-I. Brånemark, B.L. Rydevik, R. Skalak (eds.), *Osseointegration in skeletal reconstruction and joint replacement, Quintessence Publishing Co., Carol Stream, IL, 1997.*
79. 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.*
80. 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.*
81. 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.
82. R. Adell, B. Ericksson, U. Kekholm, P.-I. Branemark, 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.
83. 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.
84. 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.
85. E. Williams, B. Rydevik, P.-I. Brånemark (eds.), *Osseointegration from molecule to man*, Institute for Applied Biotechnology, Proceedings of Interdisciplinary Conference, Göteborg, Sweden, 1999.
86. P.J. Henry, *Osseointegration in dentistry*, Proceedings of Interdisciplinary Conference on Osseointegration from molecule to man, Göteborg, Sweden, 1999, 2-12.
87. 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.
88. 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*, 2nd ed., Elsevier Academic Press, Amsterdam, 1997, 555-573.
89. 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.
90. 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.
91. 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.
92. H.H. Brandt, *Wprowadzenie do implantologii*, Urban & Partner, Wrocław, 1998.
-

93. L.A. Dobrzański, Metaloznawstwo opisowe stopów metali nieżelaznych, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2008.
94. S. Majewski, M. Pryliński, Materiały i technologie współczesnej protetyki stomatologicznej, Wydawnictwo Czelej, Lublin, 2013.
95. L.A. Dobrzański, Metaloznawstwo opisowe, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2013.
96. G.P. McGivney, A.B. Carr, Ruchome protezy częściowe w ujęciu McCrackena, Wydawnictwo Czelej, Lublin, 2002.
97. J. Nowacki, L.A. Dobrzański, F. Gustavo, Implanty śródszpikowe w osteosyntezie kości długich, Open Access Library 11 (2012) 1-150.
98. D.F. Williams (ed.), Definitions in Biomaterials, Elsevier, Amsterdam – Oxford – New York – Tokyo, 1987.
99. L.A. Dobrzański, Materiały inżynierskie i projektowanie materiałowe. Podstawy nauki o materiałach i metaloznawstwo, WNT, Wydanie II zmienione i uzupełnione, Warszawa, 2006.
100. A. Balin, Mechaniczne i materiałowe uwarunkowania stabilności i trwałości endoprotezy stawu biodrowego – studium zagadnienia, Inżynieria Materiałowa 1 (1997) 28-31.
101. C. Lazzarone, L'inchiodamento endomidollare nell'anziano, Lo Scalpello 22/3 (2009) 183-188, doi: 10.1007/s11639-009-0010-5.
102. G. Bettelli, A. Guinti, A. Marinelli, M. Spina, C. Stagni, Fattori prognostici e mortalità nelle fratture del collo del femore dell'anziano, Gli Ospedali Della Vita 1 (2004) 1-8.
103. T. Żuk, A. Dziak, A. Gusta, Podstawy ortopedii i traumatologii, PZWL, Warszawa, 1980.
104. S.F. Rosenstiel, M.F. Land, J. Fujimoto, Współczesne protezy stałe, Wydawnictwo Czelej, Lublin, 2002.
105. S. Wang, X. Qu, R.C. Zhao, Clinical applications of mesenchymal stem cells, Journal of Hematology & Oncology 5 (2012) 1-9, doi: 10.1186/1756-8722-5-19.
106. R.G. Craig, Materiały stomatologiczne, Elsevier Urban & Partner, Wrocław, 2008.
107. B. Dejak (red.), Kompendium wykonywania uzupełnień protetycznych, Med. Tour Press International, Otwock, 2014.
108. 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.

