

## 4. Spajanie biomateriałów i elementów implantów

### 4.1. Ogólna charakterystyka technik spajania biomateriałów

Inżynieria spawania jako dziedzina działalności naukowej i inżynierskiej o wyjątkowo interdyscyplinarnym charakterze zawdzięcza swój dynamiczny rozwój osiągnięciom wielu nowych dziedzin nauki, takich jak inżynieria materiałowa, mechanika, budowa i eksploatacja maszyn i metalurgia. Rozwój metod spajania decyduje o obszarze zastosowań tworzyw konstrukcyjnych, narzędziowych, funkcjonalnych, w tym nano- i biomateriałów. Brak możliwości łączenia materiałów ograniczyłby zakres prowadzenia prac badawczych i rozwojowych zmierzających do kreowania nowych tworzyw metalicznych, ceramicznych, polimerowych lub kompozytów.

Zarówno tradycyjne jak i najnowocześniejsze gałęzie przemysłu m.in. motoryzacyjnego, lotniczego, elektronicznego nie mogą istnieć bez takich technologii spajania jak spawanie, zgrzewanie, lutowanie, klejenie, lub wytwarzanie powłok spawalniczych. Zagadnienia podstawowe z obszaru spawania, lutowania, zgrzewania i klejenia dobrze wpisują się w obszar zainteresowań inżynierii materiałowej, a analiza procesów elementarnych w spajaniu stanowi rozszerzenie interpretacji przemian w materiałach, w wyniku działania cyklu cieplnego. W analizie procesów spawania stosowane są wszystkie współczesne osiągnięcia metod badań materiałów, jakimi dysponuje inżynieria materiałowa.

Rosnące zapotrzebowanie na niekonwencjonalne materiały o unikatowych właściwościach, których nie zaspokajają tradycyjne tworzywa konstrukcyjne jest przyczyną rozwoju technik spajania. Dotyczy to również biomateriałów, których możliwości aplikacji w chirurgii kostnej, naczyniowej, plastycznej, urologii i stomatologii są warunkowane rozwojem technik ich spajania w obszarze wytwarzania narzędzi medycznych, protez i implantów.

W zależności od materiału, konstrukcji i cech geometrycznych implantu lub protezy zastosowanie mogą znaleźć liczne techniki spajania, powszechnie stosowane do łączenia tworzyw metalowych, ceramicznych, polimerowych i kompozytów. Złącza, podobnie jak biomateriały muszą spełniać liczne ściśle określone wymagania dotyczące struktury, własności mechanicznych, odporności korozyjnej i biogodności.

Zastosowanie technik spajania w łączeniu biomateriałów, części implantów i protez ogranicza się do tych, które zapewniają:

- skoncentrowane nagrzewanie elementów,
- czystość złącza,
- biogodność złącza,
- możliwość łączenia materiałów o różnym składzie chemicznym i własnościach,
- możliwość łączenia elementów o niewielkich wymiarach i cienkościennych,
- małe naprężenia i odkształcenia układu po spawaniu.

Podstawowymi technikami spajania biomateriałów metalowych są:

- spawanie laserowe,
- spawanie elektronowe,
- spawanie mikroplazmowe,
- zgrzewanie,
- lutowanie,
- klejenie.

Spajanie polimerowych materiałów biomedycznych jest możliwe w wyniku:

- zgrzewania ultradźwiękowego,
- klejenia.

Spajanie biomateriałów ceramicznych i kompozytowych dokonuje się przez:

- lutowanie,
- klejenie.

Do spajania biomateriałów różnoimiennych stosuje się:

- klejenie,
- lutowanie.

*Spawanie laserowe* (LASER – j. ang.: *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* – wzmocnienie światła za pomocą wymuszonej emisji promieniowania) należy do grupy najnowszych procesów spawania. Do spawania najczęściej stosowane są lasery stałe (Nd:YAG, Nd:Glass i rubinowe) oraz lasery gazowe CO<sub>2</sub>. Spawanie laserowe umożliwia koncentrację energii cieplnej na małej powierzchni, redukcję oddziaływania cieplnego na materiał łączony, redukcję naprężeń i odkształceń cieplnych, spawanie w atmosferze ochronnej lub powietrzu, łączenie materiałów o różnym składzie chemicznym i własnościach. Wiązka promieniowania laserowego zastosowana jako źródło ciepła w procesie spawania ma wiele niezaprzeczalnych zalet. W procesach spawania laserowego uzyskuje się niewielką strefę oddziaływania cieplnego na materiał i niewielką objętość przetopionego materiału [61].

Przykłady spawarek laserowych stosowanych do łączenia biomateriałów i elementów protez oraz implantów, jak i efekty spawania zaprezentowano na rysunkach 4.1-4.4.



