

OPEN ACCESS LIBRARY



Scientific International Journal of the World Academy
of Materials and Manufacturing Engineering
publishing scientific monographs in Polish or in English only

Published since 1998 as Studies of the Institute of Engineering Materials and Biomaterials

Volume 4 (10) 2012

Jarosław Żmudzki

**Uwarunkowania materiałowe
wydolności czynnościowej
całkowitych osiadających
protez zębowych**



OPEN ACCESS LIBRARY

Scientific International Journal of the World Academy
of Materials and Manufacturing Engineering
publishing scientific monographs in Polish or in English only

Published since 1998 as Studies of the Institute of Engineering Materials and Biomaterials **Volume 4 (10) 2012**

Editor-in-Chief

Prof. Leszek A. Dobrzański – Poland

Editorial Board

Prof. Gilmar Batalha – Brazil
Prof. Emin Bayraktar – France
Prof. Rudolf Kawalla – Germany
Prof. Klaudiusz Lenik – Poland
Prof. Petr Louda – Czech Republic
Prof. Cemal Meran – Turkey
Prof. Stanisław Mitura – Poland
Prof. Piotr Niedzielski – Poland
Prof. Jerzy Nowacki – Poland
Prof. Ryszard Nowosielski – Poland
Prof. Jerzy Pacyna – Poland

Prof. Peter Palček – Slovak Republic
Prof. Zbigniew Rdzawski – Poland
Prof. Maria Richert – Poland
Prof. Maria Helena Robert – Brazil
Prof. Mario Rosso – Italy
Prof. Stanislav Rusz – Czech Republic
Prof. Yuriy I. Shalapko – Ukraine
Prof. Božo Smoljan – Croatia
Prof. Mirko Soković – Slovenia
Prof. Zinoviy Stotsko – Ukraine
Prof. Leszek Wojnar – Poland

Patronage



World Academy of Materials and Manufacturing Engineering



Association of Computational Materials Science and Surface Engineering



Institute of Engineering Materials and Biomaterials of the Silesian University
of Technology, Gliwice, Poland

Abstracting services

Journal is cited by Abstracting Services such as:



The Directory of Open Access Journals

Reading Direct

This journal is a part of Reading Direct, the free of charge alerting service which sends tables of contents by e-mail for this journal and in the promotion period also the full texts of monographs. You can register to Reading Direct at

www.openaccesslibrary.com

Journal Registration

The Journal is registered by the Civil Department of the District Court in Gliwice, Poland

Publisher



International OCSCO World Press
Gliwice 44-100, Poland, ul. S. Konarskiego 18a/366
e-mail: info@openaccesslibrary.com

Bank account: Stowarzyszenie Komputerowej Nauki o Materiałach i Inżynierii Powierzchni
Bank name: ING Bank Śląski
Bank address: ul. Zwycięstwa 28, 44-100 Gliwice Poland
Account number/ IBAN CODE: PL 76105012981000002300809767
Swift code: INGBPLPW
Gliwice

© 2012 International OCSCO World Press. All rights reserved
© The paper used for this Journal meets the requirements of acid-free paper Printed in Poland

Jarosław ŻMUDZKI

**Uwarunkowania materiałowe
wydolności czynnościowej
całkowitych osiadających
protez zębowych**



Uwarunkowania materiałowe
wydolności czynnościowej
całkowitych osiadających protez zębowych

OPINIODAWCY:

Prof. zw. dr hab. inż. Leszek. A. Dobrzański, m. dr h.c.
(Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych Politechniki Śląskiej)

Prof. dr hab. inż. Grzegorz Milewski
(Instytut Mechaniki Stosowanej Politechniki Krakowskiej)

Prof. dr hab. n. med. Jerzy Sokołowski
(Oddział Stomatologii Wydziału Lekarskiego Łódzkiego Uniwersytetu
Medycznego)

ŹRÓDŁO FINANSOWANIA:

Praca zrealizowana w ramach projektu badawczego
N N518 425636 i N N507 438539 finansowanych przez MNiSW.

ISSN 2083-5191

ISBN 987-83-63553-02-9

EAN 9788363553029



Spis treści

Streszczenie	5
Abstract	7
1. Wprowadzenie	9
2. Analiza stanu wiedzy w zakresie leczenia bezzębia z zastosowaniem całkowitych osiadających protez zębowych	14
2.1. Charakterystyka biologicznych uwarunkowań wydolności czynnościowej protez osiadających	16
2.2. Materiałowe i technologiczne uwarunkowania wydolności czynnościowej protez osiadających	34
3. Teza, zakres i metodyka pracy	59
3.1. Geneza i wybór obszaru badań	59
3.2. Teza, cel i zakres pracy	66
3.3. Założenia metodologii komputerowych badań symulacyjnych materiałów w kryteriach biogodnego wykorzystania nośności tkanek	69
3.4. Metodyka projektowania materiałowego badanych protez osiadających	71
3.5. Metodyka modelowania i symulacji warunków obciążeń eksploatacyjnych	87
3.6. Weryfikacja modelu	95
3.7. Plan badań symulacyjnych i założenia klinicznej weryfikacji wyników symulacji	101
4. Wyniki badań własnych	104
4.1. Badania materiałów protez w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych użytkownika spoczynkowego	104
4.2. Badania materiałów protez w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych żucia	108
4.3. Identyfikacja obciążeń niebezpiecznych dla złamań akrylowej struktury nośnej i niszczenia warstw elastomerowych	130
5. Dyskusja wyników badań materiałów w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych	137
5.1. Protezy konwencjonalne	139
5.2. Protezy stabilizowane implantologicznie	149
6. Podsumowanie i wnioski	157
7. Literatura	159

Uwarunkowania materiałowe wydolności czynnościowej całkowitych osiadających protez zębowych

Jarosław Żmudzki
Politechnika Śląska,
ul. Akademicka 2A, 44-100 Gliwice, Polska
Adres korespondencyjny e-mail: jaroslaw.zmudzki@polsl.pl

Streszczenie

***Cel:** Projektowanie materiałów osiadających protez zębowych natrafia na trudności wynikające z braku metody oceny uwarunkowań materiałowych wydolności czynnościowej protez. Celem poznawczym pracy było dokonanie oceny wpływu własności materiałowych protezy osiadającej, jak również naturalnego podłoża błony śluzowej na transmisję obciążeń eksploatacyjnych. Hipotezą pracy było, że na podstawie badań materiałów w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych możliwe jest kształtowanie własności materiałów protez w kryteriach nośności tkanek.*

***Projekt/metodologia/podejście:** Oryginalne podejście do zagadnienia badań materiałów polegało na przyjęciu jako podstawy ich oceny, zjawisk przenoszenia obciążeń eksploatacyjnych w trakcie podstawowych funkcji spełnianych przez protezy w jamie ustnej: funkcji żucia lub użytkowania spoczynkowego (poza funkcją rozdrabniania pokarmów), które w sposób od siebie niezależny warunkują wydolność czynnościową protezy. Warunki obciążeń eksploatacyjnych symulowano numerycznie MES w zakresie dużych przemieszczeń z uwzględnieniem odrywania lub poślizgu dolnej protezy po podłożu błony śluzowej.*

***Osiągnięcia:** Dobre odwzorowanie obciążeń eksploatacyjnych pozwoliło na uzyskanie nieosiągalnego dotychczas wysokiego poziomu zgodności rezultatów analiz numerycznych z obserwacjami klinicznymi. W zobiektywizowanych miarach dyskomfortu bólowego i obciążeń implantów ocenione zostały materiały i konstrukcje protez akrylowych twardych, jak również podścielanych materiałami o zróżnicowanej miękkości, a także stabilizowanych na dwóch lub jednym implancie za pomocą złączy zróżnicowanych pod względem materiałowym.*

Stwierdzono, że w warunkach użytkowania spoczynkowego odchyłki technologiczne są przyczyną znacznych obciążeń błony śluzowej i implantów. Miękkie materiały podścielające wykazały około 10-krotnie większą skuteczność do zmniejszania obciążeń spoczynkowych niż zmniejszania obciążeń transmitowanych podczas żucia. W warunkach obciążeń żucia materiały podścielające wpływały korzystnie na 2-3,5 krotne zmniejszenie maksymalnego nacisku, ale i jednocześnie niekorzystnie ze względu na około 3-krotne zwiększenie drogi poślizgu.

Ograniczenia badań/zastosowań: Badania wykonano w odniesieniu do niekorzystnych przypadków podłoża dolnych protez, wychodząc naprzeciw pilnej potrzebie polepszenia wydolności czynnościowej w tej grupie przypadków. Przyjmowano liniowo-sprężyste izotropowe charakterystyki materiałowe ze względu na stopień złożoności obliczeń kontaktu.

Praktyczne zastosowania: Projektowane materiałowo elastomerowe złącza nadały rozwiązaniom protez nakładowych niedostępną dotychczas jakość, polegającą na możliwości planowania i polepszania cech funkcjonalnych protez zależnie od zastanych indywidualnych warunków posadowienia. Poprzez dobór materiału złącza implantu z protezą oraz wprowadzenie funkcjonalnej gradacji sprężystości w miękkiej warstwie podścielającej protezę wykazano możliwość uzyskania rozwiązań tańszych i bezpieczniejszych niż dotychczas uznane za standard leczniczy. Złącza elastomerowe nie powodowały niebezpiecznego stanu obciążenia implantu, w tym wyciągania z kości, natomiast stabilizowały protezę aż do uzyskania kontaktu balansującego, nawet przy znacznym jego „spóźnieniu”. Uzyskano pełną kontrolę nad dystrybucją obciążeń pomiędzy implantem oraz podłożem błony śluzowej, w tym kontrolę nad strefowym rozdziałem obciążeń na obszary błony śluzowej.

Oryginalność/wartość: Sprecyzowane zostały uniwersalne zasady doboru materiałów i konstrukcji protez w wielostronnych kryteriach wydolności czynnościowej protez, co stanowi podstawę do rozwiązywania problemów projektowania dowolnego typu uzupełnień protetycznych.

Słowa kluczowe: Materiał stomatologiczny; Wydolność żucia; Obciążenie implantu; Nacisk; Dyskomfort bólowy

Cytowania tej monografii powinny być podane w następujący sposób:

J. Żmudzki, Uwarunkowania materiałowe wydolności czynnościowej całkowitych osiadających protez zębowych, *Open Access Library, Volume 4 (10) (2012) 1-176.*

Material conditionings of functional efficiency of mucous-borne complete denture

Jarosław Żmudzki

Silesian University of Technology,

ul. Akademicka 2A, 44-100 Gliwice, Polska

Corresponding e-mail address: jaroslaw.zmudzki@polsl.pl

Abstract

Purpose: The development of materials for the mucous-borne dentures encounters difficulties resulting from the lack of evaluation method for materials conditions related to the dentures mastication efficacy. The aim of this study was to evaluate the influence of the mucous-borne denture and mucous membrane foundation material properties on the transmission of loads. The assumed hypothesis is the possibility to form denture material properties in the aspect of a bio-compatible tissue load bearing capacity.

Design/methodology/approach: The attitude towards the studies on materials was based on their evaluation in the aspect of loads transmission phenomena that occur during basic functions played by the dentures in the oral cavity: mastication or resting exploitation (apart from the function of food comminution), which independently influences denture efficacy. The exploitation loads were simulated numerically by means of a Finite Element Method analysis in the range of large displacements that took into account detaching and sliding of the lower denture on the mucous membrane foundation.

Findings: The high consistency of the results of numerical analyses and clinical observations was for the first time achieved thanks to the proper representation of exploitation loads. Materials and design of hard acrylic dentures, dentures relined with materials having various softness and dentures retained on a single or on two implants by means of attachments made of various materials were evaluated by objective measures such as pain discomfort and implant's loads. It was proved that the technological inaccuracies are the reason of significant loading of the mucous membrane and implants during resting exploitation. The soft relining materials showed approximately ten times higher effectiveness in reducing resting loading than

the loads transmitted during mastication. Relining materials also influenced reduction of the maximal load by app. 200-350% under mastication loads whereas they increased slide by app. 300%.

Research limitations/implications: The study was conducted in relation to the unfavorable cases of the lower dentures foundation in order to address the need to increase dentures efficacy for such patients. The linear-elastic isotropic materials characteristics were assumed due to the complex contact calculations.

Practical implications: The designed material for elastomer attachments gave new higher quality to overdentures, based on the possibility of planning and improving dentures functional characteristics depending on the individual foundation conditions. The choice of the implant attachment material and introduction of the functional elasticity gradation in the soft layer that relines the denture proves the possibility of achieving less expensive and safer solutions than those perceived as standard till now. The elastomer attachments did not create the dangerous loading state for implants including pulling off the bone, but they stabilized the denture until the balancing contact was achieved, even if it was really "late". The achieved complete control of loads distribution between the implants and mucous membrane foundation including the control over distribution of loads between particular zones of the mucous membrane.

Originality/value: The universal methods of choosing dentures material and construction were defined precisely in the aspect of multiple denture efficacy criteria, which constitutes a base for solving design issues of any type of prosthetic restoration.

Keywords: Denture material; Mastication efficiency; Implant loading; Pressure; Pain discomfort

Reference to this paper should be given in the following way:

J. Żmudzki, Material conditionings of functional efficiency of mucous-borne complete denture, Open Access Library, Volume 4 (10) (2012) 1-176 (in Polish).

1. Wprowadzenie

*Wypalona skorupa tworzy
Kształt glinianej misy,
Ale jej użyteczność
Jest w miejscu pustym.
(Lao Tsy „DROGA”)*

Wiesławowi Chładkowi

Proteza zębowa jest wytworem technicznym i definiowana jest jako urządzenie mechaniczne, które ma za zadanie odbudowę funkcji jamy ustnej utraconych wskutek bezzębia [1]. „Powinna być dobrodziejstwem dla pacjenta, pozwalając mu na normalną egzystencję” [1]. Generalnie efekty leczenia protetycznego ocenia się w kategorii sukcesu klinicznego, gdy proteza spełnia cechy funkcjonalne i spotyka się z akceptacją ze strony pacjenta [1-3].

W leczeniu całkowitego bezzębia najszersze zastosowanie znajdują najbardziej ekonomiczne protezy, zwane dośluzowymi lub osiadającymi [4-6], ze względu na wykorzystanie podparcia na błonie śluzowej podłoża protetycznego. Większość zasad doboru i kształtowania cech funkcjonalnych protez zostało ustalonych już w latach 1950-1960, kiedy protetykę po roku 1940 zrewolucjonizowało zastosowanie do wykonawstwa protez polimetakrylanu metylu [7]. Rozwój i doskonalenie materiałów, technologii wytwarzania [8, 9] oraz metod rejestracji kontaktów zwarciovych [10, 11] trwające nieomal wiek, niestety w niewielkim stopniu wpłynęły na zwiększenie powodzenia leczenia protezami osiadającymi. Podstawową przyczyną niepowodzeń jest niedostatek cech funkcjonalnych, określane niewydolnością czynnościową, którą definiuje się jako sumę wpływów czynników biologicznych, technicznych i materiałowych układu [1, 4, 12-14]. Niewydolność czynnościowa protez osiadających staje się przyczyną poważnych utrudnień w życiu zawodowym i osobistym. Problemy z rozdrabnianiem pokarmu (niewydolność żucia) utrudniają życie codzienne i kontakty towarzyskie, natomiast słabe utrzymanie protezy na podłożu (słaba retencja i stabilizacja) w trakcie czynności mowy czy mimiki eliminuje osoby z życia towarzyskiego i aktywności zawodowej. Często, na skutek odczuć dyskomfortu występuje całkowite niepowodzenie leczenia, za jakie należy uznać posługiwanie się protezami wyłącznie w celach estetycznych. U części pacjentów istnieją przeciwwskazania do leczenia implantologicznego ze względu na ogólny stan zdrowia [15]. Użytkownicy protez starają się przezwyciężyć ograniczenia w funkcjonowaniu jamy ustnej.

Powszechnie uciekają się do stosowania preparatów adhezyjnych, których stałe stosowanie może powodować wiele działań ubocznych [1]. Biorąc pod uwagę coraz niższy wiek i liczbę osób dotkniętych bezzębieniem należy podkreślić wagę problemu i jego wymiar społeczny [16]. Bezzębie dotyka w części krajów europejskich ponad 70 % osób starszych, na kontynencie Ameryki Płn. 25-30 % [17].