109. M. Yamamoto, Podstawowa technika budowania warstw porcelany na metalu – wprowadzenie do ceramiki, Kwintesencja, Warszawa, 1993.
110. S. Majewski, Rekonstrukcja zębów uzupełnieniami stałymi, Wydawnictwo Stom Fundacji Rozwoju Protetyki, Kraków, 2005.
111. B. Kłaptocz, B. Artman, Jednolite korony ceramiczne, Protetyka Stomatologiczna 44/5 (1994) 255-260.
112. K. Niewiadomski, A. Szczepanik, Empress 2 – nowe możliwości estetycznych uzupełnień protetycznych, VIP, Warszawa, 2002.
113. O.W. Rogers, B.W. Armstrong, Electroforming a gold matrix for indirect inlays, Journal of Prosthetic Dentistry 11/5 (1961) 959-966, doi: 10.1016/0022-3913(61)90156-1.
114. M. Biały, T. Dąbrowa, W. Więckiewicz, Galwanofoming jako alternatywa dla złożonych uzupełnień protetycznych, Dental Forum 41/2 (2013) 69-71.
115. O.W. Rogers, The dental application of electroformed pure gold. I. Porcelain jacket crown technique, Australian Dental Journal 24/3 (1979) 163-170.
116. K. Półtorak, J. Szkutnik, K. Sikora, Możliwości wykorzystania galwanofomingu w protetyce stomatologicznej, Magazyn Stomatologiczny 12 (2007) 80-81.
117. Z.P. Biewer, Development of the G.E.S. electroforming technique: biocompatible, corrosion-free production of telescopic crowns, Journal of Dental Technology 16/6 (1999) 24-29.
118. B. Jedynak, P. Szczyrek, Zastosowanie techniki galwanofomingu w protetyce stomatologicznej, Protetyka Stomatologiczna 60/1 (2010) 61-66.
119. B.S. Vence, Electroforming technology for galvanoceramic restorations, Journal of Prosthetic Dentistry 77/4 (1997) 444-449, doi: 10.1016/S0022-3913(97)70170-7.
120. M. Pihut, G. Wiśniewska, Galwanofoming – nowa technologia w technice dentystycznej i implantoprotetyce, Implantoprotetyka 5/1 (2004) 7-10.
121. F.J. Faber, Verformung von galvanokeramischen Kronen nach keramischer Verblendung, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 52 (1997) 373-375.
122. N. Wichnalek, Galwanofoming zyskuje uznanie, Dent Labor 3 (2001) 37-44.
123. B. Koeck, Protetyka stomatologiczna – korony i mosty. Wydawnictwo Urban & Partner, Wrocław, 2000.
124. B. Wöstmann, M. Balkenhol, A. Weber, P. Ferger, P. Rehmann, Long-term analysis of telescopic crown retained removable partial dentures: survival and need for maintenance, Journal of Dentistry 35/12 (2007) 939-945, doi: 10.1016/j.jdent.2007.09.010.

125. K. Pietruski, M. Pietruska, Zastosowanie techniki galwanoforningu do wykonywania koron teleskopowych, *Protetyka Stomatologiczna* 51/4 (2001) 230-235.
126. J. Wirz, K. Jager, Galvanoforming – Zahnersatz mit hoher Biokompatylität, *Quintessence* 46 (1995) 539-547.
127. V. Horn, H.F. Kappert, Festigkeit von 3 gliedrigen Galvanobrücken im Seitenzahn-bereich, *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 47 (1992) 597-599.
128. C. Tietmann, F. Brosele, Enhanced periodontal response and esthetics of implant-supported bridge by the use of galvanoforming technique: case report, *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 4/1 (2002) 53-56.
129. M. Pietruska, J. Pietruski, Zastosowanie techniki galwanoforningu w protetyce, *Protetyka Stomatologiczna* 54 (2004) 352-356.
130. T. Dąbrowa, H. Panek, Galwanoforningu w protetyce stomatologicznej, *Dental and Medical Problems* 41/3 (2004) 527-530.
131. 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.
132. 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.
133. 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.
134. 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.
135. B. Jedynek, E. Mierzwińska-Nastalska, Metody przetwarzania tytanu stosowane w protetyce stomatologicznej, *Protetyka Stomatologiczna* 63/3 (2013) 224-233, doi: 10.5604/1132696.
136. M. Gładkowska, P. Montefka, P. Okoński, Porównanie systemów CAD/CAM stosowanych we współczesnej protetyce stomatologicznej, *Protetyka Stomatologiczna* 58/2 (2008) 105-113.