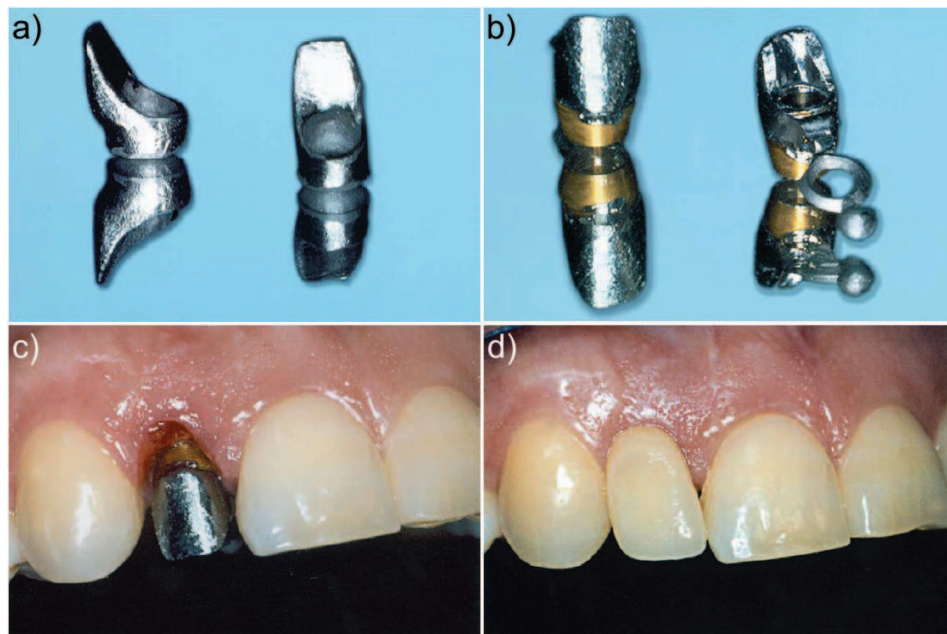
**Rysunek 4.1.** Laserowa spawarka ALPHALASER Laser ALC 35 wyposażona w mikroskop. Aparat o wszechstronnym zastosowaniu nadający się do laboratoriów o niewielkiej powierzchni [51]



**Rysunek 4.2.** Laserowa spawarka ALPHALASER Laser ALDT 30 o dużej komorze roboczej ze zintegrowanym systemem odsysania gazów oraz filtrem wychwytyjącym drobne cząstki [51]



**Rysunek 4.3.** Wielofunkcyjna spawarka laserowa DEGUDENT Laser connexion 2 ergo do łączenia stopów dentystycznych w powietrzu lub osłonie gazowej z optyką zapewniającą precyzyjne i pozbawione naprężeń wykonanie najbardziej skomplikowanych prac protetycznych [34]



**Rysunek 4.4.** Modyfikacja tytanowego implantu za pomocą spawania laserowego; a) odlew implantu wykonany ze stopu tytanu, b) tytanowa śruba dopasowana do cech anatomicznych pacjenta i połączona przez spawanie laserowe, c) implant osadzony w szczęce pacjenta, d) implant przykryty ceramiczną koroną zęba [34]

Spawanie elektronowe wiązką elektronów o średnicy do 0,1 mm w próżni umożliwia precyzyjne i czyste łączenie drobnych elementów w dużym przedziale grubości, wykonanych z materiałów zróżnicowanych pod względem składu chemicznego i własności. Istotą procesu spawania wiązką elektronów jest wykorzystanie energii kinetycznej elektronów poruszających się z bardzo dużą prędkością (ok. 200 km/s) w próżni. Podczas bombardowania powierzchni metalu główna część energii kinetycznej elektronów przekształca się w ciepło, które roztopia metal.

Spawanie mikroplazmowe cechuje się wysoką temperaturą, skoncentrowanym nagrzewaniem, dużą stabilnością łuku umożliwiającą jarzenie się przy natężeniu prądu, nawet poniżej 1 A. Natężenie prądu spawania mikroplazmowego wynosi 0,1 A do 20 A. Metoda jest przydatna do spawania elementów drobnych oraz wysokotopliwych. Podczas spawania plazmowego są wykorzystywane dwa strumienie gazu: gaz plazmowy, który przepływa otaczając elektrodę wolframową i który tworzy słup łuku plazmowego, oraz gaz osłonowy, który chroni jeziorko ciekłego metalu.

*Zgrzewanie* umożliwia łączenie bez udziału spoiwa, elementów wykonanych ze zróżnicowanych pod względem składu chemicznego i własności. W najczęściej stosowanym zgrzewaniu oporowym, złącze powstaje w wyniku działania ciepła powstałego wskutek przepływu prądu w miejscu docisku. Możliwe jest stosowanie mikrozgrzewania tarciowego, ultradźwiękowego i innych. Zgrzewanie rezystancyjne umożliwia uzyskanie trwałego połączenia uzyskanego w wyniku nagrzania obszaru styku łączonych części, przepływającym przez nie prądem elektrycznym i odkształcenia plastycznego tego obszaru przez wywarcie odpowiedniej siły docisku. Zgrzewanie tarciove umożliwia uzyskanie trwałego połączenia w wyniku nagrzewania łączonych części, ciepłem tarcia i znacznego odkształcenia plastycznego obszaru styku.

