

**POLITECHNIKA OPOLSKA**

**WYDZIAŁ MECHANICZNY**



**PRACA DOKTORSKA**

mgr inż. Agnieszka ŁAGODA

**ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA  
WYBRANYCH POŁĄCZEŃ W PROTETYCE  
STOMATOLOGICZNEJ**

**PROMOTOR:**

dr hab. inż. Adam Niesłony, prof. PO

Opole 2019

*Podziękowania:*

*Dziękuję Panu dr hab. inż. Adamowi Niesłony, prof. PO,  
za opiekę podczas studiów doktoranckich, cierpliwość  
oraz za pomoc w planowaniu doświadczeń i tą udzieloną  
podczas przygotowywania rozprawy doktorskiej.*

*Pragnę również podziękować zespołowi  
z Parku Naukowo-Technologicznego oraz  
Centrum Implantologii i Stomatologii Estetycznej Panaceum,  
za wiedzę oraz udostępnienie maszyny wytrzymałościowej,  
dzięki której możliwe było wykonanie badań doświadczalnych.*

*Dziękuję również rodzinie i przyjaciołom,  
a w szczególności mężowi, za wsparcie i ciągłą motywację.*

# SPIS TREŚCI

Wykaz ważniejszych oznaczeń i skrótów.....	5
<b>1. WSTĘP.....</b>	<b>7</b>
<b>2. POJĘCIA PODSTAWOWE ORAZ PRZEGLĄD LITERATURY.....</b>	<b>9</b>
2.1. Metody rekonstrukcji szczęki w protetyce stomatologicznej.....	9
2.2. Implantologia stomatologiczna.....	12
2.2.1. Własności implantów.....	12
2.2.2. Konstrukcja systemu implantologicznego.....	14
2.2.3. Proces wszczepiania implantu w kość.....	15
2.3. Własności wybranych materiałów.....	18
2.3.1. Zęby i kości.....	18
2.3.2. Materiały stosowane na śruby implantów.....	21
2.3.3. Materiały stosowane na łączniki.....	22
2.3.4. Materiały stosowane na korony protetyczne.....	23
2.4. Połączenia w systemie implantacyjnym.....	24
2.4.1. Implant – kość.....	25
2.4.2. Implant – łącznik.....	28
2.4.3. Łącznik – korona protetyczna.....	29
<b>3. CEL I ZAKRES PRACY.....</b>	<b>32</b>
<b>4. BADANIA SYMULACYJNE.....</b>	<b>33</b>
4.1. Modelowanie CAD.....	34
4.2. Metoda Elementów Skończonych (MES).....	42
4.2.1. Właściwości materiałowe.....	42
4.2.2. Warunki brzegowe.....	43
4.3. Analiza wytrzymałościowa połączenia korony bez nawisu.....	46
4.4. Analiza wytrzymałościowa połączenia korony z nawisem.....	51
4.5. Porównanie wyników.....	58

<b>5.</b>	<b>BADANIA EKSPERYMENTALNE.....</b>	<b>61</b>
5.1.	Opis stanowiska badawczego.....	66
5.2.	Materiały i geometria badanych próbek.....	67
5.2.1.	Materiały.....	67
5.2.2.	Geometria próbek.....	69
5.2.3.	Przygotowanie powierzchni i kleju.....	71
5.3.	Badania cykliczne na ścinanie.....	73
<b>6.</b>	<b>ANALIZA WYNIKÓW.....</b>	<b>79</b>
<b>7.</b>	<b>PODSUMOWANIE I WNIOSKI.....</b>	<b>90</b>
	<b>STRESZCZENIA.....</b>	<b>94</b>
	Streszczenie w języku polskim.....	94
	Streszczenie w języku angielskim.....	95
	<b>LITERATURA.....</b>	<b>96</b>

## Wykaz ważniejszych oznaczeń i skrótów

A, B – stałe modelu regresji,

$A_o$  – pole przekroju powierzchni,  $\text{mm}^2$

E – moduł sprężystości, GPa

$\varepsilon$  - odkształcenia,

f – częstotliwość, Hz

F – obciążenie, N

$F_{\max}$  – maksymalna siła użyta do badań, N

$F_{\min}$  – minimalna siła użyta do badań, N

$\varnothing$  – średnica górnej części implantu, mm

G – współczynnik Kirchhoffa, GPa

K – współczynnik stałości obciążenia,

$\lambda$  – liniowy współczynnik rozszerzalności cieplnej,  $10^{-6}/^{\circ}\text{C}$

MES – Metoda Elementów Skończonych,

N – siła, N

$N_f$  – liczba cykli do całkowitego zniszczenia,

R – współczynnik asymetrii cyklu,

$R_{\tau}$  – współczynnik asymetrii cyklu oparty na naprężeniach ściskających,

$R_F$  – współczynnik asymetrii cyklu oparty na wartości obciążenia,

$R_a$  – chropowatość,  $\mu\text{m}$

$R_m$  – wytrzymałość na rozciąganie, MPa

$R_{p0,2}$  – umowna granica plastyczności, MPa

$\rho$  – gęstość,  $\text{g}/\text{cm}^3$

$\sigma_c$  – wytrzymałość na ściskanie, MPa

$\sigma_r$  – wytrzymałość na rozciąganie, MPa

$\sigma_s$  – wytrzymałość na ścinanie, MPa

$\sigma_a$  – wartość średnia naprężenia przy rozciąganiu, MPa

$\sigma_m$  – amplituda naprężenia przy rozciąganiu, MPa

$\sigma_{\max}$  – naprężenie maksymalne cyklu przy rozciąganiu, MPa

$\sigma_{\min}$  – naprężenie minimalne cyklu przy rozciąganiu, MPa

T – dni schnięcia kleju,

$\tau$  - naprężenia ściskające, MPa

$\tau_a$  – wartość średnia naprężenia przy ściskaniu, MPa

$\tau_m$  – amplituda naprężenia przy ściskaniu, MPa

$\tau_{max}$  – naprężenie maksymalne cyklu przy ściskaniu, MPa

$\tau_{min}$  – naprężenie minimalne cyklu przy ściskaniu, MPa

$\nu$  - stała Poissona,

X, Y, Z – kierunki osi.

## 1. WSTĘP

Wraz z wiekiem każdego człowieka poszczególne elementy ciała pomalutku przestają działać tak sprawnie, jak w czasach młodości. Zużywanie się stawów czy wypadanie zębów jest naturalną kolejną rzeczą. Niestety żaden człowiek nie rodzi się z pakietem części zapasowych, które można byłoby wymienić. Nie można też kupić nowych w sklepie, a bez względu na to jak bardzo dbamy o siebie, z czasem nasz wzrok zawodzi, stawy ulegają zużyciu, a serce już nie bije tak mocno jak kiedyś. Z tego względu rozwój medycyny i protetyki zapoczątkował prace nad „częściami zamiennymi” dla ludzi w potrzebie. Rozpoczęto tworzenie protez, które można wszczepić do ludzkiego organizmu zastępując te zużyte. Sztuczne elementy często przejmują funkcje zastępowanych organów i sprawdzają się tak samo dobrze, jak oryginały.

Jeden i jedyny okres naturalnej gwarancji dotyczy naszych zębów, a dokładnie zębów mlecznych. Niestety natura nie rozpieściła człowieka i zagwarantowała mu „wymianę” zębów jedynie w czasie dzieciństwa, a nie na starość i nie wszystkich, a tylko dwudziestu (8 siekaczy, 4 kłów i 8 trzonowców). W miejsce mleczaków wyrzynają się zęby stałe, które już nie podlegają żadnej naturalnej wymianie [81]. Zęby są jednym z najważniejszych organów w ludzkim ciele i – tak jak stawy – zużywają się najczęściej. Ich brak powoduje zaburzenia estetyki, może wpływać na poczucie własnej wartości, a także powoduje zanik kości, który prowadzi do deformacji twarzy. W bardzo skrajnych przypadkach utrata zębów prowadzi do problemów z rozdrabnianiem pokarmów, niedożywieniem, a ostatecznie nawet do śmierci [85].

Praca została poświęcona głównie elementom protetyki stomatologicznej, która zajmuje się uzupełnianiem ubytków w jamie ustnej pacjentów. Istnieje wiele metod, dzięki którym ludzie mogą odzyskać pełny uśmiech. Jedną z nich są implanty stomatologiczne, które zapoczątkowały nowy nurt w protetyce – implantologię stomatologiczną. Pomimo, że implantologia jest świeżym kierunkiem rozwoju, bezpieczeństwo jej stosowania jest na bardzo wysokim poziomie. Tytanowe implanty imitujące nasze właściwe zęby to także komfort i niespotykany wcześniej efekt estetyczny. Coraz większe grono pacjentów decyduje się na uzupełnienie braków uzębienia przy ich pomocy. Codziennie na świecie wykonuje się kilkadziesiąt lub nawet kilkaset takich zabiegów. Nie oznacza to jednak, że metoda została dogłębnie przebadana i pozbawiona jest wad. Najczęstszym problemem jest ten, związany z odcementowywaniem się koron protetycznych z konstrukcji implantu. Pod wpływem codziennych sił w jamie ustnej, klej ulega kruszeniu, a korona odpada.

Szerzej o implantach stomatologicznych świat usłyszał około 30 lat temu, dzięki pracy Per-Ingvar'a Brånemark'a [11]. On jako pierwszy poruszył aspekty estetyczne uzupełnienia ubytków. Z czasem jednak okazało się, że sama estetyka to za mało. Rozpoczęto rozważania nad aspektami biologicznymi i mechanicznymi implantów. Korzystając z okazji, producenci również zajęli się badaniami parametrów mechanicznych oferowanych systemów.

Aktualnie najczęściej spotykane badania dotyczą procesu osteointegracji, o którym również jako pierwszy napisał Brånemark. Jest to proces zrastania się tytanowej śruby implantu z kością. Problem stanowią parametry wpływające na ten proces. Inne badania związane są m.in. z wytrzymałością różnego rodzaju połączeń śruby z łącznikiem. Niestety wciąż brak efektywnych wyników badań związanych z górną częścią systemu (częścią klejoną), na której osadzona jest sztuczna korona protetyczna. Szczególnie dotyczy to niestandardowych przypadków leczenia implantacyjnego.

Przedstawione w pracy autorskie badania symulacyjne mają na celu wstępne sprawdzenie stanu generowanego naprężenia i odkształceń dla korony zęba bez nawisu oraz z nawisem, zamontowanej przy zastosowaniu kleju stomatologicznego. Nawis to część korony wystająca poza średnicę łącznika implantu. Badania pomogą określić zasadność wykorzystywania tego typu połączenia w przypadku niestandardowej odbudowy uzębienia.

Badania eksperymentalne posłużą określeniu własności kleju stomatologicznego stosowanego przy mocowaniu korony. Ostatecznie pozwoli to na określenie trwałości kleju uwzględniając różny czas jego schnięcia.



## 2. POJĘCIA PODSTAWOWE ORAZ PRZEGLĄD LITERATURY

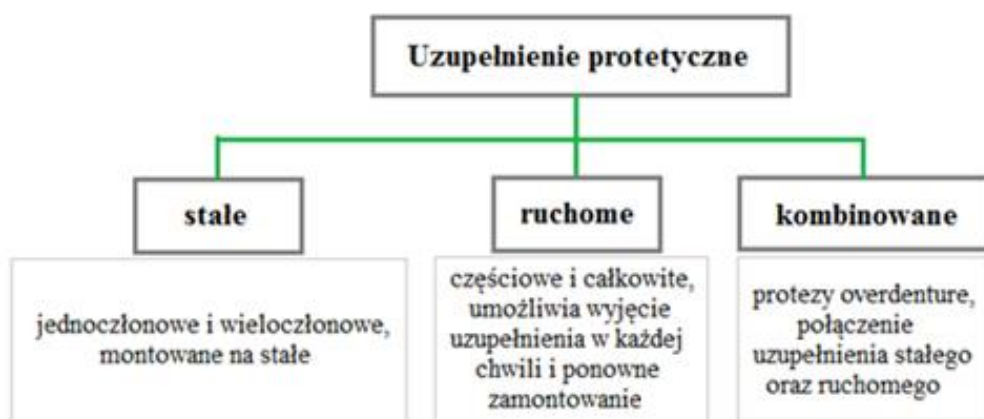
### 2.1. Metody rekonstrukcji szczęki w protetyce stomatologicznej

**Protetyka stomatologiczna** jest dynamicznie rozwijającą się dziedziną stomatologii, definiowaną przez Światową Federację Dentystyczną jako gałąź stomatologii, której działalność koncentruje się na czynnościowej i estetycznej rehabilitacji narządów żucia poprzez zastąpienie sztucznym uzupełnieniem brakujących zębów i tkanek [68]. Prościej rzecz ujmując, można zaproponować następującą definicję:

*Protetyka stomatologiczna to rekonstrukcja zużytych zębów oraz ich odbudowa, a także odtworzenie warunków zgryzowych przywracając zdrowie jamy ustnej.*

Bardzo ważnym jest, aby odpowiednio szybko reagować przy utracie uzębienia. Zęby stanowią zespół i tylko w komplecie funkcjonują prawidłowo. Utrata nawet jednego może doprowadzić do zaburzeń zgryzu, a w końcu do zaniku zębów sąsiadujących na skutek nieprawidłowości w układzie stomatognatycznym [107],[108]. **Układ stomatognatyczny** to zespół zintegrowanych, współdziałających elementów morfologicznych – tkanek i narządów – twarzowej części czaszki, które tworzą funkcjonalną całość sterowaną przez ośrodkowy układ nerwowy [68].

Protetyka dysponuje szerokim wachlarzem możliwości uzupełnienia ubytków jamy ustnej praktycznie dla każdego pacjenta i dla każdego przypadku – od jednego utraconego zęba do całej szczęki. Najczęściej stosowane i wybierane przez pacjentów metody rekonstrukcji uzębienia dzielą się na **stałe**, **ruchome** oraz **kombinowane** (rys. 1).



Rys. 1. Podział uzupełnień protetycznych [44],[68]

Do typowych **uzupełnień stałych** zalicza się głównie [32],[107],[108],[109]:

- **Korony protetyczne** – nakładane na złamane lub zniszczone naturalne zęby. Wykonuje się je z ceramiki osadzonej na metalu lub na podbudowie z tlenku cyrkonu (rys. 2).
- **Wkłady koronowo-korzeniowe** – najczęściej stosowane po leczeniu endodontycznym, czyli tzw. kanałowym. Stanowią dodatkowe wzmocnienie korony protetycznej, dzięki osadzeniu ich w korzeniu będącym dla niej filarem.
- **Wkłady koronowe** – tzw. potocznie inlay'e (rys. 3). To sztuczne fragmenty zęba tworzone w laboratorium, które przykleja się bardzo cienką warstwą cementu do pozostałej części naturalnego zęba. Wykonuje się je najczęściej ze złota, kompozytów bądź ceramiki. Są trwalszym odpowiednikiem bezpośredniej odbudowy zęba przy pomocy wypełnienia.
- **Mosty protetyczne** – mała grupa złączonych koron porcelanowych i przeseł, restaurujących nawet kilka zębów jednocześnie (rys. 4). Niestety do ich zastosowania czasami koniecznością jest zeszlifowanie zdrowych zębów, które stają się filarami. Mosty mogą być również osadzone na implantach stomatologicznych.
- **Licówki** – stosuje się u osób z diastemą (szpara między przednimi zębami). To cienkie płatki porcelanowe od 0,3 mm do 0,8 mm, które korygują odstępy, przebarwienia lub plamy, a także kształt zęba oraz jego długość (rys. 5).
- **Implanty** – wkręcane bezpośrednio w kość. Omówione dokładniej w następnym rozdziale.



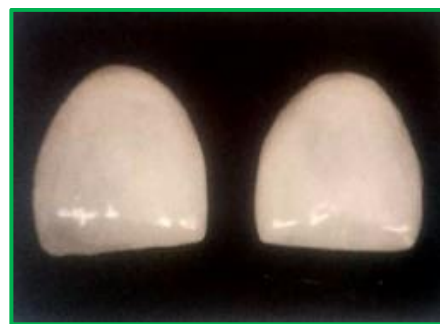
**Rys. 2.** Korony porcelanowe na podbudowie z tlenku cyrkonu na wkład koronowo–korzeniowy [108]



**Rys. 3.** Złote wkłady koronowe, tzw. inlay'e, przyklejone do korony naturalnego zęba [108]



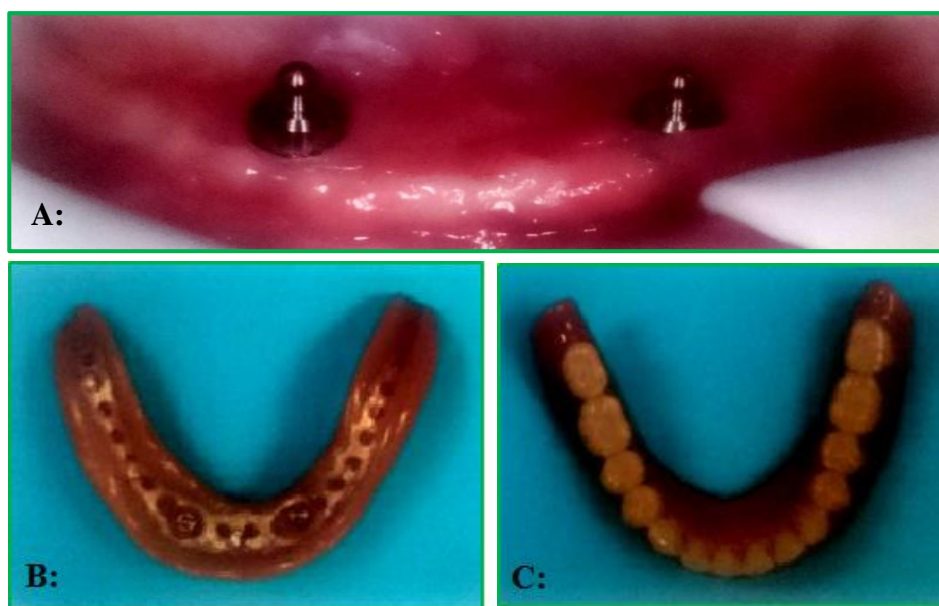
**Rys. 4.** Most protetyczny z trzech koron [68]



**Rys. 5.** Licówki [68]

**Ruchome uzupełnienia** to te, które dają możliwość wyjęcia ich z jamy ustnej. Są to najpopularniejsze i najbardziej wszystkim znane **protezy** [107]. Nie stosuje się ich do uzupełnienia pojedynczego zęba ze względu na niebezpieczeństwo zadławienia się tak małym elementem. Stosowane są jedynie do grupy zębów lub w przypadku całkowitego bezzębia. Niestety siły zwarciovo-zgryzowe przenoszone na protezy nie są tak duże, jak w przypadku naturalnych zębów. Nie chroni to od zaniku kości spowodowanego brakiem uzębienia, a sama wydolność żucia jest też znacznie mniejsza [108]. Obliczono, że protezy zapewniają jedynie wykorzystanie 19% siły w porównaniu z naturalnym uzębieniem [85]. Niezmieniona w porę proteza skutkować może nieodwracalnymi zmianami destrukcyjnymi w jamie ustnej [43].

Sposobem **kombinowanego uzupełnienia** uzębienia są **protezy overdenture** (tzw. nakładkowe). Osadzone są na stałych implantach, ale posiadają ruchomą protezę, którą można wyjąć [32]. Do wykonania uzupełnienia stałego bezzębnej szczęki, czyli najpopularniejszej protezy, potrzeba co najmniej 5 - 6 implantów równomiernie rozmieszczonych w łuku wyrostka zębodołowego. Protezy typu overdenture nakładane są już nawet na 2 - 3 stałe implanty [43],[91],[94] i stanowią most okrężny (rys. 6), który jest w stanie uzupełnić 70 - 100% brakujących zębów [44],[73].



**Rys. 6.** Proteza overdenture, gdzie A: dwa implanty zaopatrzone w zaczepy kulowe, B: spód protezy przygotowany pod dwa implanty, C: wierzch protezy [68]

## 2.2. Implantologia stomatologiczna

### 2.2.1. Własności implantów

Początki **implantologii** sięgają nawet czasu pomiędzy I a II wojną światową [39]. Prawdziwy przełom w tej dziedzinie nastąpił dopiero w latach sześćdziesiątych XX wieku, a zapoczątkował go szwedzki profesor Per-Ingvar Brånemark. On pierwszy zaobserwował bardzo dobre właściwości biokompatybilności tytanowych śrub. Podczas badań na zwierzętach zauważył, że takie śruby świetnie integrują się ze zwierzęcą kością i nie zostają odrzucone przez organizm, jak w przypadku innych materiałów [11]. Uznaje się, że w 1965 roku pierwszy implant tytanowy został wszczepiony bezpośrednio w ludzką szczękę. Jednak, aby zabieg został powszechnie zaakceptowany i uznany oficjalnie za bezpieczny i skuteczny, minęło 20 lat licznych badań, testów i analiz [39]. W Polsce pierwszym opracowaniem, które wprowadzało termin „implantologia protetyczna” była praca „*Wszczepy filarowe protetyczne jamy ustnej*” z 1981 roku. Opisano w niej przede wszystkim wskazania i przeciwwskazania leczenia implantacyjnego oraz towarzyszące mu możliwe powikłania. Opisano techniki wprowadzania wszczepów oraz wykonano ocenę materiałów oraz morfologii podłoża tkankowego [49]. Dopiero w ostatniej dekadzie XX wieku świadomość pacjentów oraz ogólna wiedza implantologiczna lekarzy wzrosła, a sama metoda leczenia została udoskonalona i stosowana na szeroką skalę [3],[48],[58],[77]. W tym czasie lekarze rozpoczęli prace nad włączeniem aspektu biologicznego do cyklu leczenia, a także mechanicznego zachowania się implantu w kości pacjenta. Producenci natomiast rozpoczęli prace nad ulepszaniem produkowanych systemów implantacyjnych [56].

Implanty stomatologiczne są obecnie jedną z najnowocześniejszych metod uzupełnienia stałego braków w jamie ustnej. Skutecznie restaurują pojedyncze ubytki, ale równie dobrze sprawdzają się w przypadku całkowitego uzupełnienia bezzębnej szczęki.

Skuteczność implantów szacuje się na ponad 90%, co oznacza, że współczesna stomatologia estetyczna jest w stanie zagwarantować utrzymanie się implantu nawet przez ponad 20 lat, jeśli pacjent będzie o niego odpowiednio dbał i zabieg przebiegł prawidłowo [110],[60]. O sukcesie leczenia implantacyjnego można dopiero mówić, gdy wszczep w pełni zintegruje się z kością pacjenta, a oparte na nim protetyczne uzębienie będzie prawidłowo funkcjonować [48],[60].

Implant stomatologiczny, oprócz swojej podstawowej funkcji estetycznej, powinien spełniać kilka innych zadań. Najważniejsze z nich to [56],[62]:

- dobra integracja z kością poprzez odpowiednią chropowatość śruby wszczepu,
- dobre przenoszenie sił obciążających, co zapobiega degradacji kości lub mikropęknięciom,
- dobre cechy biokompatybilności, dzięki czemu implant może się adaptować z kością,
- wytrzymałość systemu implantacyjnego.

Tytanowe śruby z koroną protetyczną w niczym nie odbiegają od prawdziwych zębów, a różnią się jedynie tym, że się nie psują. Nie są jednak przeznaczone dla każdego. Istnieje kilka przeciwwskazań do implantacji stomatologicznej, m.in. [48],[68]:

- niezakończony rozwój kości szczęki i żuchwy – oznacza to, że pacjenci poniżej około 19 roku życia nie powinni wszczepiać implantów,
- palenie papierosów, alkoholizm, narkomania zatrzymujące procesy integracji z kością,
- różnego rodzaju choroby kości – głównie osteoporoza i zaburzenia mineralizacji,
- nieprawidłowa higiena oraz stany zapalne i infekcje jamy ustnej,
- występujące parafunkcje narządu żucia, głównie bruksizm,
- ciąża, cukrzyca, choroby nerek, wątroby, przewodu pokarmowego, tarczycy, radioterapia,
- choroby psychiczne.

W tabeli 1 przedstawiono zebrane zalety i wady implantów. Pomimo dużych kosztów zabiegu, korzyści z korzystania z implantów znacząco przewyższają wady. Wręcz niemożliwe jest odróżnienie zdrowego zęba od implantu stomatologicznego umieszczonego w kości. Różnice może odczuć jedynie sam pacjent, który taki implant posiada. Długi czas leczenia wynagradza trwałość systemu implantacyjnego, a także zatrzymanie zmian degradacyjnych kości, których konsekwencją jest deformacja kości twarzy.

**Tabela 1.** Wady i zalety implantów [39],[48],[56],[62]

Zalety implantów	Wady implantów
Implantami można uzupełnić pojedynczego zęba, jak również bezzębną szczękę	Znaczne nakłady finansowe
Znacznie zmniejszone ryzyko degradacji kości	Długi czas leczenia
Nie trzeba niszczyć zdrowych sąsiadujących zębów pod filary dla mostów	Możliwe dolegliwości bólowe podczas żucia pokarmu na skutek powikłań po leczeniu
Estetyka uzupełnienia zbliżona do naturalnej	
Trwałość 20 lat, a nawet całe życie przy odpowiedniej higienie jamy ustnej, co zapewnia długoterminową estetykę	
Bezpieczeństwo leczenia	

## 2.2.2. Konstrukcja systemu implantologicznego

**Implant stomatologiczny** – jest to tytanowy lub rzadziej cyrkonowy wkręt, który bezpośrednio wprowadza się w kość żuchwy lub szczęki pacjenta. Po około 3 - 6 miesiącach śruba zrasta się z kością w procesie osteointegracji i zastępuje korzeń, tworząc tym samym filar dla korony zęba lub całych mostów protetycznych [30],[48],[57],[110]. Implant staje się integralną częścią uzębienia, a swoją funkcjonalnością nie odbiega w znacznym stopniu od naturalnych zębów [39]. Zasadę stosowania implantów przedstawiono na rys. 7:



**Rys. 7.** Uzupelnianie pojedynczego braku przedniego zęba w żuchwie pacjenta przy pomocy systemu implantacyjnego, składającego się z: 1 – implantu, 2 – łącznika, 3 – korony protetycznej [110]

Konstrukcję systemu można podzielić na podstawowe elementy (rys. 7):

- **implant** – tzw. wszczep lub śruba, stanowi filar pod kolejne elementy konstrukcji;
- **łącznik** – umieszczany w implancie stanowi podporę dla korony protetycznej;
- **korona protetyczna** – jej zamontowanie stanowi ostatni etap leczenia.

Rozróżnia się dwa rodzaje systemów implantacyjnych, a przytoczone wcześniej własności, wady i zalety odnoszą się do obu rodzajów [16]:

- **jednofazowe** – stosowane są najczęściej jako tymczasowe uzupełnienie, składają się z jednego nieskomplikowanego elementu i nie wymagają czasu na gojenie;
- **dwufazowe** – składają się z wielu elementów omówionych wyżej, zapewniających lepsze dopasowanie. Wymagają przejścia przez fazę gojenia.

Istnieją różne wymiary i średnice implantów oraz łączników dopasowane do różnych potrzeb pacjentów. Producenci obecnie oferują szeroką gamę długości oraz średnic swoich wyrobów. Zakres długości implantów waha się w granicach 9 – 16 mm, a zakres średnic implantu to  $\varnothing 3,3$  -  $\varnothing 6$  mm [13].

### 2.2.3. Proces wszczepiania implantu w kość

Leczenie implantacyjne jest dość skomplikowanym i długotrwałym procesem. Wpływa na niego wiele czynników warunkujących jego powodzenie. Istnieje również szeroka gama zagrożeń, które mogą wpływać negatywnie na cały proces odbudowy braków w jamie ustnej. Z tego względu najważniejszą częścią procesu wszczepiania implantu jest jego bardzo dokładne zaplanowanie. Planowanie zabiegu dzieli się na dwa podstawowe etapy: **chirurgiczny** i **protetyczny** [48], które wykonuje się stosując znieczulenie miejscowe.

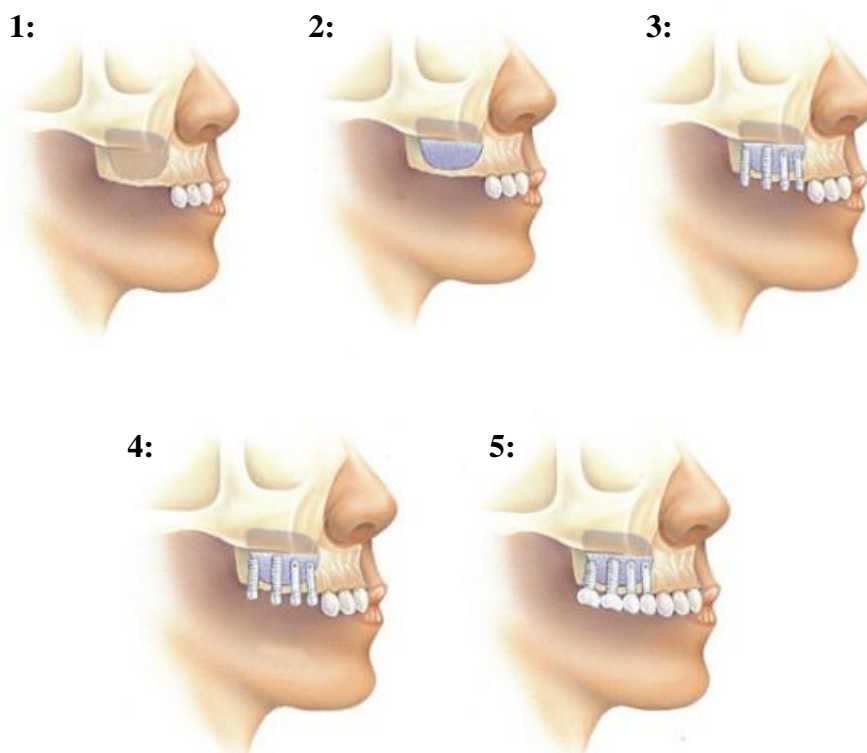
Od momentu zaplanowania zabiegu do końcowego efektu może minąć nawet kilka miesięcy, które głównie poświęca się na gojenie się ran i ustabilizowanie implantu w kości. Sam zabieg wszczepiania implantu nie jest długi – w przypadku braku jednego zęba proces instalowania śruby wynosi około godziny. W przypadku bardziej skomplikowanym lub przy większej ilości braków, zabieg może wydłużyć się do około dwóch godzin [110].

Każdy zabieg planowany jest indywidualnie do potrzeb pacjenta, stanu jego uzębienia oraz jakości kości. Zapewnia to przede wszystkim bezpieczeństwo i zwiększa powodzenie leczenia. U każdej osoby zabieg może przebiegać w nieco inny sposób, jednak ogólnie przyjęte i stosowane metody pozostają takie same w każdym przypadku. Schemat procesu wszczepiania implantu dzieli się na pięć części [39] stanowiące etap chirurgiczny. Etap protetyczny to kolejne fazy następujące po całkowitym zagojeniu miejsca wszczepu i związane z osadzaniem korony na łączniku.

Podstawowe fazy wszczepiania grupy implantów w kość (rys. 8) przy standardowym przypadku i powszechnie stosowanej metodologii [39]:

1. **Planowanie zabiegu** – poprawne i dokładne zaplanowanie zabiegu zapewnia sukces leczenia implantacyjnego. Na początku sprawdzane są przeciwwskazania do leczenia. Następnie oceniana jest jakość kości, w którą będzie wszczepiany implant. Dobierana jest również długość, średnica śruby implantu, a także odpowiednia budowa implantu [56]. Wykonuje się nacięcie w dziąśle odsłaniające kość pacjenta.
2. **Przygotowanie miejsca implantacji** – wykonuje się ostrożnie otwór w szczęce lub żuchwie pacjenta. Zabieg prowadzony jest pod znieczuleniem miejscowym i przy zastosowaniu specjalnie opracowanego zestawu wiertel chirurgicznych. Dobrze wykonany otwór, stanowiący tzw. łożo dla implantu, zwiększa pewność uzyskania odpowiedniej stabilizacji śruby w kości.

3. **Implantacja** - do wykonanego otworu pomału i ostrożnie wprowadzany jest implant. Prawidłowo przeprowadzony zabieg powinien być całkowicie bezbolesny [110]. Dla powodzenia leczenia bardzo istotne jest mocne ustabilizowanie implantu już w tej fazie leczenia [56].
4. **Gojenie** - po przeprowadzonej pomyślnie implantacji, dziąsło jest zaszywane tak, aby kość, w którą wszczepiono implant mogła się zagoić i w pełni zintegrować z implantem. Proces zrostu kości ze śrubą implantu nazywany jest procesem osteointegracji. W trakcie gojenia się miejsca implantacji, pacjenci mogą nosić swoją starą protezę lub specjalne protezy tymczasowe.
5. **Odbudowa nowego zęba** - po upływie czasu potrzebnego na procesy osteointegracji (3 miesiące dla żuchwy lub 6 miesięcy dla szczęki) tkanka dziąsła, która zagoiła się i przykrywa implant jest nacinana. Na implant nakłada się wtedy specjalną śrubę gojącą, dzięki której dziąsło formuje się wokół implantu. Może to trwać nawet 3 tygodnie [62].



**Rys. 8.** Fazy wszczepiania implantu, gdzie: 1 – planowanie zabiegu, 2 – przygotowanie miejsca implantacji, 3 – implantacja, 4 – gojenie, 5 – odbudowa nowego zęba [39]

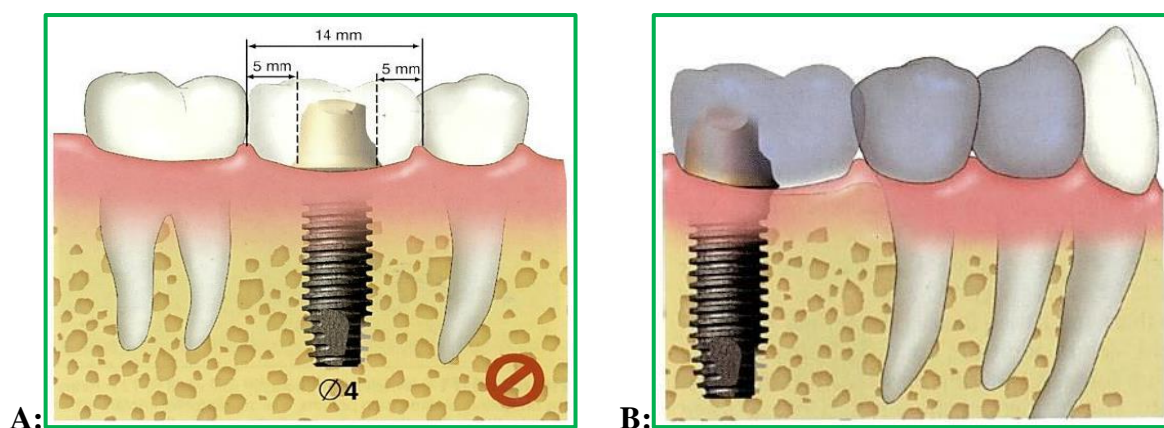
Dopiero po prawidłowym przejściu wszystkich faz można przejść do etapu protetycznego – pobrania wycisków, wykonania odbudowy w laboratorium i zamontowania jej na łącznik implantu.