Chociaż przejawy niepożądanego oddziaływania protez i implantów na organizm znajdują się w obszarze zainteresowania nauk medycznych, to ustalenie zależności przyczynowo-skutkowych pomiędzy własnościami materiałowymi protez a ich cechami funkcjonalnymi znajduje się w obszarze nauk technicznych [18-29]. Ostatnio, zainteresowanie ośrodków badawczych zostało ukierunkowane na metody rekonstrukcji uzębienia z wykorzystaniem implantów i materiałów wysokiej estetyki [30-34]. Wymienione metody rekonstrukcji uzębienia stanowią dla inżynierii stomatologicznej pole do spektakularnych sukcesów, które w głównej mierze bazują na zastosowaniach komputerowej nauki o materiałach, zwłaszcza na prognozowaniu nośności naturalnego tworzywa tkanek podpierających protezy. Już samo ustalenie związków pomiędzy własnościami naturalnego tworzywa tkanek, wynikającymi z indywidualnych cech struktury czy wewnętrznych procesów biologicznych, a zdolnością do pełnienia określonych funkcji, wpisuje się w obszar inżynierii materiałowej [19, 20, 35-39]. W obszarze zainteresowania inżynierii materiałowej znajdują się własności biobójcze, które daje się polepszać poprzez domieszkowanie nanocząstkami, zwłaszcza srebra, co w przypadku materiałów pracujących w środowisku jamy ustnej ma szczególne znaczenie w ze względu florę bakteryjną i powszechne grzybice [40-47]. W głównym nurcie badań nad biomateriałami znajdują się prace obejmujące własności warstw tlenkowych uzyskiwanych na stopach tytanu [48], warstw po azotowaniu [49-51] lub domieszkowania tlenków krzemu metodą zol-żel [52] lub tlenku aluminium celem polepszania odporności korozyjnej [53, 54]. W przypadkach znacznych zaników kości wyrostków zębodołowych niezastąpione są materiały kościotwórcze [55-58], których podstawą zastosowania jest poznanie własności mechanicznych warunkujących biozgodną współpracę z tkankami [18, 59-63]. Zazwyczaj, w warunkach eksploatacji materiały stomatologiczne wraz z tkankami tworzą układy warstwowe, których funkcjonalność determinują własności połączenia pomiędzy poszczególnymi warstwami [23, 34, 64-66]. Do szczególnie narażonych na zniszczenie i zużycie należy warstwa wierzchnia [29, 67-72]. Dzięki rozwojowi metod tomografii komputerowej [30] własności mechaniczne struktur kostnych współpracujących z implantami mogą już być oceniane w skali mikroskopowej w powiązaniu z cechami mikrostruktury [73].

W przypadku wykorzystania podparcia na zębach własnych, powszechnie dostępne są metody oceny zakresu ich przemieszczeń [74]. Do interesujących osiągnięć komputerowej nauki o materiałach należy zaliczyć zastosowanie technologii laserowego selektywnego spiekania metali do produkcji implantów z gradacją modułu sprężystości na średnicy [75]. Stopniowe zmniejszanie modułu sprężystości w kierunku zewnętrznych warstw pozwala na uzyskanie bardziej fizjologicznego rozkładu naprężeń w tkance kostnej przylegającej do implantu, co determinuje cechy funkcjonalne protez.

W przypadku projektowania materiałowego najbardziej popularnych protez osiadających napotyka się na poważną przeszkodę. Brakuje dostatecznie ścisłego (fizykalnego) opisu funkcjonowania protez, który pozwalałby na ocenę efektów wprowadzania zmian materiałowych. Pożądane własności użytkowe materiałów pozostają zatem nieznanne, szczególnie w odniesieniu do zastanych osobniczych warunków pracy. Działanie protez osiadających jest związane ze znacznymi przemieszczeniami (ruchomością) protez względem podłoża, towarzyszących żuciu oraz pozostałym czynnościom jamy ustnej. W zakresie dużych przemieszczeń funkcjonują również rozwiązania dolnych protez osiadających, stabilizowanych za pomocą implantów (protezy nakładowe – overdentures – utrzymywane na dwóch implantach) [76-78]. Doświadczenia ostatnich dwóch dekad pokazały, że protezy tego typu nie wykazują pożądanej niezawodności działania. Jednak, ze względu na niskie ryzyko utraty implantów z kości żuchwy zostały uznane za standard w przypadku bezzębia żuchwy [78, 79]. Najistotniejszym elementem tego typu protezy jest sposób jej przyłączenia do implantów (złącze). Literatura tematu obfituje w próby oceny cech funkcjonalnych materiałów i protez. Jednakże, problematyka materiałowa koncentruje się głównie na obserwacjach zużycia i uszkodzeń, na podstawie których trudno sformułować ogólne wnioski dotyczące projektowania materiałowego. Badania biomechaniczne, koncentrujące się na ocenach porównawczych transmisji obciążeń okluzyjnych dla znanych i powszechnie stosowanych rozwiązań złączy, nie przyczyniają się do istotnego zwiększenia niezawodności protez i poprawy ich wydolności czynnościowej. Wyjątek stanowią prace, w których proponuje się stosowanie na złącza tworzyw silikonowych [80, 81]. Skuteczność wymienionych silikonowych złączy do zmniejszenia obciążeń implantów stabilizujących protezy była już analizowana w pracach [82, 83] na podstawie komputerowych symulacji z wykorzystaniem Metody Elementów Skończonych (MES). MES jest jednym z narzędzi obliczeniowych wykorzystywanych w komputerowej nauce o materiałach, które pozwala na poznanie rozkładu wartości poszukiwanej wielkości fizycznej wewnątrz struktur

układu, kiedy stopień złożoności uniemożliwia wykonanie obliczeń analitycznych, natomiast przeprowadzenie badań pomiarowych jest utrudnione lub niemożliwe. W przypadku braku znajomości wielkości fizycznych w układzie zostaje się skazanym na badania o charakterze statystyczno-obszaryjnym, które wskazują zależności korelacyjne, ale nie zależności przyczynowo-skutkowe. MES jest w przypadku układów żywych zazwyczaj jedynym narzędziem zdobywania wiedzy niezbędnej do rozwiązywania problemów materiałowych i konstrukcyjnych [84-89]. Badania symulacyjne materiałowych uwarunkowań funkcjonowania układów żywych wymagają przyjęcia poprawnych założeń modelowych. W przypadku złożonych układów konieczne są liczne założenia upraszczające [28], bez których wykonanie eksperymentów modelowych i uzyskanie jakichkolwiek odpowiedzi byłoby często niemożliwe. Używając modelowego opisu przyrody, warto mieć na uwadze słowa Richarda Feynmana: „*Dużo bardziej interesujące jest żyć w niewiedzy, niż posiadać odpowiedzi, które mogą być błędne*”. O poprawności modeli i możliwości ich zastosowania decyduje poziom zgodności z wynikami pomiarów na modelach fizycznych, a przede wszystkim z obserwacjami klinicznymi lub danymi pomiarowymi z układów żywych, jeżeli takie są dostępne. Jak wskazują dotychczasowe doświadczenia [23-28, 35, 36, 82-89], w tym własne Autora [90-96], istnieje możliwość uzyskania dobrej zgodności wyników modelowania MES z wynikami badań laboratoryjnych i obserwacjami klinicznymi, szczególnie w przypadku prognozowania stanu naturalnego tworzywa kostnego. W przypadku protez zębowych zaznacza się konieczność rozwinięcia dotychczasowych ocen poza inżynierskie analizy ograniczone do porównań obciążeń implantów i otaczającej tkanki kostnej [97].

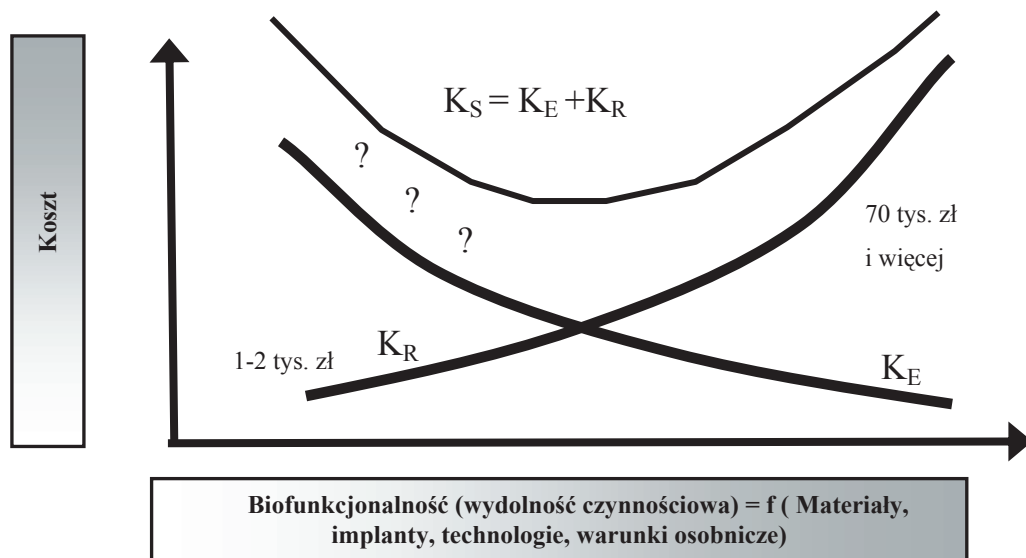
Podjęta tematyka badawcza wychodzi naprzeciw nierozwiązanym od lat problemom protetyki stomatologicznej oraz społecznemu zapotrzebowaniu na poprawnie funkcjonujące, i jednocześnie ekonomiczne, rozwiązania protez zębowych [4, 5, 98]. Zagadnienie projektowania własności tworzyw i w konsekwencji technologii wytwarzania dóbr powszechnego użytku wpisuje się w paradygmat inżynierii materiałowej [99]. Szczególne znaczenie zyskało projektowanie materiałowe produktów, w którym mniej istotny jest rodzaj użytego materiału, natomiast istotę stanowi jego funkcjonalność [99]. Pracę ukierunkowano na problematykę oceny i kształtowania własności materiałowych protez, mających fundamentalne znaczenie ze względu na wypełnianie funkcje użytkowe [1-5]. Oryginalne podejście polegało na uwzględnieniu w ocenie materiałów protez warunków obciążeń eksploatacyjnych, pozostających dotychczas poza poznaniem, natomiast decydujących o wydolności czynnościowej.

Celem poznawczym pracy było dokonanie oceny wpływu własności materiałowych protezy osiadającej, jak również naturalnego tworzywa podłoża błony śluzowej na zjawiska transmisji obciążeń eksploatacyjnych. Wobec sprecyzowanego celu poznawczego wysunięto hipotezę badawczą, w której założono, że możliwe jest kształtowanie własności materiałów protez w kryteriach nośności tkanek. Weryfikacji hipotezy badawczej dokonano na podstawie badań materiałowych protez w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych. Na podstawie wyników badań sprecyzowane zostały zasady projektowania własności użytkowych materiałów i konstrukcji protez w wielostronnych kryteriach wydolności czynnościowej protez. Hipotezę badawczą weryfikowano w toku realizacji użytecznego celu pracy. Projektowane materiałowo elastomerowe złącza nadały rozwiązaniom protez nakładowych niedostępną dotychczas jakość, polegającą na możliwości planowania i polepszania cech funkcjonalnych protez zależnie od zastanych indywidualnych warunków posadowienia. Poprzez dobór materiału złączy implantów z protezą oraz wprowadzenie funkcjonalnej gradacji sprężystości w miękkiej warstwie podścielającej protezę uzyskano pełną kontrolę nad dystrybucją obciążeń pomiędzy implanty oraz podłoże błony śluzowej, w tym kontrolę nad strefowym rozdziałem obciążeń na obszary błony śluzowej. Uniwersalność metodologii oceny wydolności czynnościowej protez została sprawdzona dla wyróżnionego czynnika biomechanicznego, za który przyjęto oddziaływanie sił języka na efekt stabilizacji protezy na podłożu. Uniwersalne zasady prowadzenia eksperymentu numerycznego oraz interpretacji wyników mogą stanowić podstawę i zachętę do rozwiązywania dalszych zadań praktycznych oczekujących na inżynierów i protetyków.

2. Analiza stanu wiedzy w zakresie leczenia bezzębia z zastosowaniem całkowitych osiadających protez zębowych

Cechy funkcjonalne protezy zębowej, definiowanej jako wytwór techniczny [1], powinny wynikać ze ścisłego inżynierskiego ilościowego opisu zasad działania. Protezę można nazwać funkcjonalną, jeżeli w zastanych indywidualnych warunkach pracy odznacza się wydolnością czynnościową, dzięki czemu może sprzyjać powodzeniu leczenia. Dokonanie oceny wydolności czynnościowej uzupełnienia protetycznego wymaga określenia w jakim stopniu analizowane rozwiązanie przywraca utracone funkcje jamy ustnej i czy jest wolne od niepożądanych oddziaływań względem tkanek.

Zasadnicze kryteria projektowania, czyli funkcjonalności produktu i optymalnego stanu obciążenia tworzywa [100, 101] w przypadku układów żywych dotyczą w pierwszym rzędzie naturalnego tworzywa tkanek [18, 21, 23], a dopiero w drugiej kolejności tworzywa obiektu technicznego. Stąd, w obszarze zainteresowania bioinżynierii znajduje się wpływ własności protez, określonych przez cechy materiałowe i geometryczne na stan obciążenia tkanek, czynność mięśni i funkcje jamy ustnej. Jak przedstawia rysunek 2.1, nie bez znaczenia jest uwzględnienie kosztów. Biofunkcjonalne rozwiązanie, lecz kosztowne, może sprzyjać powodzeniu leczenia tylko u osób zamożnych. Przykładem są komfortowe i estetyczne implantoprotezy podparte na dużej liczbie implantów, których koszt realizacji K_R przekracza 3-4 krotnie roczne dochody netto osoby średnio zarabiającej w Polsce. Koszt realizacji osiadających protez konwencjonalnych jest nieporównywalnie mniejszy, co ważne dla zainteresowanych, pokrywany z funduszu ubezpieczenia społecznego [4]. Bezpośredni koszt eksploatacji jest również niewielki. Jednak, nie uwzględnia się w nim np. kosztów preparatów adhezyjnych, a przede wszystkim negatywnych wpływów nieprawidłowego funkcjonowania protez na organizm, w tym na samopoczucie czy zdolność do wykonywania dotychczasowego zawodu. Jeśli w kosztach eksploatacji K_E uwzględnić koszt społeczny związany z przedwczesnym wykluczeniem zawodowym i społecznym części osób (oznaczony na wykresie jako nieznanne „?”), to podobnie jak w klasycznym modelu istnienia obiektu technicznego [101], również w przypadku protez zębowych można poszukiwać rozwiązania odznaczającego się mniejszymi kosztami sumarycznymi K_S . Uzyskanie powodzenia leczenia w skali powszechnej jest w przypadku inżynierii stomatologicznej poszukiwaniem kompromisu na interdyscyplinarnym polu inżynierii biomateriałów, biomechaniki i biofizyki. Jeśli kryteria oceny działania produktu



Rysunek 2.1. Poglądowe przedstawienie sumarycznych kosztów leczenia bezzębia K_S wg klasycznego modelu istnienia obiektu technicznego [102], gdzie K_R koszty realizacji leczenia jako projektowania i wytwarzania obiektu technicznego oraz K_E koszty eksploatacji dla założonego poziomu biofunkcyjności („?” pośrednie nieznanne koszty społeczne)

oraz metodologia projektowania materiałowego są niekompletne, to podstawowa cecha produktu, którą w przypadku protez jest biofunkcyjność (wydolność czynnościowa), zostaje osiągnięta w sposób przypadkowy.