137. 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.
138. 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.
139. 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.
140. C. Drago, K. Howell, Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses, *Journal of Prosthodontics* 21 (2012) 413-424.
141. M. Borys, A. Szyszkowska, B. Dejak, Techniki cyfrowego odwzorowania kształtu opracowanych zębów za pomocą skanerów wewnątrzustnych, *Protetyka Stomatologiczna* 62/2 (2012) 91-99.
142. A.A. Almazdi, H.M. Khajah, E.A. Monaco Jr, H. Kim, Applying microwave technology to sintering dental zirconia, *Journal of Prosthetic Dentistry* 108 (2012) 304-309.
143. 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.
144. 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.
145. 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.
146. R. Melechow, K. Tubielewicz, W. Błaszczak, Tytan i jego stopy: gatunki, właściwości, zastosowanie, technologia obróbki, degradacja, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa, 2004.
147. V.M. Kevorkijan, The reactive infiltration of porous ceramic media by a molten aluminum alloy, *Composites Science and Technology* 59 (1999) 683-686.

148. S. Kumar, Selective Laser Sintering: A Qualitative and Objective Approach, Modeling and Characterization 55/10 (2003) 43-47.
149. S. Mellor, L. Hao, D. Zhang, Additive manufacturing: A framework for implementation, International Journal of Production Economics 149 (2014) 194-201.
150. R. Bibb, D. Thompson, J. Winder, Computed tomography characterisation of additive manufacturing materials, Medical Engineering & Physics 33 (2011) 590-596.
151. C.L. Thomas, T.M. Gaffney, S. Kaza, C.H. Lee, Rapid prototyping of large scale aerospace structures, Proceedings of Aerospace Applications Conference IEEE 4, Snowmass at Aspen, Colorado, 1996, 219-230.
152. Y. Song, Y. Yan, R. Zhang, D. Xu, F. Wang, Manufacturing of the die of an automobile deck part based on rapid prototyping and rapid tooling technology, Journal of Materials Processing Technology 120/1-3 (2002) 237-242.
153. D. Dimitrov, K. Schreve, N. Beer, Advances in three dimensional printing – state of the art and future perspectives, Rapid Prototyping Journal 12/3 (2006) 136-147, doi: 10.1108/13552540610670717.
154. M. Cader, M. Trojnacki, Analiza możliwości zastosowania technologii przyrostowych do wytwarzania elementów konstrukcji robotów mobilnych, Pomiary Automatyka Robotyka 2 (2013) 200-207.
155. F.P.W. Melchels, M.A.N. Domingos, T.J. Klein, J. Malda, P.J. Bartolo, D.W. Hutmacher, Additive manufacturing of tissues and organs, Progress in Polymer Science 37 (2012) 1079-1104, doi: 10.1016/j.progpolymsci.2011.11.007.
156. A. Gasser, G. Backes, I. Kelbassa, A. Weisheit, K. Wissenbach, Laser additive manufacturing: laser metal deposition (LMD) and selective laser melting (SLM) in turbo-engine applications, Laser Material Processing 2 (2010) 58-63.
157. A. Mazzoli, Selective laser sintering in biomedical engineering, Medical and Biological Engineering and Computing 51 (2013) 245-256.
158. M. Klimek, Zastosowanie technologii SLS w wykonawstwie stałych uzupełnień protetycznych, Twój Przegląd Stomatologiczny 12 (2012) 47-55.
159. MTT selective laser melting. MTT Technologies Group, 2009.
160. Arcam AB. Arcam – the innovative leader in additive manufacturing solutions for the production of orthopedic implants and aerospace components, <http://www.arcam.com/solutions/orthopedic-implants/>, dostęp 30.10.2016.