Instalowanie implantu wymaga od pacjenta odpowiedniej jakości kości wyrostka zębodołowego. W zależności od przewidzianego obciążenia implantu, należy odpowiednio dobrać jego długość i średnicę, które mogą być zbyt duże w stosunku do kości, jaka pozostała po utracie zęba [62]. W takim przypadku możliwa jest odbudowa kości aż uzyskana zostanie jej odpowiednia grubość, która umożliwi wszczepienie implantu. Używa się do tego celu materiału kościozastępczego, czyli biomateriał lub własną kość [39].

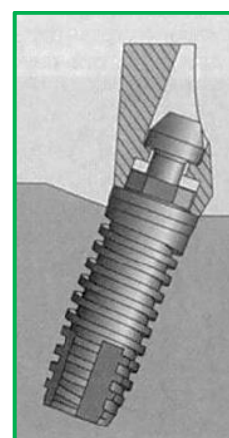
Kształt kości ma wpływ na wiele aspektów leczenia implantacyjnego. Główne dwa problemy z tym powiązane, z którymi borykają się dentyści na całym świecie to:

1. **Nawisy koronowe** – powstają na koronie protetycznej, której duża geometria osadzana jest na znacznie mniejszej średnicy implantu niż jest to standardowo stosowane w danym przypadku. Jest to po prostu część korony wystająca poza śrubę implantu. Rozróżnia się nawisy jednostronne i dwustronne, w zależności od miejsca ich powstania (rys. 9). Zbyt duży nawis powoduje odpadnięcie korony z łącznika na skutek działających sił.



Rys. 9. Nawisy koronowe, A – dwustronne, B – jednostronne [71]

2. **Zbyt duży kąt pochyłu** – zdarza się, że kształt kości pacjenta zmusza stomatologa do wszczepienia implantu pod zbyt dużym kątem pochyłu (rys.10). Może doprowadzić to do odpadnięcia korony protetycznej z łącznika na skutek działających na nią sił. W takim przypadku mogą być zastosowane specjalne łączniki z kątem pochyłu, jednak nawet one nie gwarantują powodzenia leczenia implantacyjnego [14] i nie chronią przed odcementowaniem korony.

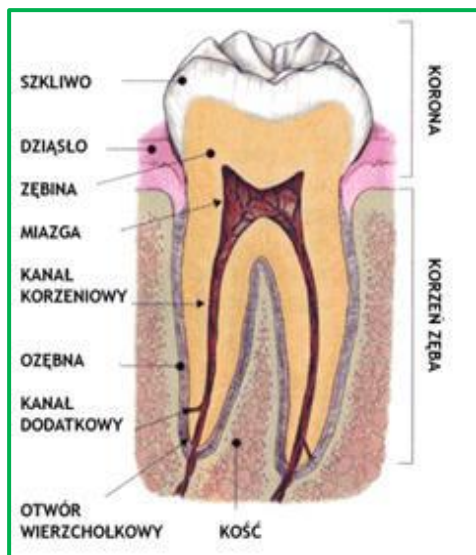


Rys. 10. Wszczep wprowadzony z pochyłem [71]

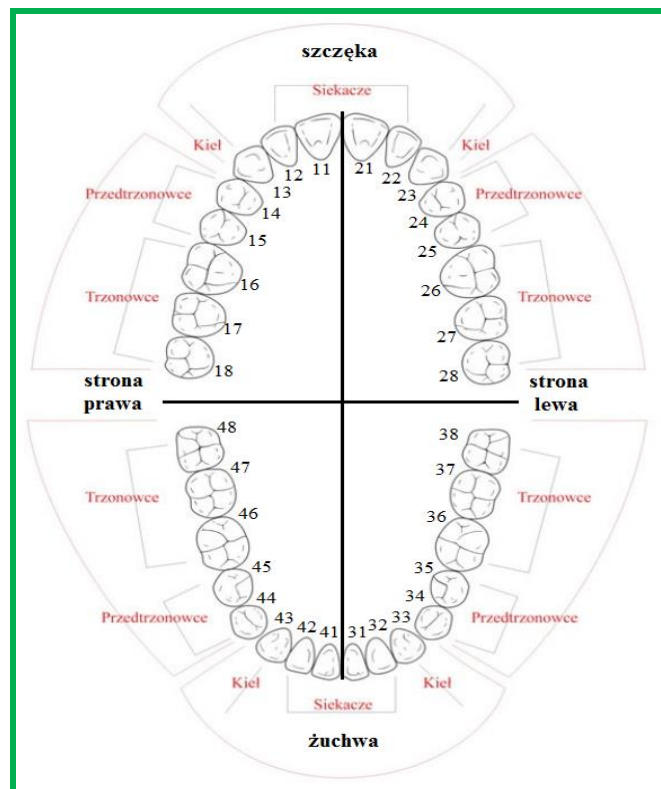
## 2.3. Własności wybranych materiałów protetycznych

### 2.3.1. Zęby i kości

Jednym z najważniejszych elementów układu stomatognatycznego są zęby. Początkowo zęby mleczne wypadają w dzieciństwie i zastępują je zęby stałe. Każdy ząb składa się z części widocznej – korony oraz części niewidocznej – korzenia (rys. 11). Zęby różnią się mogą pod względem geometrii oraz ilości występujących korzeni. Człowiek posiada łącznie 32 zęby stałe, które dzielą się na grupy [81]: siekacze – 8 zębów, kły – 4, przedtrzonowce – 8, zęby trzonowe – 12. Do oznaczenia uzębienia używa się głównie Międzynarodowego Systemu Europejskiego dzielącego szczękę i żuchwę na ćwiartki i przypisującemu każdemu zębowi numer (rys. 12).



Rys. 11. Budowa anatomiczna zęba [59]



Rys. 12. Zęby stałe wraz z numeracją [81]

Wzajemny kontakt pomiędzy zębami przeciwstawnymi we wszystkich położeniach żuchwy nazywamy **okluzją**, która zapewnia prawidłowy zgryz. Co ciekawe, normalny kontakt między zębami w ciągu doby jest nieznaczny i nie powoduje żadnych uszkodzeń. Obliczono, że dzienna styczność zębów wynosi jedynie 17,5 minuty, na które składają się: żucie – 9 minut, połykanie pokarmu – 8,5 minuty [22]. Najczęściej przyjmowaną średnią częstotliwością, z jaką człowiek zagryza zęby jest  $f = 1$  Hz.

W tabeli 2 przedstawiono przeciętną geometrię poszczególnych grup zębów. Każda grupa zębów przenosi inny rozkład sił (tab. 3). Całkowite obciążenie żuchwy to około 700N, a największe wartości sił przenoszą „szóstki” - w tym miejscu implant musi być najtrwalszy [70].

**Tabela 2.** Przeciętna geometria poszczególnych grup zębów stałych [81]

Grupa zębów	Lokalizacja	Szerokość korony [mm]	Długość korony [mm]	Długość całkowita zęba [mm]	Liczba korzeni
<b>Siekacze</b> („jedyński” i „dwójki”)	górnym przyśrodkowy	8,6	11,2	23,6	1
	górnym boczny	6,6	9,8	22,5	1
	dolnym przyśrodkowy	5,3	8,8	20,8	1
	dolnym boczny	5,7	9,4	22,1	1
<b>Kły</b> („trójki”)	górnym	7,6	10,6	26,4	1
	dolnym	6,8	11,0	25,9	1
<b>Przedtrzonowce</b> („czwórki” i „piątki”)	górnym pierwszym	8,6	13,4	21,5	2
	górnym drugim	7,7	14,0	21,2	1
	dolnym pierwszym	8,6	13,4	21,5	1
	dolnym drugim	7,7	14,0	21,2	1
<b>Trzonowce</b> („szóstki” - - „ósemki”)	górnym pierwszym	szerokość jest różna i zależy od odmiany kształtu zęba	7,5	20,9	3
	górnym drugim		7,6	20,0	3
	dolnym pierwszym		7,7	20,9	2
	dolnym drugim		6,9	20,6	2

**Tabela 3.** Rozkład sił przenoszonych przez poszczególne grupy zębów w zgryzie prawidłowym [17],[47],[70]

Grupa zębów	Intensywność obciążenia [N]	Liczba sił	Suma [N]
„Jedyński”	2,625	2 x 6	<b>31,5</b>
„Dwójki”	5,25	2 x 6	<b>63</b>
„Trójki”	12,25	2 x 6	<b>147</b>
„Czwórki”	8,75	2 x 6	<b>105</b>
„Piątki”	8,75	2 x 9	<b>157,5</b>
„Szóstki”	12,25	2 x 8	<b>196</b>
<b>Całkowite obciążenie żuchwy:</b>			<b>700</b>

W tabeli 4 przedstawione zostały właściwości wytrzymałościowe tkanek zęba. Badania przeprowadzono dla próbek o gęstości  $\rho = 2,14 \text{ g/cm}^3$  dla zębiny oraz  $\rho = 2,97 \text{ g/cm}^3$  dla szkliwa oraz przy liniowym współczynniku rozszerzalności cieplnej  $\lambda$  wynoszącym odpowiednio  $8,3 \cdot 10^{-6}/^\circ\text{C}$  oraz  $11,4 \cdot 10^{-6}/^\circ\text{C}$  w zakresie temperatury 20 - 50°C [10].

**Tabela 4.** Zestawienie właściwości wytrzymałościowych tkanek zęba [10]

Struktura	Moduł sprężystości E [GPa]	Stała Poissona $\nu$	Wytrż. na rozciąganie $\sigma_r$ [MPa]	Wytrż. na ściskanie $\sigma_c$ [MPa]	Wytrż. na ścinanie $\sigma_s$ [MPa]	Twardość Vickersa [N/mm <sup>2</sup> ]
Zębina	18,6	0,31	105,5	297	138	600
Zębina z próchnicą	0,26	-	29,6	-	-	-
Szkliwo	84,1	0,33	10,3	384	90,2	408
Miazga	$2 \cdot 10^{-3}$	0,45	-	-	-	-
Ozębna	$67 \cdot 10^{-3}$	0,47	-	-	-	-

Żuchwa oraz szczęka, jak każda kość, składa się z dwóch struktur [75]:

- **struktury zbitej** – zewnętrznej twardej warstwy nadającej kształt kości;
- **struktury trabekularnej** – wewnętrznej miękkiej, porowatej części podobnej do gąbki.

W tabeli 5 przedstawiono właściwości mechaniczne struktur kości żuchwy, a na rysunku 13 przedstawiono kierunki oddziaływania sił na kość oraz zęby (X,Y oraz Z).

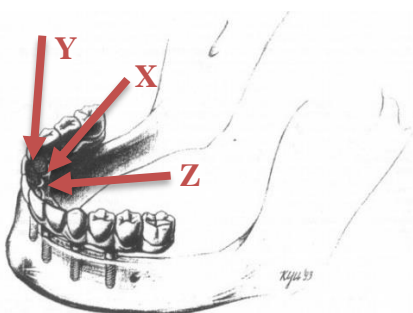
**Tabela 5.** Ortotropowe właściwości struktury kości żuchwy [16],[46],[63],[70]

Miejsce oceny	Właściwości								
	E [GPa]			G [GPa]			ν		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
Część bródkowa	23	15	10	6,2	3,6	4,8	0,3	0,3	0,3
Kąt żuchwy	20	12	11	6	5,3	4,8	0,3	0,3	0,3
Reszta żuchwy	17	8,2	6,9	4,6	2,9	2,8	0,315	0,325	0,31
Własności średnie struktury zbitej	20,5	12,5	11,3	5,7	4,8	3,9	0,229	0,433	0,236
Kość trabekularna	0,77	0,61	0,61	0,27	0,27	0,26	0,149	0,17	0,149
Kość trabekularna z wszczepem	0,98	0,66	0,66	0,35	0,35	0,28	0,138	0,171	0,138

**X** – kierunek żucia

**Y** – kierunek osiowy

**Z** – oddziaływanie języka



**Rys. 13.** Żuchwa z zainstalowanymi implantami i siłami oddziałyującymi [74]

W tabeli 6 przedstawiono zachowanie się tkanki kostnej po zadaniu wybranego obciążenia. Niebezpieczne jest zarówno obciążenie niszczące, jak i niedociążenie, które powoduje deformację kształtu kości i wpływa na wygląd twarzy.

**Tabela 6.** Odpowiedź tkanki kostnej na obciążenia [16],[63]

Charakter obciążenia	Wielkość odkształcenia $\epsilon$ [ $\times 10^{-4}$ ]	Wartość naprężenia [MPa]	Odpowiedź tkanki kostnej
Obciążenie niszczące	150 – 200	255 – 300	Zniszczenie rozdzielcze
Patologiczne przeciążenia	> 40 (ok. 60)	> 68 (102)	Resorpcje, mikropęknięcia (odkształcenia plastyczne)
Podwyższone obciążenia fizjologiczne	20 – 40	34 – 68	Wzrost fazy mineralnej
Obciążenia fizjologiczne	2 – 20	3,4 – 34	Równowaga fizjologiczna
Niedociążenia	< 2	< 3,4	Spadek fazy mineralnej

### 2.3.2. Materiały stosowane na śruby implantów

Materiał stosowany na elementy wprowadzane w kość to biomateriały. **Biomateriał** to substancja inna niż lek lub kombinacje substancji syntetycznych albo naturalnych, która może być użyta w dowolnym czasie jako część lub całość systemu, zastępując tkankę lub organ, bądź pełniąc jego funkcję [64]. Musi również się cechować bardzo wysoką biokompatybilnością i wytrzymałością. **Biokompatybilność** to własność materiału do przystosowania się do warunków panujących w organizmie bez negatywnego wpływu na niego. Nie może uczulać pacjenta, ani działać na jego organizm rakotwórczo czy toksycznie [32]. Z tego względu najczęściej spotykanym materiałem wykorzystywanym na wszczepy jest tytan (Grade IV) lub stop tytanu Ti6Al4V [62]. W tabelach 7 i 8 przedstawiono ich skład chemiczny i właściwości mechaniczne. Coraz częściej jednak słyszy się o szkodliwym wpływie stopu tytanu na organizm ludzki ze względu na obecność wanadu w składzie [63] i zastępuje się go stopem Ti6Al4V ELI o obniżonej zawartości tego pierwiastka [78]. Pod względem mechanicznym, oba stopy posiadają te same właściwości [7],[36].

**Tabela 7.** Skład chemiczny tytanu Grade IV i stopu tytanu Ti6Al4V [13]

Tytan Grade IV							
Skład:	Ti	O	Fe	C	N	H	
Zawartość:	99%	max. 0,4%	max. 0,3%	max. 0,1%	max. 0,05%	max. 0,0125%	
Stop tytanu Ti6Al4V							
Skład:	Ti	Al.	V	Fe	C	N	H
Zawartość:	90%	5,5-6,75%	3,5-4,5%	max. 0,3%	max. 0,08%	max. 0,05%	max. 0,015%

**Tabela 8.** Właściwości mechaniczne tytanu Grade IV i stopu tytanu Ti6Al4V [13]

	Wytrzymałość na rozciąganie	Wydłużenie
Wartość dla Grade IV:	680 MPa	10%
Wartość dla Ti6Al4V:	860 MPa	10%

Powierzchnia śruby dodatkowo musi posiadać odpowiedni kształt oraz chropowatość. Zwiększa to pole styku implantu z kością, siłę ich połączenia, a także przyspiesza procesy osteointegracji. **Osteointegracja** to bezpośredni strukturalny i funkcjonalny kontakt pomiędzy kością a powierzchnią implantu [22]. Chropowatość uzyskuje się przez podwójne wytrawianie kwasem lub nakładanie tytanowego aerozolu plazmowego. Z ostatniego rozwiązania się odchodzi, ze względu na zgłaszane powikłania u pacjentów [56]. Ograniczeniem tytanu jest jego trudność w przetwarzaniu w technice dentystycznej, niska odporność na tarcie i jego możliwy alergiczny wpływ na organizm ludzki [37],[82].

### 2.3.3. Materiały stosowane na łączniki

Materiałem popularnie stosowanym na łączniki oraz metalowe elementy struktury implantu jest po prostu stal nierdzewna bez szkodliwych pierwiastków w swoim składzie oraz stop kobaltowo-chromowy. Ze względu na cenę metali szlachetnych rzadziej spotyka się również łączniki wykonane z odlewniczego lub lutowniczego stopu złota [13]. Możliwe jest również wykonanie łącznika z tlenku cyrkonu. W protetyce stomatologicznej materiały metalowe stanowią najszerszą grupę biomateriałów. Wykazują dużą biogodność lub bioobojętność z organizmem ludzkim, co jest ważne szczególnie dla długoterminowego leczenia protetycznego. Należy jednak pamiętać o różnych alergiach powodowanych przez metale i ich możliwym toksycznym oddziaływaniu na organizm [93].

Najstarsze stopy kobaltowo-chromowe zawierają 60% kobaltu, 30% chromu, około 8% molibdenu oraz 2% pozostałych dodatków stopowych w swoim składzie. Pierwszym powszechnie stosowanym stopem Co-Cr jest stop o handlowej nazwie Vitalium [82]. Został specjalnie stworzony dla chirurgii stomatologicznej [93]. Głównym powodem wykorzystywania takich materiałów jest ich odpowiednia wytrzymałość, odporność na korozję, a także brak negatywnego oddziaływania na organizm ludzki [8]. Moduł Younga dla stopu Co-Cr wynosi 220 GPa [38]. W tabeli 9 zawarto skład chemiczny materiału Vitalium.

Złoto natomiast charakteryzuje się bardzo dobrą odpornością na korozję w środowisku jamy ustnej. Niestety posiada niską twardość, dlatego w stomatologii stosuje się stopy złota z domieszką pierwiastków zwiększających ten parametr [93]. Moduł sprężystości dla stopu złota wynosi 136 GPa [13], a jego skład chemiczny przedstawiono w tabeli 10.

**Tabela 9.** Skład chemiczny stopu Vitalium [13],[82]

Vitalium							
Skład:	Co	Cr	Mo	Mn	C	Si	Fe
Zawartość:	62,5%	30,8%	5,1%	0,5%	0,4%	0,3%	0,4%

**Tabela 10.** Skład chemiczny stopów złota: odlewniczego i lutowniczego [13],[82]

Odlewniczy stop złota						
Skład:	Au	Pt	Pd	Ir		
Zawartość:	60%	19%	20%	1%		
Lutowniczy stop złota						
Skład:	Au	Pt	Ag	Cu	Zn	Ir
Zawartość:	70%	8,5%	13,4%	7,5%	0,5%	0,1%

### 2.3.4. Materiały stosowane na korony protetyczne

Podstawowym materiałem na korony protetyczne jest porcelana stomatologiczna, która coraz częściej wypierana jest przez znacznie trwalszy tlenek cyrkonu [18]. Jego główne zalety to przede wszystkim [55]:

- odporność na korozję,
- wytrzymałość i trwałość,
- odporność na złamania,
- biokompatybilność,
- odpowiednia barwa zbliżona do naturalnego zęba,
- dobra łączność z cementami kompozytowymi.

Tlenek cyrkonu ze względu na swoją wytrzymałość na zginanie stosuje się nawet na całe mosty uzupełniające braki większej ilości zębów [55]. Przez swoje właściwości często nazywany jest „ceramiczną skałą” [27]. W tabeli 11 przedstawiono wybrane właściwości mechaniczne porcelany i tlenku cyrkonu.

**Tabela 11.** Właściwości mechaniczne i fizyczne porcelany stomatologicznej i tlenku cyrkonu [12],[55]

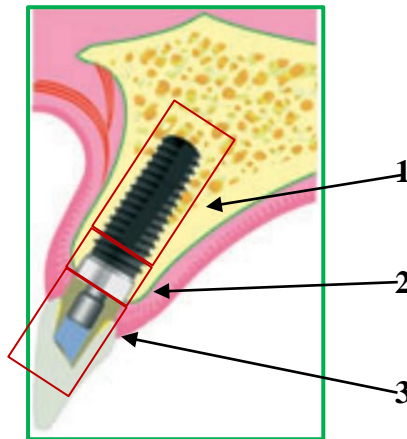
	<b>Modul Younga [GPa]</b>	<b>Współczynnik Poissona</b>	<b>Gęstość [g/cm<sup>3</sup>]</b>
<b>Porcelana:</b>	E = 68,9	$\nu = 0,28$	2,44
<b>Tlenek cyrkonu:</b>	E = 200	$\nu = 0,21$	> 6

**Korona protetyczna**, czyli uzupełnienie, które obejmuje część zęba, normalnie pokrytego szkliwem [85] dzieli się na dwa rodzaje: jednolite oraz złożone. **Korony jednolite** wykonane są w całości z jednego materiału, np. ceramiki. **Korony złożone** natomiast to nie tylko sama porcelana czy tlenek cyrkonu. W miejscu otworu na łącznik, korona posiada tzw. podbudowę, która jest główną częścią korony [64]. Jest to warstwa najczęściej stali nierdzewnej lub innego metalu, która zapewnia lepsze łączenie z cementem. Dopiero metalowa część pokrywana jest materiałem o barwie zbliżonej do naturalnych zębów pacjenta. Korony na podbudowie metalowej są najpowszechniejsze, ale niestety nie rozpraszają światła tak, jak naturalny ząb, co wiąże się z sinym przebicciem metalu na koronę zęba oraz na dziąsła. Z tego względu na zęby przednie, które są najbardziej widoczne w jamie ustnej proponuje się korony jednolite z tlenku cyrkonu lub osadzone na cyrkonowym łączniku. Zapewnia to estetykę pracy protetycznej.

## 2.4. Połączenia w systemach implantacyjnych

Wyróżnia się kilka połączeń w systemie implantacyjnym (rys. 14) i są to potocznie nazywane połączenia:

- implant – kość,
- implant – łącznik,
- łącznik – korona protetyczna.



**Rys. 14.** Połączenia w systemie implantacyjnym, gdzie: 1 – połączenie implant-kość, 2 – implant-łącznik, 3 – łącznik-korona [15]

Bardzo często do badań nad wybranym połączeniem wykorzystuje się komputerowe modele poszczególnych części oraz analizę wytrzymałościową przeprowadzaną przy pomocy Metody Elementów Skończonych. Pozwala to na zbadanie odzewu ze strony systemu implantologicznego czy organizmu na zadane obciążenie. Jest to wygodne rozwiązanie ze względu na zadowalające wyniki otrzymane w sposób stosunkowo niekosztowny i nieinwazyjny dla pacjenta.

Najczęściej symulacje komputerowe czy badania eksperymentalne dotyczą jednak połączenia implant – kość. Ze względu na zainteresowanie biomechaników oraz lekarzy osteointegracją, jest to temat dość często spotykany. Trudno się dziwić, ponieważ od prawidłowo przebiegającego procesu osteointegracji zależy czy będzie możliwe badanie pozostałych elementów systemu implantologicznego.

Obecnie brak jednak efektywnych wyników na temat górnej części systemu: połączenia łącznik – korona, a w szczególności brak wyników odnoszących się do cementowanych koron protetycznych z nawisami.



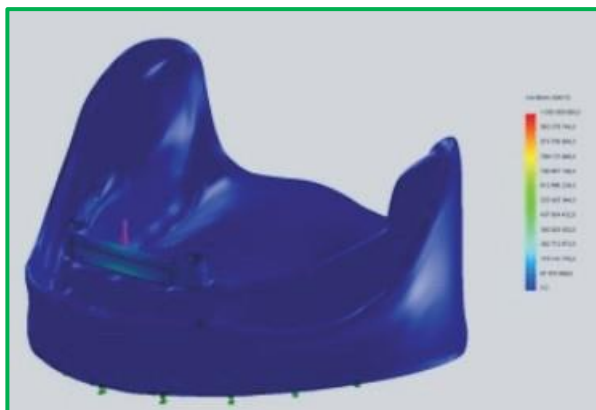
### 2.4.1. Implant – kość

Kość jest specyficzną tkanką – zachodzą w niej procesy i zdolność do integracji z wszczepionym implantem. Żuchwa poddaje się samoistnej degradacji bez odpowiedniego obciążenia, a także ulega mikropęknięciom lub całkowitemu złamaniu na skutek zbyt dużej siły. Wpływ ma również środowisko jamy ustnej, np. obecność śliny, w której w skład wchodzi 99,5% wody oraz 0,5% substancji organicznych i nieorganicznych [22]. Należy również pamiętać o możliwych parafunkcjach zgryzu u pacjenta, jak bruksizm. **Bruksizm** to zaciskanie i zgrzytanie zębami, najczęściej w nocy podczas snu, gdy nie jesteśmy tego świadomi. Bruksiści potrafią zacisnąć mimowolnie zęby z siłą znacznie przekraczającą normalny nacisk, co skutkuje zniekształceniem kości [22], a nawet łamaniem się zębów. Takie osoby często wykluczane są z leczenia implantologicznego, ale ostateczna decyzja należy do dentysty.

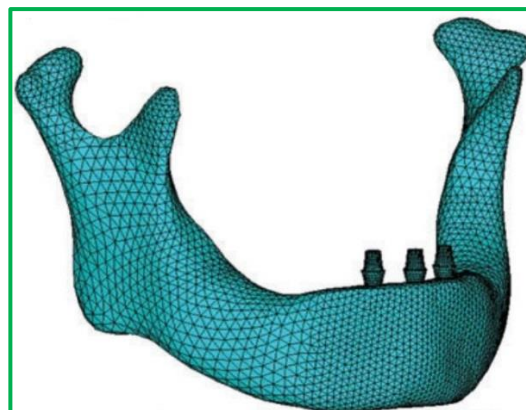
Do badań nad połączeniem implant – kość wykorzystuje się uproszczone modele kości pozyskiwane z obrazów tomografii komputerowej. Tomografia pomaga pozyskać wiele cennych informacji o kształcie kości pacjenta i ma wpływ na dobór wielkości implantu jeszcze przed zabiegiem [101]. Nowoczesne techniki pozwalają również na uzyskanie modelu gotowego do dalszych analiz. W pracy [33] zaprezentowano model żuchwy, w którym umieszczono dwa implanty o długości  $l = 14$  mm oraz średnicy 4 mm. Implanty połączone belką i poddano kolejno obciążeniom wynoszącymi 20N, 100N, 200N oraz 500N, które odpowiadają: sile żucia, najczęściej przytaczanej sile w literaturze, sile gryzienia oraz sile, z jaką na ząb potrafią nacisnąć bruksiści [5],[9]. Siły przykładano pod kątem  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  oraz  $90^\circ$  w stosunku do osi implantu w środku belki (rys. 15), na wysokości siekacza centralnego oraz w miejscu mocowania implantu. W pracy udowodniono, że najmniej korzystne są siły poprzeczne. Najmniejsze przemieszczenia odnotowano w obrębie implantu, a największe w środkowej części belki [33].

W pracy [20] przedstawiono model żuchwy z gotowymi trzema otworami pod implanty. Otwory ulokowano w przedniej części żuchwy (rys. 16). Kość podzielona została na część trabekularną oraz część gąbczastą o innych właściwościach mechanicznych. Do analizy wytrzymałościowej wybrano siedem implantów jednofazowych różniących się od siebie długością i średnicą w zakresie  $l = 3,3 - 4,8$  i  $\varnothing = 6 - 14$  mm. Każdy implant poddany został sile równej 150N zadanej pod kątem  $45^\circ$  oraz prostopadle do osi implantu. Badania symulacyjne miały na celu sprawdzenie wpływu długości i średnicy implantu oraz sposobu zadania siły na rozkład naprężenia. Udowodniono, że największe naprężenie oraz odkształcenie

w kości występuje przy sile zadanej pod kątem  $45^\circ$ . Zmiana średnicy implantu miała również duży wpływ, jednak długość implantu wykazała nieznaczne zmiany.



**Rys. 15.** Model zadaną prostopadłą siłą na środku belki [33]



**Rys. 16.** Model żuchwy z zainstalowanymi implantami [20]

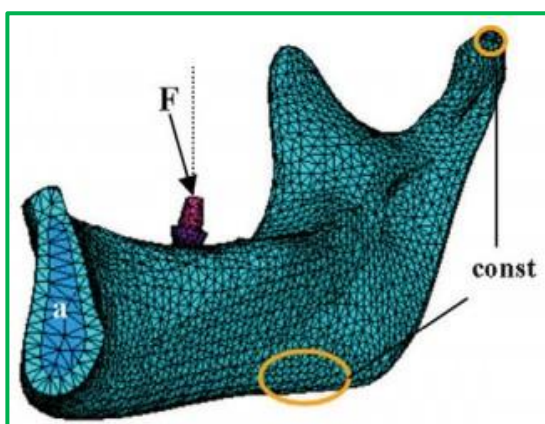
Często w badaniach wykorzystuje się jakąś część pożądanego elementu tak, jak przykładowo w pracy naukowców z Chin [104]. Zamiast całej żuchwy, wykorzystano model jedynie jej symetrycznej połowy uzyskanej ze zdjęć tomograficznych. Praca miała na celu zbadanie biomechanicznego wpływu nowego typu implantu na kość żuchwy. Implant nowego typu charakteryzuje się innym kształtem niż tradycyjny. Wyróżnia się przede wszystkim otworem w dolnej części śruby, który ma za zadanie lepsze przenoszenie sił okluzyjnych z części gąbczastej kości do kości zbitej podczas procesu osteointegracji. W analizie wykorzystano siłę równą 400N skierowaną ukośnie pod kątem  $15^\circ$  (rys. 17), która symuluje siłę zgryzu dorosłego człowieka na ząb przedtrzonowy [19],[34]. Odkryto, że maksymalna wielkość naprężenia dla nowego typu implantu występowała tylko w górnej warstwie korowej, gdzie dla porównania, w standardowym implancie również po wewnętrznej części, od strony języka. Zastosowanie nowego typu kształtu dla implantu spowodowało redukcję naprężenia o prawie 51,6%, co powoduje lepsze przenoszenie sił okluzyjnych i wpływa na zwiększenie powodzenia procesu osteointegracji [104].

Zamiast całego czy połówki modelu szczęki stosuje się również urywek kości z osadzonym implantem. Przykładem takich prac są między innymi prace [38], [21] oraz [106]. W badaniach [38] skupiono się na porównaniu rozkładu naprężenia w poszczególnych elementach systemu implantacyjnego oraz kości (rys. 18) przy zadaniu siły statycznej oraz dynamicznej. Do badań statycznych zastosowano siłę żucia równą 118,2N zadaną pod kątem  $75^\circ$ , która stanowi wypadkową z trzech sił działających jednocześnie i odzwierciedlających naturalne warunki panujące w jamie ustnej: prostopadła siła równa 114,6N, siła tarcia zębów

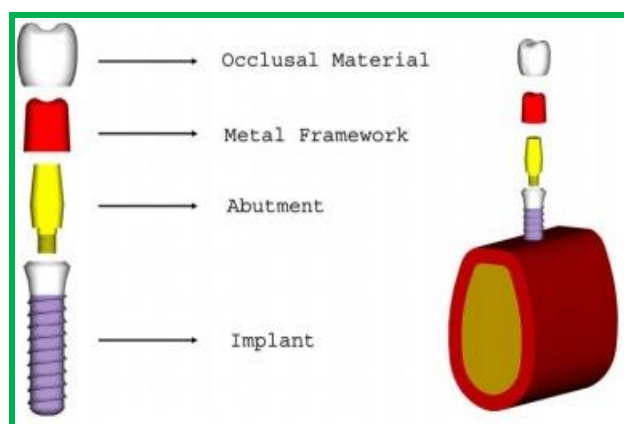
23,4N oraz oddziaływanie języka 17,1N. Dla badań dynamicznych dodano natomiast czas trwania badania, równego 5s. Maksymalne naprężenie wynikające z badania dynamicznego okazało się być większe średnio o 50% dla każdego z badanego elementu systemu w stosunku do maksymalnego naprężenia uzyskanego podczas badania statycznego [38].

Podobne siły użyto do analizy w pracy [21], jednak skupiono się głównie na badaniach statycznych poszczególnych elementów implantu i kości (rys. 19) i oddziaływaniu sił w zależności od kierunku ich działania. Odkryto, że dla powodzenia leczenia implantacyjnego najniebezpieczniejsze są siły od strony języka [21].

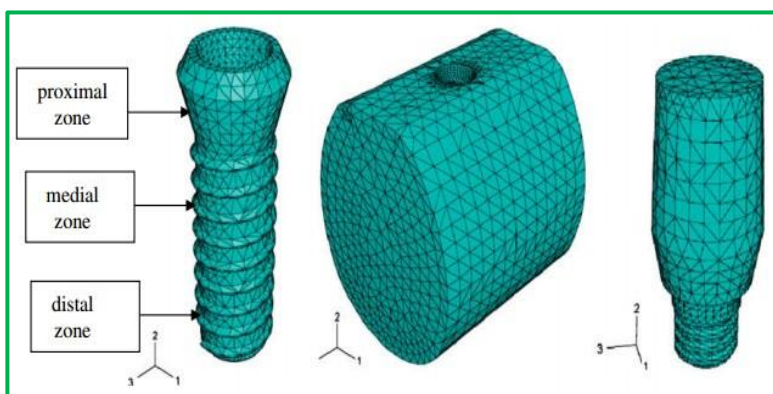
W pracy [106] zastosowano implant jednofazowy umieszczony w kości (rys. 20). Zadano mu siłę równą 150N pod kątem 45° [92] i zbadano wpływ zagęszczenia siatki na otrzymane wyniki naprężeń. Wnioskiem pracy było stwierdzenie, że zbyt duże jej zagęszczenie może powodować przeszacowanie wielkości średnicy implantu [106].