Główne przyczyny niepowodzeń leczenia osiadającymi protezami konwencjonalnymi przedstawia tablica 1. W pierwszym rzędzie wymienia się ból i dyskomfort [102]. Do przyczyn niepowodzeń leczenia zalicza się niedostateczne utrzymanie protez na podłożu (retencja i stabilizacja) oraz niewydolność żucia [1-5, 102, 103]. Utrudnienia w użytkowaniu protez, wynikające z niedostatecznego dostosowania do warunków anatomicznych według zasad dobrze opisanych w piśmiennictwie [1-5], nie stanowiły obszaru zainteresowania przedstawianej pracy, natomiast dyskomfort bólowy oraz brak dostatecznego utrzymania i stabilizacji protez na podłożu stanowią dobry argument do koncentracji uwagi na dokonaniu ścisłego inżynierskiego opisu zjawiska przenoszenia obciążeń użytkowych, który pozwoli „mierzyć” przyczyny niewydolności czynnościowej z uwzględnieniem indywidualnych uwarunkowań protezownia. Niepowodzenia leczenia związane są głównie z protezą dolną [1-3, 104]. W zuchwie, ze względów anatomicznych, warunki posadowienia są znacznie mniej korzystne w porównaniu

Tablica 1. Przyczyny niepowodzenia leczenia protezami osiadającymi [1-5, 13, 102, 104]

Ból	Dyskomfort	Niewydolność żucia
Niedostateczna retencja	Brak stabilności (dolna proteza)	Brak możliwości użytkowania dolnej protezy
Mdłości i odruchy wymiotne	Estetyka	Problemy wymowy
Zagryzienia policzków i języka	Pokarm pod protezą	Stuki zębów

do szczęki. Pole protetyczne jest ograniczone do obszaru części zębodołowej, co przy mniejszej grubości błony śluzowej pokrywającej wyrostki zębodołowe kości żuchwy w porównaniu do szczęki, skutkuje przeciążeniem tkanek miękkich, szczególnie w przypadku zmian zanikowych wyrostków zębodołowych. Zarysowuje się konieczność zebrania na podstawie przeglądu aktualnego stanu wiedzy danych umożliwiających uściślenie kryteriów i miar wydolności czynnościowej, wobec których uzupełnienie protetyczne powinno być w pożądanej mierze funkcjonalne i niezawodne.

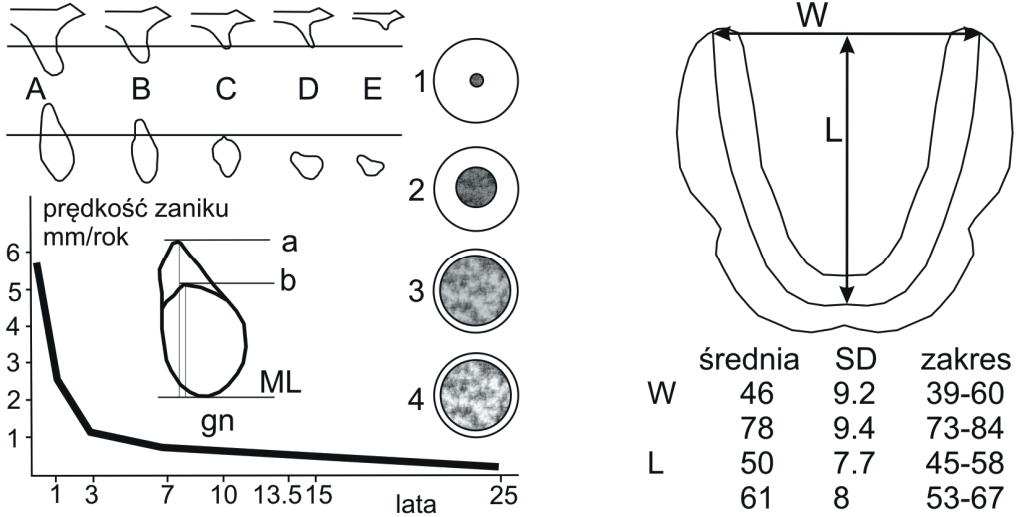
2.1. Charakterystyka biologicznych uwarunkowań wydolności czynnościowej protez osiadających

W protetyce rozróżnia się utrzymanie protez na podłożu przy działaniu pionowych sił odrywania (retencja) oraz sił poziomych (stabilizacja). Retencja jest definiowana jako siła zdejmowania protezy z podłoża w kierunku przeciwnym do zakładania. Dla dolnych protez średnie siły retencji wynoszą 0,8-3,0 N, natomiast stabilizacja 2,8-7,2 N [105]. Dla protez górnych rejestruje się większe wartości retencji 3,9-4,7 N [106].

Przyjmując retencję jako efekt działania sił przylegania na powierzchni podłoża, za czynniki obniżające retencję w pierwszym rzędzie wymienia się brak dopasowania protezy do podłoża oraz niedostateczne zwilżanie powierzchni śliną [107, 108, 109]. Efekt szczelności brzeżnej przyjmowany jest jako czynnik istotnie wpływający na retencję. Protezy uczestniczą w wielu czynnościach jamy ustnej, oprócz żucia. W trakcie czynności mowy czy śmiechu proteza pod wpływem bocznych nacisków od policzków, warg czy języka może być odrywana od podłoża. Stąd, brak retencji i stabilizacji dolnej protezy uznaje się za przyczynę niepowodzeń ze względu na niedostatek wygody podczas różnych czynności towarzyszących użytkowaniu protezy [1]. Z drugiej strony, zarówno retencja, jak i stabilizacja, choć przyjmowane za główne wyzna-

czniki wygody czynnościowej, w praktyce słabo korelują z wydolnością żucia [110]. Mniejsze znaczenie retencji i stabilizacji w trakcie czynności żucia wynika z faktu, że samo podparcie naturalnego podłoża jest zazwyczaj niewystarczające do stabilnego utrzymania protezy podczas działania znacznych sił żucia.

Indywidualne cechy struktur biologicznych podłoża protez warunkują własności materiałowe naturalnego tworzywa tkanek i zdolność do pełnienia określonych funkcji, co ma podstawowe znaczenie dla posadowienia i wydolności czynnościowej protez. Problem braku wydolności czynnościowej i niepowodzeń leczenia szczególnie nasila się w przypadkach niekorzystnych warunków posadowienia dolnej protezy. Jako utrudniające leczenie wymieniane są cechy kształtu bezzębnych wyrostków, które ułatwiają zrzucanie protezy i sprzyjają efektom przeciążeniowym błony śluzowej. Wymienia się tu przede wszystkim zanikłe bezzębne wyrostki z płaskimi stokami, jak również charakterystyczne ostro zakończone wyrostki „szablaste” [1, 2]. Udział niekorzystnych warunków posadowienia zajmuje w pracach lekarzy protetyków znaczące miejsce. W przypadku żuchwy "szablaste" formy występują aż w 75% w odcinku przednim i w 38% w obszarze zębów przedtrzonowych [111]. Wraz ze stopniem redukcji bezzębnych wyrostków podłoża kostnego wydolność żucia wyraźnie się zmniejsza [112]. Wartości sił okluzyjnych przeciętnie zmniejszają się z wartości 150 N do 60 N [112], odpowiednio dla stopni zaniku 3 i 4 oraz 5 i 6 (wg Atwooda) [113-115]. Oprócz zmian zanikowych podłoża kostnego [116, 117] jako czynnik powszechnie utrudniający leczenie wymienia się również asymetryczne skrzydłowe zróżnicowanie kształtu bezzębnych wyrostków. Ilościowe informacje dotyczące zakresu zmienności kształtu podłoża zestawione na podstawie prac [111, 118-121] przedstawiono na rysunku 2.2. Krzywa szybkości zaniku [118] obrazuje, że do największych zmian dochodzi w początkowym okresie po utracie uzębienia. Kształt wyrostka zębodołowego klasyfikuje się w pięciu przedziałach zmienności (A-E). Niezależnie od kształtu wyrostka kategoryzuje się jakość kości wyrostka zębodołowego. Typ 1 (D1) odpowiada najlepszej jakości kości korowej. Typ 2 odpowiada dobrej jakości kości korowej o grubości około 2 mm oraz tkance gąbczastej odznaczającej się zadawalającą gęstością. Typ 3 to kość korowa o grubości 1 mm otaczająca gęstą tkankę gąbczastą o zadawalających własnościach wytrzymałościowych. Typ 4 to kość korowa 1 mm otaczająca kość gąbczastą o niekorzystnych własnościach wytrzymałościowych. W poszczególnych odcinkach żuchwy i szczęki występuje znaczne zróżnicowanie jakości kości. Niemniej, typ 2 dominuje w przypadku żuchwy, typ 3 w przypadku szczęki. Przedni odcinek żuchwy odznacza się zazwyczaj najlepszą gęstością



Rysunek 2.2. Redukcja wyrostków zębodołowych po utracie uzębienia klasyfikowana w stopniach zaniku A-E oraz jakość tkanki kostnej 1-4 wg prac [118-120]. Przeciętne wymiary długości i szerokości łuku podłoża dolnej protezy na podstawie [111, 121]

kości, następnie odcinki boczne żuchwy, przedni odcinek szczęki i odcinki boczne szczęki [122], co ma podstawowe znaczenie w lokalizacji implantów.

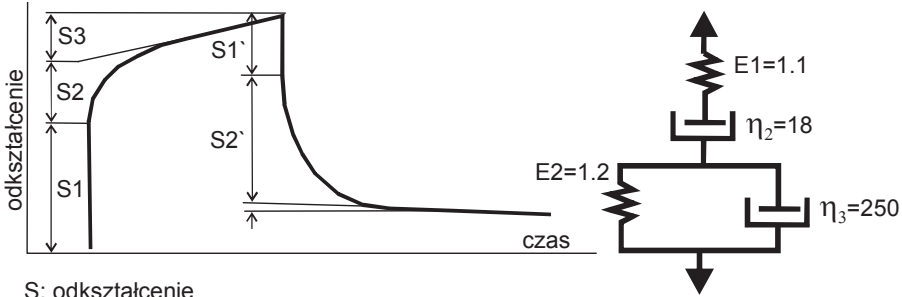
Jako wskaźnik ilościowy kości przyjmuje się gęstość składników mineralnych (BMD), która określa masę zmineralizowanej tkanki tworzącej strukturę kości. W minionej dekadzie wiele prac skupia się na ocenie wytrzymałości tkanki kostnej na podstawie komputerowej tomografii (CT) czy rezonansu magnetycznego (MRI). Warto zwrócić uwagę na pracę [123], wskazującą na niebezpieczeństwa wynikające z przesadnej gloryfikacji wymienionych metod. Powszechnie przyjęte w planowaniu implantów obrazowanie medyczne CT lub MRI pozwala rozpoznać z dokładnością wybranej techniki głównie cechy morfologiczne kości i tkanek (głównie grubość kości korowej). W istocie, cechy wytrzymałościowe kości są determinowane w sposób jakościowy strukturą i mikrostrukturą niezależnie od wskaźnika BMD [124, 125], który okazuje się nie wykazywać istotnej korelacji z powodzeniem leczenia implantologicznego [126]. Stąd, ocena własności mechanicznych tymi technikami obarczona jest znaczną niepewnością. Wyniki oceny są subiektywne, zależą od doświadczenia klinicysty, natomiast przeliczenia na własności mechaniczne opierają się na zależnościach statystycznych. W indywidualnych przypadkach wyniki oceny znacząco się różnią, gdyż nie uwzględniają jakości kości [124]. W przypadku kości korowej korelacja pomiędzy wynikami CT a własnościami

mechanicznymi jest niska ($r^2 < 0,2$) [127]. Większa korelacja ($r^2 > 0,6$) w przypadku kości gąbczastej wskazuje na pewną użyteczność tej metody [124] jedynie do wyznaczania własności kości gąbczastej.

Tworzywem naturalnym, które warunkuje powodzenie leczenia protezami osiadającymi jest błona śluzowa podłoża protetycznego, która stanowi podparcie protezy i bierze udział w przenoszeniu obciążeń w trakcie żucia. Błona śluzowa, pozostając w kontakcie z protezami dośluzowymi oraz z pokarmem, poprzez sieć receptorów czuciowych bierze również udział, jako ośrodek czuciowy, w kontroli i sterowaniu mięśniami żuchwy podczas żucia [128]. Warto nadmienić, że w przypadku żuchwy w konsekwencji zaniku wyrostków, dochodzi do zmniejszenia powierzchni posadowienia protezy również ze względu na przyczepy mięśniowe, które znajdują się po stronie językowej wyrostka, natomiast w tylnej części odcinka bocznego wraz z zanikiem przyjmują coraz wyższą lokalizację, bliższą wierzchołkowi wyrostka. W pracy nie podejmowano szczegółów opisu budowy anatomicznej czy specyfiki stanów patologicznych podłoża protez.

W obszarze zainteresowania pracy znajdują się zdolności błony śluzowej podłoża protetycznego do przenoszenia obciążeń i jej charakterystyka mechaniczna. W procesie deformacji tkanek miękkich znaczącą rolę odgrywają sprężystość i płynięcie. Zjawiska te można modelowo zobrazować ruchem tłoka w lepkim płynie połączonym równolegle ze sprężyną (model Voigta). Im „słabsza” sprężyna w tkankach, tym większe deformacje związane z lepkiem przepływem wewnątrz-tkankowym oraz spowolniona zdolność odzyskiwania kształtu związana ze spowolnionym powrotem tłoka po ustąpieniu obciążeń. W przypadku „mocniejszej” sprężyny, przeciwnie. Odzwierciedlenie w modelu rzeczywistego zachowania się tkanek miękkich wymaga wprowadzenia do układu większej liczby tłoków o zadanej lepkości płynu η i sprężyn o zadanej sprężystości E (modeli Voigta i Maxwella), połączonych ze sobą na różne sposoby: szeregowo i równolegle.

Jeden z takich modeli zastosowano do opisu charakterystyki mechanicznej błony śluzowej w pracach [129, 130]. Wielkości opisujące charakterystykę mechaniczną wraz z wyznaczonymi wartościami przedstawiono na rysunku 2.3. W przypadku konieczności precyzyjnego odwzorowania rzeczywistego zachowania tkanek staje się nieodzowne wprowadzenie w modelu dodatkowego nieliniowego opisu charakterystyki samej sprężyny, często też nieliniowego równania przepływu dla cieczy (nieniutonowskiej). Zazwyczaj jednak w zagadnieniach symulacji bardziej złożonych przestrzennych układów, do jakich należy biomechanika protez,



S: odkształcenie
 S1: odkształcenie natychmiastowe
 S2: odkształcenie opóźnione sprężyste
 S3: odkształcenie lepkie
 S': odkształcenie powrotne
 S1': odkształcenie powrotne natychmiastowe
 S2': odkształcenie powrotne opóźnione
 S3': odkształcenie powrotne lepkie

$S = S1+S2+S3 = F/E+F(1-e^{-t/\lambda})E2+F t / \eta_3$
 F: naprężenie
 E1, E2: moduł elastyczności [MPa]
 η_2, η_3 : współczynnik lepkości [MPa s]
 $\lambda = E2/\eta_2$: czas retardacji
 t: czas (s)

Rysunek 2.3. Model lepkosprężystego zachowania się błony śluzowej wg pracy [129]

dąży się do uproszczenia opisu matematycznego zjawisk zachodzących w tkankach, ze względu na nakłady obliczeniowe, które silnie wzrastają wraz z wprowadzeniem nieliniowych zależności. Do opisu zachowań tkanek miękkich znajduje zastosowanie funkcjonal sprężysty [131-133]. Bazuje się na założeniu, że naprężenie S_{ij} (tensor II rodzaju Piola-Kirchoffa) w punkcie ciała zależy wyłącznie od gradientu deformacji F_{ij} . Gradient deformacji można wyrazić przez gradient przemieszczenia:

$$\mathbf{F}_{ij}(\mathbf{x}) = \delta_{ij} + \frac{\partial \mathbf{u}_i}{\partial \mathbf{x}_j} \text{ lub } \mathbf{F} = \mathbf{I} + \nabla \mathbf{u} \quad (1)$$

gdzie \mathbf{I} jest tensorem jednostkowym, \mathbf{x} wektorem współrzędnych oraz \mathbf{u} wektorem przemieszczeń. Ze względu na duże przemieszczenia i rotacje stosuje się tensor \mathbf{D} odkształcenia Greena-Lagrange'a:

$$\mathbf{D} = (\mathbf{C} - \mathbf{I}) / 2 \quad (2)$$

gdzie \mathbf{C} jest tensorem rozciągnięcia lub prawym tensorem odkształcenia Cauchy'ego-Greena,

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F} \text{ lub } [\mathbf{C}] = \begin{bmatrix} \lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \end{bmatrix} \quad (3)$$

gdzie, $\lambda_i = 1 + \varepsilon_i$, rozciągnięcie względne w i-tym kierunku głównym; natomiast ε_i składowa tensora odkształceń w i-tym kierunku głównym. Niezmienniki tensora \mathbf{C}_{ij} :

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$$

$$I_1 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \quad (4)$$

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$$

Dla materiału określanego mianem hiperelastycznego, naprężenie S_{ij} można wyznaczyć z gradientu deformacji i zmagazynowanej w objętości energii odkształcenia W :

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{D}_{ij}} = 2 \frac{\partial W}{\partial C_{ij}} \quad (5)$$

Dogodnie jest wyrazić funkcjonal energii sprężystej w postaci wielomianowej przez

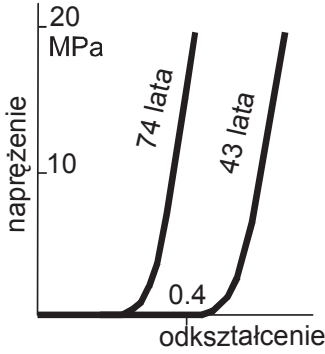
$$W = \sum_{i,j=1}^N C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k} (J - 1)^{2k} \quad (6)$$

Składnik trzeci wzoru (6), w którym występuje J , wyraża odkształcenie objętościowe, gdzie J jest objętością obliczaną jako suma trzech rozciągnięć głównych; d_k oznacza wskaźnik ściśliwości. Pierwsze dwa składniki wyrażają odkształcenie postaciowe. Ogólnie gęstość energii odkształcenia W jest funkcją wielowymiarowych interakcji 9 składowych gradientu deformacji F_{ij} . Stąd, z pozoru prosta zależność, w praktyce jest trudna do zastosowania. Konieczne jest eksperymentalne wyznaczenie wszystkich wielowymiarowych zależności, co okazuje się niezwykle problematyczne. W praktyce inżynierskiej znajdują zastosowanie uproszczone funkcje energii odkształcenia, których stosowalność rozważa się dla konkretnego materiału oraz wybranego problemu obliczeniowego.