*Lutowanie* umożliwia łączenie elementów wykonanych z jednorodnego materiału lub z materiałów metalowych, szkła i ceramiki, zróżnicowanych pod względem składu chemicznego i własności, za pomocą roztopionego metalu dodatkowego, zwanego lutowiem. Temperatura topnienia spoiwa jest niższa od temperatury topnienia materiału łączonego. Roztopione spoiwo wypełnia przestrzeń między ściśle dopasowanymi powierzchniami elementów łączonych, w wyniku oddziaływania sił kapilarnych. Metoda ta jest głównie stosowana do metali, lecz może być też stosowana do materiałów niemetalowych. Duży asortyment spoiw umożliwia wytworzenie złączy o różnych własnościach, w tym obojętnych lub aktywnych biologicznie [59].

*Klejenie* umożliwia łączenie elementów wykonanych z jednorodnego materiału lub z materiałów szkła, ceramiki i tkanki naturalnej, zróżnicowanych pod względem składu chemicznego i własności metalowych, za pomocą tworzyw niemetalowych zwanych klejami. Klejenie dokonuje się najczęściej w temperaturze pokojowej, co znacznie rozszerza możliwości jego zastosowań. Własności złącza określone są wartością sił adhezji między powierzchniami łączonymi i sił kohezji w spoinie.

## 4.2. Zastosowanie cementów kostnych w chirurgii kostnej

Szczególnym przykładem wykorzystania technik klejenia w medycynie, jest zastosowanie spoiw cementowych w alloplastyce stawu biodrowego, kolanowego i barkowego, a także w chirurgii plastycznej i rekonstrukcyjnej. Cechy połączeń cementami kostnymi są w swojej istocie jakościowo podobne do cech złączy spajanych stosowanych w budowie maszyn, mechanizmów, narzędzi, lub układach elektronicznych i od strony struktury, własności mechanicznych, korozyjnych należy rozpatrywać je jako spoiwa, z zastosowaniem kryteriów inżynierii spajania rozszerzonych o wymagania dotyczące własności biomedycznych.

Takie spojrzenie na problematykę łączenia biomateriałów winno doprowadzić do zdefiniowania obszaru i kierunków rozwojowych inżynierii spajania biomateriałów metalowych, ceramicznych, polimerowych i naturalnej tkanki, szczególnie w chirurgii kostnej i stomatologii [45, 74-77].

Istotnym czynnikiem decydującym o powodzeniu protezowania stawu biodrowego jest właściwe spojenie trzpienia z kością udową. Połączenie to może być bezcementowe lub z wykorzystaniem cementu kostnego jako spoiwa.

Cement kostny został użyty po raz pierwszy w transplantologii w latach 50. XX wieku przez Charnley'a. Cement kostny poprawił znacznie połączenie pomiędzy sztywną metalową protezą o wysokim module sprężystości, a tkanką kostną o niskim module. Wprowadzenie tego materiału do praktyki klinicznej spowodowało jednak pojawienie się wielu nowych problemów [19].

Zalicza się do nich:

- wysoką temperaturę polimeryzacji,
- wydzielanie toksycznych monomerów,
- skurcz cementu podczas polimeryzacji,
- porowatość materiałów polimerowych,
- złe dopasowanie własności wytrzymałościowych spowodowane tym, iż cement jest materiałem mniej wytrzymałym zarówno od kości jak od implantu.

Cementy kostne są produktami dwuskładnikowymi, z których po wymieszaniu powstaje mieszanina, która zostaje umieszczona w miejscu przeznaczenia. W chirurgii kostnej cementy znalazły dwa główne zastosowania:

- do mocowania endoprotez stawów – spajanie metali lub innych materiałów z kością lub ze sobą;
- w chirurgii rekonstrukcyjnej i plastycznej – ścisłe wypełnianie przestrzeni ubytków kostnych.

Większość stosowanych obecnie cementów akrylowych posiada podobny skład, który nieznacznie się zmienia w zależności od producenta. W tabelicy 4.1. przedstawiono typowy dla akrylowych cementów kostnych skład chemiczny. W wyniku zmieszania składników ze sobą, w obecności aktywatora i stabilizatora, zachodzi polimeryzacja monomeru aktywowana nadlenkiem benzoilu.