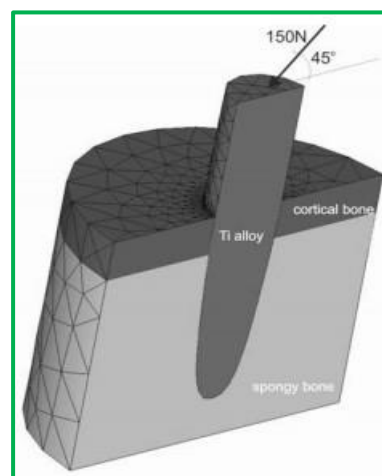
**Rys. 17.** Model połowy żuchwy z zadaną siłą oraz utwierdzeniem [104]



**Rys. 18.** Model do badania statycznego i dynamicznego systemu implantacyjnego w kości [38]



**Rys. 19.** Model implantu, kości oraz łącznika [21]

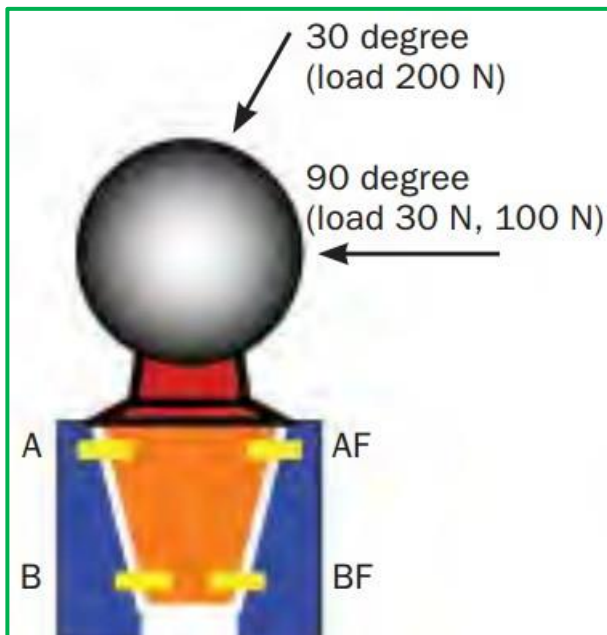


**Rys. 20.** Model implantu jednofazowego [106]

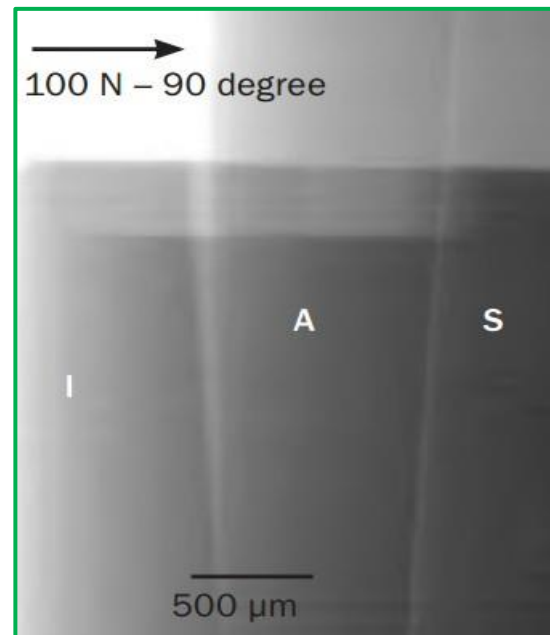
## 2.4.2. Implant – łącznik

Badania nad połączeniem nie stanowią dużego zainteresowania biomechaników. Spowodowane jest to głównie tym, że samo połączenie nie jest szczególnie problematyczne. Ponadto na rynku istnieje bardzo szeroka gama łączników standardowych, a także indywidualnych, które łatwo można dopasować pod potrzeby nawet najbardziej wymagającego przypadku. Można wyróżnić łączniki tytanowe, złote lub cyrkonowe – wszystko zależy od zasobności portfela pacjenta.

Ciekawym przykładem badań nad tym połączeniem jest praca [87]. Autorzy zbadali mikroszczeliny pojawiające się we wnętrzu śruby implantu przy połączeniu z łącznikiem. W pracy użyto trzech rodzajów łączników, którym zadano siły: 30N pod kątem 90°, 100N pod kątem 90° oraz 200N pod kątem 30° (rys. 21). W miejscach zaznaczonych na żółto na rysunku prowadzono pomiary. Dokładny pomiar mikroszczelin przed zadaniem sił i po ich zadaniu był możliwy dzięki użyciu radiografii synchrotronowej z absorpcją i kontrastem promieniowania rentgenowskiego (rys. 22). Co ciekawe, badania ujawniły, że wszystkie łączniki wyposażone w stożkowe połączenie z implantem wykazały pogłębiające się mikroszczeliny, bez względu na to czy zostały obciążone siłą czy też nie. Zwiększone mikroszczeliny są niebezpieczne ze względu na możliwość pojawienia się bakterii, co w konsekwencji może prowadzić do chorób lub stanów zapalnych [87].



**Rys. 21.** Model łącznika (pomarańczowy) w implancie (niebieski) z zaznaczonymi miejscami pomiaru A,B,AF,BF oraz wielkością siły i jej kierunkiem [87]



**Rys. 22.** Zdjęcie mikroszczeliny wykonanej radiografią synchrotronową, gdzie I – implant, A – łącznik, S – śruba mocująca łącznik do implantu [87]

### 2.4.3. Łącznik – korona protetyczna

Implantologia stomatologiczna dysponuje dwoma rodzajami mocowania korony protetycznej na łączniku – przykręcaniu i cementowaniu (klejeniu) [14]. Poza pozytywnym przebiegiem procesu osteointegracji, bardzo ważną rzeczą jest odpowiednie dopasowanie korony i jej umocowanie. Stanowi to kwintesencję leczenia implantologicznego opartą o aspekty estetyczne.

**Przykręcanie korony** jest metodą, która nie jest skomplikowana. Charakteryzuje się dużą wytrzymałością złącza i mniejszym kosztem w stosunku do klejenia. Po zamontowaniu łącznika w implancie, umieszcza się koronę protetyczną ze specjalnie przygotowanym otworem (rys. 23). Następnie przy pomocy śruby przykręca się koronę. Kolejnym etapem jest zamknięcie otworu dostępowego (rys. 24). Używa się do tego ciekłej gutaperki i tworzywa kompozytowego [13],[14],[68].



Rys. 23. Przykręcanie korony protetycznej [14]



Rys. 24. Zalakowane korony protetyczne [14]

Metoda przykręcania korony nie jest polecana przy uzupełnianiu przednich zębów, ze względu na widoczne miejsca lakowania – estetyka pracy protetycznej nie jest zadowalająca. Metodę najczęściej stosuje się na tylne zęby, szczególnie górne, gdzie widoczność otworów jest ograniczona. Problem stanowi również dostęp do środka systemu implantacyjnego. W przypadku powstania infekcji lub innej konieczności wymienienia łącznika czy korony, należy rozwinąć lakowanie, aby móc dostać się do zagrożonego miejsca.

**Cementowanie** stosuje się znacznie częściej niż przykręcanie, głównie przez jego uniwersalność. Efekt estetyczny jest nieporównywalny, a dostęp do ewentualnych miejsc infekcji znacznie ułatwione [14]. Niestety takie połączenie jest mniej wytrzymałe, a także istnieje ryzyko pozostania cementu w miękkich tkankach okołowszczepowych, co może skutkować stanem zapalnym [68]. Głównym problemem jest wykruszanie się kleju na skutek

działania sił w codziennym funkcjonowaniu jamy ustnej, co powoduje odcementowywanie się korony i konieczność ponownej wizyty u implantologa. Najczęściej problem dotyczy niestandardowych koron i tych z nawisami, szczególnie z nawisami jednostronnymi, gdzie rozkład sił jest zaburzony. Negatywny wpływ może mieć również środowisko biologiczne jamy ustnej [31].

Klejenie to łączenie minimum dwóch komponentów przy pomocy cienkiej warstwy materiału scalającego, który nie wpływa na parametry klejonego elementu [79]. W stomatologii zastosowanie znalazły cementy kompozytowe, które posiadają najlepsze właściwości mechaniczne spośród innych cementów. Charakteryzują się dużą wytrzymałością na ściskanie i rozciąganie, co ma znaczenie dla cementowanych koron protetycznych. Ich kolor zbliżony jest do koloru tkanek zębów, co wpływa na zwiększoną estetykę prac. Zapewniają także wystarczającą siłę połączenia ze standardowymi koronami oraz szczelność [65], [69]. Cementy powszechnie stosowane są również przy osadzaniu innych uzupełnień protetycznych, a także do uzupełnienia ubytku w zębie spowodowanego, np. próchnicą.

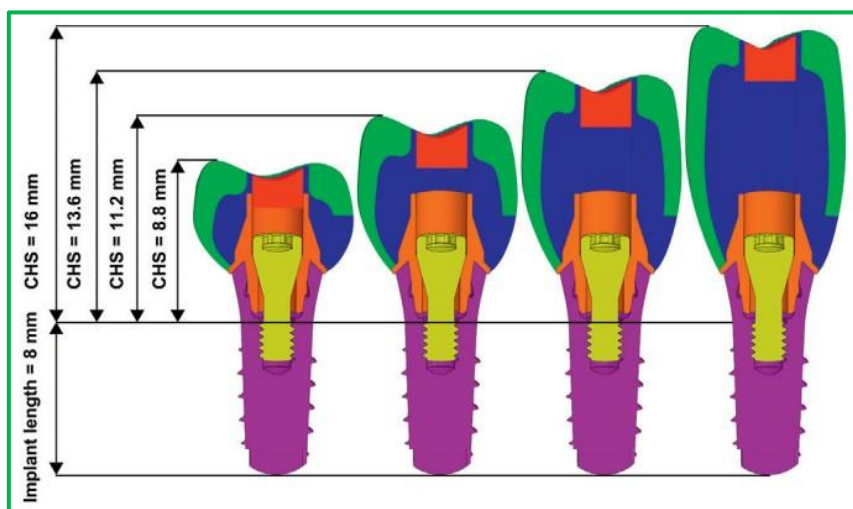
Wyróżnia się kilka rodzajów cementów kompozytowych stosowanych w stomatologii, różniących się swoimi właściwościami [65]:

- **cementy kompozytowe konwencjonalne** – cechują się wysoką twardością, odpornością na ścieranie i odpowiednim załamywaniem się światła, co sprawia, że upodabniają się do naturalnych zębów. Wymagają jednak wysokiej precyzji w nakładaniu, co wiąże się z większym ryzykiem niepowodzenia;
- **cementy kompozytowe samotrąjące** – ich cechą charakterystyczną jest słabsza siła wiązania w stosunku do klejów konwencjonalnych, jednak ich wytrzymałość jest wyższa. Nadwrażliwość pozabiegowa w tym przypadku jest rzadko spotykana u pacjentów;
- **cementy kompozytowe samoadhezyjne** – nazywane inaczej żywicami. Te cementy są łatwe w użytkowaniu, ponieważ nie potrzebują stosowania żadnego systemu wiążącego. Nie wykazują również wrażliwości na długie przechowywanie w wodzie czy termocykliczne obciążenie. Niestety ich wytrzymałość w połączeniu ze szkliwem jest stosunkowo niska.

Cementy kompozytowe stosowane w stomatologii muszą spełnić kilka wymogów jednocześnie. Przede wszystkim muszą być niedrażniące, nietoksyczne, antybakteryjne i biokompatybilne, aby zapewnić bezpieczeństwo ich stosowania. Muszą łączyć się ze szkliwem, zębina oraz materiałami protetycznymi, a przy tym wykazywać się wysoką wytrzymałością i odpornością na ścieranie. Nie mogą powodować mikroprzecieków, rozpuszczać się w ślinie i płynach spożywczych, kurczyć się pod wpływem twardnienia.

Powinny również posiadać odpowiedni czas fazy plastyczności [69], a także łatwo łączyć się zarówno z przygotowanymi, jak i nieprzygotowanymi powierzchniami materiałów [4].

Ciekawym przykładem badań nad połączeniem różnej wielkości korony protetycznej do łącznika implantu osadzonego w kości jest praca [12]. Autorzy przy zastosowaniu tej samej średnicy implantu, zwiększali wysokość korony (rys. 25). Model obciążono trzema siłami, których sumaryczna wartość wynosiła 118,2N zadana pod kątem 75,8°. Wynikiem pracy jest stwierdzenie, że zwiększanie wysokości korony ma wpływ na rozkład naprężeń w kości wokół śruby implantu [12].



**Rys. 25.** Model systemu implantologicznego ze stopniowo zwiększaną koroną protetyczną [12]

Obecnie wciąż brak efektywnych wyników badań nad połączeniem łącznik-korona protetyczna, szczególnie takich, które uwzględniałyby nawisy korony. Odcemetowujące się niestandardowe korony stanowią problem implantologów na całym świecie. Chociaż unika się stosowania nawisów, każdy pacjent jest inny i czasami ze względu na stan czy kształt kości, nie ma możliwości przeprowadzenia zabiegu standardowymi metodami. Zastosowanie metody przykręcania korony również nie jest możliwe w takim przypadku, jeśli zabieg dotyczy przednich zębów. Zwiększenie średnicy implantu, który zmniejszyłby lub zniwelował nawisy również może okazać się niemożliwe, ze względu na brak wystarczającej wielkości i jakości kości pacjenta.

### 3. CEL I ZAKRES PRACY

**Celem pracy** jest określenie trwałości zmęczeniowej połączenia kształtowo-klejowego implantu stomatologicznego z koroną protetyczną przy uwzględnieniu nawisu korony oraz czasu schnięcia kleju stomatologicznego.

**Zakres pracy** obejmuje przede wszystkim:

- dokładny przegląd literatury związanej z implantologią stomatologiczną oraz aspektami mechanicznymi występującymi w procesie leczenia,
- stworzenie dostatecznie dużej bazy uproszczonych modeli trójwymiarowych implantów o różnych kombinacjach długości do średnicy śruby wraz z łącznikami oraz koronami zębów. Modele wzorowane na rzeczywistych implantach, które firma Camlog® posiada w swojej ofercie dla pacjentów,
- analizę naprężeń w połączeniu implant – łącznik – korona przy wykorzystaniu analizy Metodą Elementów Skończonych. Analiza będzie przeprowadzona dla ustalonego typoszeregu implantów stomatologicznych, łączników i odpowiednich wielkości nawisów,
- stworzenie próbek składających się z dwóch stalowych elementów połączonych klejem stomatologicznym, stanowiącym uproszczenie połączenia klejonego,
- badania eksperymentalne połączenia polegające na określeniu trwałości zmęczeniowej połączenia klejonego odwzorowującego rzeczywiste połączenie między łącznikiem a metalową podbudową korony złożonej.
- badania doświadczalne uwzględniać będą również różny czas schnięcia kleju, co pomoże uzyskać odpowiednie informacje o połączeniu klejonym,
- analiza uzyskanych wyników.



## 4. BADANIA SYMULACYJNE

Wyniki badań symulacyjnych potrafią przynieść wiele odpowiedzi na pytanie „co się dzieje z danym elementem pod wpływem zadanej mu siły?”. Symulacja z definicji to nic innego jak przyjmowanie wyglądu czegoś innego, a także naśladowanie, odtwarzanie czegoś [95]. **Symulacja komputerowa** wykorzystuje komputer i odpowiednie oprogramowanie stając się bardzo atrakcyjnym narzędziem. Jest algorytmiczną metodą prowadzenia eksperymentów na istniejących, uproszczonych modelach lub dopiero projektowanych systemach [26],[98]. Symulacja komputerowa – nazywana badaniami „*in-silico*” – wykorzystywana jest w wielu dziedzinach, począwszy od techniki, a kończąc nawet na edukacji [88].

Najpopularniejszym narzędziem wspomagającym przeprowadzanie symulacji komputerowej jest wspomniana we wcześniejszych rozdziałach **Metoda Elementów Skończonych** (MES). Jej rozwój zapoczątkowały coraz poważniejsze badania kosmiczne [105]. Powstanie metody datuje się na około 1950 rok, a pierwszą wydaną pracą z wykorzystaniem MES jest „*Stiffness and deflection analysis of complex structures*” [97]. Dzięki znacznemu zaawansowaniu maszyn obliczeniowych oraz oprogramowania, metoda jest powszechnie wykorzystywana przez wiele środowisk.

Metodę Elementów Skończonych wykorzystano również na potrzeby symulacji komputerowej w niniejszej pracy. Początkowo przygotowane zostały uproszczone modele elementów wchodzących w skład systemu implantologicznego. Wszystkie modele posiadały różną kombinację długości śruby implantu do jej średnicy. Modelowanie oparto o rzeczywiste wymiary systemów implantacyjnych, które firma Camlog® posiada w swojej ofercie. Łącznie przygotowano 19 różnych kompletów modeli. Do badanych obiektów zamodelowano również warstwę kleju oraz odpowiednią i uproszczoną koronę zęba. Korony uwzględniały również najbardziej niebezpieczny nawis jednostronny.

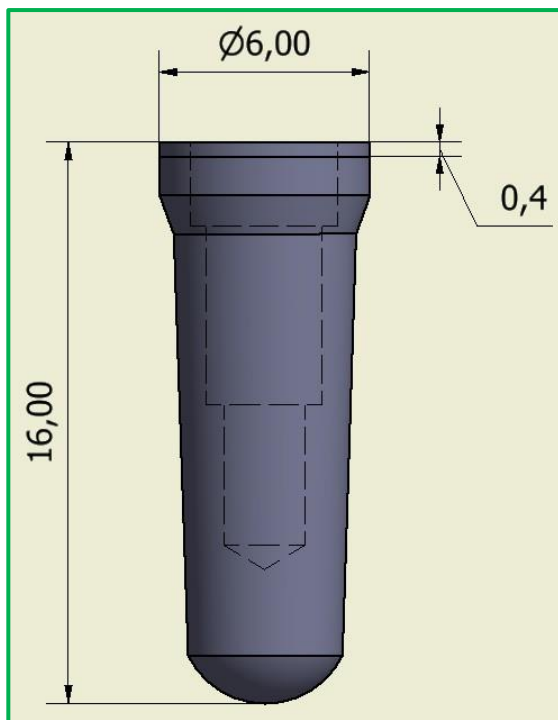
Celem badań symulacyjnych było sprawdzenie zachowania się konstrukcji implantu poddanej działaniu obciążenia. Modele poddano działaniu najczęściej przytaczanych sił w literaturze.

Badania przyniosły wiele cennych informacji na temat wytrzymałości systemu implantacyjnego oraz wpływie nawisu i kierunku zadania siły na generowane naprężenie w konstrukcji implantu.

## 4.1. Modelowanie CAD

Wszystkie modele zostały przygotowane na podstawie rzeczywistej geometrii implantów produkowanych przez szwajcarską firmę Camlog®, będącą jednym z wiodących producentów implantów na świecie. Producent spośród wielu różnych produktów proponuje między innymi 19 kombinacji systemów implantacyjnych różniących się długością oraz średnicą śruby. Do badań wybrano najpopularniejszy zestaw z serii Screw-Line Promote® Plus [13]. Modele przygotowano w programie Autodesk Inventor Professional 2017.

Na rysunku 26 przedstawiono podstawową geometrię przykładowego modelu śruby implantu wykorzystywaną do badań. Na rysunku 27 natomiast zawarto rzeczywisty wygląd implantu dla porównania z modelem.



**Rys. 26.** Podstawowe wymiary przykładowego modelu implantu wykorzystanego do analizy



**Rys. 27.** Rzeczywisty wygląd śruby implantu [13]

Porównując rysunki 26 i 27 można zauważyć elementy, które zostały poddane uproszczeniu w celu skrócenia trwania obliczeń numerycznych. Przede wszystkim model śruby implantu pozbawiony został gwintu, który przy badaniach górnej części systemu nie ma wpływu na wyniki.

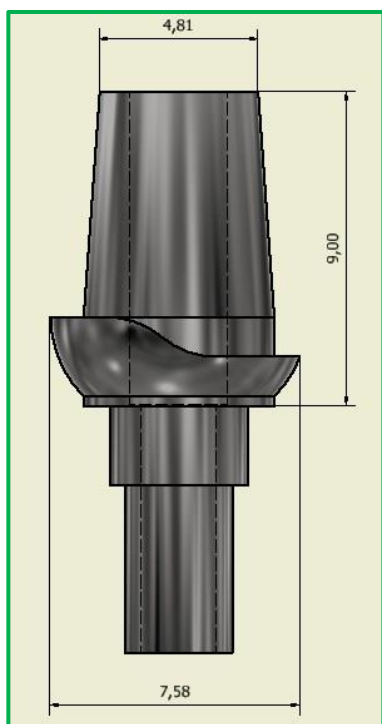
W tabeli 12 zebrano wszystkie modele śruby implantu tworzącej bazę modeli do badań.

Tabela 12. Baza modeli śrub implantów w zależności od ich średnicy oraz długości

Uprozczone modele śruby implantu					
	$\varnothing = 3,3\text{mm}$	$\varnothing = 3,8\text{mm}$	$\varnothing = 4,3\text{mm}$	$\varnothing = 5,0\text{mm}$	$\varnothing = 6,0\text{mm}$
$l = 9\text{mm}$					
$l = 11\text{mm}$					
$l = 13\text{mm}$					
$l = 16\text{mm}$					

Każdy model śruby implantu został wyposażony w dopasowany łącznik pod względem średnicy i długości implantu. Łączniki zostały również zamodelowane na podstawie rzeczywistych kompatybilnych łączników z serii Esthomic® od Camlog® [13].

Na rysunku 28 przedstawiono geometrię przykładowego modelu łącznika odpowiedniego dla średnicy implantu  $\varnothing = 6$  mm z zaznaczonymi najważniejszymi wymiarami. Natomiast na rysunku 29 znajduje się rzeczywisty łącznik.



**Rys. 28.** Podstawowe wymiary przykładowego modelu łącznika wykorzystanego do analizy



**Rys. 29.** Rzeczywisty wygląd łącznika dla śrub implantu o zakresie średnic  $\varnothing 3,8$ -6mm [13]

Porównując rysunki 28 i 29 zauważyć można, że modele łączników nie uległy znacznemu uproszczeniu. Każdy model został wyposażony w otwór przeznaczony na śrubę łączącą łącznik z implantem tak, jak w przypadku rzeczywistego łącznika. Każdy model posiada również specyficzną „falę” charakterystyczną dla produktów Camlog® Esthomic®. Powyższy typ łącznika kompatybilny jest ze śrubami implantów o średnicy w zakresie od  $\varnothing = 3,8$  do  $\varnothing = 6$  mm. Dla śrub o najmniejszej średnicy równej 3,3 mm „część falista” łącznika jest węższa i bez zaokrąglenia w dolnej części. Spowodowane jest to głównie innym kształtem zębów przednich, do których docelowo stosuje się najmniejszą średnicę implantu.

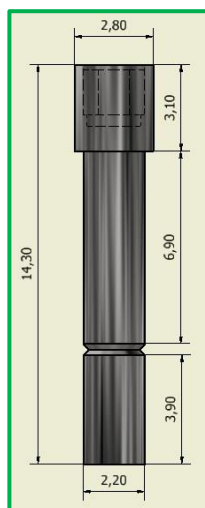
W tabeli 13 przedstawiono modele łączników odpowiednie dla poszczególnych średnic i długości śrub implantów.

Tabela 13. Baza modeli łączników w zależności od średnicy oraz długości implantu

Uprozczone modele łączników					
	$\varnothing = 3,3\text{mm}$	$\varnothing = 3,8\text{mm}$	$\varnothing = 4,3\text{mm}$	$\varnothing = 5,0\text{mm}$	$\varnothing = 6,0\text{mm}$
$l = 9\text{mm}$					
$l = 11\text{mm}$					
$l = 13\text{mm}$					
$l = 16\text{mm}$					

Do przymocowania łącznika do śruby implantu używane są specjalne śruby łączące. Gwarantują dobre utrzymanie połączenia, a jednocześnie pozwalają na łatwy demontaż w przypadku konieczności wymiany górnej części systemu implantacyjnego.

Na rysunku 30 przedstawiono przykładową geometrię modelu śruby wykorzystywanej do badań, natomiast na rysunku 31 widnieje rzeczywista śruba z serii Camlog® Abutment Screw Hex. Do systemów implantacyjnych docelowo używane są dwa rodzaje śrub łączących różniące się między sobą jedynie wymiarami.



**Rys. 30.** Podstawowa geometria przykładowego modelu śruby łączącej wykorzystanej do analizy

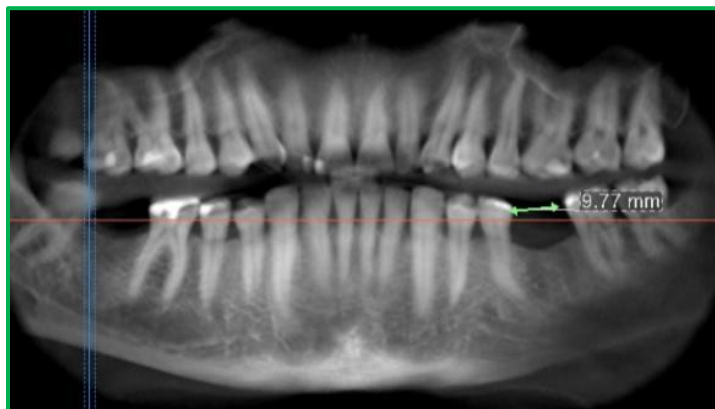
**Rys. 31.** Rzeczywisty wygląd śruby łączącej [13]

Zamodelowana śruba została uproszczona o gwint w jej dolnej części. Zapewnia to krótszy czas obliczeń numerycznych. W tabeli 14 przedstawiono modele śrub łączących.

**Tabela 14.** Baza modeli śrub łączących łącznik z implantem

Uprozczone modele śrub mocujących łącznik z implantem					
	$\varnothing = 3,3\text{mm}$	$\varnothing = 3,8\text{mm}$	$\varnothing = 4,3\text{mm}$	$\varnothing = 5,0\text{mm}$	$\varnothing = 6,0\text{mm}$
$l = 9\text{mm}$					
$l = 11\text{mm}$					
$l = 13\text{mm}$					
$l = 16\text{mm}$					

Do badań symulacyjnych wykorzystane zostały również modele górnej części systemu implantacyjnego: uproszczona korona zęba oraz zamodelowana warstwa kleju. Geometria korony zęba została zaczerpnięta ze zdjęć tomograficznych, na których została zmierzona wielkość ubytku (rys. 32) lub poprzez pomiar rzeczywistych ubytków w gipsowych odlewach (rys. 33). Takim sposobem określania wielkości korony protetycznej posługują się implantolodzy oraz protetycy implantologiczni, którzy na podstawie tak określonej geometrii wykonują wszelkiego rodzaju korony.



Rys. 32. Pomiar korony zęba na podstawie zdjęć tomograficznych



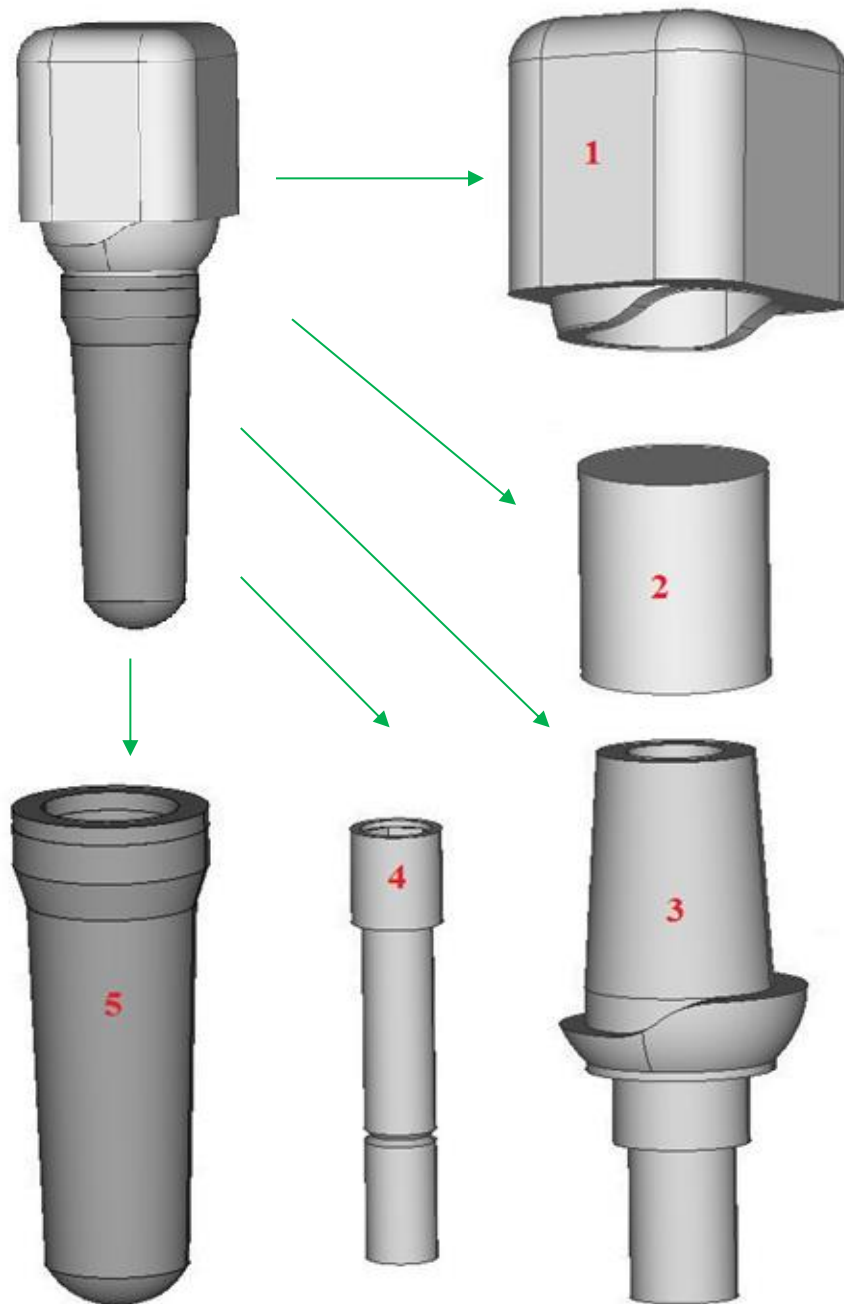
Rys. 33. Odlew gipsowy

W celu skrócenia długości trwania badań numerycznych, korona zęba została odpowiednio uproszczona. Wszelkie guzki korony zostały wygładzone, a sam kształt sprowadzony do kształtu prostopadłościanu. Powołano się na zasadę **de Saint-Venanta**, która mówi o sposobie przyłożenia obciążenia bez istotnego wpływu na rozkład sił wewnętrznych, a dokładniej [72]:

*jeżeli na pewien niewielki obszar ciała sprężystego będącego w równowadze działają kolejno rozmaicie rozmieszczone, ale statycznie równoważne obciążenia, to w odległości od obszaru przewyższającej wyraźnie jego wymiary powstają praktycznie jednakowe stany naprężenia i odkształcenia.*

Oznacza to, że nie ma potrzeby modelowania kształtu korony zęba, który idealnie odzwierciedlałby rzeczywistość, a spłaszczenie guzków oraz jej uproszczenie sprowadzone do kształtu prostopadłościanu jest w takim przypadku uzasadnione.

Na rys. 34 przedstawiono gotowy model systemu implantacyjnego wyposażony we wszystkie niezbędne elementy wraz z koroną zęba bez nawisów.

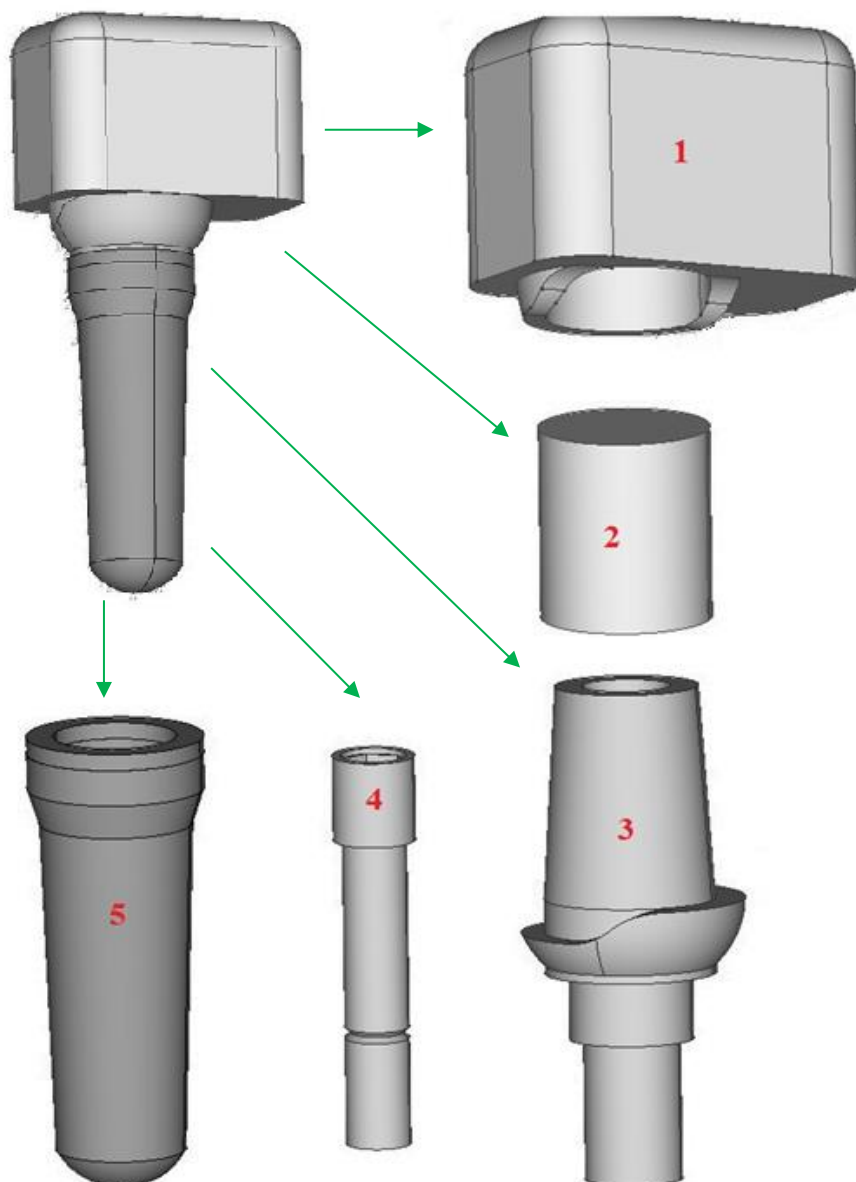


**Rys. 34.** Model uproszczonego systemu implantacyjnego, gdzie: 1 – korona zęba bez nawisu, 2 – warstwa kleju, 3 – łącznik, 4 – śruba mocująca, 5 - implant

Każdy model systemu implantacyjnego składa się z pięciu podstawowych elementów połączonych ze sobą i odzwierciedlających rzeczywisty system z połączeniem klejonym.