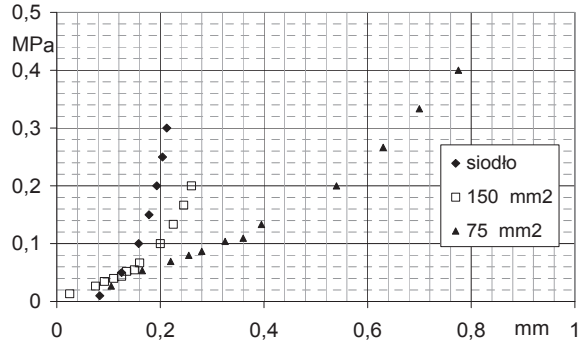
W przypadkach materiałów wykazujących niewielką ściśliwość ostatni składnik wyrażenia (6) pomija się. Również drugi składnik z indeksem j można pominąć, kiedy zasadnicze znaczenie ma pierwszy składnik i (opisujący sprężystość, wynikającą ze stopnia usieciowania w przypadku polimerów lub kolagenowej siatki w przypadku tkanki). Otrzymuje się wówczas zredukowany wielomianowy model Yeoha:

$$W = \sum_{i=1}^N C_{i0} (I_1 - 3)^i \quad (7)$$

gdzie N rząd wielomianu; i liczba współczynników opisujących krzywą z eksperymentu ściskania lub rozciągania. W przypadku tkanek miękkich Fung [134] uważa jako zadowalające przybliżenie wykładnicze. Jest to tzw. model neo-Hookean gdzie w (6) $i = 1$, $k = 1$. Sprężystość tkanek wraz z wiekiem ulega pogorszeniu, co obrazują wykresy funkcji wykładniczych dla



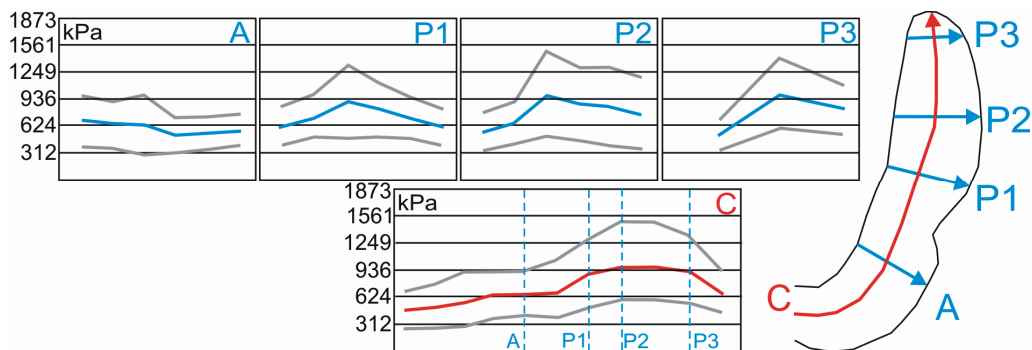
Rysunek 2.4. Postępujące wraz z wiekiem pogorszenie sprężystości skóry [135, 136]



Rysunek 2.5. Charakterystyki sprężyste błony śluzowej podłoża protez dla różnego stopnia pokrycia powierzchni podczas badania uciskowego płytkami o powierzchni 75 lub 150 mm² [137] lub siodłem protezy częściowej [138]

tkanki skóry na rysunku 2.4 [135, 136], natomiast niewielka ściśliwość tkanki miękkiej powoduje, że wraz ze zwiększeniem powierzchni docisku zagłębienie obiektu (penetratora) w tkankę zmniejsza się [137, 138] (rys. 2.5), co wynika ze zmniejszenia swobody odkształceń postaciowych.

W praktyce, opis charakterystyki mechanicznej podłoża nie jest dostępny. Poza nielicznymi opracowaniami naukowymi, urządzeń do badań własności tkanek nie stosuje się i w ofercie handlowej urządzenia takie nie występują. Ewentualne zastosowanie mogą znaleźć jedynie mniej kosztowne uproszczone pomiary [139], które charakteryzują błonę śluzową w przybliżony sposób. Metody takie bazują na rejestracji natychmiastowego całkowitego ugięcia (zagłębienia penetratora), odpowiadającego realizacji określonej wartości siły, bez rozróżnienia w deformacji udziału cech sprężystych i lepkich. Całkowite natychmiastowe ugięcie stanowi stosunkowo najdogodniejszą do pomiaru cechą błony śluzowej, która w znacznej mierze zależy od grubości błony śluzowej i jej cech sprężystych. Zagłębienie penetratora odpowiada resiliencji błony śluzowej. Poprzez resiliencję w protezycie charakteryzuje się zdolność błony śluzowej do odkształceń sprężystych, z którą łączy się zdolność do przenoszenia obciążeń. W praktyce obliczeniowej charakterystykę błony śluzowej przybliży się modułem sprężystości obliczanym na podstawie badań uciskowych [140]. W warunkach gabinetu protetycznego stosuje się wyłącznie ocenę palpacyjną resiliencji i kategoryzację opisową błony śluzowej. Niską resiliencję powszechnie uznaje się za główny czynnik przyczyniający się do niepowodzenia leczenia protezami osiadającymi [141]. Zwraca uwagę, że na doznania bólowe, pochodzące od przeciążeń



Rysunek 2.6. Profile progowych wartości wrażliwości bólowej na nacisk błony śluzowej podłoża żuchwy (zakres wartości i średnia) wzdłuż zaznaczonych ścieżek (wg pracy [144])

tkanek miękkich pod protezami, cierpi ponad 80% użytkowników protez [102, 142]. Stąd, jako najistotniejszą własność podłoża błony śluzowej należy wyróżnić próg wrażliwości bólowej błony śluzowej na nacisk [143, 144], pokrywającej boczne odcinki wyrostka zębodołowego żuchwy – rys. 2.6. Przeciętny próg wrażliwości bólowej w strefie zębów przedtrzonowych (od A do P1), przenoszących największe siły okluzyjne, wynosi około 630 kPa. Podobne wartości przeciętnego progu bólu 686-1372 kPa podaje źródło [145]. Próg odczuwania bólu jest własnością silnie indywidualną. Doznania bólowe mogą występować już dla wartości około 300 kPa, ale również dopiero 1500 kPa. Wrażliwość na doznania bólowe, pod wpływem długotrwałego użytkowania protez, może zmniejszyć się o 40% [143]. W tkance błony śluzowej poddawanej naciskom obserwuje się spadek liczby mechanoreceptorów [146]. W przypadku usunięcia czynnika powodującego ucisk możliwa jest reorganizacja zakończeń nerwowych, np. przy zamianie zwykłej protezy dośluzowej na implantoprotezę [147]. W wyniku oddziaływania mechanicznego protez dochodzi do urazów błony śluzowej, których częstość występowania osiąga znaczny poziom 15-20% [148]. Trudne do wyleczenia stomatopatie błony śluzowej, objawiające się stanami zapalnymi oraz infekcjami grzybiczymi, w przeważającej mierze są efektami przeciążeń mechanicznych [1, 149, 150]. Nawet do 80% reakcji ze strony błony śluzowej błędnie rozpoznawanych jako uczulenia na tworzywo protez, w istocie stanowi pochodną urazu mechanicznego [1]. Zwraca uwagę, że pomiędzy odczuwaniem bólu i występowaniem urazów nie stwierdza się znaczącej korelacji [141].

Piśmiennictwo podaje zróżnicowane wartości nacisku, które mogą być niebezpieczne ze względu na efekty niedokrwienia tkanek bony śluzowej i rozwój odleżyn. W jednej z prac podaje się 275 kPa [151]. Według prac [138, 152] niebezpieczeństwo rozwoju odleżyn może występować

już przy naciskach 50-150 kPa, dla których obserwuje się znaczne zmniejszenie do 15% przepływu krwi, jeżeli ucisk utrzymuje się przez 20 sekund. Podobnie w pracy [153] wartości z zakresu 67,5-90,8 kPa uznaje się za niebezpieczne. W pracy [153] wykazano, że efekty niedokrwiennie tkanki miękkiej towarzyszące naciskom z tego zakresu indukują procesy zaniku tkanki kostnej, co stanowi potencjalny czynnik przyspieszający procesy zaniku wyrostków zębodołowych pod protezami osiadającymi. W przypadku obciążeń cyklicznych, odpowiadających czynności żucia, wydaje się słuszne przyjęcie wyższych dopuszczalnych wartości nacisków. Warunki ukrwienia tkanek uznaje się za znacznie lepsze w przypadku cyklicznego charakteru obciążeń [152, 154, 155].

Zmiany patologiczne tkanek miękkich powstałe na tle urazów mechanicznych w powszechnej świadomości kojarzone są z odleżynami. Tymczasem, podkreślić należy, że w obrazie klinicznym przeważają otarcia, a nie odleżyny [156-159]. Skóra i błona śluzowa odmiennie reagują na zjawiska cierne, choć w obydwu przypadkach tkanek obserwuje się zgęstnienie i pogrubienie warstwy nabłonkowej [156]. Jednakże, w przypadku otarcia skóry na powierzchni formuje się twardsza tkanka, pod którą przebiegają procesy zdrowienia [160]. Błonie śluzowej z powodu niedostatku tych zjawisk, w zasadzie brakuje odporności na efekty cierne. W przypadku zaburzeń wydzielania śliny obserwuje się znaczny wzrost dyskomfortu bólowego oraz urazów błony śluzowej pod protezami, co potwierdza zdecydowany wpływ procesów ciernych na wydolność czynnościową protez.

Wiele uwagi poświęca się własnościom śliny, której przypisuje się wpływ na wydolność czynnościową protez. Zainteresowanie śliną skupia się na ilości wydzielanej śliny i grubości tworzonej przez nią warstwy, jej gęstości i lepkości. Wydzielanie śliny w poszczególnych strefach jamy ustnej jest zróżnicowane, stąd grubość warstwy śliny pokrywającej tkanki może wynosić od paru do ponad 100 μm [161]. W przypadku zaburzeń wydzielania śliny obserwuje się znacząco mniejsze grubości jej warstwy w porównaniu do osób zdrowych [161]. Ilość wydzielanej śliny wraz z czasem żucia pokarmów zmniejsza się, przy czym nie stwierdza się istotnego wpływu częstotliwości przeżuwania [162].

Ślina, jak wiele biopolimerów jest ciałem monopolarnym elektrodonorowym. Mechanizm tworzenia warstwy polega na selektywnej adsorpcji głównie łańcuchów białkowych zawartych w ślinie. Zjawisko adsorpcji na powierzchni ciała stałe-ciecz w układach biologicznych przebiega szybko i ze zwiększoną szybkością dla powierzchni hydrofobowych w porównaniu do hydrofilowych. Glikoproteiny będące głównym składnikiem śliny po adsorpcji na hydrofobowej

powierzchni dążą do zorientowania swoich najbardziej hydrofobowych miejsc w łańcuchach węglowodanowych w kierunku powierzchni, podczas gdy utrzymują cząstki wody poprzez hydrofilowe oligosacharydy. Kąt zwilżania powierzchni języka pokrytego śliną wskazuje na większą hydrofilowość $50,5 \pm 2,4$, niż dla języka nie pokrytego śliną $77,3 \pm 4,1^\circ$ [163]. Dla tkanek przyzębia [163] kąt zwilżania zawiera się w podobnym zakresie $72-79^\circ$. Podaje się, że tkanki przyzębia wykazują największy kąt zwilżania spośród wszystkich tkanek miękkich, co pozwala na przeciwdziałanie tworzeniu się skupisk bakterii i infekcji. Hydrofobowe własności błony śluzowej związane są z niskim poziomem składowej polarnej energii powierzchniowej (określającej możliwość przyjęcia swobodnych elektronów) ekstremalnie niskiej dla powierzchni biologicznych. Na marginesie warto dodać, że hydrofobowe własności zostają czasowo obniżone przez pasty do zębów zawierające 6-meta-fosforan. Ślina, podobnie jak wiele innych płynów biologicznych, wykazuje wraz z prędkością ścinania anomalie lepkości, charakterystyczne dla cieczy nieniutonowskich. Różnice własności reologicznych śliny są w głównej mierze tłumaczone wynikiem zróżnicowanej wewnętrznej struktury mucyny [164], a dopiero w dalszej mierze różnicami w koncentracji śliny. Wysokocząsteczkowa mucyna wyizolowana ze śliny wykazuje podobne własności lepkosprężyste jak sama ślina. Duża sprężystość przy niskiej lepkości może mieć znaczenie w tworzeniu i utrzymywaniu się warstwy śliny na błonie śluzowej.

W praktycznej analizie mechanicznych zagadnień kontaktu zachodzi konieczność uproszczenia charakterystyki oporów ruchu po warstwie śliny. Piśmiennictwo przedstawia zróżnicowane wartości współczynnika tarcia dla śliny. W badaniach tarcia języków wieprzowych pokrytych ludzką śliną podaje się dynamiczny współczynnik tarcia $0,16 (\pm 0,03)$, a dla niepokrytych $0,25 (\pm 0,03)$, przy prędkości przesuwu $0,5 \text{ mm/s}$ i sile normalnej $0,1 \text{ N}$ [165]. Współczynnik tarcia śliny na powierzchni błony śluzowej zmniejsza się ze wzrostem prędkości przesuwu, co wskazuje na hydrodynamiczny charakter tarcia. W pracy [166] zależnie od obciążenia i prędkości uzyskuje się współczynnik tarcia pomiędzy $0,1-0,35$. W pracy [167] podaje się znacznie większe wartości nawet $0,45$. Należy zwrócić uwagę, że ślina stymulowana, która jest wydzielana w trakcie żucia, posiada gorsze własności smarne [166], co uzasadnia się mniejszą lepkością (rozrzedzeniem) w stosunku do śliny niestymulowanej. Zmniejszenie współczynnika tarcia ze wzrostem siły normalnej w zakresie $0,34-2,20 \text{ N}$ uzasadnia się możliwością odkształceń powierzchniowych mikronierówności tkanki. Istotne spostrzeżenia zawiera praca [168], w której udowadnia się decydujący wpływ na współczynnik tarcia stopnia uwodnienia śliny (lub odwrotnie przesuszenia). W przypadku uwodnionej świeżej śliny współczynnik

tarcia zawiera się dla badanej próbki dwóch osób pomiędzy 0,02-0,06. W przypadku przesuszenia wartości zwiększają do znacznych wartości 2,8-3,0, co świadczy o silnej adhezji [168].

Wydolność żucia u osób z uzębieniem własnym aż w 36% zależy od wartości maksymalnej siły zgryzu na trzonowcach. Tylko 9% zmienności w wydolności żucia koreluje z charakterystyką powierzchni okluzyjnej [169]. Siły policzków i języka nie mają znaczącego wpływu na wydolność żucia. Sytuacja zmienia się diametralnie w przypadku posługiwania się protezami osiadającymi. Zdolność do rozdrabniania pokarmu zależy od wielu zmiennych.