161. A. Fukuda, M. Takemoto, T. Saito, S. Fujibayashi, M. Neo, K. Deepak Pattanayak, T. Matsushita, K. Sasaki, N. Nishida, T. Kokubo, T. Nakamura, Osteoinduction of porous Ti implants with a channel structure fabricated by selective laser melting, *Acta Biomaterialia* 7 (2011) 2327-2336.
162. A. Contreras, V.H. Lopez, E. Bedolla, Mg/TiC composites manufactured by pressureless melt infiltration, *Scripta Materialia* 51 (2004) 249-253.
163. V.K. Balla, S. Bodhak, S. Bose, A. Bandyopadhyay, Porous tantalum structures for bone implants: Fabrication, mechanical and in vitro biological properties, *Acta Biomaterialia* 6/8 (2010) 3349-3359.
164. K. Das, V.K. Balla, A. Bandyopadhyay, S. Bose, Surface modification of laser-processed porous titanium for load-bearing implants, *Scripta Materialia* 59/8 (2008) 822-825, doi: 10.1016/j.scriptamat.2008.06.018.
165. F. Witte, H. Ulrich, C. Palm, E. Willbold, Biodegradable magnesium scaffolds: Part II: Periimplant bone remodelling, *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 81/3 (2007) 757-765.
166. R. Nowosielski, A. Gawlas-Mucha, A. Borowski, A. Guwer, Fabrication and properties of magnesium based alloys Mg-Ca, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 61/2 (2013) 367-374.
167. S. Bose, M. Roy, A. Bandyopadhyay, Recent advances in bone tissue engineering scaffolds, *Trends in Biotechnology* 30/10 (2012) 546-554.
168. Y. Yun, Z. Dong, N. Lee, Y. Liu, D. Xue, X. Guo, J. Kuhlmann, A. Doepke, H.B. Halsall, W. Heineman, S. Sundaramurthy, M.J. Schulz, Z. Yin, V. Shanov, D. Hurd, P. Nagy, W. Li, C. Fox, Revolutionizing biodegradable metals, *Materials Today* 12/10 (2009) 22-32, doi: 10.1016/S1369-7021(09)70273-1.
169. J. Street, D. Winter, J.H. Wang, A. Wakai, A. McGuinness H.P. Redmond, Is human fracture hematoma inherently angiogenic?, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 378 (2000) 224-237.
170. J.M. Karp, F. Sarraf, M.S. Shoichet, J.E. Davies, Fibrin-filled scaffolds for bone-tissue engineering: An in vivo study, *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 71/1 (2004) 162-171.
171. F. Yang, W.L. Neeley, M.J. Moore, J.M. Karp, A. Shukla, R. Langer, Tissue Engineering: The Therapeutic Strategy of the Twenty-First Century, in: C.T. Laurencin, L.S. Nair, eds.,

- Nanotechnology and Tissue Engineering: The Scaffold, CRC Press Taylor & Francis Group, Boca Raton, FL 2008, 3-32.
172. K.F. Leong, C.M. Cheah, C.K. Chua, Solid freeform fabrication of three-dimensional scaffolds for engineering replacement tissues and organs, *Biomaterials* 24/13 (2003) 2363-2378.
173. L.S. Nair, C.T. Laurencin, Polymers as biomaterials for tissue engineering and controlled drug delivery, *Advances in Biochemical Engineering, Biotechnology* 102 (2006) 47-90.
174. J. Velema, D. Kaplan, Biopolymer-based biomaterials as scaffolds for tissue engineering, *Advances in Biochemical Engineering, Biotechnology* 102 (2006) 187-238.
175. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, P. Malara, T. Gawęł, 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.
176. 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 Gliwice*, 2013-2016.
177. F. Xie, X. He, S. Cao, X. Qu, Structural and mechanical characteristics of porous 316L stainless steel fabricated by indirect selective laser sintering, *Journal of Materials Processing Technology* 213 (2013) 838-843.
178. L. Weisensel, N. Travitzky, H. Sieber, P. Greil, Laminated object manufacturing (LOM) of SiSiC composites, *Advanced Engineering Materials* 6/11 (2004) 899-903.
179. A. Bandyopadhyay, F. Espana, V.K. Balla, S. Bose, Y. Ohgami, N.M. Davies, Influence of porosity on mechanical properties and in vivo response of Ti6Al4 implants, *Acta Biomaterialia* 6 (2010) 1640-1648.
180. 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.
181. M. Veiseh, D. Edmondson, Bone as an Open Cell Porous Material: ME 599K, *Special Topics in Cellular Solids*, 2003.
182. Z. Esen, S. Bor, Processing of titanium foams using magnesium spacer particles, *Scripta Materialia* 56 (2007) 341-344.
183. F. Simańczyk, Metallic foams - ultra light materials for structural applications, *Engineering Materials* 5 (2001) 823-828.
-