Cement kostny wypełniając wolną przestrzeń pomiędzy protezą, a nieregularną powierzchnią kości spełnia ważną rolę w stabilizowaniu endoprotezy. Stanowi on warstwę pośrednią między metalową protezą o wysokiej sztywności, a kością charakteryzującą się mniejszą sztywnością. Przenoszone przez cement obciążenia związane są z poruszaniem się, dlatego badania własności mechanicznych cementów powinny odbywać się zarówno w warunkach statycznych jak i dynamicznych.

**Tablica 4.1.** Typowy skład akrylowych cementów kostnych [69]

Składnik ciekły	Udział masowy, %
Metakrylan metylu (monomer)	85%
Metakrylan butylu (środek wiążący)	15%
Dimetylo paratoluidyna (aktywator)	2-3%
Hydrochinon (stabilizator, inhibitor)	1-2%
Składnik proszkowy	1-10%
Polimetakrylan metylu (PMMA)	90%
Nadtlenek benzoilu (inicjator)	2-3%
BaSO <sub>4</sub> lub ZrO <sub>2</sub> (środek cieniujący)	4-8%

Cementy kostne charakteryzują się następującymi parametrami technologicznymi:

Czas wiązania, który upływa od momentu połączenia składnika proszkowego z ciekłym do całkowitego utwardzenia tworzywa. Po wymieszaniu składników uzyskuje się ciekłą homogeniczną masę o małej lepkości. Ciecz ta w krótkim czasie zwiększa swoją lepkość uzyskując konsystencję ciasta. W następnym czasie cement traci kleistość, a dalsza polimeryzacja doprowadza go do stanu stałego. Czas wiązania zależy od stosunku ilościowego składników ciekłego i proszkowego, temperatury składników oraz temperatury otoczenia. Niska temperatura wydłuża czas wiązania. Dla przykładu zwiększenie temperatury z 20 do 27°C skraca czas wiązania o około 2 minuty.

Wydzielanie ciepła związane jest z egzotermiczną reakcją polimeryzacji. Wydzielanie ciepła rośnie wraz z grubością ścianki cementowej protezy. Badania określiły, iż maksymalna grubość ścianki nie powinna przekraczać 4 mm. Polimeryzacja tworzywa przy takiej grubości ścianki wytwarza bezpieczne ciepło, które nie powoduje koagulacji białek będącej przyczyną martwicy.

Skurcz materiału obserwowany podczas reakcji polimeryzacji. W pierwszej fazie reakcji obserwuje się zmniejszanie objętości protezy, podczas fazy, w której obserwowane jest wydzielanie ciepła następuje zwiększenie objętości. Podczas stygnięcia cementowej plombi następuje kolejny skurcz. Teoretycznie monomer podczas reakcji polimeryzacji traci 20% swojej objętości, dlatego przykładowa kompozycja składająca się w jednej trzeciej z monomeru i dwóch trzecich proszku charakteryzuje się 8% skurczem.

Lepkość jest ważnym parametrem decydującym o zapewnieniu właściwej penetracji tkanki kostnej przez cement. Dlatego sugeruje się używanie cementów o małej lepkości, które penetrując głębiej kość gąbczastą zapewniają lepsze własności użytkowe w porównaniu z cementami o dużej lepkości.

Porowatość charakteryzująca udział powietrza wprowadzonego do cementu podczas mieszania składnika ciekłego z proszkowym. W typowych zastosowaniach porowatość waha się w przedziale 5-16%.

Własności mechaniczne są najbardziej zróżnicowanym parametrem stosowanych obecnie akrylowych cementów kostnych. W większości publikacji autorzy skupiają się na gęstości (opisującej w pewnym stopniu porowatość cementów), masie cząsteczkowej, module Younga, wytrzymałości zmęczeniowej (podczas ścierania, ściskania, zginania, ścinania) i udarności. Cement uczestniczy w przenoszeniu naprężeń pomiędzy endoprotezą a kością. Powtarzające się cyklicznie naprężenia powodują zmiany własności mechanicznych tego tworzywa. Dlatego podstawowymi parametrami wytrzymałościowymi są wytrzymałość zmęczeniowa oraz udarność. Większość badań mających na celu poprawienie cech wytrzymałościowych cementów kostnych zakłada główny wpływ porowatości, która je obniża. Dodatkowo na własności mechaniczne mają wpływ wielkości porów, udział środków cieniujących i masa cząsteczkowa. Niską porowatością, lepszymi własnościami zmęczeniowymi oraz lepszą udarnością charakteryzują się cementy o obniżonej lepkości (porowatość około 5%). Pomimo dużego zróżnicowania wartości poszczególnych cech, wszystkie cementy kostne spełniają wymagania normy ISO 5833.