Cykl żucia protezami ruchomymi oscyluje w przedziale 1,3 ($\pm 0,20$) Hz [170]. Ruchy żuchwy i siły okluzyjne są wynikiem działania mięśni żuchwy. U użytkowników protez osiadających stwierdza się dwukrotnie większą amplitudę impulsu mięśniowego w porównaniu do osób z uzębieniem własnym, przy braku znaczących różnic czasu trwania impulsu [171]. Nie dostrzega się, by stan uzębienia, a także tekstura próbek pokarmowych wpływały znacząco na rytm ruchów żuchwy. Amplituda impulsu mięśniowego okazuje się słabo korelować ze stopniem rozdrobnienia pokarmu. Aktywność mięśni nie stanowi podstawy oceny cech funkcjonalnych protez ze względu na brak wyraźnej korelacji z wydolnością żucia [172].

Badania sił okluzyjnych dla protez osiadających, wykorzystujące zróżnicowane metody pomiarowe, są liczne [139, 173-176]. Siły okluzyjne w strefie zębów przedtrzonowych i trzonowych w zakresie 65-110 N okazują się wystarczające do rozdrobnienia większości pokarmów [177]. W protezach osiadających siekacze ustawia się w ten sposób, aby nie brały udziału w rozdrabnianiu pokarmów. Niewielkie siły w odcinku przednim, już na poziomie 10 N, powodują unoszenie skrzydeł protezy i utratę jej stabilności. Dokładniejszych informacji dotyczących dystrybucji nacisków okluzyjnych na powierzchniach żujących zębów dostarczyły badania przeprowadzone przy zastosowaniu specjalnych folii barwiących, w których zależnie od wartości nacisku ze zmiażdżonych mikrokapsulek jest uwalniana substancja zabarwiająca folię. Mierzona tą metodą [178] uśredniona wartość maksymalnych sił okluzyjnych wynosiła 122 N (w przedziale od 79 N, aż do 461 N). W pracy [143] zakres sił okluzyjnych zawiera się w przedziale 28,2-166,5 N, przy średniej 97,1 N i odchyleniu standardowym 46,3 N. Warto zwrócić uwagę, że wydolność żucia słabo koreluje z maksymalną siłą zgryzową, odmiennie niż w przypadku uzębienia własnego [179]. Wydolność żucia ocenia się na podstawie stopnia rozdrobnienia cząstek pokarmowych [180-182]. W wielu analizach podejmowane są próby oceny cech konstrukcyjnych protez na podstawie zmian wartości sił zgryzowych, aktywności mięśni, cykli żucia, a także przemieszczeń żuchwy [183, 184]. Wybrany zespół cech konstrukcji protez

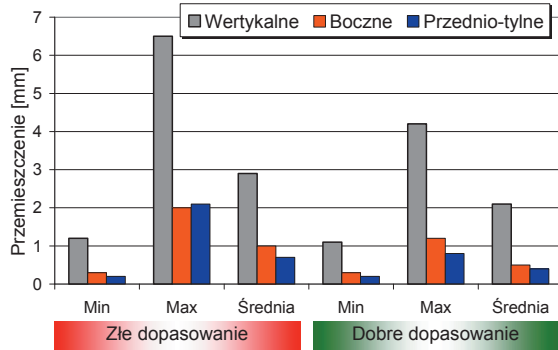
w relacji do warunków posadowienia wykazuje pewne wpływy na wydolność żucia, lecz zależności te są wyraźnie statystycznie skorelowane jedynie w przypadku typu okluzji językowej (dośrodkowego przesunięcia w stronę języka odcinków bocznych). Zastane indywidualne warunki często ograniczają możliwość wprowadzenia okluzji językowej lub efekty jej wprowadzenia nie zapewniają uzyskania dostatecznej wydolności żucia. Poszukiwania zwiększenia wydolności żucia poprzez dobór kształtu i ustawienia w łuku sztucznych zębów nie są tak owocne, jak w przypadku okluzji językowej. Brak silnych związków pomiędzy kształtem zębów a wydolnością żucia uzasadnia się jednoczesnym oddziaływaniem dodatkowych zmiennych, w tym wpływem ruchomości protezy na podatnym podłożu błony śluzowej [185].

Należy podkreślić, że z większą akceptacją spotykają się rozwiązania sprzyjające równomiernej dystrybucji obciążeń na podłoże tkanek miękkich [186, 187], nawet w przypadku braku znaczących różnic w wydolności żucia. Wymieniony fakt prowadzi do ważnego wniosku. Kryterium oceny wydolności żucia jest nie tylko zdolność do rozdrabniania pokarmu, mierzona obiektywnie, np. testami sitowymi [180-182]. Równorzędnym kryterium jest dyskomfort bólowy, o którym decydują obciążenia pod protezą. Stąd, kluczowemu zagadnieniu – obciążeniom błony śluzowej – poświęconych jest wiele prac. Ze względu na trudne do odseparowania w warunkach jamy ustnej jednoczesne działanie wielu zmiennych próbuje się podejścia modelowego. W badaniach modelowych zastępuje się stochastyczny przebieg obciążeń okluzyjnych modelem deterministycznym. Stosuje się również zamianę układu sił biernych i czynnych. Siły okluzyjne, będące w rzeczywistości reakcjami, wywołanymi na powierzchni zębów działaniem mięśni żuchwy, dogodniej jest w badaniach modelowych traktować jako siły czynne, bezpośrednio obciążające protezę. Realizacja rzeczywistego układu sił, bez zamiany sił czynnych i biernych, wiązałaby się z utrudnieniami, jakie wynikają z konieczności poszukiwania niewiadomych sił mięśniowych, wywołujących zadaną reakcję okluzyjną [35, 188, 189]. Jeśli obszarem zainteresowania nie są stany biomechaniczne żuchwy, to odwrócenie sił czynnych i biernych znacznie upraszcza sposób obciążenia układu. Najczęściej jednak przyjmuje się nadmiernie uproszczony schemat działania wyłącznie siły pionowej. Tymczasem, rzeczywisty kierunek siły żucia jest znacznie odchylony od pionu (ściślej od kierunku prostopadłego do płaszczyzny okluzji). Skośność powierzchni guzków sztucznych zębów tzw. anatomicznych wynosi około 30°. Wypadkowa sił żucia zależy nie tylko od kształtu powierzchni żujących zębów, ale również od kształtu i konsystencji pokarmu, a także chwilowej relacji przestrzennej do powierzchni zęba przeciwstawnego. Rozdrabnianie pokarmu odbywa przez miażdżenie na stosunkowo niewielkiej

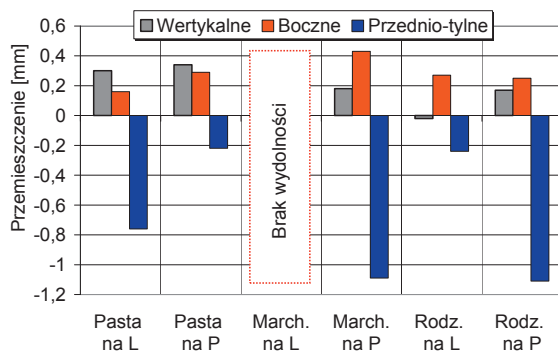
drodze, która nie przekracza 2-3 mm, przy czym zawsze w rozcierających ruchach bocznych zuchwy, a nigdy przednio-tylnych [190]. Założenie bocznego odchylenia siły żucia od pionu do 45° wskazuje się w niektórych pracach jako bardziej prawidłowe [191].

Należy również zwrócić uwagę, że przy założeniu modelu jednostronnego działania sił okluzyjnych nie odwzorowuje się złożonych obciążeń, które w rzeczywistości działają na protezę podczas żucia. W rzeczywistości ma miejsce przesunięcie wypadkowej siły żucia, tzn. jej lokalizacja występuje pomiędzy pierwszym trzonowcem a środkiem łuku zębowego [177]. Przesunięcie wypadkowej siły okluzyjnych do wewnątrz łuku zuchwy jest następstwem działania kontaktów zwarciovych po stronie balansującej z przeciwstawną górną protezą. Działanie kontaktów balansujących okazuje się być warunkiem koniecznym dla osiągnięcia stabilizacji protezy na podłożu i wydolności żucia [192-197]. W sensie mechanicznym, „kontakt” balansujący, równoważący destabilizacyjne oddziaływania sił po stronie pracującej, jest również siłą i należałoby go nazywać obciążeniem okluzyjnym balansującym lub siłą okluzyjną balansującą. Ze względu na przyjęte od wielu lat nazewnictwo, wynikające z bardziej kinematycznego podejścia do biostatyki protezy, jako do jej ruchomości, w przedstawianej pracy nie zmieniano terminu „kontakt” balansującego.

W piśmiennictwie przedstawia się udane próby rozpoznania przemieszczeń protez podczas czynności żucia na drodze bezpośredniego pomiaru w jamie ustnej. Kontakty balansujące okazują się wyprzedzać czasowo naciski okluzyjne po stronie pracującej [197]. W pierwszej kolejności dochodzi do kontaktów w strefie drugich zębów trzonowych, następnie po 32-48 milisekundach w strefie pierwszych zębów trzonowych, a po następnych 2-48 ms w strefie zębów przedtrzonowych. Jednocześnie, pomimo dobrego dopasowania protez do podłoża i zrównoważenia czynnościowego protez, rejestruje się podczas żucia stosunkowo duże przemieszczenia (ruchomość protezy na podłożu) [13, 198, 199, 202]. Zakres przemieszczeń w postaci graficznej przedstawiono na rysunkach 2.7 i 2.8. W pracy [200] podaje się podobny zakres przemieszczeń do 1,4 mm strony pracującej i 1,6 mm strony balansującej. Strona balansująca wykazuje wyraźne tendencje do odrywania od podłoża i przesuwu po nim [198]. Wykres na rysunku 2.8 obrazuje, że wydolność żucia zależy od strony obciążenia. W pracy [198], można zaobserwować tendencję do utraty wydolności żucia twardego pokarmu (marchwi) wraz ze zwiększeniem przednio-tylnej ruchomości protezy w porównaniu do miążdżenia bardziej miękkich pokarmów (pasty rybnej). W przypadku braku dopasowania protez do podłoża dochodzi do zwiększenia zakresu przemieszczeń [199]. Niewielka liczba uczestników badania



Rysunek 2.7. Ruchomość (przemieszczenia) protez w przypadku złego lub dobrego dopasowania do podłoża [199]



Rysunek 2.8. Przemieszczenia strony balansującej podczas miażdżenia stroną lewą (na L) lub prawą (na P) pokarmów różnej konsystencji: pasta rybna, marchew lub rodzyнки [198]

(n = 3) uniemożliwia uogólnienie wyników badania. Ruchomość protez względem podłoża stanowi potencjalne źródło traumatycznego oddziaływania [199, 201].

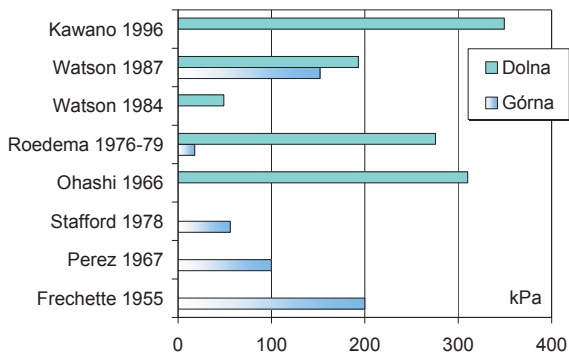
Zwraca uwagę błędne podejście do ruchomości protezy jako do wyłącznego wyniku deformacji podłoża błony śluzowej [202]. Błona śluzowa uciskana siodłami protezy nie może ulegać deformacjom sięgającym jej grubości. Zakres deformacji błony śluzowej odpowiadający naciskom siodel zawiera się w przedziale 0,1-0,3 mm [2, 203, 204], co odpowiada 5-20% odkształcenia.

Do znacznych deformacji może dochodzić przy obciążaniu niewielkiej powierzchni, kiedy pozostawiona zostaje znaczna swoboda deformacji postaciowych, np. w badaniu uciskowym resiliencji wgłębnikiem. Można przypuszczać, że autorzy pracy [202] sugerowani znacznym zakresem deformacji, które mają miejsce podczas pomiarów wgłębnikowych, interpretują

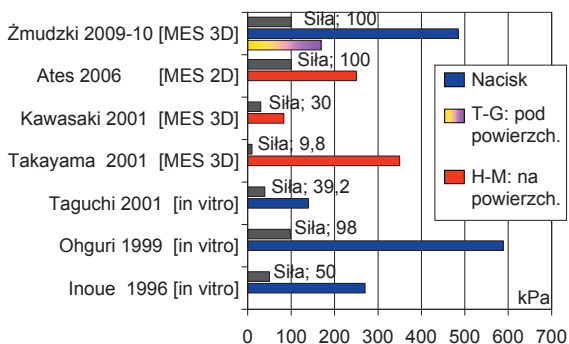
mierzone przemieszczenia protezy jako deformacje tkanki. Metody kinezygraficznego pomiaru przemieszczeń protez na podłożu zasadniczo nie nadają się do oceny deformacji błony śluzowej. Wartości 0,1-0,3 mm znajdują się w zakresie błędu metody pomiarowej. Aktualnie brakuje metody eksperymentalnej, która stwarza możliwość rozróżnienia przemieszczeń na te, które wynikają z deformacji miękkiego podłoża oraz na te, które są wynikiem odrywania i poślizgu po podłożu. Eksperymentalna technika oceny obciążeń błony śluzowej pod protezami opiera się na pomiarze ciśnienia za pomocą różnej konstrukcji czujników [205-207]. Czujniki pozwalają jednak jedynie na lokalny pomiar, przy uśrednieniu rozkładu ciśnienia pod czujnikiem, zależnie od jego wielkości. Zazwyczaj konstrukcja czujników umożliwia dokonanie pomiaru wyłącznie na stokach wyrostków, a nie na szczytach. Oceny obciążeń w postaci rozkładu nacisków na całej powierzchni stoków próbuje się ostatnio dokonać za pomocą specjalnych czujników (mat) laminowanych w folii [208]. Technika pomiaru stosowana jest od wielu lat w ocenie warunków zwiarciovych, chociaż odznacza się wieloma wadami [209]. Za jedną z nich uważa się wpływ sztywności laminowanego czujnika na artefakty pomiarowe, w postaci zafałszowanych lokalizacji przedwczesnych kontaktów okluzyjnych. Doświadczenie własne pozwala stwierdzić, że również w czujnikach dedykowanych do pomiarów nacisków na tkankach folia jest zbyt sztywna, aby było możliwe przeprowadzenie prawidłowych pomiarów nacisków na powierzchni błony śluzowej pod protezami. Prezentowane dotychczas wyniki dotyczą pomiarów pod siodłem protezy częściowej [208] wspartej na równomiernie ukształtowanych i wypukłych wyrostkach zębodołowej części żuchwy. W przypadkach niekorzystnych warunków posadawienia, zanikłe i nieregularne kształty wyrostków uniemożliwiają uzyskanie dostatecznego dopasowania sztywnej folii do podłoża. Należy również mieć na względzie, że obecność folii na granicy kontaktu zaburza stan obciążenia tkanek miękkich, w szczególności przebieg zjawisk poślizgu.

Wyniki pomiarów nacisków pod protezami całkowitymi *in vivo* zestawiono na rysunku 2.9, natomiast wartości obciążeń wyznaczone w warunkach *in vitro* na rysunku 2.10 [14, 207, 210-222].

Należy zwrócić uwagę, że przedstawiane w piśmiennictwie badania na modelach fizycznych znamionuje niedostateczne odwzorowanie warunków obciążeniowych siłami okluzyjnymi. Przeważnie przyjmuje się uproszczony deterministyczny model dominującej roli pionowej składowej siły okluzyjnej, co znacznie odbiega od stanu rzeczywistego, wynikającego z kształtu zębów, kinematyki żuchwy i faktu działania kontaktów balansujących. Technikom eksperymentalnym brakuje możliwości oceny stanu obciążenia w głębi tkanek.