184. S. Eshraghi, S. Das, Mechanical and microstructural properties of polycaprolactone scaffolds with one-dimensional, two-dimensional, and three-dimensional orthogonally oriented porous architectures produced by selective laser sintering, *Acta Biomaterialia* 6 (2010) 2467-2476.
185. W.S. Sheng, S.J. Lin, Ni-coated SiC_p reinforced aluminum composites processed by vacuum infiltration, *Materials Research Bulletin* 31/12 (1996) 1437-1447.
186. V. Karageorgiou, D. Kaplan, Porosity of 3D biomaterial scaffolds, *Biomaterials* 26 (2005) 5474-5491.
187. G.V. Salmoria, E.A. Fancello, C.R.M. Roesler, F. Dabbas, Functional graded scaffold of HDPE/HA prepared by selective laser sintering: microstructure and mechanical properties, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 65/9 (2013) 1529-1534, doi: 10.1007/s00170-012-4277-y.
188. K.C. Kolan, N.D. Doiphode, M.C. Leu, Selective laser sintering and freeze extrusion fabrication of scaffolds for bone repair using 13-93 bioactive glass: a comparison, *Proceedings of the Solid Freeform Fabrication Symposium*, Austin, Texas, 2010.
189. J.P. Lia, P. Habibovic, M. Van den Doel, C.E. Wilson, J.R. de Wijn, C.A. van Blitterswijk, K. de Groot, Bone ingrowth in porous titanium implants produced by 3D fiber deposition, *Biomaterials* 28 (2007) 2810-2820.
190. A. Koizumi, M. Rizal Alkahari, R. Anayama, A. Hosokawa, R. Tanaka, T. Ueda, T. Furumoto, Permeability and strength of a porous metal structure fabricated by additive manufacturing, *Journal of Materials Processing Technology* 219 (2015) 10-16.
191. M. Wanibuchi, M. Ohtaki, T. Fukushima, A.H. Friedman, K. Houkin, Skull base training and education using an artificial skull model created by selective laser sintering, *Acta Neurochirurgica* 152 (2010) 1055-1060.
192. A. Nouri, P.D. Hodgson, C. Wen, Biomimetic Porous Titanium Scaffolds for Orthopedic and Dental Applications, in: A. Mukherjee (ed.), *Biomimetics Learning from Nature*, InTech, Rijeka, Croatia, 2010, 415-450.
193. K. Yoshida, Y. Saiki, S. Ohkubo, Improvement of drawability and fabrication possibility of dental implant screw made of pure titanium, *Hutnik – Wiadomości Hutnicze* 78/1 (2011) 153-156.
194. J.W. Choi, M. Yamashita, J. Sakakibara, Y. Kaji, T. Oshika, R.B. Wicker, Combined micro and macro additive manufacturing of a swirling flow coaxial phacoemulsifier

- sleeve with internal micro-vanes, *Biomedical Microdevices* 12/5 (2010) 875-886, doi: 10.1007/s10544-010-9442-1.
195. G. Wu, B. Zhou, Y. Bi, Y. Zhao, Selective laser sintering technology for customized fabrication of facial prostheses, *Journal of Prosthetic Dentistry* 100/1 (2008) 56-60, doi: 10.1016/S0022-3913(08)60138-9.
196. L. Ciocca, M. Fantini, F. de Crescenzo, G. Corinaldesi, R. Scott, Direct metal laser sintering (DMLS) of a customized titanium mesh for prosthetically guided bone regeneration of atrophic maxillary arches, *Medical and Biological Engineering and Computing* 49/11 (2011) 1347-1352, doi: 10.1007/s11517-011-0813-4.
197. M. Naęcz, *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna*, tom 6: W. Duch, J. Korbicz, L. Rutkowski, R. Tadeusiewicz, *Sieci neuronowe*, EXIT, Warszawa, 2000.
198. C. Leiggener, E. Messo, A. Thor, H.F. Zeilhofer, J.M. Hirsch, A selective laser sintering guide for transferring a virtual plan to real time surgery in composite mandibular reconstruction with free fibula osseous flaps, *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 38/2 (2009) 187-194, doi: 10.1016/j.ijom.2008.11.026.
199. P.F. Jacobs, *Rapid Prototyping & Manufacturing: Fundamentals of Stereolithography*, SME publication, Dearborn, 1992.
200. M. Lee, J.C. Dunn, B.M. Wu, Scaffold fabrication by indirect threedimensional printing, *Biomaterials* 26/20 (2005) 4281-4289.
201. P. Hue, Progress and Trends in Ink-jet Printing Technology, *Journal of Imaging Science and Technology* 42/1 (1998) 49-62.
202. K. Arcaute, B.K. Mann, R.B. Wicker, Stereolithography of threedimensional bioactive poly(ethylene glycol) constructs with encapsulated cells, *Annals of Biomedical Engineering* 34/9 (2006) 1429-1441.
203. V.K. Balla, P.D. DeVasConCellos, W. Xue, S. Bose, A. Bandyopadhyay, Fabrication of compositionally and structurally graded Ti-TiO₂ structures using laser engineered net shaping (LENS), *Acta Biomaterialia* 5/5 (2009) 1831-1837, doi: 10.1016/j.actbio.2009.01.011.
204. K. Zhang, W. Liu, X. Shang, Research on the processing experiments of laser metal deposition shaping, *Optics & Laser Technology* 39/3 (2007) 549-557.
205. P. Heintl, A. Rottmair, C. Korner, R.F. Singer, Cellular titanium by selective electron beam melting, *Advanced Engineering Materials* 9/5 (2007) 360-364.
-