Na własności mechaniczne akrylowego cementu kostnego mają wpływ następujące czynniki (tabl. 4.2):

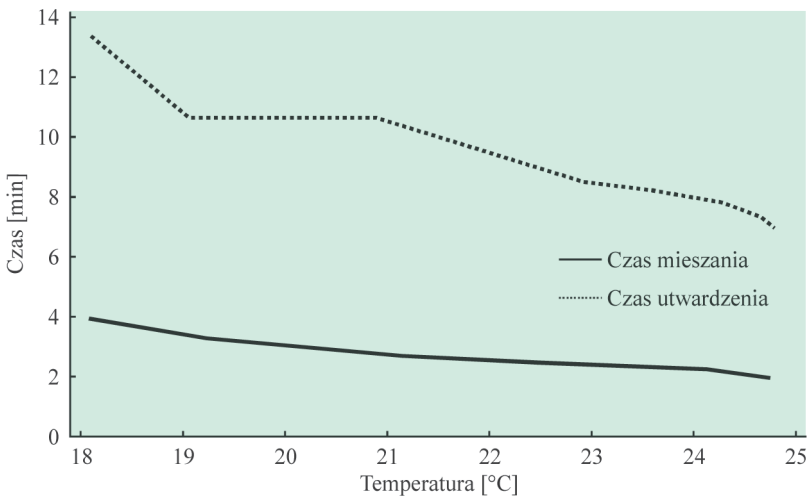
- skład chemiczny (rodzaj polimeru i jego masa cząsteczkowa, rodzaj monomeru, udział inicjatora, aktywatora i stabilizatora),
- czynniki zewnętrzne (temperatura, wilgotność względna otoczenia),
- starzenie,
- różnego rodzaju dodatki (np.: środki cieniujące i antybiotyki),
- niewłaściwa technika mieszania i ugniatania,
- spóźnione wprowadzenie cementu do kości,
- zanieczyszczenie krwią i resztkami tkanek.

W pierwszej kolejności dokonuje się przymiaru trzpienia endoprotezy dla określenia miejsca wykonania cięcia na szyjce kości udowej w celu odcięcia jej wraz z głową. Warunkiem uzyskania maksymalnej wydolności mechanicznej szyjki jest pozostawienie jej na długości około 1 cm w strefie określanej jako łuk Adamsa. Po odcięciu piłką mechaniczną części szyjki wraz z głową, zostaje wycięty w tkance gąbczastej szyjki otwór o kształcie prostokąta penetrujący



**Tablica 4.2.** Wybrane własności handlowych cementów kostnych [15, 23, 46, 55]

Cecha	Cement	Kość zbita	Kość gąbczasta
Temperatura polimeryzacji $T_p$ , °C	55-82,5	-	-
Masa cząsteczkowa $M_n \cdot 10^3$	300-600	-	-
Wytrzymałość na ściskanie $R_s$ , MPa	65-125	170-193	1,9-7,0
Odporność na pęknięcie $K_{IC}$ , MPa·m <sup>1/2</sup>	1,4-2,2	2-12	-
Wytrzymałość na zginanie $R_g$ , MPa	54-116	160-180	15,8
Moduł Younga przy zginaniu $E$ , MPa	2000-2700	17000-19000	180-330
Wytrzymałość na rozciąganie $R_m$ , MPa	35-40	60-160	-



**Rysunek 4.5.** Wpływ temperatury na czas mieszania i utwardzenia cementu Surgical Simplex® podany przez producenta [65, 76]

do jamy szpikowej. W powstały otwór wprowadza się odpowiednio wyprofilowaną raszplę dla wykonania łoża dla trzpienia. W dalszej kolejności łożę trzpienia należy irygacyjnie przepłukać w celu usunięcia uszkodzonych tkanek i osuszyć gazą. Do tak przygotowanej jamy wprowadza się przygotowany półpłynny cement kostny w obecności przewodu odpowietrzającego (igielitowa rurka o średnicy 4 mm). Końcowym etapem jest umieszczenie w wypełnionej cementem jamie, trzpienia endoprotezy, aż do oparcia się kołnierza o szyjkę kości udowej. W trakcie zestalenia cementu kostnego na protezę wywiera się nacisk. W tym czasie z otoczenia endoprotezy usuwa się także dren odpowietrzający oraz resztki cementu.

Podczas wykonywania kompozycji kieruje się na ogół zaleceniami producenta cementu kostnego i dla temperatury 22°C dobiera się na podstawie wykresu (rys. 4.5) czasy poszczególnych czynności, które przedstawiono w tablicy 4.3.