Rysunek 2.9. Naciski na błonę śluzową mierzone *in vivo* pod protezą dolną i górną [14, 210-218]



Rysunek 2.10. Wyniki fizycznych i numerycznych badań symulacyjnych [207, 219-221, 226-228, 241]. Naprężenia Tresca-Gueta (T-G) w głębi tkanek pod powierzchnią, Huber-Mises (H-M) na powierzchni

Sprawdzonym narzędziem w ocenie stanu obciążenia w całej objętości błony śluzowej są numeryczne symulacje komputerowe. Większość prób numerycznego modelowania obciążeń błony śluzowej [223-228] znamionuje wyraźny brak rozeznania w przyjęciu prawidłowych kryteriów oceny stanu obciążenia. Modelowanie wpływu cech konstrukcyjnych na stabilność protez z wykorzystaniem uproszczonych dwuwymiarowych modeli jest nie do przyjęcia [229] ze względu na brak odwzorowania ruchomości protezy w kierunku przednio-tylnym. W ocenie wyników obliczeń numerycznych, jako wyłączne kryterium rozważań, powszechnie przyjmuje się naprężenia zastępcze na powierzchni błony śluzowej według hipotezy Hubera-Misesa (H-M), które dostarczają informacji o stopniu zdeformowania postaciowego tkanek. W pracy [230] naprężenia zastępcze H-M w tkance miękkiej podłoża przyjmuje się jako kryterium oceny wpływu kształtów zębów na wydolność żucia. Tymczasem, deformację postaciową tkanek trudno

przyjąć jako wyznacznik stabilnego położenia protezy na podłożu. Co więcej, wartości naprężeń w błonie śluzowej przekraczające 20 MPa wywołane siłą pionową 50 N dyskwalifikują warunki eksperymentu modelowego. Co zastanawiające, w badaniach numerycznych zazwyczaj nie rozpatruje się nacisków pod protezą. W światowym dorobku technik przeciwośluzowych zwraca się szczególną uwagę, że wymienionych wyznaczników stanu obciążenia, tzn. ścinania i nacisków, nie należy rozpatrywać jako oddzielnych kryteriów, gdyż prowadzi to do błędnych interpretacji [231-240]. Jedynie w pracach [221, 222] nawiązuje się do obszaru technik przeciwośluzowych, dokumentując również w błonie śluzowej występowanie obszarów podwyższonego ciśnienia oraz ścinania, wzajemnie odległe zlokalizowanych, a równorzędnie odpowiedzialnych za rozwój odleżyn [239, 240]. Rozwój metodyki modelowania MES w kierunku lepszego odwzorowania charakterystyki mechanicznej błony śluzowej wskazuje [223, 224], że wprowadzenie dla modelu błony śluzowej opisu reologicznego nie jest kluczowe w ocenie stanu obciążenia tkanek.

Zaznacza się niedostatek oceny zjawisk ciernych pod protezami, na które zwraca się uwagę jedynie w pracach [222, 241, 242]. Konieczność rozpatrywania naprężeń stycznych na powierzchni błony śluzowej jako kryterium traumatycznego oddziaływania protez wykazuje się jedynie w publikacjach [222, 241]. Jednak obliczone wartości naprężeń stycznych na powierzchni błony śluzowej [222, 241] trudno odnieść do stanu rzeczywistego, gdyż w badaniach uproszczono warunki kontaktu protezy z podłożem do idealnego przylegania. W pracy [242], w której podjęto próbę numerycznej symulacji poślizgu protezy po powierzchni śluzówkowej stwierdza się, że ryzyko urazów ciernych zwiększa się w przypadku charakterystycznego zaniku bezzębnych wyrostków w odcinku przednim żuchwy, który skutkuje ześlizgiwaniem się protezy z pochyłego podłoża ku przodowi. Jednakże, powszechne problemy otarć pod protezami dowodzą, że urazy cierne nie muszą być związane z charakterystycznym pochyłym ukształtowaniem podłoża. W opinii klinicystów są związane z ruchomością protezy i stopniem zrównoważenia na kontaktach balansujących. Jedyną próbę numerycznego modelowania wpływu kontaktów balansujących na stabilizację protez [243] należy uznać za bezowocną ze względu na warunek idealnego przylegania protezy do podłoża. Również w pracy [244] podjęto próbę symulacji poślizgu, przy czym obciążano protezę pionowymi siłami, ostatecznie nie podając naprężeń kontaktowych pod protezą.

Weryfikacji wymagają również poglądy dotyczące możliwości świadomej stabilizacji protezy siłami języka podczas przenoszenia nacisków żucia. Generalnie, dla osiągnięcia

wygody czynnościowej dąży się, aby dzięki odpowiedniej konstrukcji protezy siły mięśni policzków, warg oraz języka działające w trakcie czynności i spoczynku równoważyły się [1, 245]. Język zdolny jest do wywierania ukierunkowanego nacisku na protezę [246, 247]. Choć z wiekiem siły mięśni języka zmniejszają się, to u osób starszych rejestruje się znaczne wartości sił nacisku w kierunku obszaru podniebienia, przeciętnie przekraczające 20 N [248]. W pracach [249, 250] wykazuje się możliwość wykorzystania sił języka do zwiększenia docisku protezy do podłoża. Retencja protezy zwiększa się średnio z 5,2 do 10,6 N [250]. Jednakże, należy mieć na uwadze, że w fazie miażdżenia pokarmu większe znaczenie przypisuje się stabilizacji, a nie retencji. W jedynej pracy [188], w której podejmuje się próbę modelowej analizy efektów działania sił języka w trakcie przenoszenia nacisków okluzyjnych wskazuje się, że ukierunkowana boczna aktywność języka może przyczynić się do lepszej stabilizacji protezy. Ze względu na uproszczenia modelowe kontaktu, wyniki trudno odnieść do realnych sytuacji, w których proteza może tracić kontakt z podłożem lub ślizgać się.

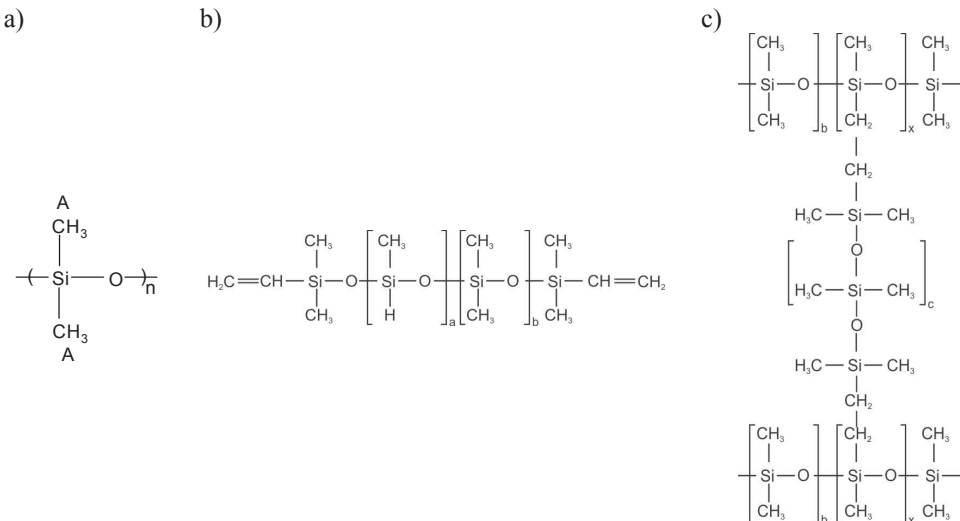
Zwraca uwagę, że rejestrowane wartości nacisków pod protezami są znacznie mniejsze od progu wrażliwości bólowej [143-145], co pozostaje w wyraźnej sprzeczności z dyskomfortem bólowym odczuwanym przez przeważającą część użytkowników protez. Przyczyną tej wyraźnej sprzeczności wydaje się niedostateczne odwzorowanie warunków obciążeniowych. Pomiary odpowiadają zbyt stabilnym warunkom pracy protezy równomiernie wspartej na podłożu [210]. W związku z powyższym faktem, trudno wywołać typowe unoszenie skrzydła protezy po stronie balansującej. Wprost przeciwnie, pod skrzydłem balansującym zamiast braku nacisków rejestruje się większe wartości nacisków niż po stronie pracującej. Obciążenia typowe dla żucia, kiedy dochodzi do przechylenia protezy i zmniejszenia obszaru podparcia [198-200], pozostają nieznane. Pomimo, że ruchomość protezy na podłożu uważana jest za przyczynę dyskomfortu bólowego i rozwoju urazów ciernych, dotychczasowe analizy inżynierskie nie dostarczyły informacji o poślizgu i siłach stycznych.

2.2. Materiałowe i technologiczne uwarunkowania wydolności czynnościowej protez osiadających

Metodą zmniejszenia dyskomfortu i urazowości podłoża błony śluzowej są miękkie warstwy podścielające twarde siodła protez [251]. Miękkie podścielenia wykonywane są przeważnie z plastyfikowanych tworzyw akrylowych lub silikonów. Tworzywa akrylowe z powodu utraty

plastyfikatorów w środowisku jamy ustnej stosunkowo szybko zostają pozbawione zdolności do rozładowywania obciążeń w przyległych tkankach. Stąd w zastosowaniach długoterminowych preferuje się silikony, przeważnie tworzywa bazujące na poli(dimetylosiloksan)ach (PDMS) – rys. 2.11a,b. Łańcuchy PDMS z ugrupowaniami Si-H mogą sieciować w wyniku reakcji grup winylowych $-\text{CH}=\text{CH}_2$ z grupą Si-H – rys. 2.11c. Reakcja addycji związków krzemoorganicznych zawierających wiązanie Si-H do wiązań wielokrotnych jest tzw. reakcją hydrosililowania, stosowaną powszechnie do syntezy wielu odmian komercyjnych tworzyw elastomerowych do podścielen protéz.

Podścielenia nie są zbyt chętnie stosowane przez protetyków ze względu na odwarstwianie od bazy protezy w okresie objętym roszczeniami gwarancyjnymi. Problem przyczepności elastomerów PDMS do bazy protezy został jednak w znacznej mierze rozwiązany dzięki odpowiedniemu doborowi środków wiążących oraz przestrzeganiu zasad kształtowania warstwy podścielającej [252]. Uzyskanie dobrej wytrzymałości połączenia wymaga jednak wyboru tworzywa odpowiedniego do zastanej sytuacji i współpracy z technikiem, gdyż przyczepność materiałów polimeryzowanych na gorąco jest zazwyczaj większa niż bezpośrednio polimeryzowanych w jamie ustnej. Wytrzymałość połączenia 440 kPa uważa się za wystarczającą [253]. Materiały podścielające są również niechętnie stosowane ze względu na znaczną podatność na zakażenia grzybicze. Odporność materiałów podścielających na kolonizację przez grzyby

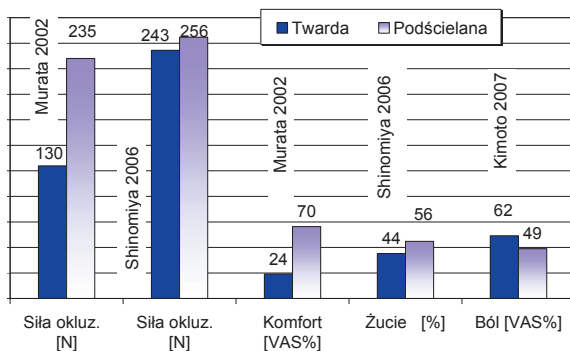


Rysunek 2.11. Schemat budowy polimeru siloksanowego [254]

i bakterie jest znacznie mniejsza niż bazy protezy, ze względu na trudną do wyeliminowania nadmierną porowatość i nasiąkliwość. Wnętrze podścielenia, pozostając niedostępne dla środków higienicznych, z czasem użytkowania staje się siedliskiem drobnoustrojów infekujących błonę śluzową. Dzięki modyfikacji dwuskładnikowych silikonów nanocząsteczkami srebra również w tym względzie został ostatnio osiągnięty postęp [42]. Zagadnienia materiałowe zapobiegania utracie własności eksploatacyjnych tworzyw podścielających w warunkach środowiska jamy ustnej obszernie podejmuje się w pracy [254].

Podstawową cechą funkcjonalną elastomerowych miękkich podścielen jest zdolność do rozładowywania obciążeń w tkankach błony śluzowej. Pacjenci lepiej oceniają komfort użytkowania protez podścielanych – rys. 2.12 [141, 255]. Generalnie, obserwuje się też zmniejszenie częstości występowania urazów [141], chociaż nie jest to regułą. Podścielenie wpływa na zwiększenie wydolności żucia [172], natomiast zmiany maksymalnej siły okluzyjnej lub aktywności mięśni są mało znaczące [255-257]. W efekcie brakuje kryteriów projektowania materiałowego tworzyw podścielających.

Aktualnie, problematyka oceny cech funkcjonalnych materiałów podścielających nabiera szczególnego znaczenia w świetle popularyzacji rozwiązań protez osiadających stabilizowanych na implantach. W rozwiązaniach tych obserwuje się liczne urazy błony śluzowej. W ramach profilaktyki standardowo zaleca się podścielenie [258-260]. Również w przypadku protez konwencjonalnych wykazuje się [141], że podścielenie należy uznać jako standard postępowania protetycznego. Materiały podścielające są standardowo stosowane na obturatory (protezy pooperacyjne zastępujące ubytki tkanek miękkich i twardych jamy ustnej).



Rysunek 2.12. Wpływ podścielenia protezy na wskaźniki wydolności czynnościowej [141, 255, 256]

Sprężystością zarówno plastyfikowanych tworzyw akrylowych, polisiloksanów i ich kopolimerów można sterować poprzez stopień usieciowania, jak również udział składników tworzywa, w tym dodatków nanowypełniaczy. W ocenie własności użytkowych materiałów podścielających stosuje się złożone lepko-sprężyste modele opisujące charakterystyki odkształceniowo-naprężeniowe w sposób podobny jak dla tkanki błony śluzowej [255]. Jednakże, podejście do podścielenia jako do izolatora tłumienia drgań i wyznaczanie charakterystyki dynamicznej stratności energii w materiale nie doprowadziło do rozwiązania problemu. Na podstawie oceny pętli histerezy, stwierdza się, że korzystną cechą jest zdolność do odzysku odkształcenia w trakcie pojedynczego cyklu żucia [255, 261, 262]. Korzyści wynikające ze zdolności materiału do kumulacji i rozpraszania energii w pojedynczym cyklu żucia można dostrzec bez prowadzenia złożonych badań, które ostatecznie niewiele wnoszą do rozwiązania zagadnienia przewidywania własności warstw podścielających ze względu na poziom wydolności czynnościowej protezy.

Obecnie obszarem intensywnych badań jest ulepszanie nanocząstkami własności mechanicznych i eksploatacyjnych. Przykładowo praca [263] przedstawia możliwości sterowania cechami sprężystymi silikonów poprzez inkorporację tlenkami TiO_2 (30-40 nm), ZnO (20 nm) lub CeO_2 (50 nm) w zakresie 0,5%, 1,0%, 1,5%, 2,0%, 2,5%, lub 3,0% wag. Twardość dla większości miękkich tworzyw podścielających wykazuje bezpośredni związek z modułem sprężystości [264, 265]:

$$E[\text{MPa}] = \frac{0.0981(56 + 7.66s)}{0.137505(254 - 2.54s)} \quad (8)$$

gdzie s – twardość Shore'a lub ISO. Stosunkowo prosty i niedrogi pomiar twardości pozwala na ocenę struktury tworzyw elastomerowych [266], ponieważ moduł sprężystości można wyrazić przez:

$$E = \rho R T M c^{-1}$$

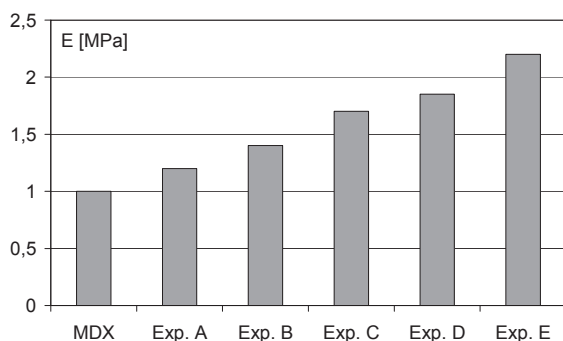
gdzie, ρ – gęstość mieszanki, R – stała gazowa, T – temperatura bezwzględna, Mc – masa molowa przeciętnego łańcucha. Cechami sprężystymi tworzyw polimeryzujących na gorąco można sterować poprzez dobór czasu lub temperatury polimeryzacji [267], jeżeli czynniki te wpływają na długość łańcuchów lub stopień usieciowania. Cechy sprężyste tworzywa można również zmieniać dodatkiem wypełniaczy np. silanizowanej krzemionki [268], według zależności [266]:

$$E = E_0(1 + 2,5c + 14,1c^2)$$

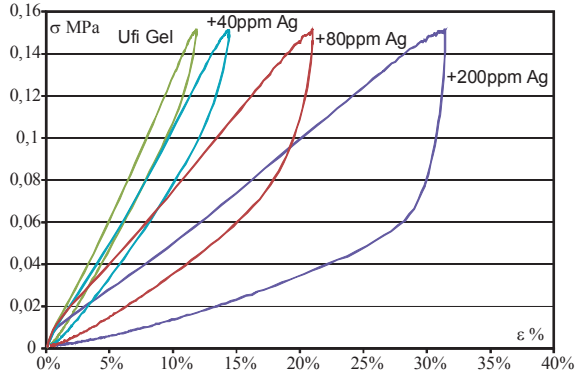
gdzie c – udział objętościowy wypełniacza.