Na rysunku 35 przedstawiono uproszczony model przygotowany do badań symulacyjnych mających na celu sprawdzenie wpływu nawisu korony zęba na rozkład naprężeń w konstrukcji.





**Rys. 35.** Model uproszczonego systemu implantacyjnego, gdzie: 1 – korona zęba z nawisem o długości 3 mm, 2 – warstwa kleju, 3 – łącznik, 4 – śruba mocująca, 5 – implant

Dla obu rodzajów modeli poszczególne elementy posiadają odpowiednie wymiary dostosowane i zależne od średnicy i długości śruby implantu. Wymiary każdej części konstrukcji systemu implantacyjnego zostały omówione na początku rozdziału.

Modele przygotowane zostały dla klejonej metody osadzania korony zęba na łączniku.

## 4.2. Metoda Elementów Skończonych (MES)

### 4.2.1. Właściwości materiałowe

Model systemu implantacyjnego składa się z kilku różnych materiałów. Do badań symulacyjnych użyto tych, które są najczęściej stosowane przez implantologów oraz protetyków.

W tabeli 15 przedstawiono wykorzystane materiały do analiz, wartości ich modułu sprężystości oraz współczynnika Poisson'a, a także wykazano, którym elementom systemu implantacyjnego odpowiadają.

Tabela 15. Właściwości materiałowe [1],[37],[38],[65]

Material	Element systemu implantacyjnego	Moduł Young'a [GPa]	Współczynnik Poisson'a
Ti6Al4V ELI	śruba implantu	E = 110	$\nu = 0,32$
Stop kobaltowo-chromowy	łącznika, śruba mocująca	E = 220	$\nu = 0,3$
Klej stomatologiczny RelyX Unicem	warstwa kleju	E = 3,9	$\nu = 0,35$
Porcelana stomatologiczna	korona zęba	E = 61,2	$\nu = 0,19$

Stop Ti6Al4V ELI jest obecnie jednym z bardziej bezpiecznych stopów stosowanych na śruby implantów. Charakteryzuje się zredukowaną zawartością potencjalnie szkodliwych pierwiastków dla organizmu, głównie wanadu [78]. Jednocześnie stop jest wytrzymalszy w stosunku do czystego tytanu i przystosowany do trudnych warunków biologicznych występujących w jamie ustnej każdego pacjenta [37].

Stop kobaltowo-chromowy stosowany jest na metalowe elementy systemu: łącznik oraz śrubę mocującą łącznik z implantem. Na jego miejsce stosuje się również różnego rodzaju stale nierdzewne. Pomimo coraz częściej słyszanego negatywnego wpływu stopu na organizm ludzki, jest on nadal jednym z najbardziej popularnych i polecanych biomateriałów [63].

Istnieje cała masa różnych klejów stomatologicznych dostępnych i dostosowanych do różnych potrzeb zarówno pacjenta, jak i lekarza. W badaniach wykorzystano klej o handlowej nazwie RelyX Unicem, który jest jednym z najczęściej stosowanych klejów. Zapewnia mocne mocowanie zębów oraz materiałów stomatologicznych [1].

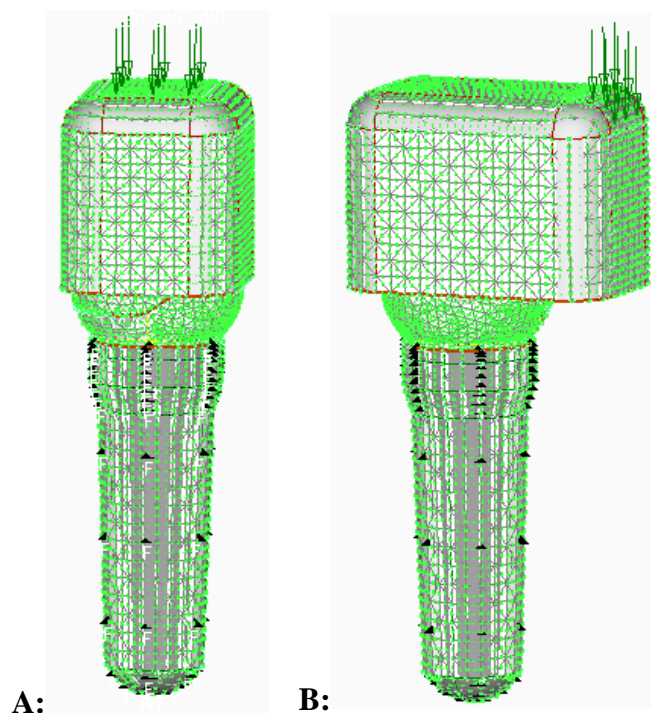
Na materiał na koronę zęba wybrano standardową porcelanę stomatologiczną, która cieszy się dobrymi właściwościami przy stosunkowo niskiej cenie w porównaniu do tlenku czy dwutlenku cyrkonu.

#### 4.2.2. Warunki brzegowe

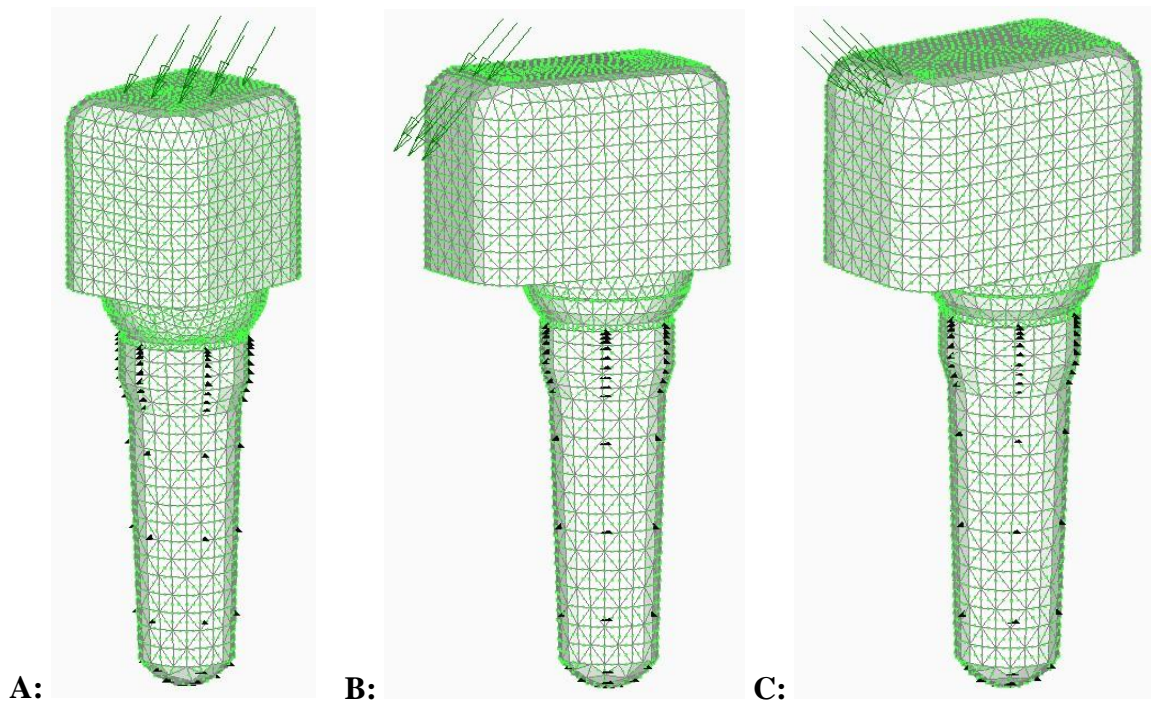
Analizy statyczne przeprowadzono dla grupy kilku różnych wielkości obciążeń oddziaływujących na model. Te same siły zostały zadane w przypadku analiz modelu z koroną bez nawisu oraz dla korony z nawisem, w celu porównania wyników. Obciążenia wynosiły kolejno [37],[38],[65]:

- 20 N – odpowiada sile żucia pokarmu przez człowieka,
- 100 N – często przytaczana siła powtarzająca się w literaturze,
- 157,7 N – siła działająca na ząb numer 35 (lewa dolna „piątka”),
- 196 N – siła działająca na ząb numer 36 (lewa dolna „szóstka”),
- 200 N – odpowiada maksymalnej sile zgryzu u zdrowego człowieka,
- 500 N – odpowiada maksymalnej sile zgryzu u człowieka posiadającego parafunkcję zgryzu, najczęściej w postaci bruksizmu.

Model, zarówno z koroną bez nawisu oraz z nawisem, został utwierdzony w ten sam sposób. Utwierdzenie na całej powierzchni śruby implantu i odebranie mu stopni swobody symuluje jego utwierdzenie w kości po zakończonym pozytywnie procesie osteointegracji. Obciążenie zadano prostopadłe do powierzchni korony oraz pod kątem  $45^\circ$  (rys. 36 i 37).

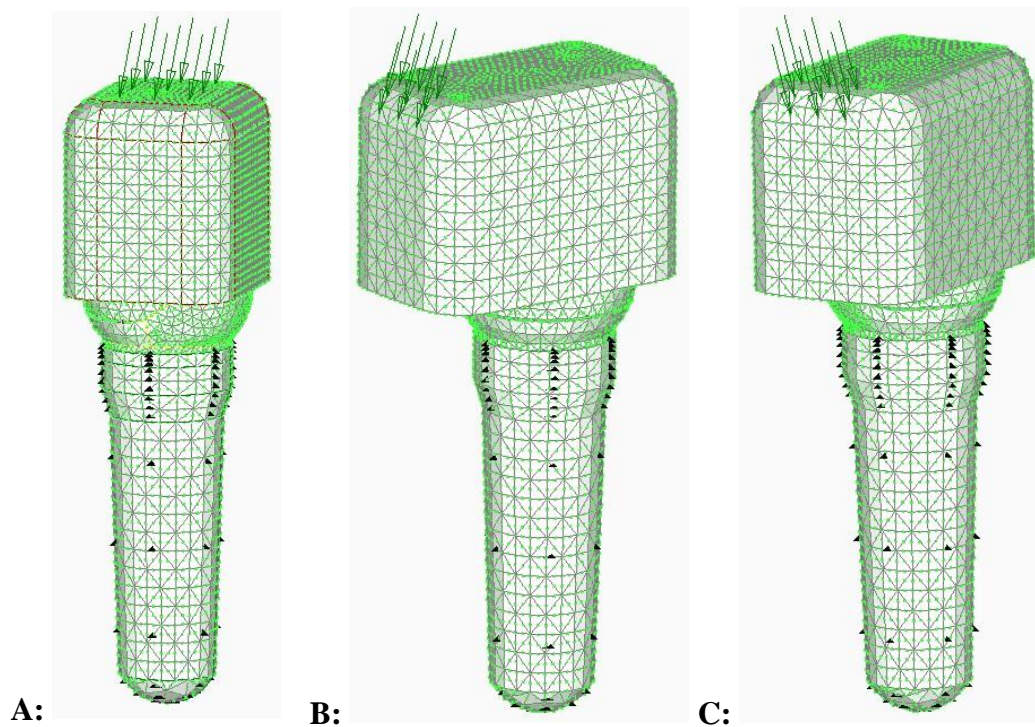


**Rys. 36.** Utwierdzenie modeli (czarne trójkąty) oraz zadany kierunek siły, prostopadły do powierzchni korony, gdzie A – korona bez nawisu, B – korona z nawisem [51]



**Rys. 37.** Utwierdzenie modeli (czarne trójkąty) oraz zadany kierunek siły, pod kątem  $45^\circ$  do powierzchni korony, gdzie A – korona bez nawisu, B oraz C – korona z nawisem

Dodatkowo przeprowadzono analizę dla siły wynoszącej 118,2 N, zadanej pod kątem  $75^\circ$ , która uwzględnia koronę zębca z nawisem oraz bez nawisu (rys. 38).



**Rys. 38.** Utwierdzenie modeli (czarne trójkąty) oraz zadany kierunek siły, pod kątem  $75^\circ$  prostopadły do powierzchni korony, gdzie A – korona bez nawisu, B oraz C – korona z nawisem

Wielkość przytaczanego obciążenia stanowi wypadkową trzech sił omawianych w punkcie 2.3.1. *Zęby i kości*. Siły te oddziałują jednocześnie na ząb w trzech kierunkach i wynoszą odpowiednio:

- Y – kierunek osiowy – 114,6 N,
- X – kierunek żucia – 23,4 N,
- Z – kierunek oddziaływania języka – 17,1 N.

Pomiędzy poszczególnymi stykającymi się elementami konstrukcji systemu implantologicznego, dla każdego z rozpatrywanych przypadków, zastosowano kontakty klejone. Zapewniają one sztywność konstrukcji odwzorowując zachowanie się i oddziaływanie implantu umieszczonego w kości pacjenta wobec wszystkich elementów systemu.

Każdy model został podzielony na elementy skończone. Wygląd siatki został przedstawiony na rysunkach omawiających metodę zadania obciążenia i utwierdzenia (rys. 36, 37 oraz 38). Użyto elementów przestrzennych czworościennych o ścianie w kształcie trójkąta (Tet).

W tabeli 16 wypisano liczbę elementów skończonych oraz węzłów dla każdego modelu z podziałem na koronę bez nawisu oraz z nawisem. Liczba ta odnosi się do analizowanych modeli o średnicy implantu  $\phi 6$  i długości  $l = 16$  mm.

**Tabela 16.** Ilości elementów skończonych oraz węzłów w modelach

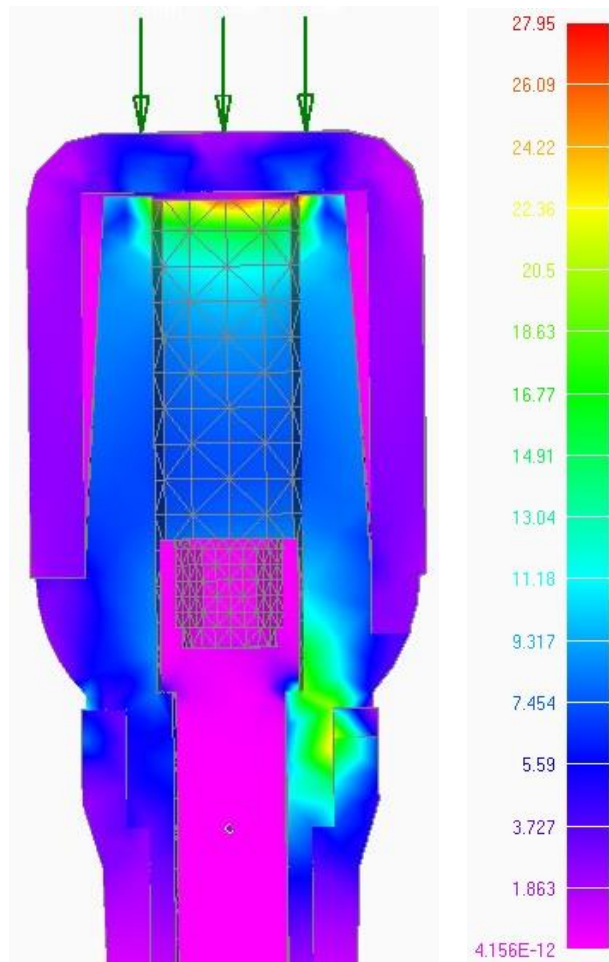
korona bez nawisu		korona z nawisem	
elementy	węzły	elementy	węzły
37323	60559	38298	61759

Analizie nie poddawano mniejszych średnic ze względu na to, że mniejsze średnice stosowane są do zębów przednich i środkowych, u których nie występuje problem powstawania nawisów korony protetycznej. Poza tym, jeśli maksymalne naprężenia będą zagrażać konstrukcji największego implantu, zdecydowanie będą również zagrażać mniejszym średnicom implantu.

Do obliczeń Metodą Elementów Skończonych wykorzystano program FEMAP® wraz z zaimplementowanym solverem obliczeniowym NX™ Nastran. Program stworzony jest przez grupę Siemens PLM Software i stanowi jeden z najpopularniejszych narzędzi światowej klasy w dziedzinie symulacji cyfrowej, będącym pre- i postprocesorem dla zaawansowanych obliczeń Metodą Elementów Skończonych. Oferuje zarówno zaawansowane analizy inżynierskie, jak i podstawowe analizy wytrzymałościowe badanego obiektu [24].

### 4.3. Analiza wytrzymałościowa połączenia korony bez nawisu

Rozkład naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla wybranej siły wynoszącej 200N został przedstawiony na rysunku 39. Rozkład dotyczy modelu z kierunkiem zadania siły prostopadłym do powierzchni korony zęba.

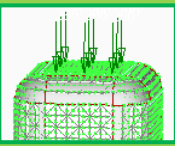


**Rys. 39.** Rozkład naprężeń zredukowanych w MPa według hipotezy Hubera-Misesa dla siły równej 200N i zadanej w kierunku prostopadłym do powierzchni korony zęba

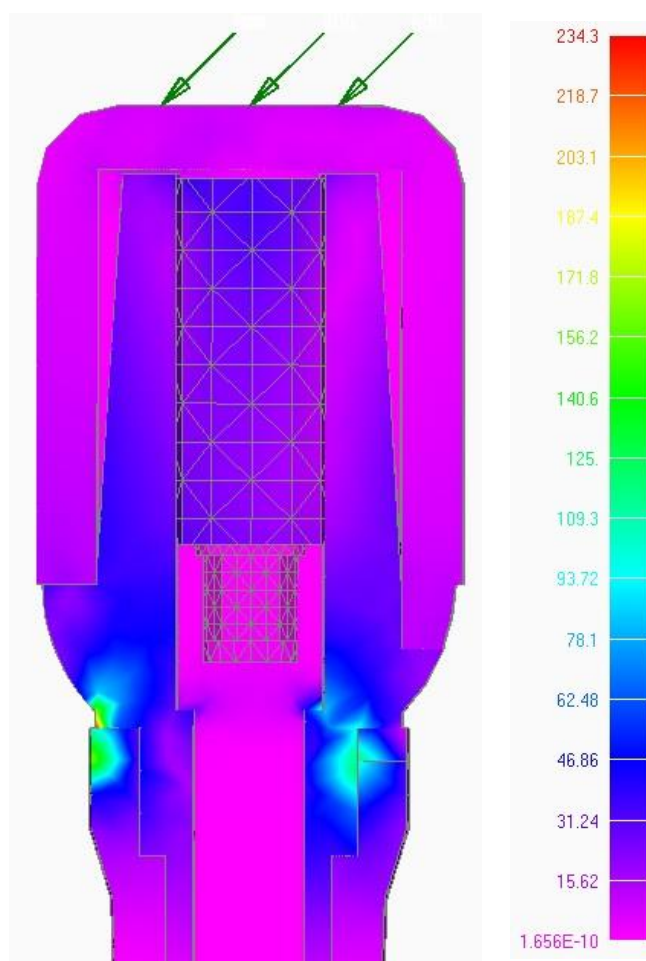
Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa można zaobserwować w górnej części połączenia klejonego korony zęba i łącznika. Kumulację naprężeń można zaobserwować również po prawej stronie połączenia łącznika z implantem. Naprężenia w tym miejscu są wynikiem specyficznego kształtu łącznika produkowanego przez Camlog®. Kształt został omówiony we wcześniejszym rozdziale i charakteryzuje się „falą” w miejscu osadzenia korony. Taki kształt zaburza symetrię modelu i generuje naprężenia, ale ułatwia montaż korony i podnosi estetykę implantu, szczególnie w przypadku zębów przednich.

W tabeli 17 zawarto wyniki analizy naprężeniowej dla korony zęba bez nawisu zadaną siłą prostopadłą do powierzchni korony zęba.

**Tabela 17.** Wyniki analizy naprężeniowej korony zęba bez nawisu dla siły pod kątem 90° [66],[67]

Kierunek zadanego obciążenia	korona bez nawisu	
	wartość siły	maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa
90° 	20 N	2,8 MPa
	100 N	14 MPa
	157,5 N	22 MPa
	196 N	27 MPa
	200 N	28 MPa
	500 N	70 MPa

Rozkład maksymalnych naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla siły zadanej pod kątem 45° w stosunku do powierzchni korony zęba został przedstawiony na rysunku 40. Na tym rysunku przedstawiono przykładowy rozkład siły wynoszącej 200N.

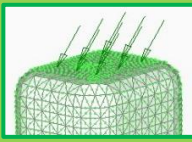


**Rys. 40.** Rozkład naprężeń zredukowanych w MPa według hipotezy Hubera-Misesa dla siły równej 200N i zadanej pod kątem 45° do powierzchni korony zęba

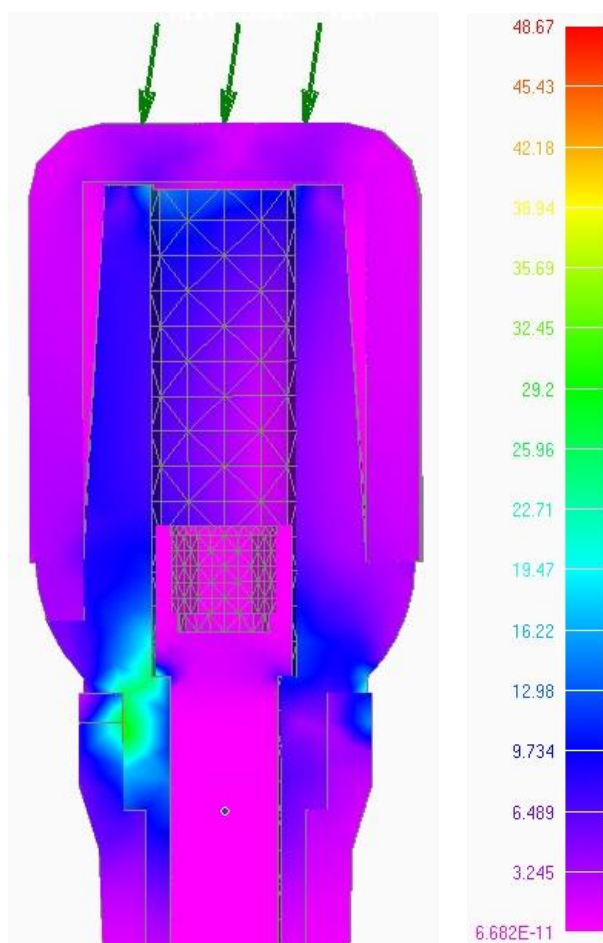
Maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa widoczne są w połączeniu łącznik – implant. Tak, jak poprzednio, kumulacja naprężeń jest wynikiem zaburzonej symetrii na skutek kształtu łącznika, ale ich wartości są zdecydowanie większe.

W tabeli 18 zawarto wyniki analizy naprężeniowej.

**Tabela 18.** Wyniki analizy naprężeniowej korony zęba bez nawisu dla siły pod kątem 45°

Kierunek zadanego obciążenia	korona bez nawisu	
	wartość siły	maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa
45° 	20 N	23,4 MPa
	100 N	117,1 MPa
	157,5 N	184,4 MPa
	196 N	229,5 MPa
	200 N	234,3 MPa
	500 N	585,5 MPa

Rozkład naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla siły wypadkowej został przedstawiony na rysunku 41.



**Rys. 41.** Rozkład naprężeń zredukowanych w MPa według hipotezy Hubera-Misesa dla siły wypadkowej 118,2 N i zadanej pod kątem 75° do powierzchni korony zęba



Maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa widoczne są również w połączeniu łącznik – implant. Wartość naprężenia wynosząca prawie 49 MPa jest większa niż w przypadku wartości naprężenia przy sile zadanej prostopadle do korony zęba, ale jednocześnie o połowę mniejsza niż wartość naprężenia przy sile zadanej pod kątem 45°.

W tabeli 19 zawarto podsumowanie analiz naprężeniowych konstrukcji połączonej klejowo przy zastosowaniu korony zęba bez nawisu i różnej kombinacji wielkości i kierunku zadawanego obciążenia.

**Tabela 19.** Wyniki analizy naprężeniowej korony zęba bez nawisu [66],[67]

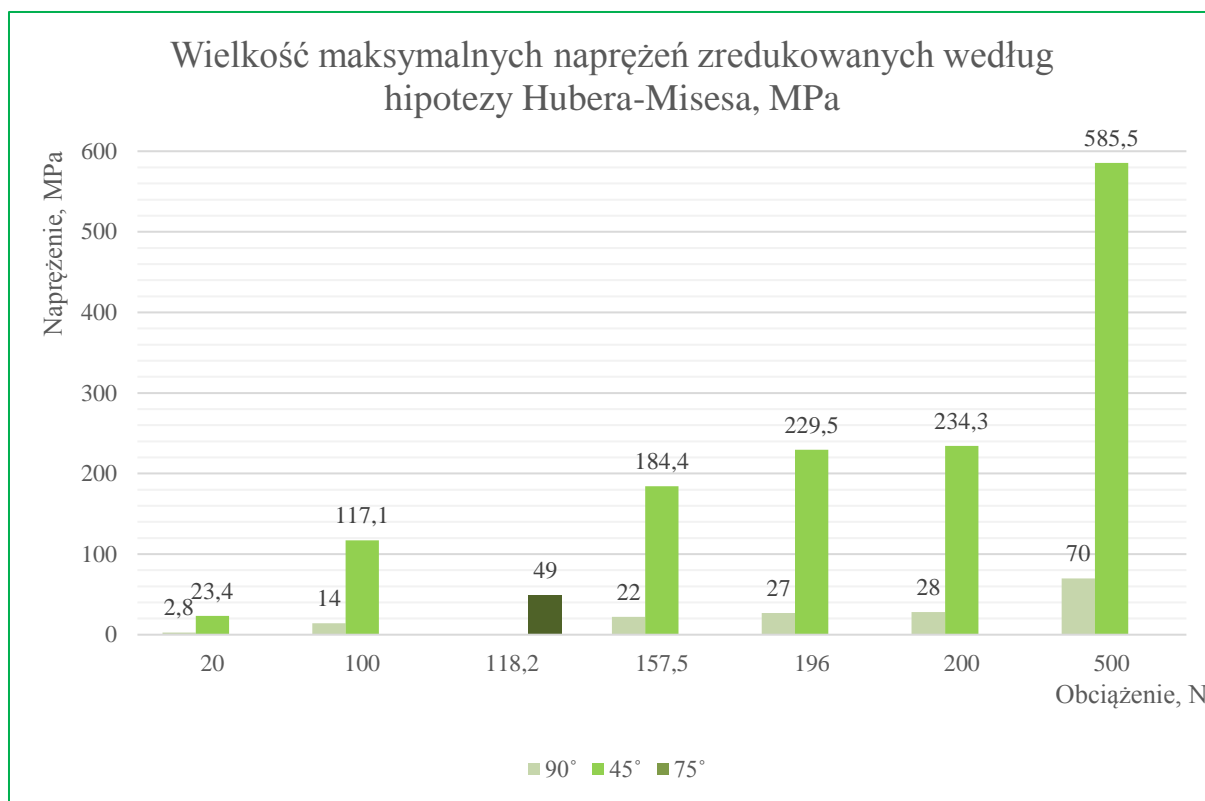
korona bez nawisu			
wartość siły	maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa		
	90°	45°	75°
20 N	2,8 MPa	23,4 MPa	-
100 N	14 MPa	117,1 MPa	-
118,2 N	-	-	49 MPa
157,5 N	22 MPa	184,4 MPa	-
196 N	27 MPa	229,5 MPa	-
200 N	28 MPa	234,3 MPa	-
500 N	70 MPa	585,5 MPa	-

Analizując wyniki można stwierdzić, że nie tylko wartość obciążenia, ale również kąt pod jakim działa obciążenie na koronę zęba ma istotny wpływ na wielkości naprężeń generowanych w konstrukcji implantu. Maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa są ponad ośmiokrotnie większe przy sile zadanej pod kątem 45° niż maksymalne wartości przy sile zadanej prostopadle do powierzchni korony. Może to oznaczać, że samo proste gryzienie czy zagryzanie zębów, nie jest tak niebezpieczne dla powodzenia leczenia implantologicznego i całej konstrukcji systemu implantologicznego, jak żucie czy zaciskanie zębów pod kątem.

Generowane naprężenia przy sile 500 N, którą są w stanie wytworzyć pacjenci posiadający parafunkcje zgryzu, takie jak bruksizm, nie są niebezpieczne ani dla całej konstrukcji implantu, ani dla kleju stomatologicznego przy sile zadanej pod kątem 90°. Zakładając, że procesy osteointegracji przebiegły pomyślnie, higiena implantu została zachowana, nie ma innych przeciwwskazań, a pacjent z bruksizmem jedynie zagryza zęby przez sen, ale nimi nie zgrzyta, leczenie implantologiczne ma szansę zakończyć się sukcesem. Niestety szansa jest znacznie mniejsza, jeśli siły zgryzu będą skierowane pod kątem 45°.

Biorąc pod uwagę działanie wszystkich trzech sił na zęba jednocześnie, stanowiących siłę wypadkową równą 118,2 N zadaną pod kątem 75°, maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa nie zagrażają konstrukcji implantu.

Na rysunku 42 przedstawiono wykres wzrostu wartości maksymalnego naprężenia zredukowanego według hipotezy Hubera-Misesa dla wszystkich analizowanych kierunków i wartości obciążeń z uwzględnieniem wyników analizy dla siły wypadkowej.

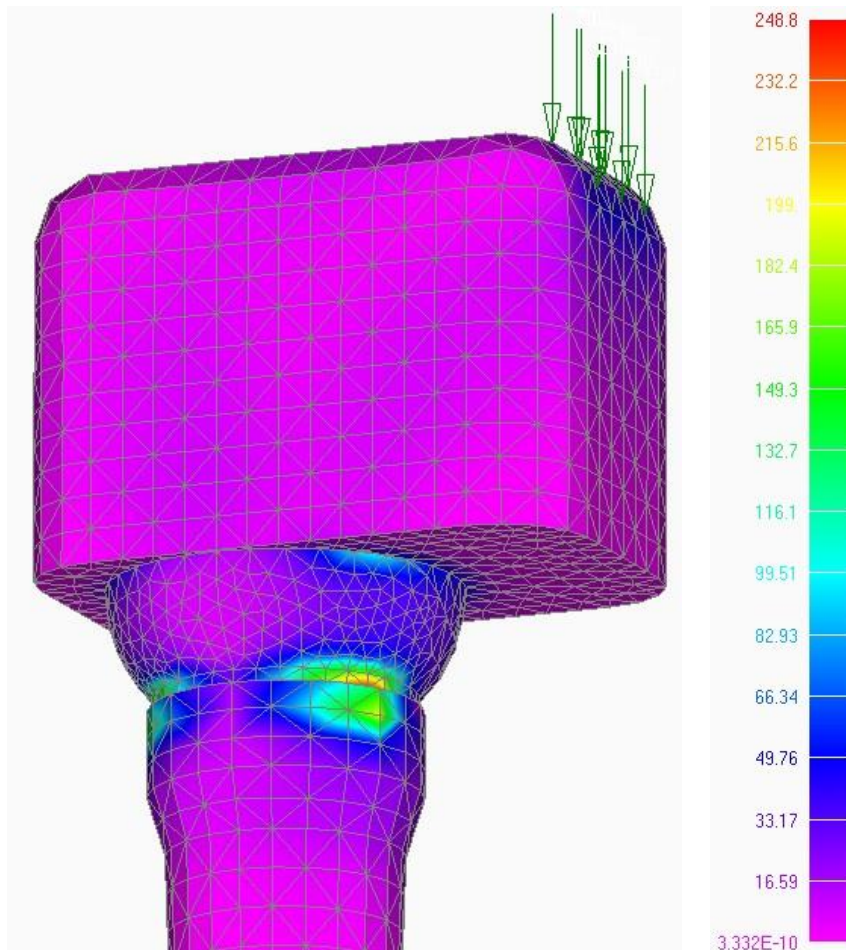


**Rys. 42.** Porównanie wielkości maksymalnych naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla korony zęba bez nawisu i z uwzględnieniem kierunku działania obciążenia

Dla badań połączenia implant – kość ważnym czynnikiem decydującym o wartości generowanego naprężenia jest średnica implantu, jaką umieszcza się w kości. Długość śruby nie wpływa znacznie na rozkład naprężeń w kości [20]. Po wynikach analizy można wywnioskować, że dla połączeń łącznik – korona ważnym czynnikiem decydującym o wartości generowanego naprężenia nie jest jedynie sama wielkość obciążenia, ale również kąt, pod którym dane obciążenie zostało zadane. Maksymalne naprężenia zredukowane przy obciążeniu zadany pod kątem 90° są ponad ośmiokrotnie mniejsze od tych przy obciążeniu zadany pod kątem 45°.

#### 4.4. Analiza wytrzymałościowa połączenia korony z nawisem

Rozkład naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla przykładowej siły wynoszącej 200N został przedstawiony na rysunku 43. Rozkład dotyczy modelu z kierunkiem zadania siły prostopadłym do powierzchni korony zęba.