206. A. Fumie, O. Kozo, et al., Manufacturing of titanium parts for medical purposes by selective laser melting, Proceedings of the Eighth International Conference on Rapid Prototyping, Tokyo, Japan, 2000.
207. G.N. Levy, R. Schindel, J.P. Kruth, Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives, CIRP Annals-Manufacturing Technology 52/2 (2003) 589-609.
208. R.C. Thomson, M.C. Wake, M.J. Yaszemski, A.G. Mikos, Biodegradable polymer scaffolds to regenerate organs, Advances in Polymer Science 122 (1995) 245-274.
209. G.K. Lewis, E. Schlienger, Practical considerations and capabilities for laser assisted direct metal deposition, Materials & Design 21/4 (2000) 417-423.
210. C.K. Chua, K.F. Leong, C.S. Lim, Rapid Prototyping: Principles and Applications, 3rd ed., World Scientific Publishing Company, Singapore, 2010, 165-171.
211. R. Mendricky, Accuracy analysis of additive technique for parts manufacturing, MM Science Journal 2016/11 (2016) 1502-1508, doi: 10.17973/MMSJ.2016_11_2016169.
212. P. Liacouras, J. Garnes, N. Roman, A. Petrich, G.T. Grant, Designing and manufacturing an auricular prosthesis using computed tomography, 3-dimensional photographic imaging, and additive manufacturing: A clinical report, Journal of Prosthetic Dentistry 105 (2011) 78-82.
213. M.K. Agarwala, R. Weeren, A. Bandyopadhyay, P.J. Whalen, A. Safari, S.C. Danforth, Fused deposition of ceramics and metals: an overview, Proceeding of Solid Freeform Fabrication Symposium, Austin, TX, 1996.
214. W. Zhong, F. Li, Z. Zhang, L. Song, Z. Li, Short fiber reinforced composites for fused deposition modeling, Materials Science and Engineering A 301 (2001) 125-130.
215. M. Allahverdi, S.C. Danforth, M. Jafari, A. Safari, Processing of advanced electroceramic components by fused deposition technique, Journal of the European Ceramic Society 21/10-11 (2001) 1485-1490.
216. M. Nikzad, S.H. Masood, I. Sbarski, A. Groth, Rheological properties of a particulate-filled polymeric composite through fused deposition proces, Materials Science Forum 654/656 (2010) 2471-2474.
217. G.W. Han, D. Feng, M. Yin, W.J. Ye, Ceramic/aluminum co-continuous composite synthesized by reaction accelerated melt infiltration, Materials Science and Engineering A 225/1-2 (1997) 204-207.