Badany w pracy [269] elastomer silikonowy Silastic® MDX4-4210 (MDX – poli(dimetylosiloksan)) wraz ze wzrostem udziału silanizowanej krzemionki (AEROSIL® R 812S: Exp. A – 2%; Exp. B – 4%; Exp. C – 6%; Exp. D – 8%; Exp. E – 10 %) wykazuje ponad 2-krotny wzrost sprężystości (moduł E' zgodny w fazie) – rys. 2.13, przy jednoczesnym korzystnym zwiększeniu zdolności do rozpraszania energii (współczynnika stratności) w częstotliwości 1 Hz, odpowiadającej cykliczności żucia. Ze względu na nieliniowe zachowania elastomerów ich cechy sprężyste dogodnie jest określać umownym modułem sprężystości dla punktu pracy [270]. Możliwości sterowania umownym modułem sprężystości obliczanym dla naprężenia 150 kPa, odpowiadającego wartości krytycznej dla rozwoju odleżyn, w przypadku poli(dimetylosiloksanu) o nazwie firmowej Ufi Gel przedstawiono na rysunku 2.14. Wraz z udziałem nanocząstek Ag uzyskuje się około 2-krotne zmniejszenie modułu sprężystości, przy czym zwiększa się zdolność do rozpraszania energii. Jednocześnie polepsza się odporność tworzywa na kolonizację przez mikroorganizmy [254].

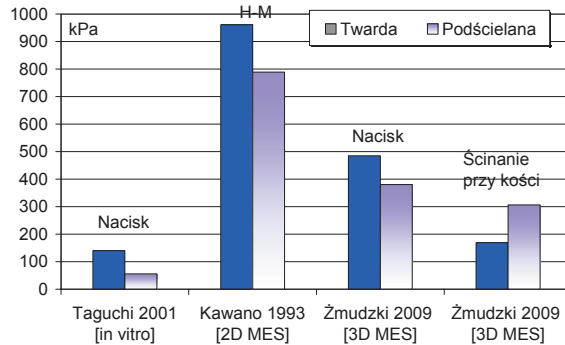
Generalnie, dostępne są technologie umożliwiające kształtowanie warstw podścielających znacznie zróżnicowanych pod względem cech sprężystych, brakuje natomiast zasady projektowania materiałowego w funkcji rzeczywistych obciążeń eksploatacyjnych, decydujących o wydolności czynnościowej uzupełnienia protetycznego. Dotychczasowe nieliczne próby modelowego podejścia do oceny biogodności materiałów podścielających przedstawiono na rysunku 2.15. Badania *in vitro* [207] prowadzono na bardzo uproszczonym modelu, którego geometria jedynie częściowo odwzorowuje obiekt rzeczywisty, natomiast wyniki badań komputerowych MES pracy [224] trudno odnieść do rzeczywistości, gdyż eksperymenty numeryczne



Rysunek 2.13. Wpływ dodatku nanocząstek silanizowanej krzemionki na własności sprężyste poli(dimetylosiloksanu) MDX wg [269]

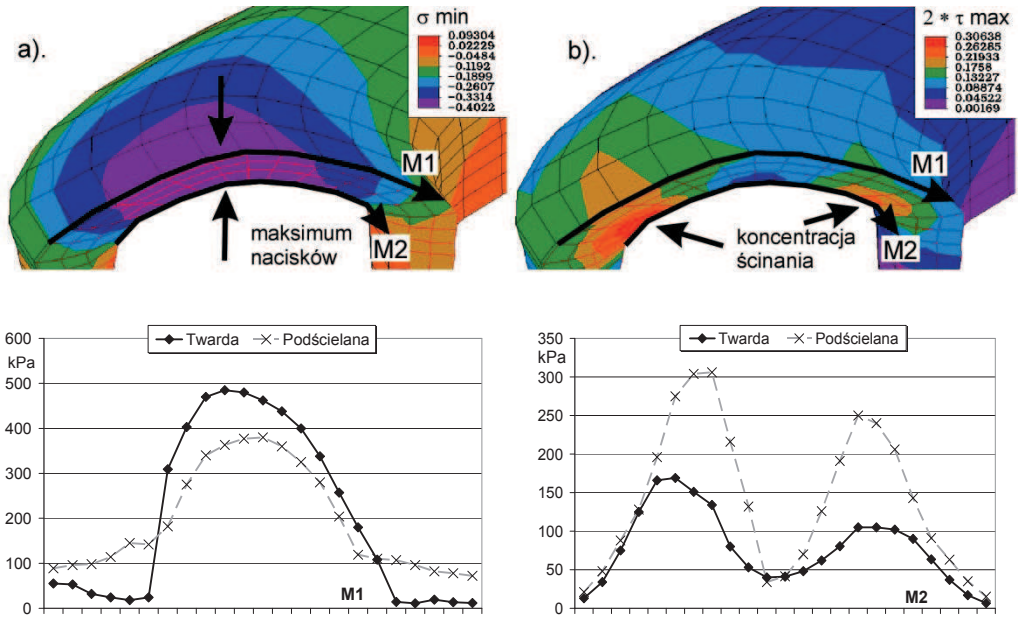


Rysunek 2.14. Zmiany cech sprężystych poli(dimetylosiloksanu) Ufi Gel powodowane dodatkiem nanosrebra [254]



Rysunek 2.15. Próby modelowej oceny wpływu podścielania protezy na obciążenia błony śluzowej [207, 221, 222, 224]

wykonuje się na modelach płaskich. Lepsze odwzorowanie obiektu rzeczywistego osiągnięto w badaniach na modelach przestrzennych [221, 222]. Na podstawie zdefiniowanych kryteriów oceny stanu obciążenia błony śluzowej, zgodnych z wiedzą przyjętą w technikach przeciwodleżynowych, stwierdza się zarówno korzystne, jak i niekorzystne działanie podścielców. Dwustronne działanie podścielania zobrazowano na rysunku 2.16. Wraz ze zwiększaniem podatności warstwy podścielającej dochodzi do wzrostu deformacji postaciowej w głębi tkanek i ścinania po bokach wyrostka zębodołowego. W tych obszarach zwiększa się ryzyko rozwoju typowych odleżyn tzw. głębokich, rozwijających się podpowierzchniowo od kości ku powierzchni tkanki miękkiej. Prawidłowa ocena cech funkcjonalnych materiału podścielającego wymaga zatem sprawdzenia zarówno nacisków (naprężeń normalnych na powierzchni), jak i ścinania



Rysunek 2.16. Korzystny wpływ podścielania na zmniejszenie nacisków w strefie centralnej oraz niekorzystne zwiększenie ścinania przy kości w głębi tkanki miękkiej po bokach zanikłego wyrostka zębodołowego. Profil naprężeń normalnych (ściskania) wzdłuż ścieżki M1 i naprężeń tnących T-G wzdłuż ścieżki M2 [221, 222]

tkanek w głębi przy kości. Nadal brakuje jednak możliwości oceny wpływu materiałów podścielających na zjawiska cierne pod protezami, które decydują o urazach. Tymczasem, wraz z eliminacją powierzchniowych podrażnień tkanek błony śluzowej na tle abrazyjnym zazwyczaj ustępują [1] również infekcje bakteryjne i grzybicze błony śluzowej. Zagadnienie doboru i projektowania cech sprężystych materiałów podścielających ze względu na analize nośności tkanek podpierających protezy jest nadal otwarte na poznanie.

Pacjentom, których sytuacja ekonomiczna pozwala na leczenie implantologiczne i nie występują medyczne przeciwwskazania do tego typu leczenia, proponuje się protezy z wykorzystaniem implantów. Wśród rozwiązań protez, w których stosuje się implanty, w zależności od sposobu podparcia wyróżnia się [1-3, 271, 272]:

- typowe implantoprotezy osadzone na implantach na stałe, których pacjent nie wyjmuje z jamy ustnej,
- protezy nakładowe (zdejmowane, ruchome) całkowicie podparte na implantach,
- protezy nakładowe z podparciem śluzówkowym utrzymywane na implantach.

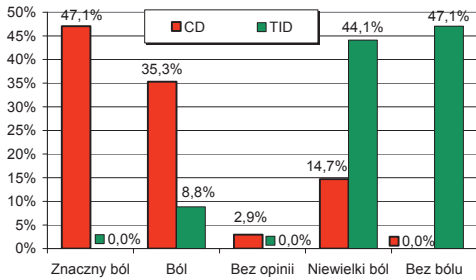
W pierwszych dwóch rozwiązaniach obciążenia okluzyjne są całkowicie przekazywane na podpory implantologiczne. W tego typu rozwiązaniach najbardziej efektywnym, i w zasadzie jedynym, sposobem zapobiegania przeciążeniu kości wokół implantów jest zwiększanie ich liczby, co przysparza dodatkowych kosztów. Wraz ze zmniejszeniem liczby implantów zwiększa się obciążenie przypadające na pojedynczy implant. Nadmierny kompromis ekonomiczny w tym względzie skutkuje odległymi konsekwencjami w postaci znacznych ubytków tkanki kostnej wokół szyjki implantu, a nawet utratą implantu z kości lub jego złamaniem zmęczeniowym. Na skutek przeciążeniowego zaniku wyrostka zębodołowego powstają pod protezą „prześwity”, co znacząco obniża walory estetyczne, a przez to zaniża samopoczucie. Często warunki podłoża kostnego uniemożliwiają osadzanie implantów w wymaganej liczbie lub średnicy. Część osób starszych nie kwalifikuje się do inwazyjnego leczenia implantologicznego ze względu na ogólny stan zdrowia. Należy również zwrócić uwagę, że jeżeli jako biozgodność rozwiązania przyjąć stopień inwazyjności postępowania implantologicznego, to wprowadzenie licznych implantów pod implantoprotezy, w technice odpłatwienia tkanek błony śluzowej, jest postępowaniem inwazyjnym i wymagającym stosunkowo długiego okresu rehabilitacji.

Najbardziej rozpowszechnione implanty (gwintowane, wkręcane w kość) można podzielić na implanty jednofazowe i dwufazowe. W przypadku implantów dwufazowych postępowanie implantologiczne jest podzielone na dwie fazy. W pierwszej fazie wszczepia się część śródkostną implantu. Dopiero po okresie „wgajania” pomiędzy 3-6 miesięcy przystępuje się do drugiej fazy, dokręcania części nadkostnej. Dwufazowy przebieg postępowania pozwala na zabezpieczenie tkanki kostnej wokół implantu przed niepożądanymi efektami działania sił na nadkostną część. Odroczenie obciążeń stosuje się w przypadku mniej korzystnych warunków podłoża kostnego, zwłaszcza w przypadku szczęki. Dwufazowy przebieg postępowania implantologicznego, w oczywisty sposób wpływa na konstrukcję implantu, tzn. podział implantu na dwie części. Nadkostna część implantu, tzw. łącznik, (ang. „abutment”), służy do przymocowania uzupełnienia protetycznego. Rozwiązanie ma tę zaletę, że w razie zmiany koncepcji dotyczących nadbudowy protetycznej, możliwa jest zamiana łącznika. Stąd, implanty dwuczęściowe chętnie stosowane są nawet w przypadkach korzystnych warunków podłoża, bez fazy odroczenia, jako implanty natychmiastowe [273, 274]. Dwuczęściowe implanty mają jednak liczne wady. Wymienić należy kolonizację bakteryjną połączenia gwintowego łącznika z częścią śródkostną [275-277]. Połączenie gwintowe przysparza poważnych problemów

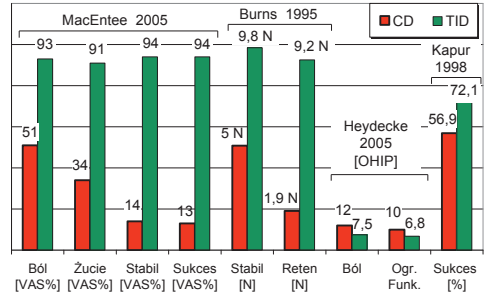
mechanicznych. Do nierozwiązanych problemów należy obłuzowywanie łączników pod wpływem sił żucia. Zwiększanie naciągu wstępnego śruby skręcającej łącznik z implantem niestety nie rozwiązuje problemu. Początek gwintu stanowi obszar inicjacji pęknięć i prowadzi do typowego dla połączeń śrubowych zmęczeniowego niszczenia łączników [278-280]. Z drugiej strony, w razie przeciążeń konstrukcji implantologicznej najczęściej uszkodzeniom ulega łącznik, co umożliwia dokonanie naprawy. Uszkodzenie implantu jednoczęściowego jest równoznaczne z jego utratą. Zaletą implantów jednoczęściowych jest cena, która przeciętnie jest o rząd niższa. Do tej grupy implantów należą śruby bikortykałne oraz mini-implanty. Mini-implanty zawdzięczają swą nazwę stosunkowo mniejszej średnicy 1,8-2,2 mm w porównaniu do standardowych implantów o średnicach 2,75-4,5 mm. Mini-implanty, wywodzące się z ortodoncji, po zaadoptowaniu konstrukcji dla potrzeb protetyki, znajdują coraz szersze zastosowanie w najbardziej popularnych protezach nakładowych utrzymywanych na implantach.

Rozwiązania protez nakładowych (nazywane w skrócie overdentures utrzymywane na dwóch implantach; lub z ang. two-implant retained dentures: TID) są efektem poszukiwania w latach 90-tych alternatywnych metod protezownia, jak najmniej inwazyjnych, najmniej złożonych oraz jak najbardziej dostępnych dla mniej zamożnych pacjentów [281]. Pełna nazwa tych rozwiązań to protezy nakładowe utrzymywane na implantach o podparciu na błonie śluzowym (implant-retained soft tissue-supported dentures). W tego typu rozwiązaniach dwa implanty, lokowane w przednim odcinku wyrostka zębodołowego żuchwy, wykorzystuje się jedynie do zwiększenia sił utrzymania i stabilizacji standardowej protezy akrylowej. W przypadku konwencjonalnych protez niepowodzenia leczenia w głównej mierze wynikają z niedostatecznego czynnościowego utrzymania dolnej protezy na podłożu. Stąd, niewielkie zwiększenie retencji dolnych protez okazuje się [282] wystarczające dla uzyskania powodzenia leczenia – rys. 2.17 [283] i rys. 2.18 [105, 284-286]. Przykładowo retencja dolnej protezy po zastosowaniu stabilizacji za pomocą złączy typu O-ring [105] zwiększa się z 2 N do prawie 10 N, natomiast stabilizacja z około 5 N do prawie 10 N.

O sukcesie klinicznym protez utrzymywanych na implantach decyduje sposób połączenia z implantami. Połączenie to nie może być sztywne. Obciążenia okluzyjne transmitowane w sposób typowy dla implantoprotez w całości na implanty stwarzają znaczne ryzyko ich utraty w przypadku ograniczonej liczby implantów do dwóch. Połączenie protezy z implantami realizuje się za pomocą specjalnej konstrukcji złączy. Złącza mocujące protezę do implantów lub trafniej określając, utrzymujące protezę na implantach, mają do spełnienia dwie funkcje.