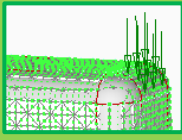


**Rys. 43.** Rozkład maksymalnych naprężeń zredukowanych w MPa według hipotezy Hubera-Misesa dla siły równej 200N i zadanej w kierunku prostopadłym do powierzchni korony zęba z nawisem

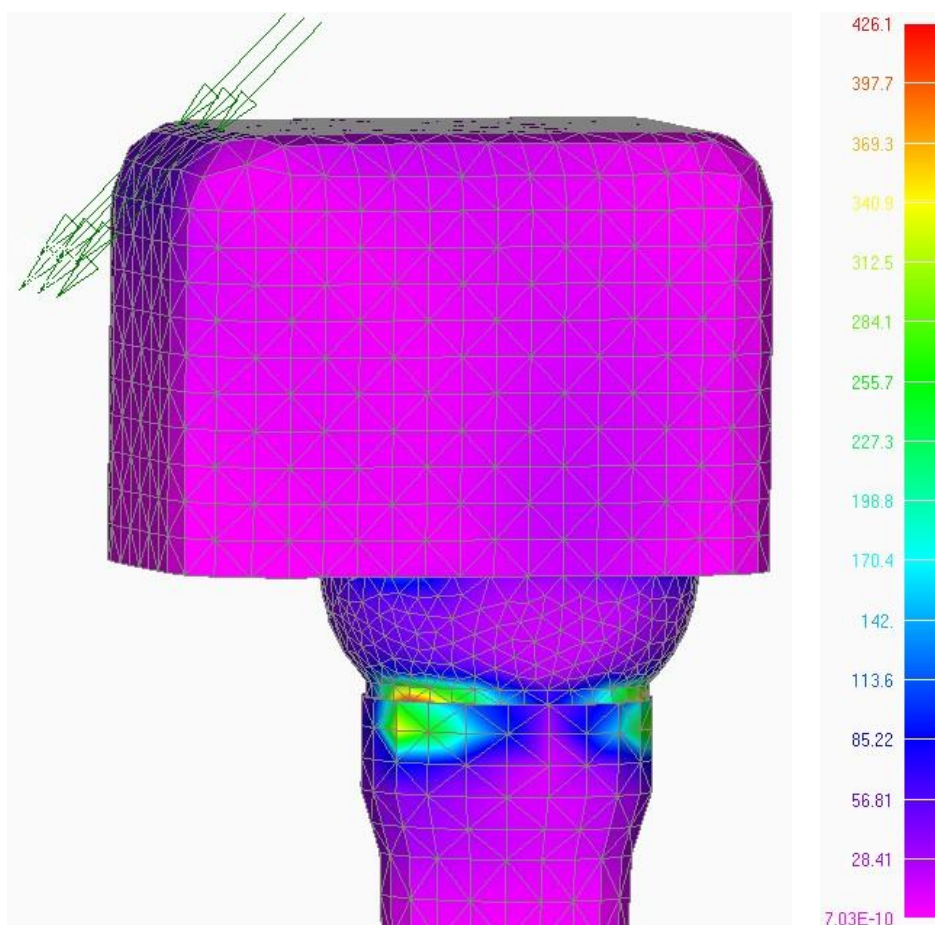
Dla tego przypadku zadania obciążenia, maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa dla korony zęba z nawisem jednostronnym (wynoszącym 3mm) odnotowano w środkowej części konstrukcji – w miejscu połączeniu łącznika z implantem. Przy analizie pod obciążeniem 200N, maksymalne naprężenia zredukowane wyniosły aż prawie 250 MPa. Dla przypomnienia, dla korony zęba bez nawisu poddanej takim samym parametrom badania, maksymalne naprężenia zredukowane wyniosły jedynie 28 MPa. Jest to prawie dziesięciokrotna różnica. Oznacza to, że nawis u korony protetycznej znacznie podnosi wielkość naprężeń generowanych w konstrukcji implantu i zmniejsza jej wytrzymałość.

W tabeli 20 zawarto wyniki analizy naprężeniowej dla korony zęba z nawisem jednostronnym z zadaną siłą prostopadłą do powierzchni korony zęba.

**Tabela 20.** Wyniki analizy naprężeniowej korony zęba z nawisem dla siły pod kątem 90° [66]

Kierunek zadanego obciążenia	korona z nawisem	
	wartość siły	maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa
90° 	20 N	25 MPa
	100 N	124,5 MPa
	157,5 N	196 MPa
	196 N	244 MPa
	200 N	249 MPa
	500 N	622,5 MPa

Rozkład maksymalnych naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla siły zadanej pod kątem 45° w stosunku do powierzchni korony zęba z nawisem został przedstawiony na rysunku 44. Na tym rysunku przedstawiono rozkład dla przykładowej siły wynoszącej 200N. Dla rozróżnienia kierunków, ten został nazwany „lewostronnym”.

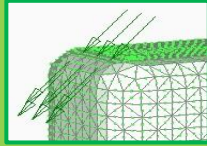


**Rys. 44.** Rozkład maksymalnych naprężeń zredukowanych w MPa według hipotezy Hubera-Misesa dla siły równej 200N i zadanej pod kątem 45° w kierunku „lewym” dla korony zęba z nawisem

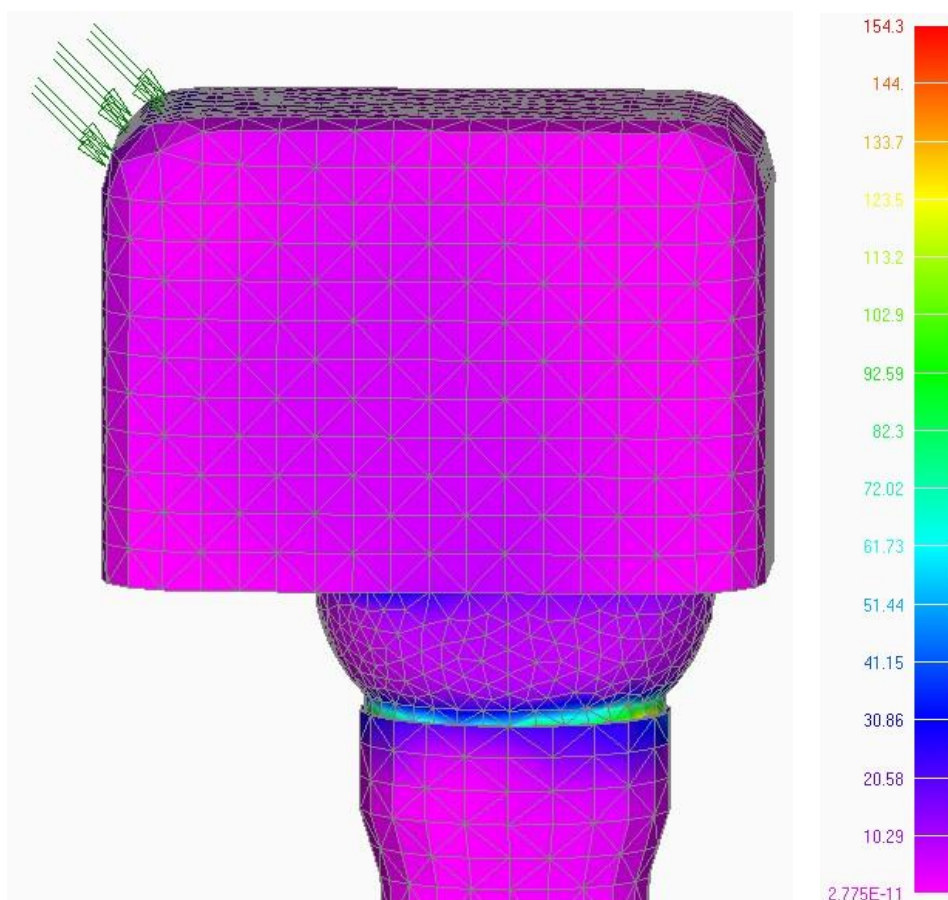
Maksymalne zredukowane naprężenia według hipotezy Hubera-Misesa dla tego przypadku mają podobny rozkład, ale wartości znacznie większego rzędu. Maksymalne naprężenia są prawie dwukrotnie większe i wynoszą wnet 430 MPa.

W tabeli 21 zawarto wyniki analizy dla siły zadanej pod kątem 45° „lewostronnie”.

**Tabela 21.** Wyniki analizy naprężeniowej korony zęba z nawisem dla siły pod kątem 45°

Kierunek zadanego obciążenia	korona z nawisem	
	wartość siły	maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa
45° 	20 N	42,6 MPa
	100 N	213 MPa
	157,5 N	335,5 MPa
	196 N	417,5 MPa
	200 N	426 MPa
	500 N	1065 MPa

Rozkład maksymalnych naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla siły zadanej pod kątem 45° do powierzchni korony z nawisem przedstawiono na rysunku 45. Na rysunku pokazano rozkład dla siły wynoszącej 200N i zadanej „prawostronnie”.

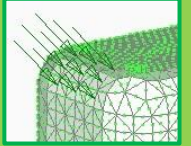


**Rys. 45.** Rozkład maksymalnych naprężeń zredukowanych w MPa według hipotezy Hubera-Misesa dla siły równej 200N i zadanej pod kątem 45° w kierunku „prawym” dla korony zęba z nawisem

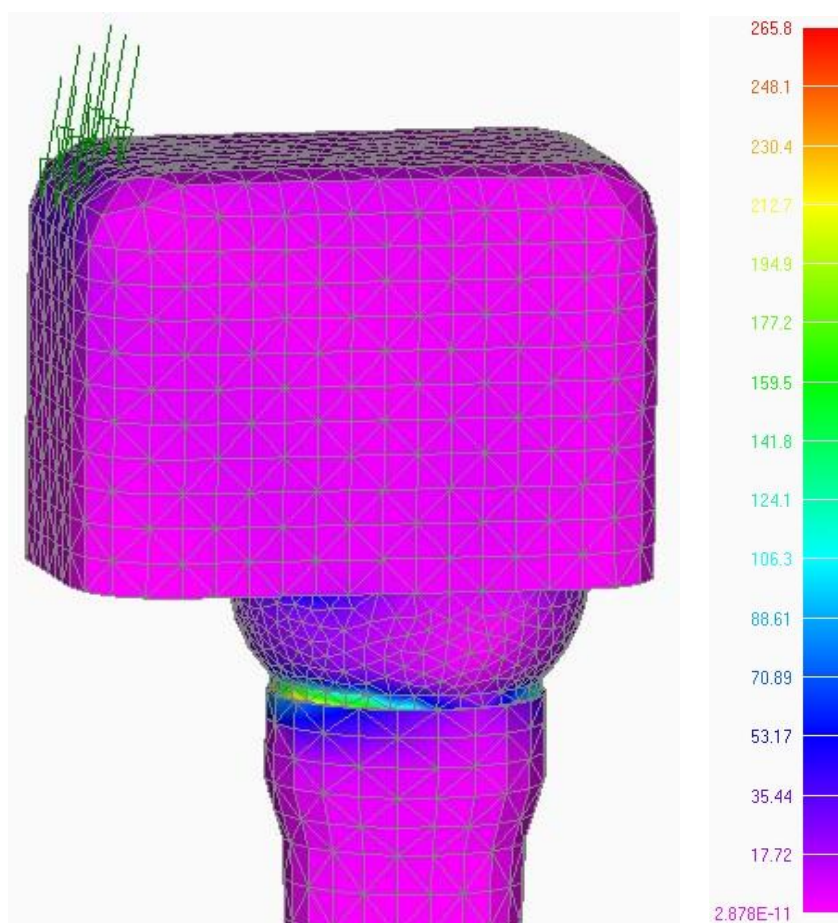
Wartość maksymalnego naprężenia zredukowanego według hipotezy Hubera-Misesa znacznie się zmniejszyła, gdy obciążenie zostało zadane w przeciwnym kierunku.

W tabeli 22 zawarto wyniki analizy naprężeniowej dla siły zadanej pod kątem 45°. Dla rozróżnienia siła ta została oznaczona jako „prawostronna”.

**Tabela 22.** Wyniki analizy naprężeniowej korony zęba z nawisem dla siły pod kątem 45°

Kierunek zadanego obciążenia	korona z nawisem	
	wartość siły	maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa
45° 	20 N	15,4 MPa
	100 N	77 MPa
	157,5 N	121 MPa
	196 N	151 MPa
	200 N	154 MPa
	500 N	385 MPa

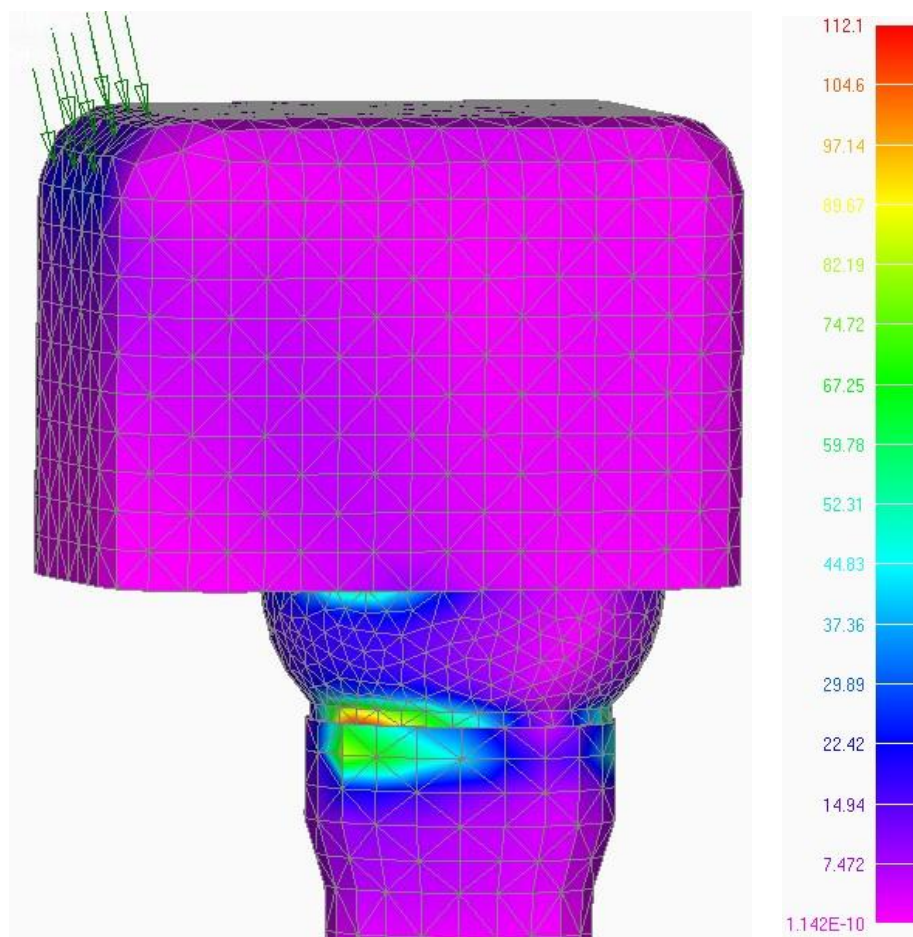
Rozkład naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla siły wypadkowej w kierunku „lewostronnym” został przedstawiony na rysunku 46.



**Rys. 46.** Rozkład naprężeń zredukowanych w MPa według hipotezy Hubera-Misesa dla siły wypadkowej 118,2 N i zadanej pod kątem 75° w kierunku „lewym” do powierzchni korony zęba z nawisem

Wartość naprężenia wynosząca 266 MPa jest znacznie większa niż naprężenie maksymalne korony zęba bez nawisu dla tego samego przypadku.

Rozkład naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla siły wypadkowej ze zwrotem „prawostronnym” i dla korony zęba z nawisem został przedstawiony na rysunku 47.



**Rys. 47.** Rozkład naprężeń zredukowanych w MPa według hipotezy Hubera-Misesa dla siły wypadkowej 118,2 N i zadanej pod kątem 75° do powierzchni korony zęba

Maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa widoczne są w połączeniu łącznik – implant tak, jak we wszystkich analizowanych przypadkach z koroną protetyczną z nawisem. Wartość naprężenia wynosząca 112 MPa jest prawie dwukrotnie mniejsza od wartości naprężenia przy sile zadanej w przeciwnym kierunku. Jednocześnie wartość ta jest dwukrotnie większa niż naprężenie maksymalne korony zęba bez nawisu.

W tabeli 23 zawarto podsumowanie analiz naprężeniowych konstrukcji połączonej klejowo przy zastosowaniu korony zęba z nawisem i różnej kombinacji wielkości i kierunku zadawanego obciążenia.

**Tabela 23.** Wyniki analizy naprężeniowej korony zęba z nawisem [66]

korona z nawisem					
wartość siły	maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa				
	90°	45° „lewy”	45° „prawy”	75° „lewy”	75° „prawy”
20 N	25 MPa	42,6 MPa	15,4 MPa	-	-
100 N	124,5 MPa	213 MPa	77 MPa	-	-
118,2 N	-	-	-	266 MPa	112 MPa
157,5 N	196 MPa	335,5 MPa	121 MPa	-	-
196 N	244 MPa	417,5 MPa	151 MPa	-	-
200 N	249 MPa	426 MPa	154 MPa	-	-
500 N	622,5 MPa	1065 MPa	385 MPa	-	-

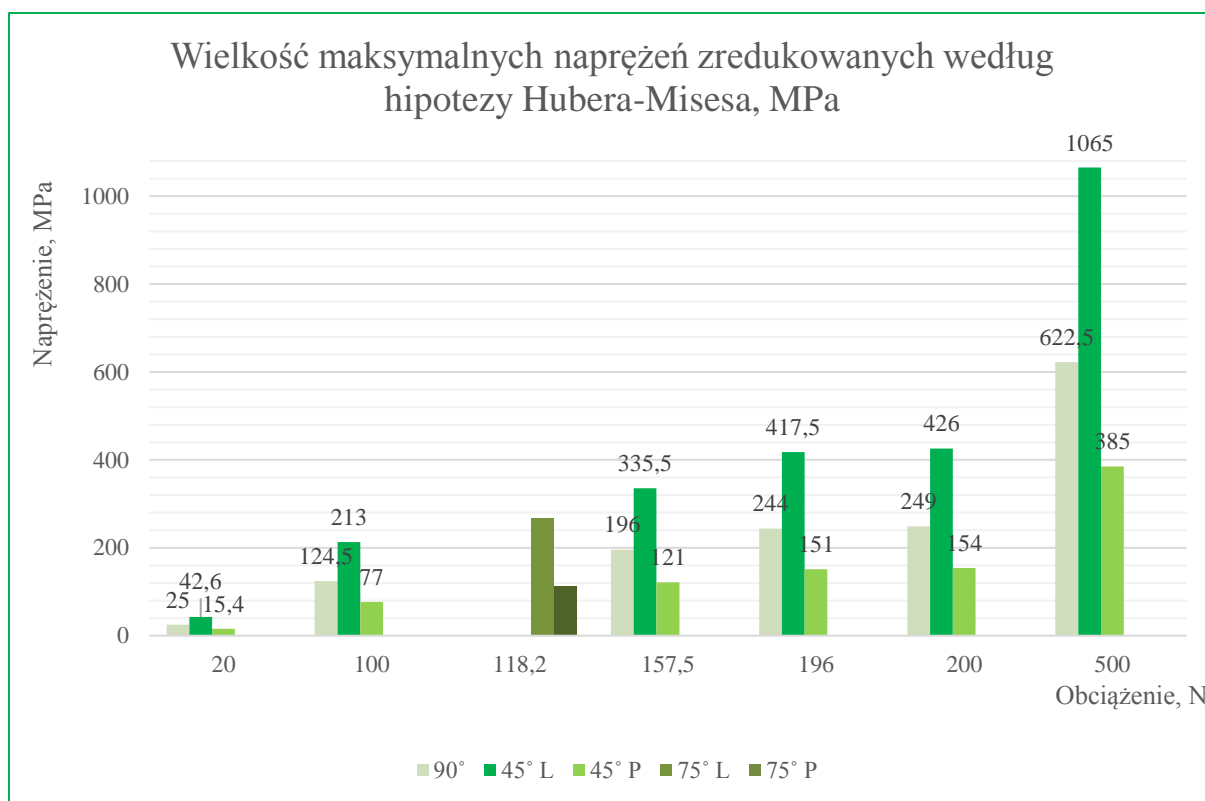
Analizując wyniki można stwierdzić, że – tak, jak w przypadku korony bez nawisu – nie tylko wartość obciążenia, ale również kąt pod jakim działa obciążenie na koronę zęba oraz kierunek ma istotny wpływ na wielkości naprężeń generowanych w konstrukcji implantu. Maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa są prawie dwukrotnie większe przy sile zadanej pod kątem 45° „lewostronnie” niż maksymalne wartości przy sile zadanej prostopadle do powierzchni korony. Najmniejsze wartości generowane były przy zadanej sile pod kątem 45° „prawostronnie”.

Generowane naprężenia przy sile 500 N, którą są w stanie wytworzyć pacjenci posiadający parafunkcje zgryzu, przy koronie zęba z nawisem są niebezpieczne dla całej konstrukcji implantu. Szczególnie dla siły zadanej pod kątem 45° „lewostronnie”. Naprężenia o wielkości ponad 1000 MPa są bardzo niebezpieczne dla konstrukcji metalowej i przekraczają wytrzymałość nawet materiałów stalowych. Takiego obciążenia konstrukcja nie wytrzyma i ulegnie zniszczeniu przy codziennym funkcjonowaniu. Również przy sile zadanej prostopadle do powierzchni korony, maksymalne naprężenia zredukowane są niebezpiecznie wysokie i mogą być niebezpieczne dla konstrukcji systemu implantacyjnego.

Maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa dla siły wypadkowej 118,2N nie zagrażają konstrukcji, chociaż naprężenia zwiększają się dwukrotnie, jeśli kierunek zadania siły zostanie zmieniony z „prawostronnego” na „lewostronny”.

Na rysunku 48 przedstawiono wykres wzrostu wartości maksymalnego naprężenia zredukowanego według hipotezy Hubera-Misesa dla wszystkich analizowanych kierunków i wartości obciążeń z uwzględnieniem wyników analiz „lewostronnych” oraz „prawostronnych”.





**Rys. 48.** Porównanie wielkości maksymalnych naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla korony zęba z nawisem i z uwzględnieniem kierunku działania i wartości obciążenia

Nawis jednostronny korony protetycznej znacznie zwiększa generowane naprężenia w konstrukcji systemu implantacyjnego. Maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa w każdym przypadku odnotowano w miejscu połączenia śruby implantu z łącznikiem. Po wynikach analizy można wywnioskować, że dla połączeń łącznik – korona ważnym czynnikiem decydującym o wartości generowanego naprężenia nie jest jedynie sama wielkość obciążenia, ale również szereg innych aspektów. Są to przede wszystkim kąt, pod którym dane obciążenie zostało zadane, a także kierunek siły oraz występowanie nawisu. Maksymalne naprężenia zredukowane przy obciążeniu zadany pod kątem 45° „lewostronnie” i przy sile równej 500N wyniosły aż 1065 MPa. Wynik przekracza wytrzymałość materiałów stalowych i konstrukcja ulegnie definitywnie zniszczeniu. W przypadku konieczności zastosowania nawisu w koronie protetycznej, rozwiązanie nie jest polecane osobom posiadającym parafunkcje zgryzu.

## 4.5. Porównanie wyników

Porównując ze sobą wyniki analiz wytrzymałościowych dla systemów implantacyjnych zaopatrzonych w korony bez nawisu oraz w korony z nawisem jednostronnym o wielkości 3mm, bardzo łatwo można zauważyć wzrost wielkości generowanego maksymalnego naprężenia w przypadku koron niestandardowych. Występowanie nawisu znacząco wpływa na stabilność konstrukcji, obniżając jej wytrzymałość.

W tabeli 24 przedstawiono porównanie wartości maksymalnego naprężenia zredukowanego według hipotezy Hubera-Misesa dla wszystkich wartości obciążenia oraz kierunku jego zadania, uwzględniając koronę protetyczną bez nawisu oraz z nawisem.

**Tabela 24.** Podsumowanie analiz wytrzymałościowych dla koron z nawisem oraz bez nawisu [66],[67]

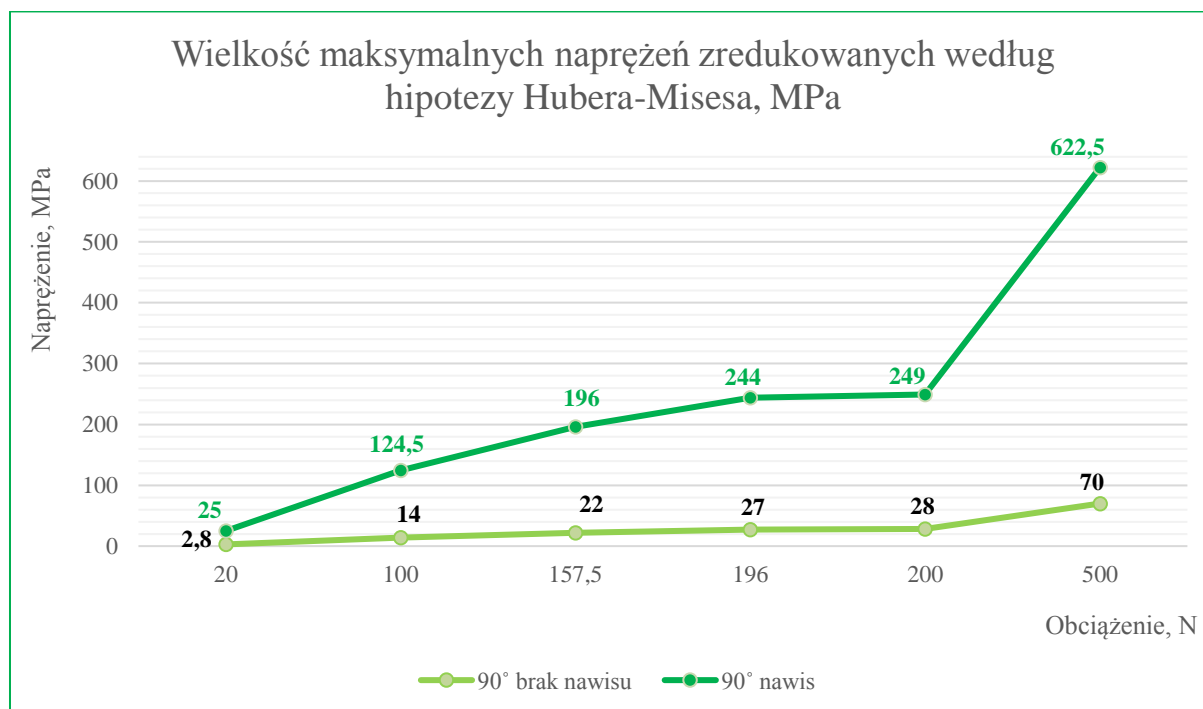
wartość siły	maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa [MPa]							
	90°		45°	45° „lewy”	45° „prawy”	75°	75° „lewy”	75° „prawy”
	brak nawisu	nawis 3mm	brak nawisu	nawis 3mm		brak nawisu	nawis 3mm	
20 N	2,8	25	23,4	42,6	15,4	-		
100 N	14	124,5	117,1	213	77	-		
118,2 N	-		-			49	266	112
157,5 N	22	196	184,4	335,5	121	-		
196 N	27	244	229,5	417,5	151	-		
200 N	28	249	234,3	426	154	-		
500 N	70	622,5	585,5	1065	385	-		

Przy sile zadanej prostopadle do powierzchni korony zęba, czyli pod kątem 90°, wartości naprężenia zwiększają się prawie dziewięciokrotnie dla korony z nawisem w stosunku do korony bez nawisu. Pomimo dużej wielkości maksymalnego naprężenia przy obciążeniu wynoszącym 500N, współczynniki bezpieczeństwa nie zostały przekroczone. Wytrzymałość na rozciąganie dla stopu Co-Cr wynosi 790 MPa, a dla stopu tytanu Ti6Al4V – 860 MPa [84].

Dla sił zadanych pod kątem 45° maksymalne naprężenie zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa jest dwukrotnie mniejsze dla korony bez nawisu niż dla korony z nawisem, gdzie obciążenie zadano „lewostronnie”. Wartość naprężenia wynosząca 1065 MPa znacznie przekracza współczynniki bezpieczeństwa i wiadomym jest, że konstrukcja systemu implantologicznego nie wytrzyma tak dużego obciążenia generowanego przez osoby posiadające parafunkcje zgryzu.

Sprawdzenie wielkości naprężenia wygenerowanego przy zastosowaniu siły wypadkowej trzech sił działających jednocześnie na koronę zęba pod kątem 75° wykazało, że takie naprężenia nie zagrażają konstrukcji implantu.

Wizualne porównanie wyników analiz wytrzymałościowych przy zastosowaniu obciążenia zadanego prostopadle do korony zęba zostało przedstawione na rysunku 49.



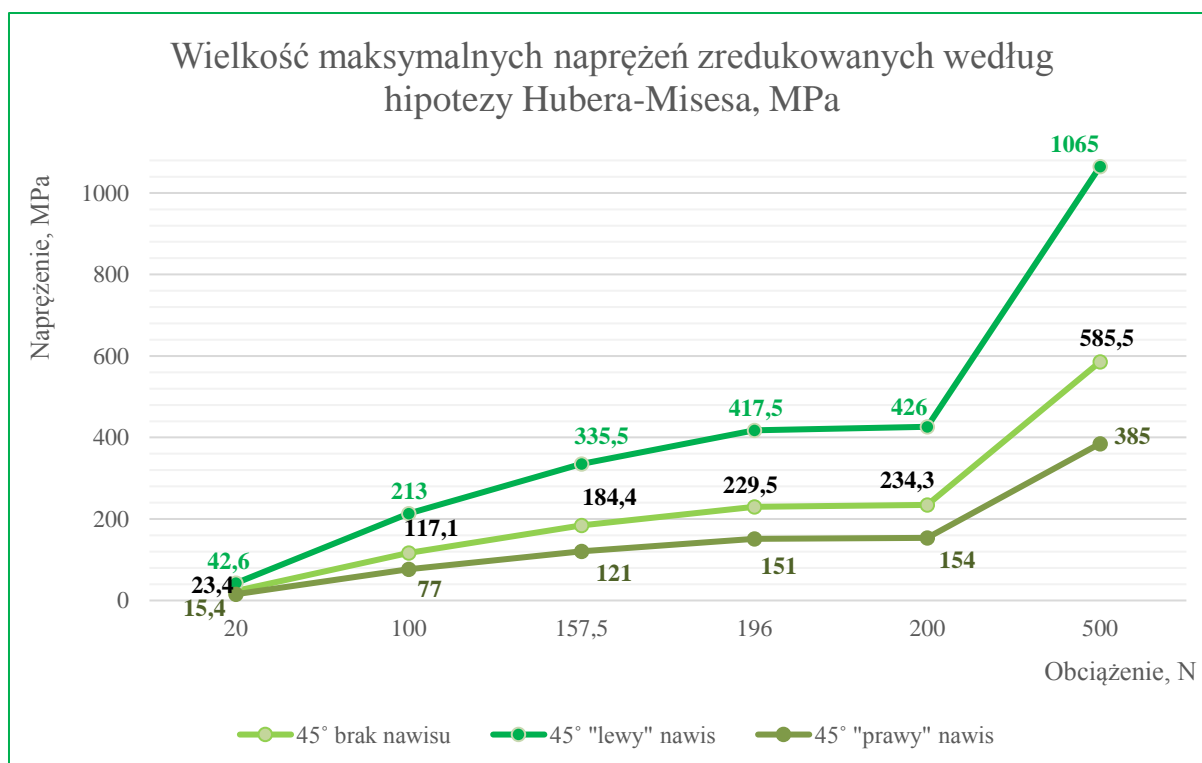
**Rys. 49.** Porównanie wielkości maksymalnych naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla korony zęba bez nawisu oraz z nawisem dla obciążenia zadanego pod kątem 90° do powierzchni korony

Na wykresie widoczny jest znaczący wzrost naprężeń jedynie przy zastosowaniu nawisu. Najbardziej widoczna jest wartość maksymalnego naprężenia zredukowanego według hipotezy Hubera-Misesa przy obciążeniu wynoszącym 500N.

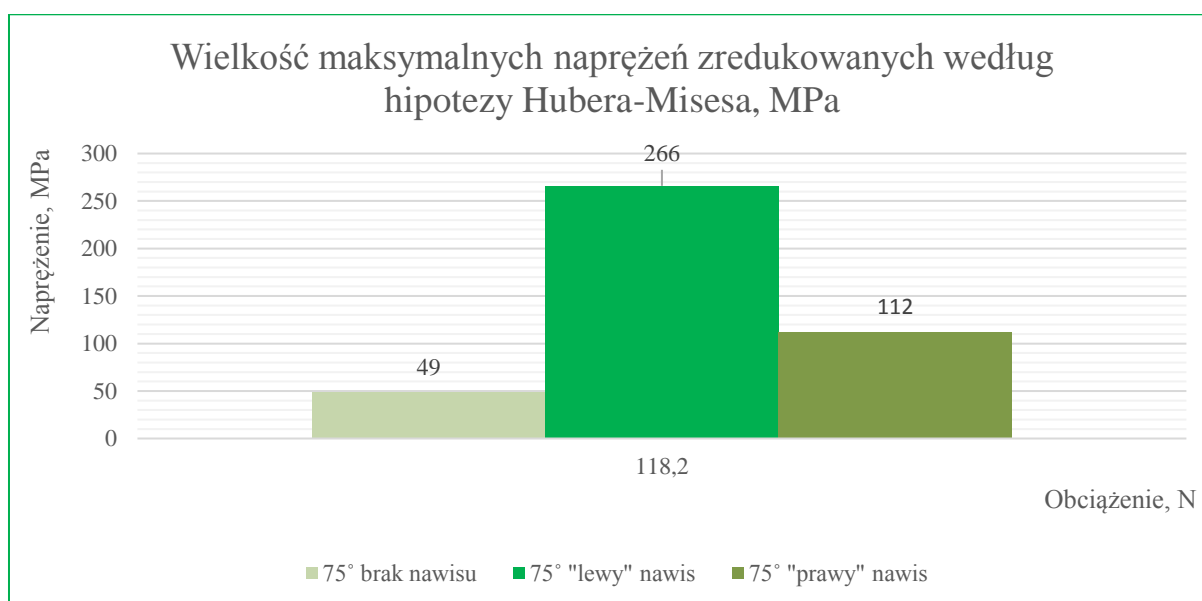
Na rysunku 50 przedstawiono porównanie wyników analiz dla obciążenia zadanego pod kątem 45° dla systemu implantacyjnego bez nawisu oraz z zastosowanym nawisem korony zęba.

W tym przypadku oczywistym jest, że przy założeniu prawidłowo przebiegającego procesu osteointegracji i przy zastosowaniu nawisu u pacjenta, konstrukcja systemu implantologicznego nie jest w stanie wytrzymać obciążenia generowanego u osoby z parafunkcją zgryzu.

Na rysunku 51 przedstawiono wyniki symulacji dla przypadku, gdzie obciążenie stanowi wypadkową trzech sił i skierowane jest pod kątem 75° w stosunku do powierzchni korony zęba. Takie obciążenie nie stanowi zagrożenia dla konstrukcji systemu.