**Tablica 4.3.** Przebieg procesu sporządzania cementowego spoiwa [65, 76]

Lp.	Zabieg	Czas, s
1	Napełnienie naczynia proszkowym składnikiem cementu	-
2	Dodanie ciekłego składnika w założonym udziale	-
3	Mieszanie cementu do momentu uzyskania homogenicznej masy	90
4	Wypełnienie formy ciekłym cementem.	180
5	Czas wiązania cementu	1800
6	Wyjęcie próbek z formy i ich dalsza obróbka	-

a)



b)



**Rysunek 4.6.** Mieszadła, do homogenizacji badanych kompozycji cementowych w warunkach obniżonego ciśnienia [65, 76]; a) MixEvac® II – standardowe mieszadło najczęściej wykorzystywane w zabiegach, b) ACM® SYSTEM – mieszadło wyposażone w cylinder (w dolnej części) służący do wstrzykiwania cementu pod ciśnieniem do kanału szpikowego kości

Wskazane jest aby homogenizacja składników kompozycji przebiegała w warunkach obniżonego ciśnienia. Warunki takie gwarantują specjalne mieszadła dedykowane przez producenta cementu (rys. 4.6).

Możliwe jest także zastosowanie alternatywnej metody, polegającej na zastosowaniu obniżonego ciśnienia po wymieszaniu cementu kostnego. Obniżone ciśnienie uzyskuje się w szczelnym eksykatorze podłączonym węzłem do wodnej pompki inżektorowej [63, 64]. Schemat układu do wytwarzania kompozycji tą metodą przedstawiony został na rysunku 4.7.

Zbadano trzy warianty wytwarzania kompozycji [65]. Pierwszy wariant polegał na wymieszaniu kompozycji i utwardzaniu cementu kostnego w warunkach ciśnienia atmosferycznego.



**Rysunek 4.7.** Stanowisko do wytwarzania próbek pod obniżonym ciśnieniem: 1 – pompa, 2 – przewód łączący, 3 – eksykator [65, 76]

**Tablica 4.4.** Warianty wytwarzania spoiwa [65, 76]

Lp.	Ciśnienie mieszania	Ciśnienie utwardzania cementu kostnego
1	Atmosferyczne	Atmosferyczne
2	Atmosferyczne	Obniżone
3	Obniżone	Atmosferyczne

W drugim wariantcie sprawdzono skuteczność stosowania obniżonego ciśnienia w trakcie utwardzania cementu. Trzeci wariant miał potwierdzić skuteczność mieszania kompozycji pod obniżonym ciśnieniem. Utwardzanie spoiwa odbywało się w ciśnieniu atmosferycznym. Warianty wytwarzania cementu przedstawiono w tablicy 4.4.

Wyznaczniem przydatności sposobu wytwarzania spoiwa była porowatość oraz odchylenie standardowe charakteryzujące powtarzalność cech cementu kostnego. Najwyższą porowatością wynoszącą 9,33% (tabl. 4.5) charakteryzowały się próbki przygotowywane w wyniku mieszania i utwardzania pod ciśnieniem atmosferycznym. Pomiary próbek wykonanych tą metodą obarczone były także znacznym błędem dochodzącym do 50%.

Zastosowanie obniżonego ciśnienia podczas utwardzania cementu kostnego nie przyniosło poprawy z uwagi na znaczną lepkość kompozycji, którą po wymieszaniu umieszczano w formach. Lepkość była na tyle wysoka, że wprowadzone podczas mieszania powietrze było zatrzymywane wewnątrz cementu kostnego. Próbki wykonane przy zastosowaniu obniżonego ciśnienia podczas utwardzania posiadały znaczną porowatość wynoszącą 7,54% oraz niejednorodność dyskwalifikującą ten wariant do zastosowań praktycznych.

**Tablica 4.5.** Wynik oznaczania porowatości w zależności od wariantu przygotowania kompozycji [65, 76]

Nr oznaczenia	Wariant przygotowywania kompozycji		
	1	2	3
1	10,6	2,72	1,40
2	3,59	9,73	1,84
3	5,35	5,35	2,02
4	13,9	9,29	1,67
5	13,2	10,6	1,31
średnia	9,33	7,54	1,65
S	4,64	3,37	0,293

Wysoką jednorodność materiału doświadczalnego wpływającą na powtarzalność wyników badań i zmniejszenie porowatości uzyskano w wyniku mieszania w specjalnym mieszadle umożliwiającym sporządzanie kompozycji w warunkach obniżonego ciśnienia. Zmniejszenie porowatości niemodyfikowanego cementu kostnego do poziomu 1,7% przy stosunkowo wysokiej powtarzalności próby (błąd w granicach 17%) pozwala na wykonanie badań.

Najwydajniejsze usuwanie powietrza z kompozycji zachodzi w momencie kiedy ma ona niską lepkość. Stosując odpowiedni reżim czasowy można osiągnąć wysokie własności wytrzymałościowe oraz wysoką powtarzalność.

Od pierwszego zastosowania cementowych endoprotez technika spajania ulegała ciągłym modyfikacjom. Początkowo składniki cementu kostnego mieszano w otwartym naczyniu, a następnie tak przygotowaną masę wypełniano ręcznie jamę szpikową. Do tak przygotowanej łoży wprowadzano trzpień endoprotezy. Opisana technika zapewniała 85% skuteczność na przestrzeni 15 lat od wszczepienia. Późniejsze modyfikacje techniki łączenia kości z protezą za pomocą cementów kostnych oparte były na obserwacjach połączenia z autopsji oraz na modelach laboratoryjnych.