218. D. Cormier, O. Harrysson, H. West, Characterization of H13 steel produced via electron beam melting, *Rapid Prototyping Journal* 10/1 (2004) 35-41.
219. L.E. Rännar, A. Glad, C.G. Gustafson, Efficient cooling with tool inserts manufactured by electron beam melting, *Rapid Prototyping Journal* 13/3 (2007) 128-135.
220. L.E. Murr, S.M. Gaytan, F. Medina, E. Martinez, J.L. Martinez, D.H. Hernandez, B.I. Machado, D.A. Ramirez, R.B. Wicker, Characterization of Ti6Al4V open cellular foams fabricated by additive manufacturing using electron beam melting, *Materials Science and Engineering A* 527/7-8 (2010) 1861-1868.
221. L.E. Murr, S.M. Gaytan, A. Ceylan, E. Martinez, J.L. Martinez, D.H. Hernandez, B.I. Machado, D.A. Ramirez, F. Medina, S. Collins, Characterization of titanium aluminide alloy components fabricated by additive manufacturing using electron beam melting, *Acta Materialia* 58/5 (2010) 1887-1894.
222. W. Xue, K.B. Vamsi, A. Bandyopadhyay, S. Bose, Processing and biocompatibility evaluation of laser processed porous titanium, *Acta Biomaterialia* 3 (2007) 1007-1018.
223. 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.
224. 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.
225. 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.
226. 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.
227. F. Abe, K. Osakada, M. Shiomi, K. Uematsu, M. Matsumoto, The manufacturing of hard tools from metallic powders by selective laser melting, *Journal of Materials Processing Technology* 111/1-3 (2001) 210-213, doi: 10.1016/S0924-0136(01)00522-2.
228. J.P. Kruth, L. Froyen, J. Van Vaerenbergh, P. Mercelis, M. Rombouts, B. Lauwers, Selective laser melting of iron-based powder jet, *Journal of Materials Processing Technology* 149/1-3 (2004) 616-622, doi: 10.1016/j.jmatprotec.2003.11.051.
-

229. P. Darlak, P. Dudek, Materiały wysokoporowate – metody wytwarzania i zastosowanie, *Odlewnictwo: Nauka i praktyka* 1 (2004) 3-17.
230. B. Lethaus, L. Poort, R. Böckmann, R. Smeets, R. Tolba, P. Kessler, Additive manufacturing for microvascular reconstruction of the mandible in 20 patients, *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 40/1 (2012) 43-46, doi: 10.1016/j.jcms.2011.01.007.
231. Y.S. Liao, H.C. Li, Y.Y. Chiu, Study of laminated object manufacturing with separately applied heating and pressing, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 27/7-8 (2006) 703-707, doi: 10.1007/s00170-004-2201-9.
232. A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, Księga technologii krytycznych kształtowania struktury i własności powierzchni materiałów inżynierskich, *Open Access Library* 8 (2013) 1-823.
233. A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, Metodologia komputerowo zintegrowanego prognozowania rozwoju inżynierii powierzchni materiałów, *Open Access Library* 1/7 (2012) 1-289.
234. A. Achteлик-Franczak, Inżynierskie materiały kompozytowe o wzmocnieniu z mikroporowatego tytanu selektywnie spiekane laserowo, Praca doktorska, Biblioteka Główna Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2016.
235. A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, Foresight of material surface engineering as a tool building a knowledge based economy, *Materials Science Forum* 706-709 (2012) 2511-2516, doi: 10.4028/www.scientific.net/MSF.706-709.2511.
236. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz: Foresight of the Surface Technology in Manufacturing, in: A.Y.C. Nee (ed.), *Handbook of Manufacturing Engineering and Technology*, Springer-Verlag, London, 2015, 2587-2637 (ISBN 978-1-4471-4671-1).
237. 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.
238. 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.
239. 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.
240. P.E. Petersen, Oral health surveys: basic methods, 5th ed., World Health Organization, Geneva, Switzerland, 2013.
241. J.C. Mesquita Carvalho, R. Brito e Dias, B. Silva Camara Mattos, M. Andre, Rehabilitacao protetica craniomaxilofacial, Livraria Santos Editora, Sao Paulo, 2013.

242. T. Staśkiewicz, Analiza wpływu wybranych czynników na intensywność próchnicy wczesnej, *Annales Academiae Medicae Stetinensis* 58/2 (2012) 36-39.
243. 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.
244. L.B. Dobrzański, Struktura i własności materiałów inżynierskich na uzupełnienia prote-tyczne układu stomatognatycznego wytwarzane metodami przyrostowymi i ubytkowymi, Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków, 2017, praca doktorska w toku.
245. 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.