**Rys. 50.** Porównanie wielkości maksymalnych naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla korony zęba bez nawisu oraz z nawisem dla obciążenia zadanego pod kątem 45° do powierzchni korony



**Rys. 51.** Porównanie wielkości maksymalnych naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa dla korony zęba bez nawisu oraz z nawisem dla obciążenia zadanego pod kątem 75° do powierzchni korony

Dzięki symulacjom komputerowym możliwe jest zbadanie wpływu wybranej geometrii korony na wytrzymałość poszczególnych połączeń konstrukcji jeszcze przed rzeczywistym zabiegiem na pacjencie. Możliwe jest oszacowanie powodzenia leczenia implantacyjnego u osób z pozytywnie zakończoną osteointegracją.

## 5. BADANIA EKSPERYMENTALNE

Badania eksperymentalne zakładają doświadczalne zbadanie popularnego kleju stomatologicznego stosowanego do osadzania koron protetycznych – RelyX Temp NE. Eksperyment zakłada zmęczeniowe badania kleju będącego spoiwem dla próbki i płytki wykonanych ze stali nierdzewnej z podziałem na odpowiednie czasy schnięcia kleju.

Ze względu na zmienne warunki panujące w jamie ustnej, pomijając nawet wpływ śliny, temperatury czy wpływ spożywanych pokarmów na zęby, jak również i na implanty stomatologiczne, działają tam zmienne obciążenia w czasie. Wynikają one z codziennej pracy jamy ustnej i całego układu stomatognatycznego, który poprzez gryzienie, rozdrabnianie pokarmów, mówienie czy w wyniku różnych parafunkcji zgryzu, generuje zmienne naprężenia w biomateriałach. Zmienne naprężenia wpływają bezpośrednio na zmniejszenie się wytrzymałości danego materiału, a więc mamy do czynienia ze zjawiskiem **zmęczenia materiałów** [76]. Tak, jak często różnego typu elementy maszyn ulegają zniszczeniu znacznie szybciej przy mniejszych naprężeniach od ich wytrzymałości doraźnej, tak samo elementy konstrukcyjne systemu implantologicznego mogą ulec szybszemu zużyciu na skutek naprężeń zmiennych w czasie, niż wynikałoby to z ich gwarantowanej przez producenta wytrzymałości.

Czynnikami, które wpływają bezpośrednio na wytrzymałość są [25]:

- kształt elementu i działanie karbu,
- jakość i obróbka, czyli chropowatość powierzchni materiału,
- rozmiary elementu, czyli jego grubość.

Wyniki badań zmęczeniowych najczęściej przedstawia się za pomocą charakterystyki Wöhlera, która przedstawia zależność pomiędzy czasem, jaki wytrzymała próbka od początku badania do zniszczenia wyrażonym w cyklach a naprężeniem maksymalnym działającym na tą próbkę. Zmieniając wartość naprężenia maksymalnego, któremu poddana jest próbka można łatwo zaobserwować i określić pewną graniczną wartość naprężenia, dla którego próbka będzie pracować nieograniczoną liczbę cykli [41].

Do przedstawienia zależności między trwałością zmęczeniową a naprężeniem lub odkształceniem, stosuje się najczęściej zależność podwójnie logarytmiczną, dzięki której możliwe jest przedstawienie wyników badań zmęczeniowych na wykresie Wöhlera w postaci linii pochyłej pod pewnym kątem do osi uzyskanej dzięki liczbie cykli [54].

Zależność pojedynczo logarymiczna przedstawia się w postaci [6],[28],[53],[54]:

$$\lg N_f = A + B\sigma_a \quad (5.1)$$

gdzie:

$N_f$  – trwałość zmęczeniowa w cyklach lub czas przy obciążeniach losowych,

$\sigma_a$  – amplituda naprężenia,

A, B – stałe modelu regresji.

Na podstawie zależności pojedynczo logarymicznej można wyznaczyć model równania regresji, który będzie miał następującą postać:

$$Y = A + BX \quad (5.2)$$

gdzie:

$Y = \lg N_f$  – logarytm trwałości (liczby cykli),

$X = \sigma_a$  – amplituda naprężenia.

Stałe modelu regresji A i B będące estymatorami, wyznacza się używając metody najmniejszych kwadratów z poniższych równań:

$$\hat{A} = \bar{Y} - \hat{B}\bar{X} \quad (5.3)$$

$$\hat{B} = \frac{\sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X})^2} \quad (5.4)$$

gdzie:

$$\bar{Y} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k Y_i \quad (5.5)$$

$$\bar{X} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k X_i \quad (5.6)$$

Na podstawie współczynnika asymetrii cyklu R oraz współczynnika stałości obciążenia K możliwe jest także opisanie niesymetryczności cyklu. Cykl niesymetryczny charakteryzuje się obciążeniem zmęczeniowym z niezerową wartością średnią.

Współczynnik asymetrii cyklu  $R$  oraz współczynnik stałości obciążenia  $K$  oblicza się bezpośrednio ze wzorów [54]:

$$R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}} \quad (5.7)$$

gdzie:

$\sigma_{min}$  – naprężenie minimalne cyklu,

$\sigma_{max}$  – naprężenie maksymalne cyklu.

$$K = \frac{\sigma_m}{\sigma_a} \quad (5.8)$$

gdzie:

$\sigma_m$  – wartość średnia naprężenia,

$\sigma_a$  – amplituda naprężenia.

Powyższe wielkości można zapisać w sposób [54]:

$$\sigma_{max} = \sigma_m + \sigma_a \quad (5.9)$$

$$\sigma_{min} = \sigma_m - \sigma_a \quad (5.10)$$

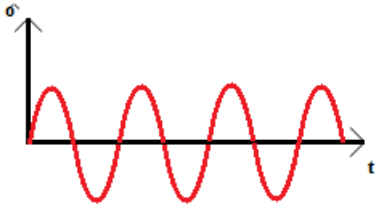
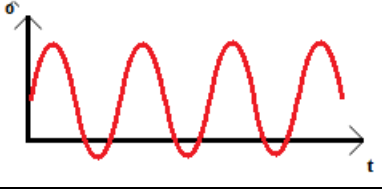
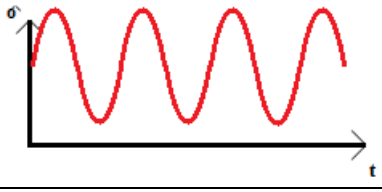
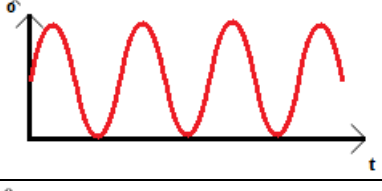
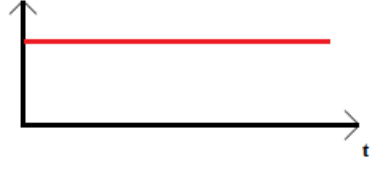
Z czego łatwo można zauważyć zależność:

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} \quad (5.11)$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} \quad (5.12)$$

Biorąc pod uwagę znaki oraz zakresy zmian naprężeń wyróżnia się kilka podstawowych cykli naprężeń, które scharakteryzowano i zestawiono w tabeli 25.

**Tabela 25.** Charakterystyka cykli naprężeń pod względem znaków i zmian naprężeń [42],[54]

Charakterystyka cykli naprężenia			
Wartości naprężenia	Wartości współczynników	Nazwa cyklu	Schemat
$\sigma_{\max} = -\sigma_{\min}$ $\sigma_m = 0$ $\sigma_a = \sigma_{\max}$	$R = -1$ $K = 0$	<b>symetryczny (wahadłowy)</b>	
$\sigma_{\max} > 0$ $\sigma_{\min} < 0$ $\sigma_a > 0$ $\sigma_m > 0$	$-1 < R < 0$ $0 < K < 1$	<b>dwustronny (niesymetryczny)*</b>	
$\sigma_{\max} > 0$ $\sigma_{\min} > 0$ $\sigma_a > 0$ $\sigma_m > 0$	$0 < R < 1$ $1 < K < +\infty$	<b>jednostronny tętniący*</b>	
$\sigma_{\max} > 0$ $\sigma_{\min} = 0$ $\sigma_a = \frac{1}{2} \sigma_{\max}$ $\sigma_m = \frac{1}{2} \sigma_{\max}$	$R = 0$ $K = 1$	<b>Odzerowo tętniący*</b>	
$\sigma_{\max} > 0$ $\sigma_{\min} > 0$ $\sigma_a = 0$ $\sigma_m > 0$	$R = +1$ $K = +\infty$	<b>stały*</b>	
-	-	<b>eksploatacyjny (losowy)</b>	cykl charakteryzuje się losowym przebiegiem

\* Cykl może być również ujemny i charakteryzuje się ujemnymi wartościami naprężenia oprócz amplitudy naprężenia, która zawsze jest  $\geq 0$ .

Nie tylko w stomatologii, ale w całej szeroko pojętej medycynie istnieje wiele pytań, na które odpowiedź mogą przynieść różnego rodzaju badania eksperymentalne. Często stosowane są tzw. metody DNA, czyli doświadczalna analiza odkształceń i naprężeń, których celem jest ocena stanu odkształcenia oraz przemieszczenia w rzeczywistych elementach jak implanty, stabilizatory czy nawet próbki tkanek. W przypadku stomatologii, gdzie mamy najczęściej do czynienia z tkankami twardymi, największą trudność stanowią takie aspekty jak mocowanie



elementów w uchwytach maszyn, problem z pomiarem odkształceń w elementach o złożonej geometrii czy anizotropowość kości, np. w przypadku żuchwy [50].

Ze względu na to, że na sukces leczenia implantacyjnego wpływa nie tylko poprawny przebieg procesu osteointegracyjnego, prawidłowy dobór średnicy i długości śruby implantu czy przestrzeganie zaleceń higieny i warunków używania implantów, ale także znaczący wpływ ma wytrzymałość i trwałość biomateriałów stosowanych w stomatologii, badania zmęczeniowe poszczególnych materiałów stają się coraz bardziej popularne.

Najczęściej badanymi materiałami w stomatologii są [96]:

- **zęby naturalne z podziałem na zęby ludzkie oraz zęby zwierzęce** – przyjęta trwałość dla tych materiałów to  $1,2 \cdot 10^6$  cykli przy złożonej wartości obciążenia i trajektorii ruchów, która odpowiada ciągłemu żuciu wykonywanemu przez zęba przez okres 5 lat [45] lub  $1,5 \cdot 10^6$  cykli, co odpowiada pracy zęba przez 4 lata [29]. Badania wykonywane są głównie przy zastosowaniu częstotliwości równej 1Hz lub 5Hz,
- **zęby sztuczne** – najczęściej badania wykonuje się na symulatorze żucia [29] lub na podstawowej maszynie wytrzymałościowej [102],
- **mostki zębowe** – badane najczęściej przy zastosowaniu obciążenia równego 120 - 200N z częstotliwością 5Hz [40],[103],
- **implanty** – przyjęta trwałość najczęściej wynosi powyżej  $2 \cdot 10^5$  cykli przy obciążeniu 150 - 450N i częstotliwości 2Hz [23]. Obciążenie odpowiada obciążeniu zębów naturalnych [86],
- **narzędzia dentystyczne** – najczęściej wykonane ze stopu Ni-Ti w postaci wiertel i frezów przy prędkości obrotowej wynoszącej np. 158 - 450 [99], a także 300 - 600 [61],[89],
- **materiały dentystyczne** – najczęściej badaniom poddawane są żywice, porcelana, druty mostkowe oraz coraz częściej klej stomatologiczny.

Badania kleju są dość problematyczne ze względu na samo zachowanie się kleju, który reaguje inaczej w różnych warunkach i na różnych powierzchniach, co wpływa na duży rozrzut uzyskanych wyników [100]. Brak w literaturze jednak efektywnych wyników prac, które uwzględniałyby podział na czas schnięcia kleju. Po wykonaniu badań eksperymentalnych okazuje się, że im klej dłużej schnie, tym jego wytrzymałość zmęczeniowa jest wyższa.

## 5.1. Opis stanowiska badawczego

Badania doświadczalne zostały wykonane w Parku Naukowo-Technologicznym w Opolu, wykorzystując maszynę wytrzymałościową będącą na stanie Parku.

ElectroForce 5500 jest maszyną wytrzymałościową wyposażoną w wzбудnik elektromagnetyczny (rys. 52), dzięki której możliwe jest m.in. wyznaczanie odkształceniowej charakterystyki zmęczeniowej materiałów biologicznych i biomedycznych do obciążenia wynoszącego maksymalnie 200N [111].



Rys. 52. Maszyna wytrzymałościowa ElectroForce 5500 [111]

Podstawowe parametry maszyny to [111]:

- maksymalna siła ściskająca/rozciskająca wynosząca +/- 200N przy zakresie ruchu +/- 6mm,
- maksymalna wartość siły statycznej lub ciągłej wynosząca +/- 145N,
- maksymalna częstotliwość siłownika przy badaniach dynamicznych wynosząca 20Hz,
- obszar roboczy wynoszący 150mm,
- możliwość generowania standardowych przebiegów sinusoidalnych, prostokątnych, trapezowych oraz trójkątnych,
- możliwość tworzenia własnych przebiegów testów.

## 5.2. Materiały i geometria badanych próbek

Materiały wykorzystane w badaniach eksperymentalnych zostały wybrane spośród najbardziej popularnych i najczęściej stosowanych biomateriałów, które powszechnie wykorzystuje się w implantologii stomatologicznej. Dzięki temu wyniki badań mogą mieć zastosowanie w szerokiej gamie przypadków implantologicznych.

Głównym materiałem poddanym badaniom jest klej stomatologiczny, czyli cement, stosowany do osadzania sztucznych koron protetycznych na łączniku, a także do zaklejania ubytków w zębach naturalnych. Do tego celu wybrany został RelyX Temp NE ze względu na swoją powszechność i szeroką dostępność.

Klej stanowi spoiwo dla dwóch powierzchni metalowych wykonanych ze stali nierdzewnej. Taka stal odzwierciedla materiał, z którego często wykonywane są łączniki w systemach implantologicznych. Do badań wybrano stal zwaną 1.4305, czyli X8CrNiS18-9.

### 5.2.1 Materiały

**Stal nierdzewna Premium 1.4305** o nazwie według składu chemicznego X8CrNiS18-9 i o symbolu 303 według norm ASTM, użyta do badań doświadczalnych jest stalą charakteryzującą się kilkoma parametrami [83],[112],[113]:

- twardość – max. 250 HB,
- wytrzymałość na rozciąganie  $R_m$  – ok. 800 MPa,
- granica plastyczności  $R_{p0,2}$  – min. 190 MPa,
- moduł sprężystości  $E$  – 200 GPa,
- gęstość –  $7,90 \text{ g}\cdot\text{cm}^3$ ,
- przewodność cieplna  $\lambda$  –  $15 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$  dla temperatury  $20^\circ\text{C}$ .

Dodatkowo stal posiada poniższe właściwości techniczne [113]:

- odporność na korozję,
- stal austenityczna chromowo-niklowo-molibdenowa,
- bardzo dobrze skrawalna dzięki dodatkowi siarki (stal automatowa),
- nieodpowiednia do kucia,
- źle spawalna ze względu na tworzenie się rys,
- warunkowo polerowana,
- posiada przeciętne właściwości mechaniczne,
- nie jest magnetyzowana.

Skład chemiczny materiału podano w tabeli 26.

Tabela 26. Skład chemiczny stali 1.4305 [113]

Skład chemiczny [%]									
Skład:	C	Si	Mn	P	S	Cr	Ni	Cu	N
Zawartość:	0-0,1	0-1,0	0-2,0	0-0,045	0,15-0,35	17,0-19,0	8,0-10,0	0-1,0	0-0,11

Możliwe zastosowania stali to przede wszystkim [113]:

- przemysł spożywczy,
- przemysł fotograficzny,
- przemysł barwniczy,
- przemysł naftowy,
- przemysł mydlany,
- przemysł włókienniczy,
- papiernictwo,
- ogólna budowa maszyn,
- części tokarskie,
- budowa armatur,
- wyposażenie kuchenne,
- dekoracje.

**Cement stomatologiczny**, który wybrano do badań to jeden z bardziej popularnych klejów stomatologicznych o handlowej nazwie RelyX NE Temp (rys. 53).



Rys. 53. Klej RelyX Temp NE [52]

Klej najczęściej stosowany jest do osadzania koron protetycznych na filarach łączników implantów stomatologicznych, osadzania całych mostów, tymczasowych odbudów, ale także może znaleźć zastosowanie w uzupełnianiu ubytków w zębach naturalnych będących następstwem leczonej próchnicy [2].

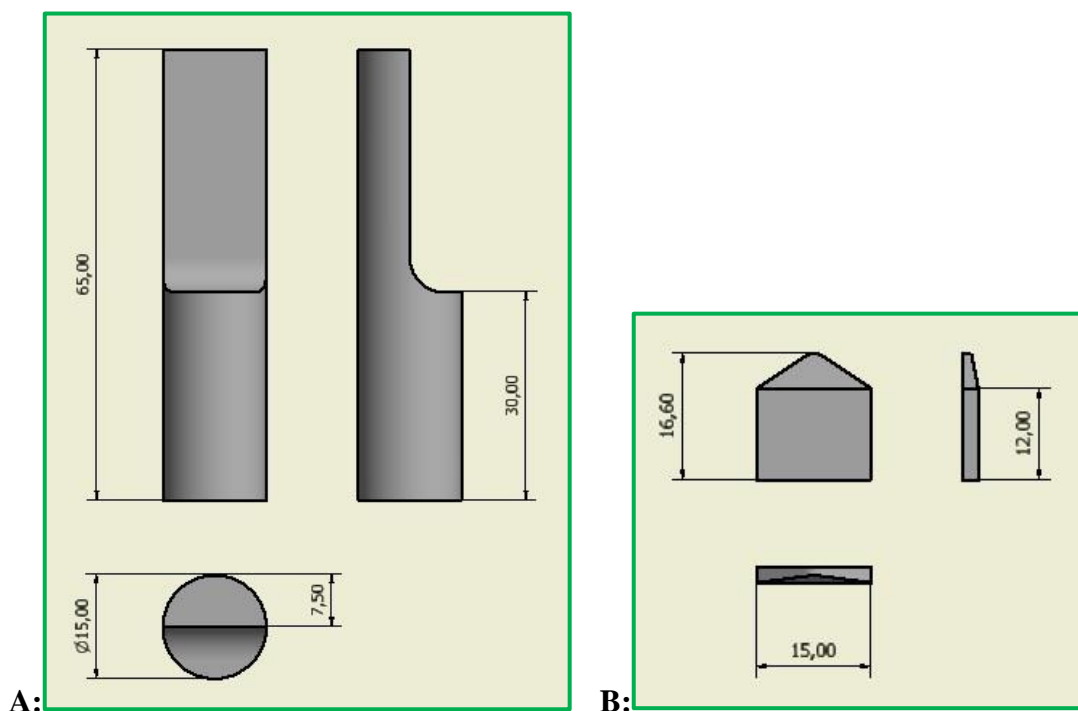
Cement składa się z dwóch substancji:

- katalizatora,
- pasty bazowej.

Oba składniki muszą zostać połączone ze sobą w odpowiednich proporcjach i być dobrze wymieszane tak, aby tworzyły jednolitą masę. Klej zalicza się do grupy klejów kompozytowych o kremowym zabarwieniu przypominającym kolor zęba naturalnego. Jest to istotne ze względu na wykorzystanie kleju do wypełnienia ubytków, często w widocznych miejscach. Klej charakteryzuje się również brakiem eugenolu w swoim składzie, dzięki czemu jest bezzapachowy i polecany dla osób ze skłonnościami do różnych alergii.

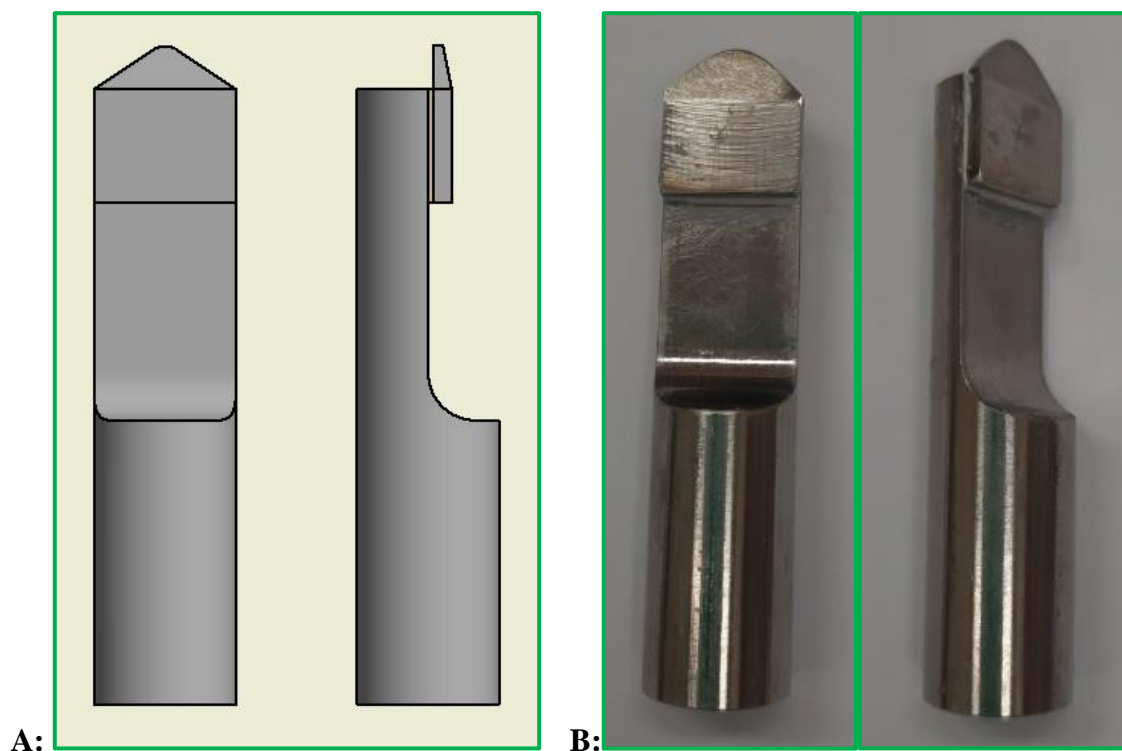
### 5.2.2. Geometria próbek

Próbka do badań składała się z trzech elementów: dwóch metalowych części oraz spoiwa w postaci cementu. Kształt oraz wymiary poszczególnych metalowych części przedstawiono na rysunku 54.



Rys. 54. Kształt i geometria elementów próbki, gdzie: A – uchwyt, B - płytka

Schemat całej gotowej do badań próbki oraz jej rzeczywisty wygląd przedstawiono na rysunku 55. Wybrano połączenie metal do metalu ze względu na rzeczywiste odzwierciedlenie najpopularniejszego połączenia w implantologii – połączenia klejonego, gdzie jednym elementem jest metalowy łącznik systemu implantologicznego, a drugim korona protetyczna na podbudowie metalowej, czyli korona złożona (rodzaje koron protetycznych i materiały wykorzystane na ich wykonanie zostały opisane w punkcie 2.3.4. *Materiały stosowane na korony protetyczne*).



**Rys. 55.** Kształt gotowej próbki, gdzie: A – schemat, B – rzeczywista próbka

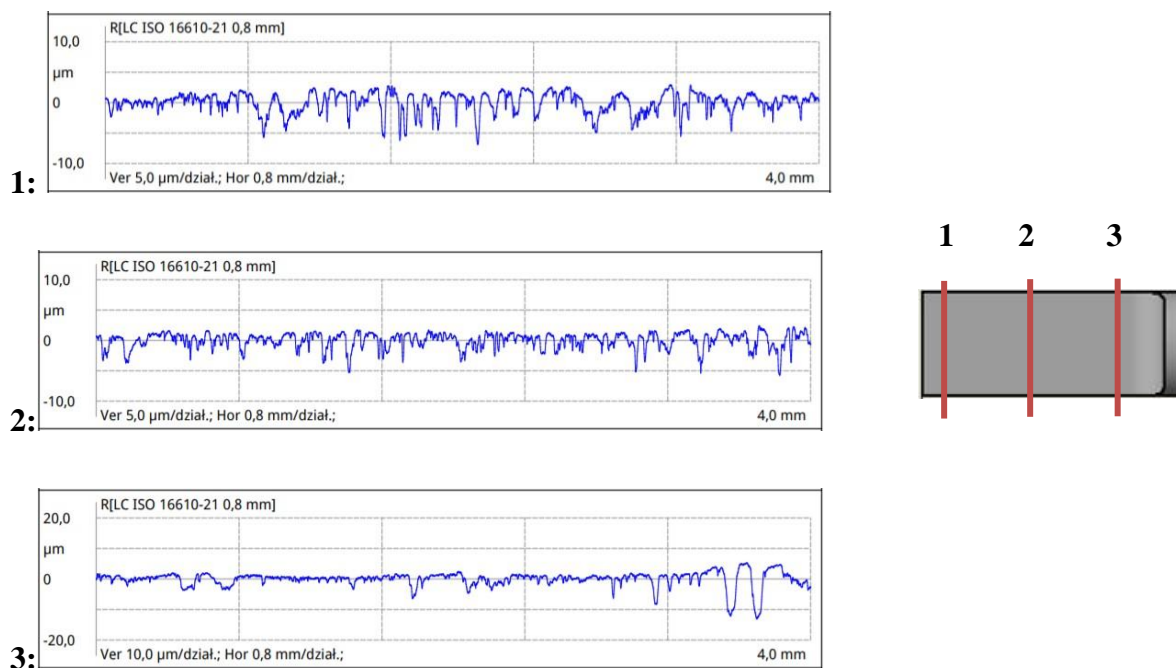
Wymiary warstwy kleju nie wykraczały poza płytkę o wymiarach 15x12 mm tak, jak na rysunku 55B. Grubość kleju stanowi problem ze względu na brak możliwości jej każdorazowego zmierzenia. Podjęto więc decyzję o oparciu grubości kleju na zasadach stosowanych w rzeczywistości w implantologii stomatologicznej. Tam klej jest nakładany do środka metalowej podbudowy korony, podbudowa z cementem następnie jest nakładana na łącznik i mocno dociskana. Po upływie około 5 minut zdejmowane są pozostałości kleju, które wypłynęły na zewnątrz konstrukcji. Odzworowując rzeczywistość, klej był za każdym razem nakładany na górną część uchwytu, przykładano następnie w tym miejscu płytkę, mocno dociskano, a po upływie około 5 minut zdejmowane były pozostałości kleju, które zostały wyciśnięte spomiędzy tych dwóch metalowych elementów.

### 5.2.3. Przygotowanie powierzchni i kleju

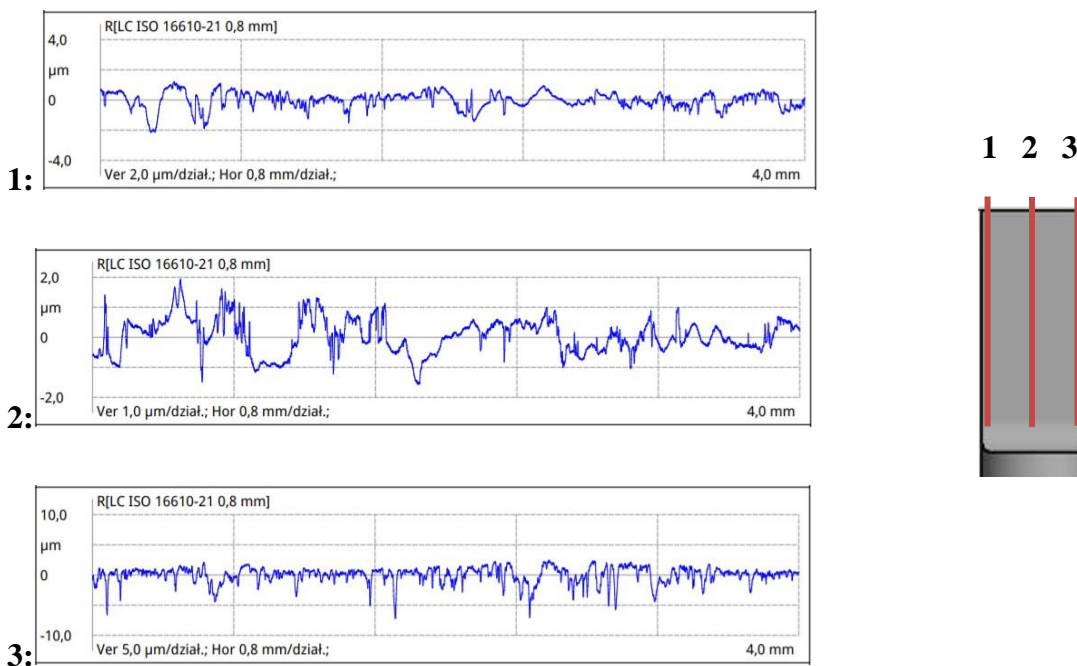
Ze względu na brak norm czy jasnych zasad postępowania podczas badań doświadczalnych połączeń klejonych w protetyce stomatologicznej, podjęto decyzję o zastosowaniu się do wytycznych, zasad postępowania oraz osobistego doświadczenia współpracującego implantologa stomatologicznego z Centrum Implantologii i Stomatologii Estetycznej Panaceum w Opolu. Takie postępowanie zapewnia zarazem większe odniesienie wyników badań do rzeczywistych praktyk w protetyce.

Przygotowanie metalowych powierzchni odbyło się na wzór uznanych standardów. Łącznik piłuje się dość gruboziarnistym pilnikiem, aby uzyskać chropowatość materiału, co gwarantuje lepsze połączenie z klejem stomatologicznym. Uzyskana chropowatość nie jest badana i nie jest znana jej wielkość. W związku z tym, aby odwzorować rzeczywistość, uchwyt oraz przyklejana płytka zostały potraktowane płótnem ściernym o gradacji P100 nadającym się do powierzchni metalowych. Łącznie przygotowano cztery takie zestawy, które po zakończonym badaniu były dokładnie oczyszczane z pozostałości kleju, przemywane spirytusem salicylowym i ponownie poddawane klejeniu i badaniom zmęczeniowym.

Na rysunku 56 i 57 przedstawiono przykładowe przebiegi chropowatości zmierzone przy pomocy urządzenia pomiarowego MarSurf PS 10 (5667) wyposażonego w głowice PHT 350 w trzech różnych miejscach uchwytu, a także w dwóch kierunkach.



Rys. 56. Przebieg chropowatości mierzony w trzech miejscach uchwytu: 1,2,3 w kierunku poprzecznym



**Rys. 57.** Przebieg chropowatości mierzony w trzech miejscach uchwytu: 1,2,3 w kierunku wzdłużnym

Średnia chropowatość  $R_a$  wyniosła  $1,8 \mu\text{m}$ , co stanowi siódmą klasę dokładności – szlifowanie zgrubne. Tak przygotowana powierzchnia metalowa lepiej łączy się z klejem stomatologicznym.

Klej natomiast został przygotowany według zaleceń instrukcji obsługi kleju załączonej do opakowania, a także według doświadczenia i charakteru codziennej pracy implantologa.

Na przygotowanie cementu składały się następujące czynności:

- oczyszczenie powierzchni uchwytu oraz płytki spirytusem salicylowym,
- wyciśnięcie katalizatora na blok do mieszania kleju dołączony do opakowania produktu,
- wyciśnięcie podobnej ilości pasty bazowej,
- mieszanie dwóch składników przez 30 sekund cienką, metalową końcówką,
- przeniesienie kleju na uchwyt,
- przyłożenie płytki,
- dociśnięcie płytki,
- po około 5 minutach zdrapywany był nadmiar kleju, który został wyciśnięty poprzez docisk.

Każda próbka została poddana tej samej procedurze. Jednorazowo klejono 4 próbki, które po odpowiednim czasie schnięcia były poddawane badaniom: 1 dzień, 3 dni, 8 dni. Czwarta próbka była zawsze zapasowa. Po badaniach elementy próbki były oczyszczane z pozostałości kleju i ponownie sklewane.



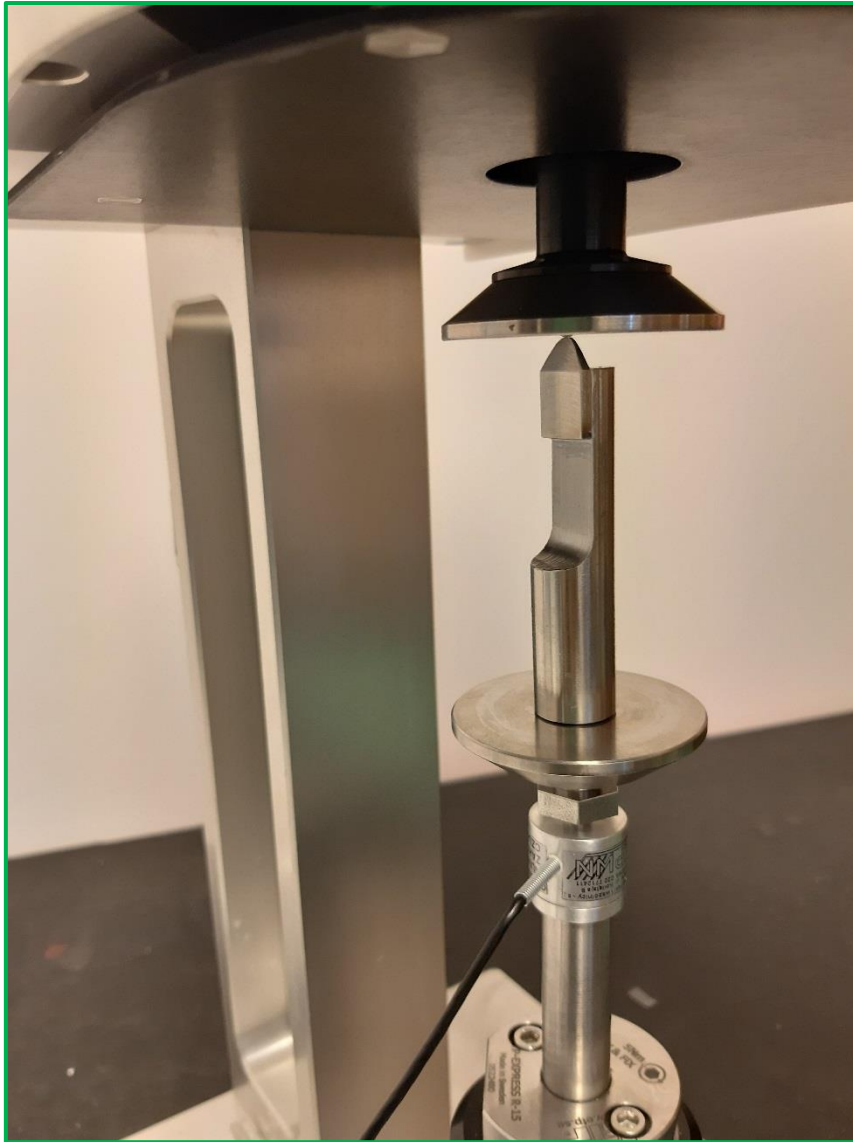
### 5.3. Badania cykliczne na ścinanie

Badania przeprowadzone zostały w Parku Naukowo-Technicznym w Opolu na maszynie wytrzymałościowej ElectroForce 5500. Badania miały na celu określenie trwałości zmęczeniowej kleju stomatologicznego w połączeniu metal-metal przy zastosowaniu różnych długości czasu schnięcia tego kleju.