W wyniku badań na przestrzeni lat koncentrowano się głównie na poprawieniu wiązania pomiędzy cementem kostnym, a kością oraz zminimalizowaniu porowatości cementu kostnego obniżającej jego własności mechaniczne. Wprowadzono również różnego rodzaju przyrządy do pozycjonowania protez, dzięki którym oprócz prawidłowej pozycji protezy uzyskiwano optymalną grubość cementowej plomby. W wyniku ulepszania technik spajania poprawiono efektywność cementowych połączeń, która wynosi obecnie 85-90% na przestrzeni 15 lat oraz 80-85% na przestrzeni 20 lat [63, 65].

### 4.3. Spawalność stali austenitycznych stosowanych na implanty śródszpikowe

Spawalność stali nierdzewnej w zależności od gatunku ograniczona jest w różnym stopniu takimi czynnikami, jak [58]:

- tworzenie się struktury martenzytycznej w złączach stali chromowych,
- pękanie na zimno w złączach stali chromowych martenzytycznych,
- uczulenie na korozję międzykrystaliczną w złączach stali chromowo-niklowej austenitycznej,
- pękanie na gorąco w złączach stali austenitycznej,
- kruchość spowodowana tworzeniem się fazy sigma w złączach stali chromowo-niklowej austenitycznej,
- odkształcenia cieplne stali chromowo-niklowej austenitycznej wskutek ich wysokiego współczynnika rozszerzalności cieplnej (1,5x wyższego od stali niestopowych) i małej przewodności cieplnej (2x niższej od stali niestopowych),
- skłonności do kruchości 475 w złączach stali austenityczno-ferrytycznej,
- nieprawidłowej równowagi między ferrytem i austenitem w złączach stali austenityczno-ferrytycznej,
- zmniejszeniem odporności na korozję elektrochemiczną w wyniku wydzielenia faz międzymetalicznych lub węglików w złączach stali austenityczno-ferrytycznej.

Wymienione ograniczenia spawalności stali nierdzewnej uwarunkowane są składem chemicznym materiału rodzimego i dodatkowego oraz warunkami i parametrami cyklu cieplnego spawania. Warunki spawania mają szczególne znaczenie w przypadku złożonego cyklu cieplnego spawania, jaki ma miejsce np. w czasie spawania wielościegowego z dużą liczbą ściegów, procesów naprawczych wadliwych spoin i napawania regeneracyjnego. W warunkach złożonego cyklu cieplnego spawania strefa wpływu ciepła podlega bowiem wielokrotnym, złożonym i często do końca niezbadanym przemianom struktury decydujących o jakości połączenia.

Cykl cieplny spawania, jako suma oddziaływań cieplnych na spoinę i materiał podstawowy w wyniku kolejnych zabiegów nagrzewania, wygrzewania i chłodzenia w czasie wykonywania kolejnych ściegów spoiny wywiera w wielu stalach nierdzewnych zasadniczy wpływ na stosunek udziału ferrytu i austenitu w spoinie i strefie wpływu ciepła oraz na procesy tworzenia się licznych i zróżnicowanych pod względem struktury i wpływu na własności tej strefy, faz międzymetalicznych. Charakter cyklu cieplnego spawania zależy od energii liniowej spawania, liczby ściegów oraz warunków wymiany ciepła w obszarze spawania.

Szybkość nagrzewania, szybkość chłodzenia i w konsekwencji czas, w jakim spoina i strefa wpływu ciepła znajduje się w ważnym ze względu na procesy wydzieleniowe przedziale temperatury od 1200 do 700°C zależne od energii liniowej, temperatury międzyścięgowej, gabarytów spawanego elementu i warunków zewnętrznych, mają istotny wpływ na proces konstytuowania spoiny i strefy wpływu ciepła. Mają one wpływ na strukturę spoiny i strefy wpływu ciepła stali, w tym wielkość ziarna, rodzaj i udział składników fazowych, oraz na własności mechaniczne i fizykochemiczne połączenia.

Zapewnienie wysokiej plastyczności i odporności na pękanie złączy spawanych stali wysokochromowych ferrytycznych wymaga ograniczenia stężenia węgla i azotu w stali oraz w materiałach dodatkowych do granicznej rozpuszczalności tych pierwiastków w ferrycie. Większe stężenia węgla i azotu w stali sprzyjają tworzeniu się węglików i azotków chromu rozpuszczających się w roztworze stałym w wysokiej temperaturze [88].