Każda pojedyncza próbka montowana była w maszynie wytrzymałościowej w sposób przedstawiony na rysunkach 58 i 59.



Rys. 58. Maszyna wytrzymałościowa ElectroForce 5500 z zamontowaną próbką



**Rys. 59.** Zbliżenie na próbkę zamontowaną w maszynie wytrzymałościowej

Maszyna wyposażona jest w czujnik siły typu CL21 msrs o podstawowych parametrach:

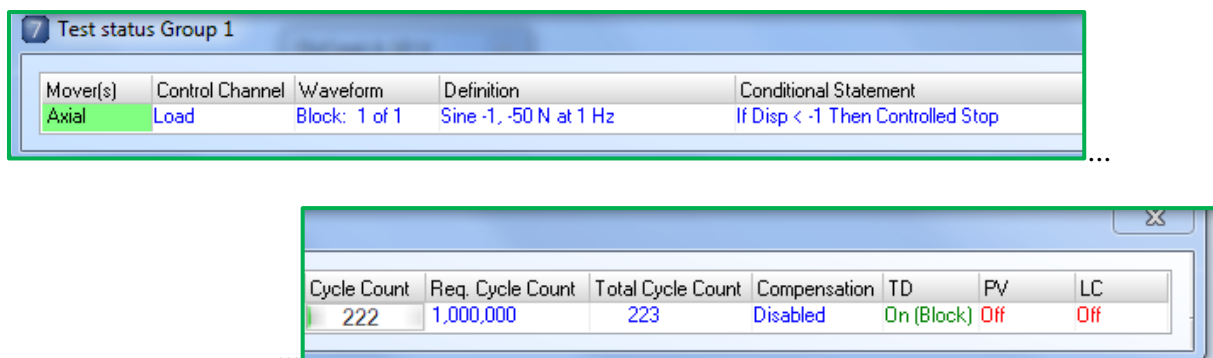
- zakres – 200N,
- czułość – 0,6991 mV/V,
- błąd sumaryczny  $\leq 0,50\%$ .

Próbka układana była w maszynie, następnie dociskana między uchwytami, aby pozbyć się efektu uderzenia uchwytu (talerza) maszyny w próbkę – zredukowano w ten sposób luzy pomiędzy maszyną a próbką. Uderzenia w próbkę mogłyby same w sobie spowodować zakłamanie wyników i zaburzenie badań na skutek generowanej siły, drgań i w ostateczności wykruszania się kleju.

Przed przystąpieniem do badań zmęczeniowych wykonano proste badanie wytrzymałościowe. Sprawdzone przy jakiej wielkości maksymalnego obciążenia połączenie klejone ulegnie rozklejeniu. Wykorzystano do tego również tą samą maszynę wytrzymałościową ElectroForce 5500 oraz statyczną próbę ścinania poprzez rozciąganie. W ten sposób możliwe było odpowiednie dobranie obciążenia do badań zmęczeniowych. Siła, przy której połączenie uległo zniszczeniu przy statycznej próbie ścinania poprzez rozciąganie wyniosła niecałe 60N. Na tej podstawie podjęto decyzję o badaniach zmęczeniowych przy obciążeniu maksymalnym równym 50N. Takie obciążenie ma ponadto odzwierciedlenie w literaturze, np. w pracy [90], gdzie badano zmęczeniowo całe polimerowe bloczki. W celu uniknięcia uderzania górnego talerza maszyny w próbkę, badania przeprowadzono w zakresie sił od  $F_{max} = -1N$  do  $F_{min} = -50N$ . Siły podano z minusowymi wartościami, ze względu na charakter badań zakładający ściskanie.

Częstotliwość, z jaką przeprowadzono badanie przyjęto na poziomie  $f = 1Hz$ . Jest to średnia częstotliwość, z jaką człowiek zaciska zęby w ciągu dnia, często wykorzystywana do różnych badań już od dawnych lat, np. praca [35], w której badaniom poddane były zęby czy praca [80], gdzie badano połączenie klejone pomiędzy elementem metalowym a szkliwem zęba. W literaturze do badań elementów systemu implantologicznego również najczęściej stosuje się częstotliwość równą 1Hz.

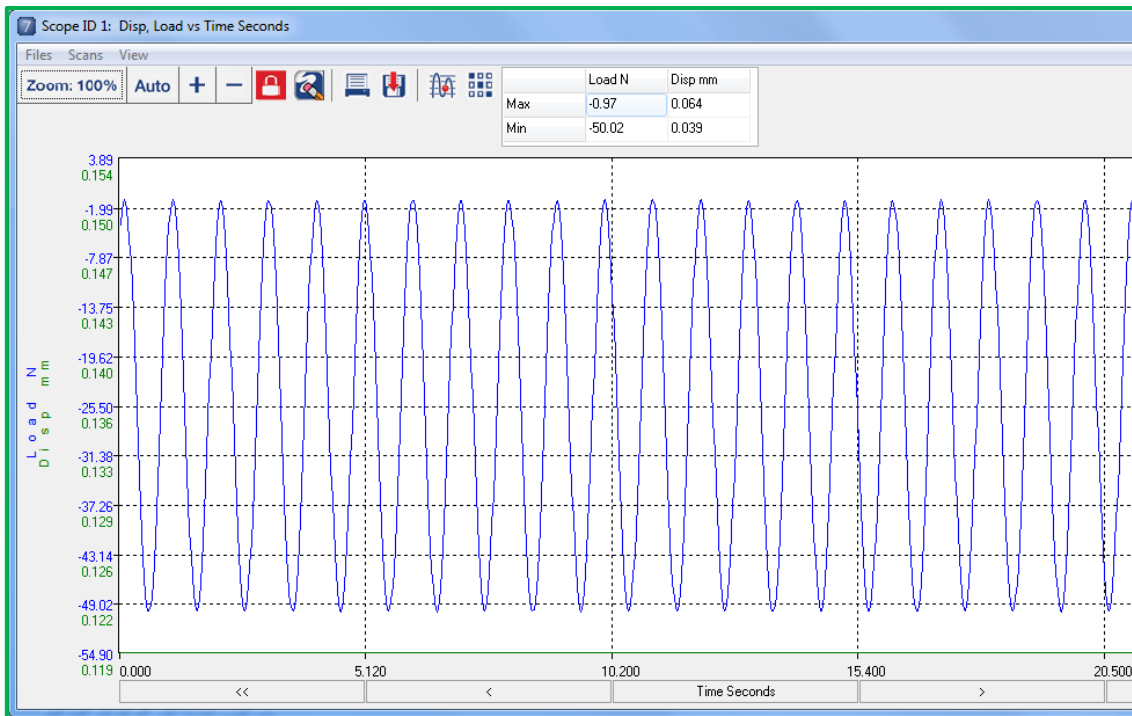
Na rysunku 60 przedstawiono zrzut ekranu tabeli z podstawowymi parametrami, które zostały wprowadzone do programu sterującego i pomiarowego maszyny.



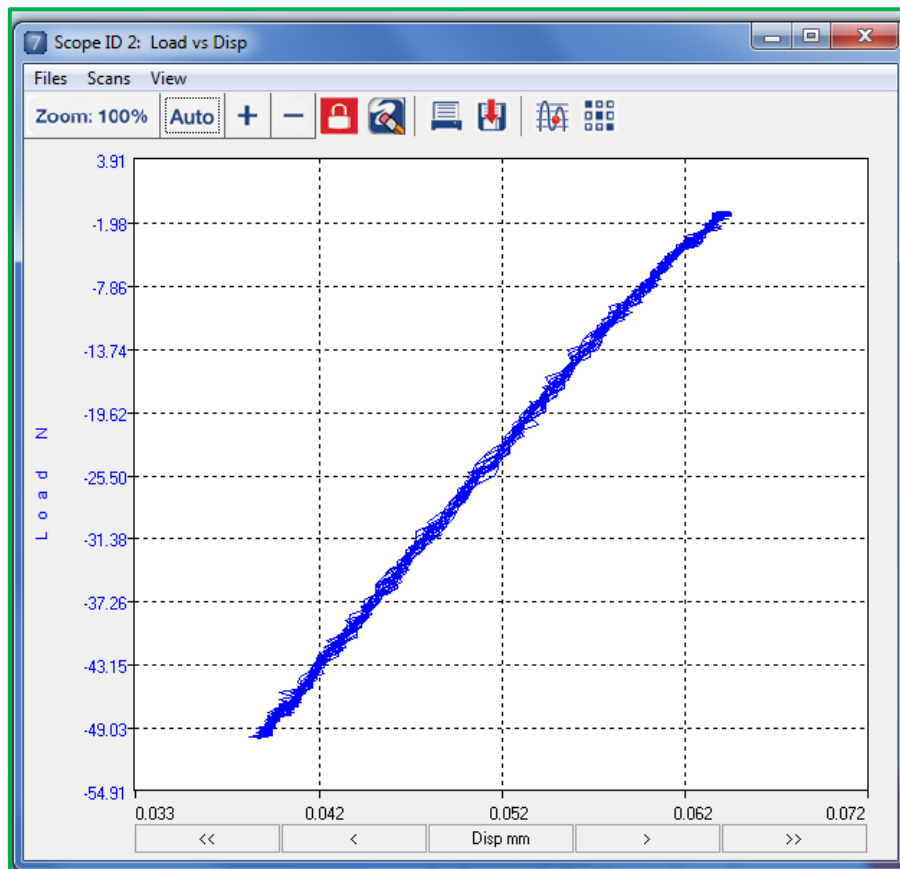
**Rys. 60.** Okno dialogowe programu sterującego maszyną wytrzymałościową z parametrami badania

Na rysunku 61 przedstawiono przykładowy przebieg cyklu sinusoidalnego wygenerowanego podczas badań jednej z próbek.

Na rysunku 62 natomiast przedstawiono przykładową pętlę histerezy generowaną podczas badania jednej z próbek.

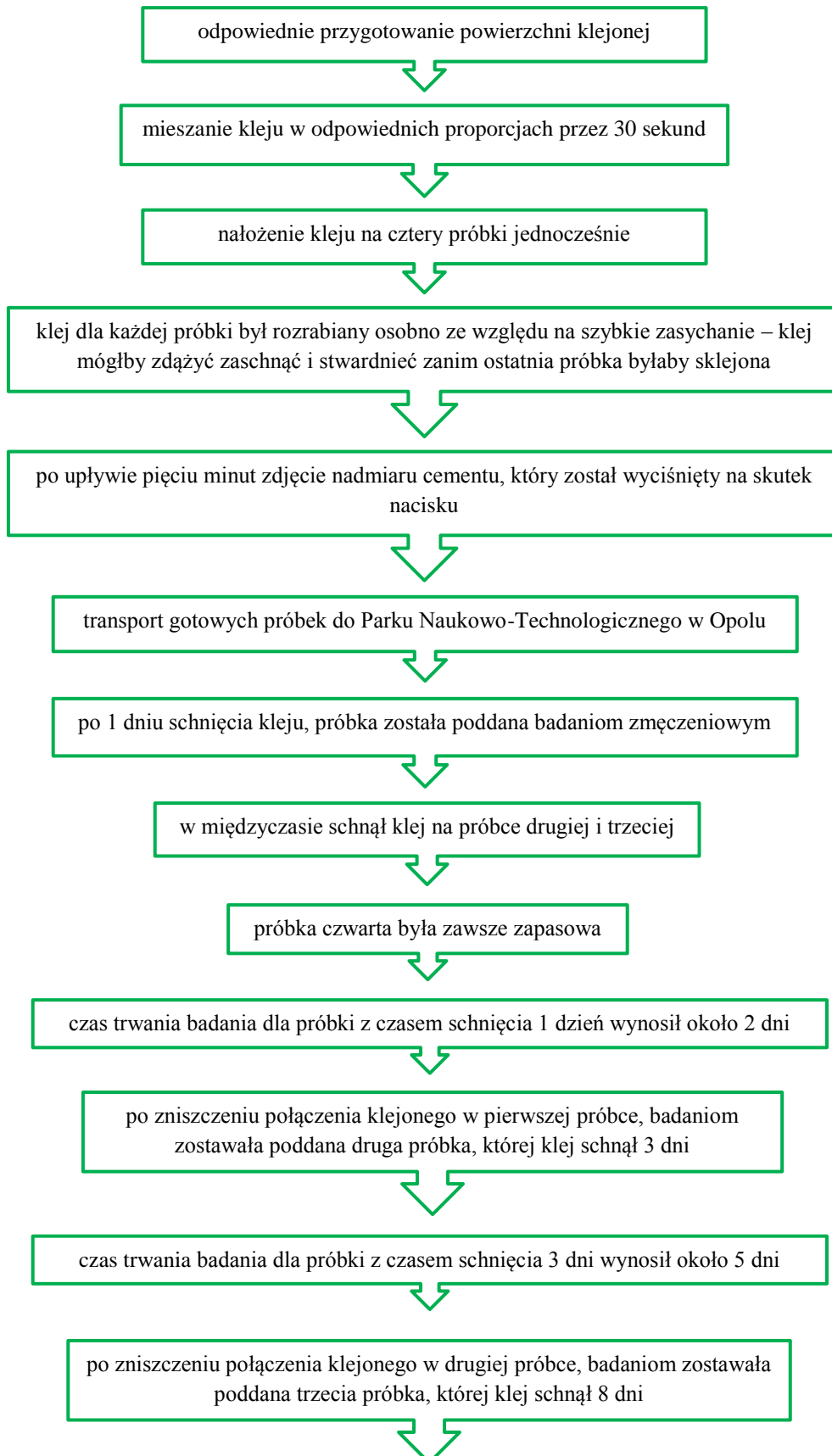


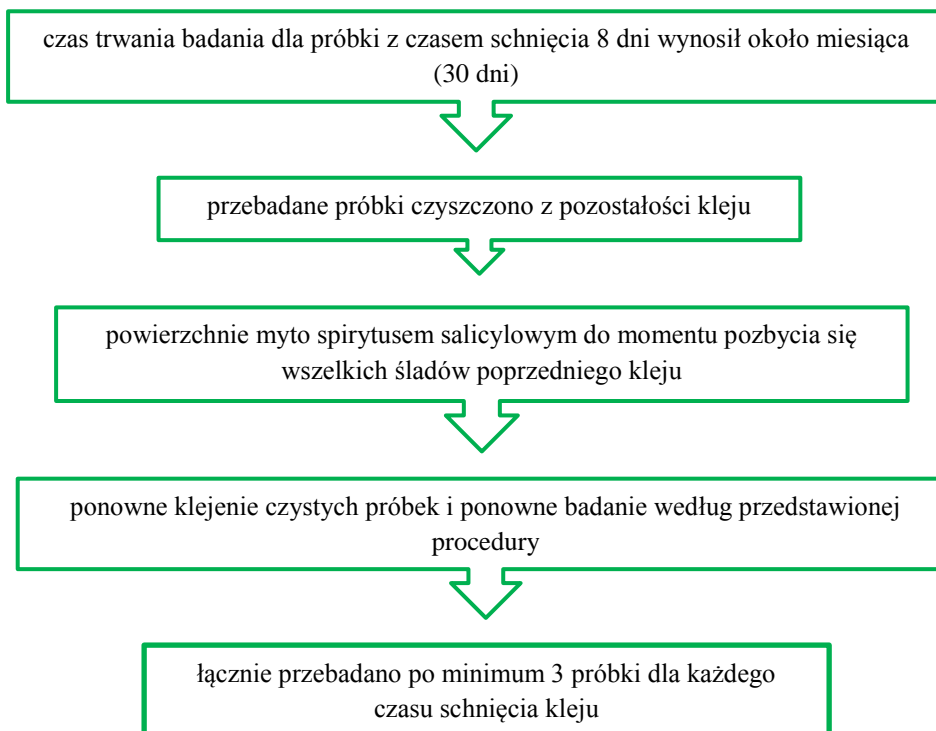
Rys. 61. Część okna dialogowego programu sterującego maszyną wytrzymałościową przedstawiającego przebieg cyklu sinusoidalnego



Rys. 62. Okno dialogowe programu sterującego maszyną przedstawiające pętlę histerezy

Badania przeprowadzono w temperaturze pokojowej. Postępowano zawsze według tego samego wzorca postępowania:





Największy problem stanowiło przygotowywanie kleju. Na tubkach nie zaznaczono działek pomiarowych, brak też możliwości pomiaru wielkości wyciskanych poszczególnych substancji cementu, a każdy przygotowany klej powinien posiadać te same proporcje pasty bazowej i katalizatora.

## 6. ANALIZA WYNIKÓW

Na rysunku 63 przedstawiono wygląd przykładowej próbki po zniszczeniu z pozostałościami cementu na uchwycie próbki oraz na płytce.



**Rys. 63.** Wygląd połączenia klejonego po zniszczeniu

Na podstawie rysunku 61: *Część okna dialogowego programu sterującego maszyny wytrzymałościowej przedstawiającego przebieg cyklu sinusoidalnego* wiadomo, że podczas badań stosowano cykl sinusoidalny jednostronnie tętniący. Dodatkowo dla potwierdzenia obliczono współczynnik asymetrii cyklu R, współczynnik stałości obciążenia K oraz wartości naprężeń maksymalnych, minimalnych, amplitudy naprężenia oraz amplitudę wartości średniej korzystając ze wzorów 5.7 – 5.12. Ze względu na stosowanie sił ściskających w badaniu, oznaczenia zostały odpowiednio zmienione ( $\sigma \rightarrow \tau$ ).

Na początku obliczono naprężenia minimalne oraz maksymalne na podstawie maksymalnego i minimalnego obciążenia stosowanego podczas badań korzystając z ogólnego wzoru:

$$\tau = \frac{F}{A_o} \quad (5.13)$$

gdzie:

F – obciążenie,

A<sub>o</sub> – pole przekroju powierzchni klejonej.

Naprężenia ściskające minimalne oraz maksymalne wyniosły odpowiednio:

$$\tau_{max} = \frac{F_{max}}{A} = \frac{-1 \text{ N}}{15 \cdot 12 \text{ mm}^2} = -0,006 \text{ MPa}$$

$$\tau_{min} = \frac{F_{min}}{A} = \frac{-50 \text{ N}}{15 \cdot 12 \text{ mm}^2} = -0,28 \text{ MPa}$$

Dobre wartości wartości F<sub>max</sub> oraz F<sub>min</sub> omówione zostały w punkcie 5.3. *Badania cykliczne na ścinanie.*

Wartość naprężenia średniego dla ściskania oraz amplituda naprężenia dla ściskania wyniosły:

$$\tau_m = \frac{\tau_{max} + \tau_{min}}{2} = -0,286 \text{ MPa}$$

$$\tau_a = \frac{\tau_{max} - \tau_{min}}{2} = 0,137 \text{ MPa}$$

Współczynnik asymetrii cyklu liczony na podstawie wartości naprężeń ściskających R<sub>τ</sub> oraz wartości obciążenia R<sub>F</sub>, a także współczynnik stałości obciążenia K wyliczono poniżej:

$$R_\tau = \frac{\tau_{min}}{\tau_{max}} = 46,7$$

$$R_F = \frac{F_{min}}{F_{max}} = 50$$



$$K = \frac{\tau_m}{\tau_a} = -2,09$$

Porównując uzyskane wartości można jednoznacznie stwierdzić **cykl jednostronnie tętniący ujemny**.

W tabeli 27 przedstawiono uzyskane wyniki badań zmęczeniowych połączenia klejonego z podziałem na różny czas schnięcia kleju.

**Tabela 27.** Wyniki badań

Wyniki badań		
Czas schnięcia kleju	Oznaczenie próbek	Cykle do zniszczenia
1 dzień	S1_1	210 029
	S2_1	148 580
	S3_1	175 053
3 dni	S1_3	402 922
	S2_3*	<del>6 967*</del>
	S3_3	247 511
	S4_3	1 000 000
8 dni	S1_8	1 000 000
	S2_8	1 000 000
	S3_8	201 050

\* błąd gruby – próbka odrzucona i wyłączona z dalszych obliczeń.

Od razu zauważalny jest błąd gruby przy wyniku próbki o oznaczeniu S2\_3. Wynik badania został wyłączony z dalszych obliczeń. Błąd spowodowany był chwilowym brakiem prądu, który skutkowało zatrzymaniem się maszyny podczas badania i jej zacięciem. Wykonano dodatkowe badanie kleju, który przed badaniem schnął przez 3 dni. Wynik próbki S4\_3 również odbiega od pozostałych, jednak wynik został uwzględniony w dalszych obliczeniach, ze względu na specyfikę i charakter badania cementów oraz na fakt, że na wynik nie wpłynęły żadne czynniki zewnętrzne.

Wyniki zamieszczone w tabeli 27 świadczą, że czas schnięcia kleju ma wpływ na jego trwałość. Im dłużej połączenie klejone schło bez wywierania na niego żadnego obciążenia, tym dłużej trwało badanie zmęczeniowe.

Przy wynikach równych 1 000 000 cykli, maszyna wyłączała się automatycznie uznając, że połączenie klejone uzyskało nieograniczoną trwałość.

Korzystając z Metody Najmniejszych Kwadratów oraz analogii i nieco zmodyfikowanego wzoru 5.2 obliczono równanie regresji pojedynczo logarytmiczne dla uzyskanych wyników, które po przekształceniach uzyskało proponowaną postać:

$$T = A + BX \quad (5.14)$$

gdzie:

T – dni schnięcia kleju,

X =  $\lg N_f$  – logarytm trwałości (liczba cykli do zniszczenia).

Ze względu na badania przy stałym obciążeniu, nie można zastosować zależności mówiącej o podstawianiu logarytmu amplitudy naprężenia, która odnosi się do obciążeń zmiennych. W związku z tym niemożliwe jest zastosowanie i wyznaczenie standardowej charakterystyki zmęczeniowej Wöhlera. Zamiast tego równanie przekształcono na pojedynczo logarytmiczne z zastosowaniem dni schnięcia kleju, przyjmujących odpowiednio wartości dla T równego 1, 3 oraz 8.

Pierwszym etapem obliczeń było zlogarytmowanie cykli do zniszczenia, czyli wartości X równania:

$$S1\_1 \rightarrow \lg 210\ 029 \text{ cykli} = \mathbf{5,323}$$

$$S2\_1 \rightarrow \lg 148\ 580 \text{ cykli} = \mathbf{5,172}$$

$$S3\_1 \rightarrow \lg 175\ 053 \text{ cykli} = \mathbf{5,243}$$

$$S1\_3 \rightarrow \lg 402\ 922 \text{ cykli} = \mathbf{5,605}$$

$$S3\_3 \rightarrow \lg 247\ 511 \text{ cykli} = \mathbf{5,394}$$

$$S4\_3 \rightarrow \lg 1\ 000\ 000 \text{ cykli} = \mathbf{6}$$

$$S1\_8 \rightarrow \lg 1\,000\,000 \text{ cykli} = \mathbf{6}$$

$$S2\_8 \rightarrow \lg 1\,000\,000 \text{ cykli} = \mathbf{6}$$

$$S3\_8 \rightarrow \lg 201\,050 \text{ cykli} = \mathbf{5,303}$$

Z powyższych wyników wyliczono wartość średnią dla każdego przedziału. Przedział stanowi odpowiedni czas schnięcia kleju.

$$1 \text{ dzień} \rightarrow \bar{X}_1 = \mathbf{5,246}$$

$$3 \text{ dni} \rightarrow \bar{X}_3 = \mathbf{5,666}$$

$$8 \text{ dni} \rightarrow \bar{X}_8 = \mathbf{5,768}$$

Następnym etapem było wyliczenie wartości estymatora B dla każdego przedziału korzystając ze wzoru 5.4, gdzie zmodyfikowano i uwzględniono czas schnięcia kleju:

$$\hat{B}_l = \frac{\sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X}_l) \cdot T_i}{\sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X}_l)^2} \quad (5.15)$$

przedział 1 – czas schnięcia kleju równy 1 dzień:

$$(X_1 - \bar{X}_1) \cdot T_1 = (5,323 - 5,246) \cdot 1 = 0,077$$

$$(X_2 - \bar{X}_1) \cdot T_1 = (5,172 - 5,246) \cdot 1 = -0,074$$

$$(X_3 - \bar{X}_1) \cdot T_1 = (5,243 - 5,246) \cdot 1 = -0,003$$

$$(X_1 - \bar{X}_1) \cdot T_1 + (X_2 - \bar{X}_1) \cdot T_1 + (X_3 - \bar{X}_1) \cdot T_1 = 0,077 - 0,074 - 0,003 = 0$$

$$(X_1 - \bar{X}_1)^2 = (5,323 - 5,246)^2 = 0,005929$$

$$(X_2 - \bar{X}_1)^2 = (5,172 - 5,246)^2 = 0,005476$$

$$(X_3 - \bar{X}_1)^2 = (5,243 - 5,246)^2 = 0,000009$$

$$(X_1 - \bar{X}_1)^2 + (X_2 - \bar{X}_1)^2 + (X_3 - \bar{X}_1)^2 = 0,005929 + 0,005476 + 0,000009 = 0,011414$$

$$\widehat{B}_1 = \frac{\sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X}_1) \cdot T_1}{\sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X}_1)^2} = \mathbf{0}$$

przedział 2 – czas schnięcia kleju równy 3 dni:

$$(X_1 - \bar{X}_3) \cdot T_3 = (5,605 - 5,666) \cdot 3 = -0,183$$

$$(X_3 - \bar{X}_3) \cdot T_3 = (5,394 - 5,666) \cdot 3 = -0,816$$

$$(X_4 - \bar{X}_3) \cdot T_3 = (6 - 5,666) \cdot 3 = 1,002$$

$$(X_1 - \bar{X}_3) \cdot T_3 + (X_3 - \bar{X}_3) \cdot T_3 + (X_4 - \bar{X}_3) \cdot T_3 = -0,183 - 0,816 + 1,002 = 0,003$$

$$(X_1 - \bar{X}_3)^2 = (5,605 - 5,666)^2 = 0,003721$$

$$(X_3 - \bar{X}_3)^2 = (5,394 - 5,666)^2 = 0,073984$$

$$(X_4 - \bar{X}_3)^2 = (6 - 5,666)^2 = 0,111556$$

$$(X_1 - \bar{X}_3)^2 + (X_3 - \bar{X}_3)^2 + (X_4 - \bar{X}_3)^2 = 0,003721 + 0,073984 + 0,111556 = 0,189261$$

$$\widehat{B}_3 = \frac{\sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X}_3) \cdot T_3}{\sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X}_3)^2} = \frac{0,003}{0,189261} = \mathbf{0,01585}$$

przedział 3 – czas schnięcia kleju równy 8 dni:

$$(X_1 - \bar{X}_8) \cdot T_8 = (6 - 5,768) \cdot 8 = 1,856$$

$$(X_2 - \bar{X}_8) \cdot T_8 = (6 - 5,768) \cdot 8 = 1,856$$

$$(X_3 - \bar{X}_8) \cdot T_8 = (5,303 - 5,768) \cdot 8 = -3,72$$

$$(X_1 - \bar{X}_8) \cdot T_8 + (X_2 - \bar{X}_8) \cdot T_8 + (X_3 - \bar{X}_8) \cdot T_8 = 1,856 + 1,856 - 3,72 = -0,008$$

$$(X_1 - \bar{X}_8)^2 = (6 - 5,768)^2 = 0,053824$$

$$(X_2 - \bar{X}_8)^2 = (6 - 5,768)^2 = 0,053824$$

$$(X_3 - \bar{X}_8)^2 = (5,303 - 5,768)^2 = 0,216225$$

$$(X_1 - \bar{X}_8)^2 + (X_2 - \bar{X}_8)^2 + (X_3 - \bar{X}_8)^2 = 0,053824 + 0,053824 + 0,216225 = 0,323873$$

$$\widehat{B}_8 = \frac{\sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X}_8) \cdot T_8}{\sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X}_8)^2} = \frac{-0,008}{0,323873} = -\mathbf{0,0247}$$

Następnie, korzystając ze wzoru 5.3 wyznaczono dla każdego równania wielkość estymatora A, uwzględniając czas schnięcia kleju, dzięki czemu równanie przybrało postać:

$$\widehat{A}_t = \bar{T}_t - \widehat{B}_t \bar{X}_t \quad (5.16)$$

przedział 1 – czas schnięcia kleju równy 1 dzień:

$$\widehat{A}_1 = \bar{T}_1 - \widehat{B}_1 \bar{X}_1 = 1 - 0 \cdot 5,246 = \mathbf{1}$$

przedział 2 – czas schnięcia kleju równy 3 dni:

$$\widehat{A}_3 = \bar{T}_3 - \widehat{B}_3 \bar{X}_3 = 3 - 0,01585 \cdot 5,666 = 3 - 0,898061 = \mathbf{2,101939}$$

przedział 3 – czas schnięcia kleju równy 8 dni:

$$\widehat{A}_8 = \bar{T}_8 - \widehat{B}_8 \bar{X}_8 = 8 - 0,0247 \cdot 5,768 = 8 - 0,1424696 = \mathbf{7,8575304}$$

Podstawiając powyższe dane do zaproponowanego równania pojedynczo logarytmowanego uwzględniającego czas schnięcia kleju (5.14), otrzymujemy równania o postaci:

$$T_1 = A_1 + B_1 X_1 \rightarrow \mathbf{T_1 = 1 + 0 \lg N_f}$$

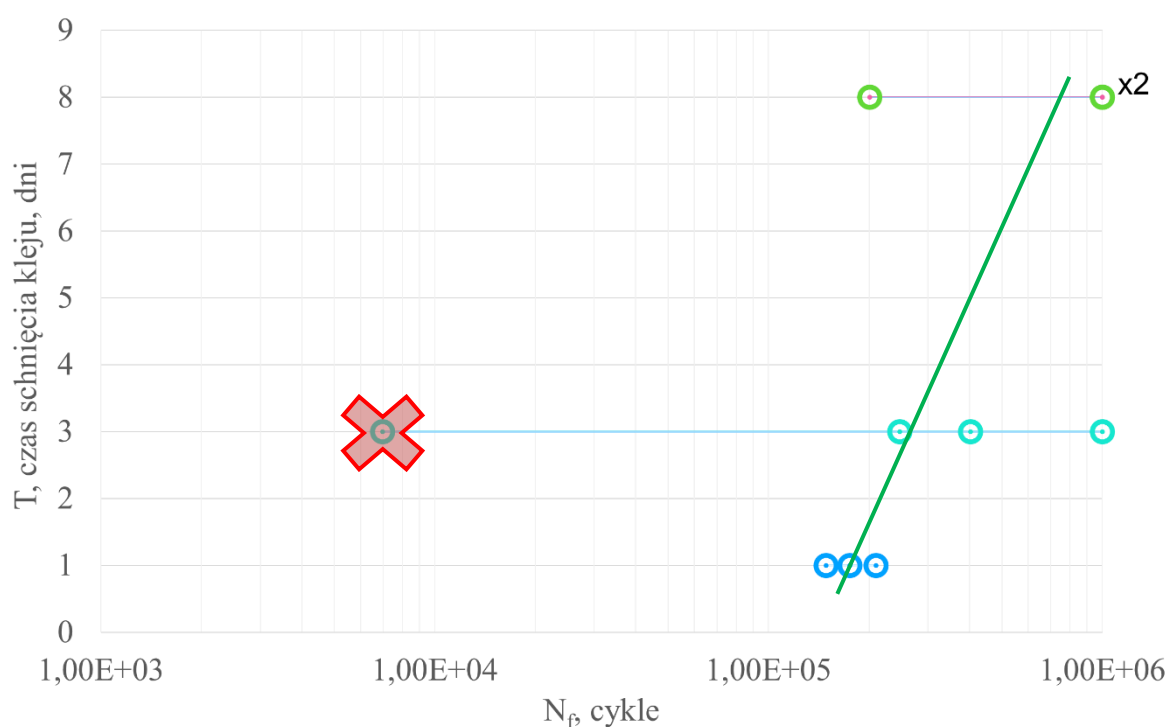
$$T_3 = A_3 + B_3 X_3 \rightarrow \mathbf{T_3 = 2,101939 + 0,1585 \lg N_f}$$

$$T_8 = A_8 + B_8 X_8 \rightarrow \mathbf{T_8 = 7,8575304 - 0,0247 \lg N_f}$$

Uogólniając, otrzymujemy równanie będące linią trendu o postaci:

$$T = 3,653 - 0,669 \cdot \lg N_f$$

Na rysunku 64 przedstawiono zmodyfikowany wykres charakterystyki zmęczeniowej Wöhlera, który opiera się o czas schnięcia kleju. Na wykresie zawarto liczbę cykli do zniszczenia oraz zaznaczono linię trendu wyznaczoną na podstawie uzyskanego równania. Wykres pojedynczo logarymiczny wyznaczono na podstawie obliczeń Metodą Najmniejszych Kwadratów i zmodyfikowanego równania regresji (5.14).



**Rys. 64.** Wykres wyników badania

Na wykresie zaznaczono wszystkie uzyskane punkty w wyniku badań doświadczalnych. Punkt zaznaczony czerwonym krzyżykiem nie był brany pod uwagę podczas badań, ze względu na wyniki czynniki zewnętrzne, które zakłóciły badania (brak prądu). Była to próbka S2\_3, która została usunięta z dalszych badań i obliczeń.

Z badań można wywnioskować, że czas schnięcia kleju przed przystąpieniem do badań, czy w przypadku pracy implantologa – przed przystąpieniem do dalszych prac na podbudowie metalowej – ma wpływ na jego trwałość. Zachowanie cementu pod wpływem obciążenia jednoznacznie wykazało tendencję do wyższej trwałości wraz z uwzględnionym dłuższym czasem schnięcia.