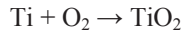
Istotnym ograniczeniem spawalności austenitycznej stali Cr-Ni odpornej na korozję jest korozja międzykrystaliczna w wyniku uczulenia w czasie spawania. Korozja międzykrystaliczna jest główną przyczyną niszczenia elementów maszyn i urządzeń ze stali austenitycznej Cr-Ni eksploatowanej w środowiskach korozyjnych. Bezpośrednią przyczyną tego rodzaju korozji jest obecność w stali węgla i zubożenie przygranicznych stref ziarn austenitu w chrom, wskutek wydzielania się węglików  $(Fe,Cr)_23C_6$  na granicach ziarn austenitu w czasie wygrzewania w temperaturze od 500 do 650°C. Mechanizm dechromizacji opisano w rozdziale 3.4, któremu można przeciwdziałać przez zmniejszenie stężenia węgla do granicznej rozpuszczalności tego pierwiastka w austenicie, zwykle poniżej 0,03% przez wytapianie stali w próżniowym procesie świeżenia kąpeli tlenem VOD (j. ang.: *Vacuum Oxygen Decarburization*) i stabilizowanie stali [1].

Krystalizacja stopów Fe + 18% Cr zawierających ponad 8% Ni zaczyna się od tworzenia roztworu stałego  $\alpha$ , który w reakcji z roztworem ciekłym wzbogaconym w Ni krystalizuje w postaci fazy  $\gamma$ . Stąd wymienione stopy bezpośrednio po zakrzepnięciu mają strukturę mieszaniny faz  $\alpha + \gamma$ . Austenit w porównaniu z ferrytem ma większy współczynnik rozszerzalności cieplnej i skurcz w procesie krzepnięcia oraz mniejsze przewodnictwo cieplne. Może to być przyczyną skłonności stali austenitycznych do tworzenia pęknięć krystalizacyjnych podczas spawania [1]. Duża szybkość odprowadzenia ciepła ze spoiny przez łączone elementy powoduje, że spoina oraz strefa wtopienia nie uzyskują po zakrzepnięciu, a nawet po ochłodzeniu do temperatury pokojowej struktury równowagowej i cechują się niejednorodnością składu chemicznego.

#### 4.4. Spawalność stopów tytanu stosowanych na implanty śródszpikowe

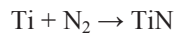
Głównym czynnikiem zmniejszającym spawalność tytanu i jego stopów jest jego wysoka reaktywność w stosunku do: tlenu, azotu, wodoru i węgla w wysokiej temperaturze.

Podczas nagrzewania w atmosferze powietrza już w temperaturze 450°C tworzy się tlenek tytanu zgodnie z reakcją:

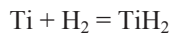


Duże powinowactwo tytanu do tlenu uniemożliwia usunięcie tlenu z jeziorka spawalniczego drogą redukcji.

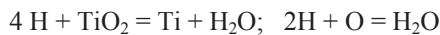
Azot w tytanie zwiększa jego twardość i zmniejsza plastyczność. W temperaturze wyższej od 800°C tytan reaguje z azotem:



Wodór w tytanie i jego stopach mocno obniża udarność i plastyczność. Wodór reaguje z tytanem według reakcji:

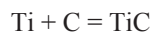


Diwoderek tytanu  $\text{TiH}_2$  zwiększa kruchość tytanu. W wysokiej temperaturze wodór rozpuszczony w tytanie może wiązać tlen według reakcji:



W wyniku reakcji w metalu spoiny tworzą się pory. Jedną z przyczyn ich powstawania jest zmiana rozpuszczalności wodoru w tytanie.

Węgiel w tytanie i jego stopach jest szkodliwą domieszką i występuje w roztworze stałym jako węglik tytanu  $\text{TiC}$  tworzący się według reakcji:



Węglik tytanu ma wysoką twardość i powoduje kruchość spoiny.

Umocnienie tytanu wywołują nawet setne części procenta węgla i innych zanieczyszczeń, tytan o dobrej spawalności powinien mieć twardość mniejszą od 200 HB.

Większe stężenia zanieczyszczeń są jedną z przyczyn powstania w złączach spawanych pęknięć zimnych. Pęknięcia zimne w złączach tytanu powstają w wyniku utraty plastyczności różnych obszarów złącza, czego przyczyną również są gazy, jako szkodliwe domieszki w roztworze stałym. Pęknięcia zimne w spawanych złączach tytanu, powstające bezpośrednio

po spawaniu albo jako pęknięcia zwłoczne, powstają w wyniku wydzielania się wodoru z roz-  
tworu stałego i tworzenia wodorków tytanu, co prowadzi do znacznego wzrostu kruchości  
materiału i powstawania wysokich naprężeń wewnętrznych.

Warunkiem wysokiej jakości złączy spawanych jest stosowanie materiału spawanego  
i spoiwa o wysokiej czystości oraz bardzo dobrej osłony gazowej pola spawania.