Klej, który schnął tylko jeden dzień posiadał najmniejszą trwałość spośród wszystkich przebadanych próbek, a liczba cykli do zniszczenia nie przekraczała 210 029, co oznacza maksymalnie 2,4 dnia nieustannej pracy połączenia klejonego. W tym przypadku biorąc pod uwagę fakt, że według obliczeń naukowców, średni czas zagryzania zębów przez zdrowego człowieka pozbawionego jakichkolwiek parafunkcji zgryzu, wynosi tylko 17,5 minuty w ciągu jednego dnia [22], można łatwo obliczyć, że klej, który wytrzymał 210 029 cykli do zniszczenia przy częstotliwości 1Hz, wykazuje trwałość 200 dni. Oznacza to, że statystycznie zdrowy człowiek mógłby cieszyć się swoim połączeniem klejonym korony protetycznej do łącznika implantu stomatologicznego przez 200 dni. Zakładając stałe obciążenie maksymalne równe 50N oddziałujące na to połączenie przez 17,5 minuty dziennie.

W przypadku kleju, który mógł schnąć i pozostał nieruszany przez kolejne 3 dni, trwałość zwiększyła się, co pokazuje linia trendu. Pomijając próbkę obarczoną błędem grubym, podczas badania maksymalna liczba cykli do zniszczenia wyniosła 402 922. Jest to praktycznie dwa razy więcej w stosunku do kleju z czasem schnięcia 1 dzień i przekłada się na trwałość wynoszącą ponad 384 dni (przy takich samych założeniach, jak poprzedni przypadek). Minimalna liczba cykli do zniszczenia dla 3 dni schnięcia kleju wynosi 247 511, co jest porównywalne do trwałości cementu przy schnięciu 1 dzień. Można łatwo zauważyć, że dłuższe schnięcie kleju w tym przypadku daje szansę na uzyskanie trwałości cementu przynajmniej tak dużej jak klej schnący 1 dzień lub nawet dwa razy większej. Podczas dodatkowych badań które należało wykonać w miejsce usuniętego wyniku z błędem grubym, udało się uzyskać wynik, w którym próbka wytrzymała nawet 1 000 000 cykli i weszła w zakres trwałości nieograniczonej. Sugerować to może, że już nawet 3 dni schnięcia kleju mogą znacznie podnieść jego trwałość i mogą być wystarczające, aby pacjent mógł cieszyć się swoją nową konstrukcją implantu stomatologicznego nawet do końca swoich dni, bez obaw o odcementowanie się korony.

W przypadku kleju, który schnął aż 8 dni, tylko jedna próbka nie uzyskała trwałości nieograniczonej. Klej pozostawiony na ponad tydzień może służyć pacjentowi na bardzo długie lata bez konieczności ponownej wizyty u dentysty w celu podklejenia korony.

Badania wykazały rosnącą tendencję trwałości przy uwzględnieniu dłuższego czasu schnięcia kleju stomatologicznego. Oznacza to, że pozostawienie pracy protetycznej przez minimum 3 dni, może zwiększyć prawdopodobieństwo prawidłowego i trwałego klejenia korony protetycznej do łącznika systemu implantologicznego.

Często w badaniach zmęczeniowych spotyka się badania przy zastosowaniu wpływu różnych czynników, np. temperatury czy wielkości. Wykorzystując wyliczony współczynnik materiałowy wynoszący  $m = 8,7$  zapożyczony z pracy [100], gdzie badany był klej stomatologiczny przy obciążeniu zmiennym, można porównać trwałość kleju dla poszczególnych dni schnięcia. W tym celu wykorzystywane jest równanie podwójnie logarytmiczne uwzględniające wielkość amplitudy naprężenia przy ścinaniu i średnią liczbę cykli do zniszczenia dla każdego przedziału z osobna:

$$lg\tau_a = A + m \cdot lg\bar{X} \quad (5.17)$$

gdzie:

$lg\tau_a$  – logarytm amplitudy naprężenia przy ściskaniu,

$A$  – stała,

$m$  – współczynnik materiałowy,

$lg\bar{X}$  – logarytm średniej wartości cykli do zniszczenia.

Wykorzystując równanie 5.17 możliwe jest wyliczenie stałej  $A$  dla każdego przedziału i przedstawienie wyników w formie graficznej.

Przedział 1 – 1 dzień schnięcia kleju:

$$lg\tau_a = A_1 + m \cdot lg\bar{N}_{f1}$$

$$lg0,137 = A_1 + 8,7 \cdot lg 177887$$

$$A_1 = 44,78$$

$$lg\tau_a = 44,78 + 8,7 \cdot lg\bar{N}_{f1}$$

Przedział 2 – 3 dni schnięcia kleju:

$$lg\tau_a = A_3 + m \cdot lg\bar{N}_{f3}$$

$$lg0,137 = A_3 + 8,7 \cdot lg 550144$$

$$A_3 = 48,43$$

$$lg\tau_a = 48,43 + 8,7 \cdot lg\bar{N}_{f3}$$





## 7. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Badania cementów stanowią nieustannie spory problem naukowców i protetyków. Nadal brakuje efektywnych wyników badań, które odpowiedziałyby na wiele pytań i problemów, które kształtują się w codziennej pracy implantologów i stomatologów na całym świecie. Główne zainteresowania naukowców w dziedzinie biomechaniki czy samej protetyki stomatologicznej, skupiają się w większości na problemie osteointegracji i zmianom zachodzącym w kości pod wpływem wprowadzenia tytanowej śruby implantu.

Połączenie klejone stanowi swego rodzaju problem, ze względu na trudności, które spotykane są podczas badań. Główne problemy, jakie spotkano podczas prac to:

- **brak norm i procedur, którymi można się kierować podczas badań** – istnieją normy, które mówią w jaki sposób przygotować powierzchnię, np. dwutlenek cyrkonu przeznaczony docelowo na korony protetyczne lub na elementy łączników implantów. Istnieją normy mówiące o przygotowaniu powierzchni stali, ale nie bezpośrednio pod klejenie kompozytowe. Wyróżnić można również normy mówiące o badaniu bloczków wycinanych lub formowanych w całości wyłącznie z cementów kompozytowych. Nie znaleziono jednak norm, które mówiłyby o przygotowaniu powierzchni stali pod klej stomatologiczny czy o warunkach badania takiego połączenia klejonego;
- **możliwość wystąpienia różnej grubości warstwy kleju dla każdej próbki** – ze względu na brak możliwości zmierzenia grubości samej warstwy kleju dla każdej próbki, a każda próbka wykonywana była ręcznie, grubości warstwy kleju mogły się nieznacznie różnić między sobą. Zaznaczyć należy, że każda próbka osobno wykonywana była według tych samych procedur, a także wszystkie próbki wykonywane były z tą samą precyzją oraz starannością;
- **możliwość wystąpienia różnej proporcji pasty bazowej i katalizatora** – tubki poszczególnych substancji nie posiadają żadnych miarek, które mogłyby pomóc w dobraniu proporcji. Zakładano rozrabianie kleju w stosunku 1:1 według ulotki stosowania załączonej do opakowania. Klej za każdym razem rozrabiany był z należytą starannością, jednak ze względu na brak możliwości zmierzenia zawartości poszczególnych składników, istnieje możliwość wystąpienia minimalnie różnych proporcji składników niż zakładane 1:1;

- **delikatność połączenia** – połączenie klejone zaraz po sklejeniu jest bardzo delikatne. Próbki przewożono do Parku Naukowo-Technologicznego z należytą dbałością, jednak zdarzały się sytuacje, że zaraz po przewiezieniu próbek do miejsca docelowego, jedna z nich ulegała zniszczeniu (stąd zawsze zapasowa czwarta próbka);
- **szybkie samoutwierdzenie się kleju** – klej przygotowywany był według zaleceń instrukcji, która mówiła o mieszaniu składników cementu przez 30 sekund. Następnie po tym czasie, przyklejenie płytki musiało odbyć się w bardzo szybkim odstępie czasu, ponieważ nawet chwila dłużej powodowała twardnienie kleju i niemożność przyklejenia płytki. Czasami próbkę należało znów dokładnie oczyścić i próbować skleić elementy jeszcze raz;
- **występowanie czynników niezależnych, których nie można zaplanować** – o ile można zaplanować eksperyment, o tyle czasami w badaniach występują czynniki, na które nie mamy bezpośredniego wpływu. Praca z klejem jest dość trudna sama w sobie, ze względu na trudny „charakter” materiału, jednak nie przewidziano takich zjawisk jak np. chwilowy brak prądu, brak poprawnego działania generatora awaryjnego na wypadek braku prądu czy po prostu zawieszenie się maszyny wytrzymałościowej z niewyjaśnionych przyczyn;
- **w związku z powyższymi trudnościami, konieczność podjęcia ważnych założeń** – najważniejszym założeniem, które należało zawziąć była decyzja o oparciu badań na wiedzy i doświadczeniu osobistym współpracującego implantologa. W wyniku braku norm i procedur, badania oparto na procedurach, standardach i najlepszych rozwiązaniach jakie stosowane są w codziennej pracy implantologów.

Najważniejsze wnioski, jakie zebrano po badaniach kształtują się następująco:

1. Odbudowa pojedynczych zębów za pomocą systemu implantologicznego jest niewątpliwie dobrą metodą leczenia, dającą szybkie i trwałe efekty estetyczne, a także zapobiega deformacji kości, która prowadzi do zmiany kształtu twarzy pacjenta.
2. Pomimo ciągłego rozwoju implantologii, praktyka pokazuje konieczność przeprowadzenia wielu badań i doświadczeń, a także istnienie wiele problemów do rozwiązania. Podstawowymi problemami odnoszącymi się do implantów są te, związane z ich wytrzymałością i trwałością, uzyskiwaniem odpowiednich modeli do badań oraz takie, które pojawiają się w codziennej praktyce stomatologicznej i implantologicznej.
3. Zastosowanie Metody Elementów Skończonych ułatwia planowanie zabiegu oraz wpływa na jego niezawodność. Umożliwia przeprowadzenie symulacji komputerowej dla różnych parametrów kleju, kształtu łącznika i korony. Zakładając, że procesy osteointegracji przebiegły u pacjenta prawidłowo, możemy dobrać odpowiednie parametry średnicy implantu czy wielkości nawisu korony zęba, jeśli jest taka potrzeba, indywidualnie do potrzeb każdego pacjenta. Wszystko to możliwe jest jeszcze przed rzeczywistym zabiegiem.
4. Badania symulacyjne przeprowadzone na modelu bez nawisów korony zęba wykazały, że nawet osoby z parafunkcją zgryzu, jaką może być bruksizm, nie muszą być od razu skreślane z listy potencjalnych pacjentów. Przy założeniu odpowiedniej dbałości o implant i łagodnym stadium choroby, tacy pacjenci nie naruszają wytrzymałości konstrukcji systemu implantacyjnego. Maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa w tym przypadku wyniosły 585,5 MPa.
5. Badania symulacyjne przeprowadzone na modelu z jednostronnym nawisem korony zęba wykazały, że w przypadku konieczności użycia takiego kształtu korony nie ma możliwości zastosowania tego rozwiązania leczenia u osób z parafunkcją zgryzu. Maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa wynoszące 1065 MPa są niszczące nawet dla elementów metalowych czy tytanowej śruby implantu, a tym bardziej dla kruchego kleju stomatologicznego.

6. Badania eksperymentalne dowiodły, że wraz z wydłużeniem czasu schnięcia kleju, jego trwałość wzrasta. Korzystając z zaproponowanego w pracy nowego podejścia do badań z klejem stomatologicznym, zakładającego uwzględnienie różnych dni schnięcia kleju, udało się obliczyć linię trendu  $T = 3,653 - 0,669 \cdot \lg Nf$ .
7. Klej, który schnął przez 1 dzień wykazał najniższą trwałość. Przy próbkach, na których klej schnął przez 3 dni odnotowano minimalną trwałość równą dwukrotnej trwałości kleju, który schnął tylko 1 dzień. Oznacza to, że wydłużenie czasu schnięcia kleju wpływa bezpośrednio na jego trwałość. Klej schnący 8 dni wytrzymał w większości 1 000 000 cykli, czym wszedł w zakres trwałości nieograniczonej. Dłuższe schnięcie cementu zwiększa znacznie szansę na powodzenie leczenia implantacyjnego.

## **Analiza wytrzymałościowa wybranych połączeń w protetyce stomatologicznej**

Protetyka stomatologiczna dysponuje wieloma metodami uzupełniania braków w jamie ustnej. Wyróżnić należy uzupełnienia ruchome, takie jak standardowe protezy czy licówki, a także uzupełnienia stałe, czyli implanty stomatologiczne.

Implantologia stomatologiczna jest stosunkowo młodą dziedziną stomatologii, a jej początki sięgają dopiero 1965 roku. Nie zmienia to jednak faktu, że jest jedną z najdynamiczniej rozwijających się dziedzin, a prowadzone w jej ramach badania gwarantują bardzo wysokie bezpieczeństwo stosowania implantów i niespotykane dotąd efekty estetyczne, uwzględniając również aspekty biologiczne i mechaniczne konstrukcji. Jednak istnieje jeszcze kilka problemów, z którymi implantologia boryka się od lat. Są to przede wszystkim niestandardowe przypadki leczenia, np. konieczność zastosowania mniejszej średnicy implantu, co wiąże się z powstawaniem nawisu przy koronie protetycznej.

Badania symulacyjne zawarte w pracy przy zastosowaniu Metody Elementów Skończonych mogą ułatwić dobór średnicy i długości implantu indywidualnie do potrzeb każdego pacjenta jeszcze przed rzeczywistym zabiegiem. Badania wykorzystujące koronę zęba z nawisem jednostronnym wykazały maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa na poziomie 1065 MPa dla osób posiadających parafunkcję zgryzu, np. bruksizm. Dzięki temu wiadome jest, że tego typu niszczące naprężenia zagrażają metalowym elementom konstrukcji implantu i tym bardziej połączeniu klejowemu, które trzyma koronę zęba na łączniku.

Badania eksperymentalne poświęcone połączeniu klejowemu dowiodły, że za zwiększenie trwałości kleju odpowiada jego odpowiedni czas schnięcia. Do tej pory nie brano pod uwagę takiego czynnika. Zaproponowane nowe podejście do badań nad cementami stomatologicznymi wykazało podwójne zwiększenie trwałości kleju już przy zwiększeniu czasu schnięcia z jednego do trzech dni. Natomiast klej, któremu pozwolono schnąć 8 dni w większości przypadków wszedł w zakres trwałości nieograniczonej.

## **Strength analysis of selected connections in dental prosthetics**

Dental prosthetics has many methods to fill lacks in the oral cavity. There should be marked out movable restorations such as standard dentures or veneers, as well as permanent restorations – dental implants.

Dental implantology is a relatively young field of dentistry and its origins date back to 1965. Anyway, it does not change the fact that implantology is one of the most dynamically developing areas and its scientific research guarantees very high safety of implants using and unbelievable esthetic effects with taking into account biological and mechanical aspects of the structure. However, there are still a few problems with implantology has been struggling for years. These are primarily non-standard cases of treatment, for example the need to use a smaller implant diameter, which is involved with the formation of an overhang at the prosthetic crown.

Computer simulation tests included in this work using the Finite Element Method can facilitate the selection of the diameter and length of the implant individually to the needs of each patient before the actual operation. Scientific research using a tooth crown with a one-sided overhang showed maximum reduced stresses according to the Huber-Mises hypothesis at 1065 MPa for people with occlusion parafunction, for example bruxism. It is known that this type of destructive stresses threaten the metal elements of the implant construction and even more the adhesive connection that holds the tooth crown on the abutment.

Experimental research carried out on the adhesive connection proved that its proper drying time is responsible for increasing the durability of the adhesive. So far, this factor has not been taken into account. The proposed new approach to the dental cements studies has shown a double durability enhancement of the adhesive with only the increase of the drying time from one to three days. Additionally, the adhesive which was allowed to dry for 8 days in most cases has been included in the unlimited range of durability.

## LITERATURA

- [1] 3M ESPE: *RelyX product catalog*.
- [2] 3M ESPE: *Instrukcja obsługi cementu*.
- [3] Abrektsson T.T., Zarb G.A.: *The Brånemark Osseointegrated Implant. I edition*. Quintessence Publishing Company, Chicago 1989.
- [4] Adin H., Deniz M.E.: *Investigation of the effect of different variables on strength of adhesive joints*. Materialwissenschaft und Werkstofftechnik, vol. 45, 2014, pp. 869-878.
- [5] Assuncao W.G., Tabata L.F., Barao V.A., Rocha E.P.: *Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture - 2D FEA*. Journal of Oral Rehabilitation, vol. 35, 2008, pp. 766-774.
- [6] ASTM E739-10: *Standard practice for statistical analysis of linear or linearized stress-life (S-N) and strain-life ( $\epsilon$ -N) fatigue data*.
- [7] ASTM F-136: *Specification for Ti6Al4V ELI alloy for surgical implant applications*.
- [8] Bańkowski Z. i in.: *Mały poradnik mechanika. Nauki matematyczno-fizyczne i ogólnotechniczne. Wydanie XIV*. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1976.
- [9] Baszkiewicz J., Chladek G., Chladek W., Czerwik I., Kasperski J. i in.: *Biomateriały i mechanika w stomatologii. Eksperyment naukowy*. Polskie Towarzystwo Inżynierii Medycznej, Zabrze 2010.
- [10] Będziński R. (pod red.): *Mechanika Techniczna. Tom XII: Biomechanika*. Wydawnictwo Instytutu Podstawowych Problemów Techniki PAN, Warszawa 2011.
- [11] Brånemark P-I.: *The Osseointegration Book: From Calvarium to Calcaneus*. Quintessence Publication Corporation, Chicago 2006.
- [12] Bulaqi H.A., Mashhadi M.M., Safari H., Samandari M.M., Geramipannah F.: *Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: a finite element analysis*. The Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 113, 2015, pp. 548-557.
- [13] Camlog: *Conelog® Implant System*. Product Catalog 2017.
- [14] Camlog: *Zbiór przypadków klinicznych. Zeszyt 1: Implantacje z wykorzystaniem systemów CAMLOG®*.
- [15] Camlog Compedium: *Part 1: Surgery*. 2007.
- [16] Chladek W.: *Biomechanika inżynierska narządu żucia: zagadnienia wybrane*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008.



- [17] Chladek W., Lipski T., Karasiński A.: *Experimental evaluation of occlusal forces*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 3, 2001, pp. 25-31.
- [18] Conrad H.J., Seong W.J., Pesun I.J.: *Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review*. Journal of Prosthetic Dental, vol. 98, 2007, pp. 389-404.
- [19] Craig R.G.: *Restorative dental materials*. CV Mosby Company, Sant Louis, 1980.
- [20] Ding X., Liao S.-H., Zhu X.-H., Zhang X.-H., Zhang L.: *Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants*.
- [21] Djebbar N., Serier B., Bachir Bouiadja B., Benbarek S., Draï A.: *Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant*. Materials and Design, vol. 31, 2010, pp. 2097-2101.
- [22] Eley B.M., Soory M., Manson J.D.: *Periodontologia*. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2011.
- [23] El-Homsi F., Lockwandt P., Linden L.A.: *Simulating periodontal effects in dental osseointegrated implants: effect of an intramobile damping element on the fatigue strength of dental implants - an in vitro test method*. Quintessence International, vol. 35, 2004, pp. 449-455.
- [24] FEMAP: *Światowej klasy rozwiązania MES dla środowiska Windows*. Siemens PLM Software, katalog producenta.
- [25] Fischer U., Gomeringer R., Heinzler M. i in.: *Poradnik mechanika*. Wydawnictwo REA, Warszawa 2008.
- [26] Fishman G.S.: *Symulacja komputerowa. Pojęcia i metody*. Wydawnictwo PWE, Warszawa 1981.
- [27] Garvie R.C., Hannink R.H., Pascoe R.T.: *Ceramic steel?*. Nature, vol. 258, 1975, pp. 703-704.
- [28] Gasiak G., Łagoda T. (pod red.): *Laboratorium z wytrzymałości materiałów. Skrypt nr 298*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Opolskiej, Opole 2014.
- [29] Gateau P., Sabek M., Dailey B.: *Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns*. Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 82, 1999, pp. 341-347.
- [30] Gołębowska M., Kondracki T.: *Leczenie pojedynczych braków międzyzębowych z zastosowaniem mostów inlay-onlay i wszczepów zębowych - analiza kryteriów wyboru*. Implantoprotetyka, nr 3, 2009, s. 3-8.

- [31] Hajduga M., Zdziech T.: *Wpływ środowiska jamy ustnej na uzupełnienie protetyczne metalowo-ceramiczne*. Mechanika w Medycynie, 2010, s. 71-77.
- [32] Icoi: *Glossary of Implant Dentistry*. Vol. 3, 2017.
- [33] Idzior-Haufa M., Hędzulek W., Rzątownski Sz., Gajdus P., Rychlik M.: *Ocena wybranych właściwości mechanicznych połączenia kładkowego wspartego na dwóch implantach - badanie wstępne*. Protetyka Stomatologiczna, nr 6, 2013, s. 441-449.
- [34] Iplikçioğlu H., Akça K.: *Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone*. Journal of Dentistry, vol. 30, 2002, pp. 41-46.
- [35] Isidor F., Brondum K., Ravnholt G.: *The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts*. The International Journal of Prosthodontics, vol. 12, 1999, pp. 78-82.
- [36] ISO 5832-3: *Implants for surgery - wrought titanium-6 aluminium-4 vanadium alloy*.
- [37] Jedynak B., Mierzwińska-Nastalska E.: *Tytan - właściwości i zastosowanie w protetyce stomatologicznej*. Dental Forum, nr 1, 2013, s. 75-78.
- [38] Kayabaşı O., Yüzbasioğlu E., Erzincanlı F.: *Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method*. Advantages in Engineering Software, vol. 37, 2006, pp. 649-658.
- [39] Keystone Dental: *Wszystko o implantach*. Katalog Producenta 2016.
- [40] Kheradmandan S., Koutayas S.O., Bernhard M., Strub J.R.: *Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator*. Journal of Oral Rehabilitation, vol. 28, 2001, pp. 361-369.
- [41] Kocańda S.: *Zmęczeniowe pękanie metali*. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1985..
- [42] Kocańda S., Szala J.: *Podstawy obliczeń zmęczeniowych*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 1985.
- [43] Koczorowski R.: *Nowoczesne metody rekonstrukcji uzębienia u pacjentów w wieku podeszłym z bezzębem żuchwy i szczęki*. Pielęgniarstwo Polskie, nr 3, 2015, s. 321-325.
- [44] Koczorowski R., Koczorowski J.: *Protezy overdenture w bezzębnej żuchwie oparte na dwu wszczepach filarowych jako alternatywa dla tradycyjnych protez ruchomych*. Implantoprotetyka, nr 4, 2007, s. 4-8.
- [45] Kordos P., Hunicz J., Niewczas A.: *Stanowisko do przyspieszonych badań zmęczeniowych materiałów stomatologicznych*. Maintenance and Reliability, no. 1, 2009, pp. 63-69.

- [46] Korioto T.W., Romilly D.P, Hannam A.G.: *Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible*. American Journal of Physical Anthropology, vol. 88, 1992, pp. 69-96.
- [47] Korioto T.W., Waldron T.W., Versluis A., Schulte J.K.: *Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans*. Journal of Biomechanics, vol. 30, 1997, pp. 631-633.
- [48] Koszuta A., Szymańska J., Szpak P.: *Leczenie protetyczne z zastosowaniem implantów zębowych*. Zdrowie Publiczne, nr 122, 2012, s. 217-221.
- [49] Krzycka B., Kraszewski J.: *Wszczepy filarowe protetyczne jamy ustnej*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1981.
- [50] Kulig M.: *Doświadczalna analiza odkształceń i naprężeń w medycynie*. Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków 2012.
- [51] Łagoda A., Niesłony A.: *Dental implant stress analysis with selected prosthetic crown overhangs sizes*. ITM Web of Conference, vol. 15, 2017, pp. 070021-070025.
- [52] Łagoda A., Niesłony A.: *Dental adhesive strength tests*. AIP Conference Proceedings, vol. 2028, 2018, pp. 020009-1-020009-6.
- [53] Łagoda T., Kurek M., Karolczuk A., Niesłony A. i in.: *Weryfikacja kryteriów wieloosiowego losowego zmęczenia*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Opolskiej, Opole 2014.
- [54] Łagoda T., Macha E.: *Trwałość zmęczeniowa maszyn - laboratorium. Skrypt nr 274*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Opolskiej, Opole 2005.
- [55] Lasek K., Okoński P., Mierzwińska-Nastalska E.: *Tlenek cyrkonu - właściwości fizyczne i zastosowanie kliniczne*. Protetyka Stomatologiczna, nr 6, 2009, s. 415-422.
- [56] Lazzara R.J.: *Dental implant system design and its potential impact on the establishment and sustainability of aesthetics*. Implants, vol. 4, 2012, pp. 20-26.
- [57] Łukaszewska M., Gajdus P., Hędzulek W., Zagalak R.: *Rozwój powierzchni wszczepów tytanowych*. Implantoprotetyka, nr 10, 2009, s. 24-29.
- [58] Majewski S.: *Dawne i aktualne problemy implantologii stomatologicznej w Polsce*. Implantoprotetyka, nr 8, 2017, s. 48-50.
- [59] Majewski S.: *Propedeutyka klinicznej i laboratoryjnej protetyki stomatologicznej*. Wydawnictwo Medyczne SANMEDICA, Warszawa 1997.
- [60] Majewski S., Majewski P.: *Biologiczne mechanizmy przebudowy struktur kostnych i gojenia tkanek miękkich jamy ustnej po zabiegach implantacyjnych*. Implantoprotetyka, nr 10, 2009, s. 3-7.

- [61] Malagino V.A., Grande N.M., Plotino G., Somma F.: *The M2NiTi rotary system for root canal preparation*. Roots, vol. 3, 2006, pp. 67-70.
- [62] Małysa R.T., Panek H.: *Esthetic replacement of single tooth loss with using Camlog® implants - case reports*. Dental Medical Problems, vol. 42, 2005, pp. 677-681.
- [63] Marciniak J.: *Biomateriały*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [64] Marciniak J., Kaczmarek M., Ziębowicz A.: *Biomateriały w stomatologii*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008.
- [65] Marzec-Gawron M., Michalska S., Dejak B.: *Właściwości współczesnych cementów kompozytowych oraz ich mechanika wiązania do szkliwa i zębiny*. Protetyka Stomatologiczna, nr 3, 2012, s. 173-180.
- [66] Materac A., Niesłony A.: *Analiza stanu naprężenia w połączeniu łącznik-korona dla korony zęba z nawisem*. Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 9, 2015, s. 79-82.
- [67] Materac A., Niesłony A.: *Porównanie metody klejenia oraz przykręcania korony zęba do łącznika implantu stomatologicznego przy pomocy analizy MES*. Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 11, 2016, s. 95-102.
- [68] Mierzwińska-Nastalska E., Kochanek-Leśniewska A. (red. nauk.): *Protetyka stomatologiczna dla techników dentystycznych*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2017.
- [69] Mik A.: *Cementy w medycynie*. Laboratoria.net, 2013.
- [70] Milewski G.: *Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda - implant w stomatologii*. Zeszyty Naukowe Mechanika, nr 89, Kraków 2002.
- [71] Misch C.E.: *Dental implant prosthetics*. Elsevier Mosby 2005.
- [72] Misiak J.: *Mechanika techniczna. Tom 1: Statyka i Wytrzymałość Materiałów*. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 2017.
- [73] Morais J.A., Heydecke G., Pawliuk J., Lund J.P., Feine J.: *The effects of mandibular two-implant overdentures on nutrition in elderly edentulous individuals*. Journal of Dental Research, vol. 82, 2003, pp. 53-58.
- [74] Morgan M.J., James D.F.: *Force and moment distributions among osseointegrated dental implants*. Journal of Biomechanics, vol. 28, 1995, pp. 1103-1109.
- [75] Mrozowski J., Awrejcewicz J.: *Podstawy Biomechaniki*. Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, Łódź 2004.
- [76] Niezgodziński M.E., Niezgodziński T.: *Wytrzymałość materiałów*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 2000.

- [77] Ohmae M., Saito S., Monohashi T.: *A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchorage for orthodontic intrusion in the beagle dog*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, vol. 119, 2001, pp. 489-497.
- [78] Okazaki Y., Rao S., Ito Y., Tateishi T.: *Corrosion resistance, mechanical properties, corrosion fatigue strength and cytocompatibility of new Ti alloys without Al and V*. Biomaterials, vol. 19, 1998, pp. 1197-1215.
- [79] Osiński Z. (pod red.): *Podstawy konstrukcji maszyn. Wyd. II*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 2010.
- [80] Padipatvuthikul P., Mair L.H.: *Comparison of shear bond strength, fatigue limit and fatigue life in resin-bonded metal to enamel bonds*. Dental Materials, vol. 24, 2008, pp. 764-680.
- [81] Piątkowska D. (pod red.): *Anatomia zębów stałych i stomatologia zachowawcza w ćwiczeniach fantomowych. Podręcznik dla studentów stomatologii*. Wydawnictwo Bestom Dentonet.pl, Łódź 2009.
- [82] Pietruski J.K., Pietruska M.D.: *Materiały i technologie używane we współczesnej protetyce stałych uzupełnień zębowych - wady i zalety przedstawione na podstawie przeglądu piśmiennictwa i doświadczeń własnych*. Stomatologia Estetyczna, nr 3, 2013, s. 89-99.
- [83] PN-EN 10088-3: 2007: *Stale odporne na korozję. Część 3: warunki techniczne dostawy półwyrobów, prętów, walcówki, drutu, kształtowników i wyrobów o powierzchni jasnej ze stali nierdzewnych ogólnego przeznaczenia*.
- [84] PN-EN ISO 5832-3:2017-02: *Implanty dla chirurgii - Materiały metalowe - Część 3: Stop tytanu 6 - aluminium 4 - wanad do przeróbki plastycznej*.
- [85] Power J.M., Wataha J.C.: *Materiały stomatologiczne*. Wydawnictwo Elsevier, Wrocław 2013.
- [86] Quek H.C., Tan K.B., Nicholls J.I.: *Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effects of torque level and implant system*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, vol. 23, 2008, pp. 253-262.
- [87] Rack T., Zabler S., Rack A., Riesemeier H., Nelson K.: *An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, vol. 28, 2013, pp. 44-50.
- [88] Raczyńska M.: *Symulacja komputerowa w procesie kształcenia*. Dydaktyka Informatyki, nr 5, 2010, s. 94-104.

- [89] Ray J.J., Kirkpatrick T.C., Rutledge R.E.: *Cyclic fatigue of endosequence and k3 rotary files in a dynamic model*. Journal of Endodontics, vol. 33, 2007, pp. 1469-1472.
- [90] Ryniewicz A.M., Machniewicz T., Ryniewicz W., Bojko Ł.: *Strength tests of the polymers used in dental prosthetics*. Archive of Mechanical Engineering, vol. LXV, 2018, pp. 515-525.
- [91] Sadowsky S.J.: *Mandibular implant retained overdentures: a literature review*. Journal of Prosthetic Dental, vol. 86, 2001, pp. 468-473.
- [92] Sahin S., Cehreli M.C., Yalcin E.: *The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - a review*. Journal of Dentistry, vol. 30, 2002, pp. 271-282.
- [93] Surowska B.: *Biomateriały metalowe oraz połączenia metal - ceramika w zastosowaniach stomatologicznych*. Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej, Lublin 2009.
- [94] Timmerman R., Stoker G.T., Wismeijer D., Oosterveld P., Vermeeren J.I., Van Wass M.A.: *An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures*. Journal of Dental Research, vol. 83, 2004, pp. 630-633.
- [95] Tokarski J. (pod red.): *Słownik wyrazów obcych*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 1980.
- [96] Topoliński T.: *Problemy wytrzymałości i trwałości zmęczeniowej w materiałach i konstrukcjach inżynierii biomedycznej*. Monograficzna seria wydawnicza Biblioteki Problemów Eksploatacji - Studia i Rozprawy, Bydgoszcz 2009.
- [97] Turner M.J., Clough R.W., Martin H.C., Topp L.J.: 1956. *Stiffness and deflection analysis of complex structures*.
- [98] Tyszer J.: *Symulacja cyfrowa*. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1990..
- [99] Ullman Ch.P., Peters O.A.: *Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in PopTper nickel-titanium rotary instruments*. Journal of Endodontics, vol. 31, 2005, pp. 183.
- [100] Wirwicki M., Topoliński T.: *Shear strength testing of bonded joints of dental materials*. Solid State Phenomena, vol. 224, 2015, pp. 198-203.
- [101] Wojciechowski W., Urbaniak A.: *Rola tomografii komputerowej w wirtualnym planowaniu zabiegów implantologicznych w stomatologii*. Acta Bio-Optica et Informatica Medica, vol. 18, 2012, pp. 31-34.

- [102] Zahran M., El-Mowafy O., Tam L., Watson P.A., Finer Y.: *Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology*. Journal of Prosthodontics, vol. 17, 2008, pp. 370-377.
- [103] Zhang X., Sun F., Wang H., Xu M.: *Fatigue cyclic loading test of an aurogalvanoforming ceramic bridge*. Chinese Medical Journal, vol. 121, 2008, pp. 1896-1899.
- [104] Zheng L., Yang J., Hu X., Luo J.: *Three dimensional finite element analysis of a novel osseointegrated dental implant designed to reduce stress peak of cortical bone*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 16, 2014, pp. 21-28.
- [105] Zienkiewicz O.C., Taylor R.L.: *The Finite Element Method. 5 edition*. Butterworth-Heinemann, Oxford 2000.
- [106] Żmudzki J., Walke W., Chladek W.: *Stresses present in bone surrounding dental implants in FEM model experiments*. Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering, vol. 27, 2008, pp. 71-74.
- [107] <http://stomatologiarahma.pl/2015/11/25/poznaj-dziedziny-stomatologii-4/> (dostęp: 09.02.2017).
- [108] <http://www.pietruscy.pl/index.php/edukacja-dla-lekarzy/79-leczenie/> (dostęp: 09.02.2017).
- [109] <http://www.implant24.pl/slownik-terminow/> (dostęp: 09.02.2017).
- [110] <http://www.di.com.pl/implantologia-przelom-w-stomatologii-estetycznej-50996> (dostęp: 10.02.2017).
- [111] <https://pnt.opole.pl/index.php/pl/ofertab-r> (dostęp: 25.06.2018).
- [112] <https://alfa-tech.com.pl/> (dostęp: 25.06.2018).
- [113] <http://www.poradnikstali.pl/> (dostęp: 25.06.2018).