Rysunek 2.17. Dyskomfort bólowy przed (CD) i po stabilizacji protezy na dwóch implantach (TID) za pomocą złączy kulkowych (n=34) [283]



Rysunek 2.18. Wpływ stabilizacji protezy na dwóch implantach na wskaźniki wydolności czynnościowej [105, 284-286]

Po pierwsze mają zwiększać czynnościowe utrzymanie protezy na podłożu. Po drugie, złącza mają za zadanie dystrybuje części obciążeń żucia na podłoże błony śluzowej, tak jak to ma miejsce w protezach konwencjonalnych. Złącza muszą zatem umożliwiać osiadanie protezy i wykorzystanie podparcia na stokach odcinków bocznych. Zadanie to generalnie realizuje się na dwa sposoby. Pierwszym jest wykonanie pomiędzy implantami łącznika w postaci belki, zwanej też kładką, która stanowi miejsce zaczepienia protezy za pomocą złączy. Jako złączy używa się najczęściej dwóch metalowych klamer. Wzdłuż belki utworzona zostaje oś obrotu dla protezy osiadającej pod wpływem obciążeń żucia, przez co proteza zyskuje podparcie na błonie śluzowej w odcinkach bocznych. Drugim sposobem jest pozostawienie implantów osobno i przyłączenie protezy bezpośrednio do nich za pomocą samodzielnych złączy. Pod względem powodzenia klinicznego obydwa rozwiązania są równorzędne [287]. Rozwiązania z belką są mniej wrażliwe na brak równoległości implantów. Rozwiązania złączy samodzielnych są jednak bardziej ekonomiczne, gdyż koszt wykonawstwa belki łączącej implanty jest znaczny. Rozwiązania bez belki wymagają mniej przestrzeni wewnątrz siodła. W praktyce okazuje się to mieć duże znaczenie ze względu na częste złamania protez w miejscu złączy. Stąd, dąży się do przeciwdziałania uszkodzeniom przez zapewnienie wymaganej grubości siodła [288, 289], choć możliwe jest wzmocnienie protezy metalową konstrukcją, co niestety generuje znów dodatkowy koszt. Niedopuszczalne jest zwiększanie grubości siodła przez podniesienie powierzchni zgryzu, gdyż prowadzi do niepowodzeń na tle okluzji urazowej. Stąd, najprostszym jest wybór złącza wymagającego najmniejszej przestrzeni [290-292]. W przypadku belki potrzebne jest ok. 4,0 mm na samą belkę oraz 1,0 mm przestrzeni pod belką, umożliwiającej

czynności higieniczne. Należy jeszcze doliczyć przestrzeń na sam element złączny zależnie od typu [289]. Stąd, standardowo dla złączy belkowych konieczne jest zapewnienie co najmniej 13-14 mm wysokości pomiędzy szczytem filaru implantologicznego a górną krawędzią zębów [293]. W przypadku złączy pojedynczych wystarcza 5,2-11 mm, przy większej swobodzie lokalizacji implantów [294, 295]. Złącza samodzielne wymagają jednak większej precyzji podczas implantacji, gdyż brak dostatecznej równoległości implantów prowadzi do efektów przeciążeniowych i zniszczeń.

Rynek zaopatrzenia stomatologicznego oferuje wiele różnorodnych samodzielnych systemów złączy. Pomimo znacznego zróżnicowania konstrukcyjnego i materiałowego (tablica 2) ich działanie wynika z sił tarcia na powierzchniach stykowych układu matryca-patryca. Połączenie tych elementów składowych jest możliwe przez pasujące do siebie powierzchnie: wklęsłą i wypukłą. Wklęsła powierzchnia jest nazywana matrycą, a wypukła – patrycą. Patryca zwykle znajduje się na implancie, matryca w protezie. Najczęściej patrycę stanowi powierzchnia kulista. Proteza mocowana za pomocą złączy kulowych utrzymuje się dzięki działaniu sił tarcia na powierzchni podcienia kulki. Zazwyczaj w złączu kulowym wewnątrz metalowego gniazda, które znajduje się w protezie umieszcza się retencyjny element sprężysto-cierny. Ten element matrycy wykonuje się z metalu lub polimeru, przy czym elementy są wymienne i dostępne dla różnych poziomów retencji. Jako elementy retencyjne wykorzystuje się również pierścienie typu O-ring z wysokoelastycznych tworzyw polimerowych. Na zróżnicowanie cech retencyjnych pozwala różnicowanie kształtów oraz twardości użytych materiałów elementu retencyjnego – tablica 2. Modyfikacje kształtu powierzchni stykowych w kierunku konstrukcji zatraskowych mają głównie na celu zmniejszenia gabarytów złącza przy zapewnieniu wymaganej zdolności retencyjnej. Znane są rozwiązania złączy, w których występuje możliwość osiadania protezy wzdłuż osi implantu ze względu na osiowy luz. Mniej chętnie stosowane są złącza magnetyczne, ze względu na korozję w środowisku jamy ustnej, następującą w wyniku zużycia ciernego.

Rozwiązań protez utrzymywanych na implantach nie należy mylić z protezami podpartymi na tzw. implantach teleskopowych. Konstrukcja implantów teleskopowych zezwala na osiadanie protezy wyłącznie w kierunku osi implantu, co odróżnia zdecydowanie te rozwiązania od protez utrzymywanych na implantach, gdyż nie występuje w nich możliwość rotacji skrzydeł protezy. Należy zwrócić uwagę, że do pożądanego odciążenia implantów może dochodzić jedynie w szczególnych przypadkach obciążeń okluzyjnych, które nie blokują ruchu osiowego

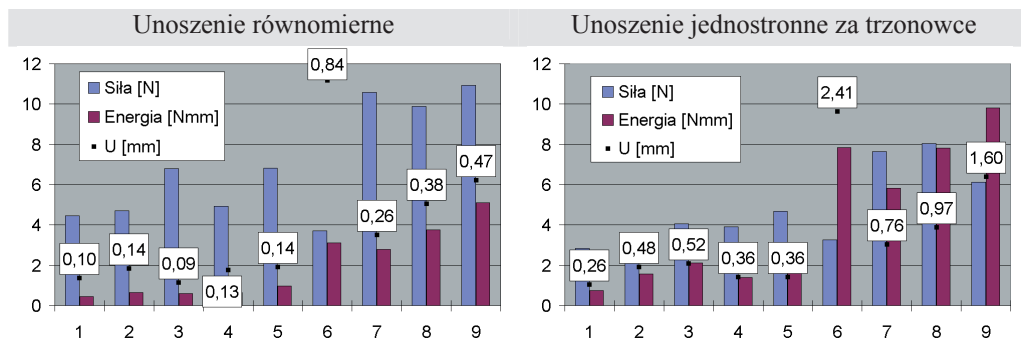
Tablica 2. Materiały stosowane w złączach protez z implantami

Producent	Złącze	Gniazdo	Patryca
Nobel Biocare	Kulkowe z czapeczką tytanową	Ti	Au
	Kulkowe z czapeczką złotą	Au	Au
	Czapeczka polimerowa na kulce	Guma	Au
	Zaczep ze złota na kulce	Au	Ti
Friatec/IMZ	Kulka/gniazdo złote	Au	Ti
3 I	O-ring	Guma	Ti
	Kulkowe Dal-Ro	Au	Ti

wzdłuż osi implantów teleskopowych. Ze względu na losowy charakter sił żucia, dochodzi do nierównomiernego osiadania protezy, czego skutkiem jest zablokowanie osiowego posuwu w implantach. Rozwiązania tego typu należy zatem zakwalifikować jako podparte na implantach, wraz z konsekwencjami dotyczącymi planowania liczby implantów i stanu podłoża kostnego.

Przedstawiane przez producentów złączy korzyści, jakie wynikają z wyboru ich unikalnych koncepcji i używanych materiałów stwarzają problemy decyzyjne [271]. Generalnie, siły retencji złączy w zakresie 2-10 N przyjmuje się za wystarczające do zapewnienia zadawalającej wydolności czynnościowej [296, 297]. Badania wpływu rozwiązań złączy na poziom powodzenia leczenia w głównej mierze ograniczają się do pomiarów sił retencji, jednak licznych publikacji skupionych na prezentacji imponująco wysokich wartości sił retencji nie warto wymieniać. W nielicznych pracach [298, 299] zwraca się uwagę, że ocena zdolności retencyjnych złączy na podstawie wartości maksymalnej siły potrzebnej do otwarcia złącza znajduje słabe przełożenie na praktykę. W pracy [298] zwraca się uwagę na zróżnicowanie zakresu przemieszczeń skrzydła protezy do momentu destabilizacji. W pracy [298] badania zdolności retencyjnych złączy prowadzono dla różnych wariantów obciążeń, unosząc protezę w sposób równomierny, następnie pociągając za siekacze oraz za trzonowce, jednostronnie lub dwustronnie. Oprócz maksymalnej siły rejestrowanej podczas otwierania złącza, dodatkowo obliczano energię retencji (w Nmm), uwzględniając przemieszczenie, przy którym dochodziło do otwarcia złącza. Wyniki testów zdolności retencyjnych według wymienionych kryteriów otrzymane w pracy [298] dla 9 typów złączy prezentuje rysunek 2.19, przy czym zaprezentowano wyniki dla przypadku równomiernego unoszenia oraz jednostronnego pociągania w obszarze zębów trzonowych.

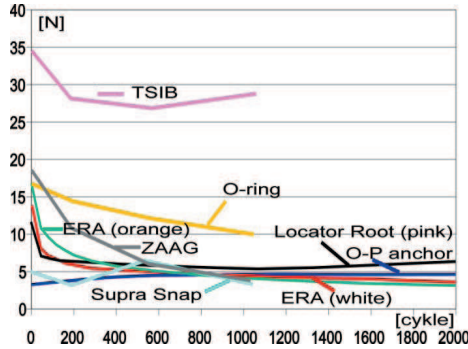
W kryterium energii retencji, złącze o większej sile utrzymania niekoniecznie odznacza się większą zdolnością retencyjną. W pracy [298] niestety nie podano wartości przemieszczeń skrzydła, przy których dochodziło do destabilizacji złączy. Wartości przemieszczeń zostały oszacowane przez Autora na podstawie danej energii retencji oraz maksymalnej siły. Złącza



Rysunek 2.19. Siła retencji i energia retencji według autorów [298]. Kolejność złączy: 1 – Magnedisc 500, 2 – MagfitEX 600W, 3 – Magfit-RK, 4 – Hyperslim 4013, 5 – Hyperslim 4513, 6 – O-P Anchor#4, 7 – Lacator Root(Pink), 8 – ERA Overdenture (white), 9 – ERA Overdenture(orange). Zakresy przemieszczeń U wyznaczono na podstawie wyników autorów z ilorazu: Energia retencji/Siła

magnetyczne wykazywały znacznie mniejszą zdolność retencyjną w stosunku do złączy ciernych mechanicznych, zwłaszcza w przypadkach pociągania protezy w obszarze zębów trzonowych. Najlepszą zdolnością retencyjną odznaczały się złącza O-P Anchor. Przy równomiernym unoszeniu protezy dochodziło do otwarcia złączy przy wartości przemieszczeń 0,8 mm. Górny limit przemieszczeń był jeszcze większy w przypadku jednostronnego pociągania za zęby trzonowe i znacznie przekroczył wartość 2 mm. Energia retencji była dwukrotnie większa niż maksymalna siła retencji. Na tej podstawie neguje się w pracy [298] zasadność prowadzenia testów porównawczych w kryterium siły, które nie odzwierciedla realnych sytuacji. Zdaniem autorów pracy [298] cechy złączy należy dobierać zależnie od indywidualnej sytuacji klinicznej z uwzględnieniem preferencji pacjenta odnośnie do konkretnych czynności jamy ustnej. Jednak, zasady oceny cech złączy pod kątem dokonywania wymienionych indywidualnych wyborów nie zostały przedstawione. Również w pracy [299] poza siłą retencji złączy, wprowadzono dodatkowe kryterium oceny, za które przyjęto czas otwierania złączy. Rozróznilo zdolności retencyjne zależnie od działania siły w kierunku osiowym oraz skośnym do osi implantu, jednakże sposób odniesienia wyróżnionych kryteriów do praktyki nie został sprecyzowany.

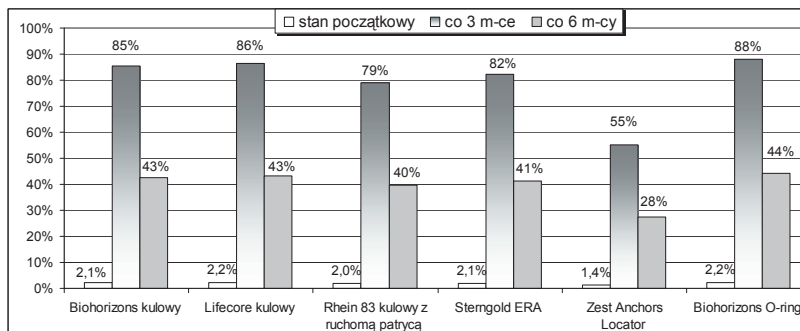
W piśmiennictwie licznie prezentowane są wyniki badań dotyczących wpływu cykli zakładania protez na utratę cech funkcjonalnych złączy [300-303]. Początkowe, często bardzo wysokie wartości sił retencji już w trakcie wstępnych cykli otwierania i zamykania złączy znacznie się zmniejszają [300, 304, 305]. W pracach [306, 307, 308] stwierdza się spadek zdolności retencyjnej do 60% początkowej wartości po 1000-1500 cykli, po 10 tysiącach cykli siła retencji



Rysunek 2.20. Siły retencji złączy odpowiadające cykлом zakładania protez według prac [304] oraz [308]

złączy wynosiła już tylko 25-35% początkowej wartości. Przedstawiane są również dane świadczące o większej odporności na zużycie ciernie niektórych typów złączy [308-310], ze wskazaniem na złącza, w których stosowane jest złoto [311]. Z drugiej strony wskazuje się na większą liczbę uszkodzeń złączy belkowych, w których stosowane jest złoto [281]. Wykresy przedstawione na rysunku 2.20 obrazują typowe charakterystyki spadku sił retencji złączy testowanych w pracach [304] oraz [308]. Przeciętnie, niezależnie od wartości początkowej siły retencji, po pewnym czasie eksploatacji wartości zawierają się w przedziale 3-8 N [312].

W praktyce, złącza w wyniku zużycia ciernego po okresie około kilku miesięcy pracy w jamie ustnej nie wykazują pożądanej retencji, a pacjenci zgłaszają się do wymiany elementów retencyjnych na nowe [313, 314]. W rzeczywistych warunkach głównym powodem zużycia złączy są procesy trybologiczne towarzyszące przenoszeniu obciążeń żucia, ze względu na nieporównywalnie większe wartości i częstotliwość obciążeń żucia niż obciążeń podczas zakładania protezy. Potwierdzeniem są wyniki badań w których nie stwierdzono istotnych zmian retencji złączy poddanych prawie 350 tys. cykli zakładania, pomimo, że odwzorowano efekty działania skośnych sił, które miały naśladować rzeczywiste sytuacje zakładania protezy [299, 300, 315]. Chociaż na wymieniony znaczący fakt zwraca uwagę praca [316], to w projektowaniu złączy przyjmuje się powszechnie jednostronne kryterium retencyjne, natomiast dystrybucja obciążeń żucia traktowana jest jako niezależne zagadnienie związane z efektami przeciążeniowymi implantów i otaczającej tkanki kostnej. W efekcie, w żadnym ze standardowych systemów złączy nie wyeliminowano problemów określanych mianem naturalnego zużycia, gdyż pomimo znacznego zróżnicowania konstrukcyjnego, zapewnienie niezbędnej ruchomości protezy odbywa się przy współdziałaniu przemieszczeń elementów w zespoleniu



Rysunek 2.21. Stosunek ceny matrycy do ceny kompletu implant/łącznik/złącze (%) na początku oraz po okresie 10 lat użytkowania przy wymianach matryc co 3 lub 6 miesięcy [317, 318]

ciemnym (również magnetycznym). Przy dużych naciskach w złączach dochodzi do niekontrolowanego zużycia ciernego. Zwracają uwagę znaczne koszty serwisowe złączy [285, 317]. Po dokładniejszej analizie [317, 318] dotyczącej kosztów związanych z wymianą złączy dostrzegalne są dodatkowe zyski producentów pochodzące ze sprzedaży zużywających się elementów retencyjnych – rys. 2.21. Koszt złączy w perspektywie 10 letniej eksploatacji, w przypadkach nadmiernego zużycia (3 miesięczny okres trwałości) stanowią przeciętnie około 80% ceny implantu, co nie stanowi czynnika mobilizującego firmy do innowacyjności. Zamiast nowych konstrukcji złączy, wolnych od problemu szybkiego zużycia ciernego, producenci wskazują na konieczność regularnych kontroli i wymiany elementów retencyjnych po określonym okresie użytkowania. Oferowane są firmowe narzędzia mające skracać czas wymiany elementów zużytych lub uszkodzonych elementów retencyjnych i przez to zmniejszyć koszt zaangażowania technika.

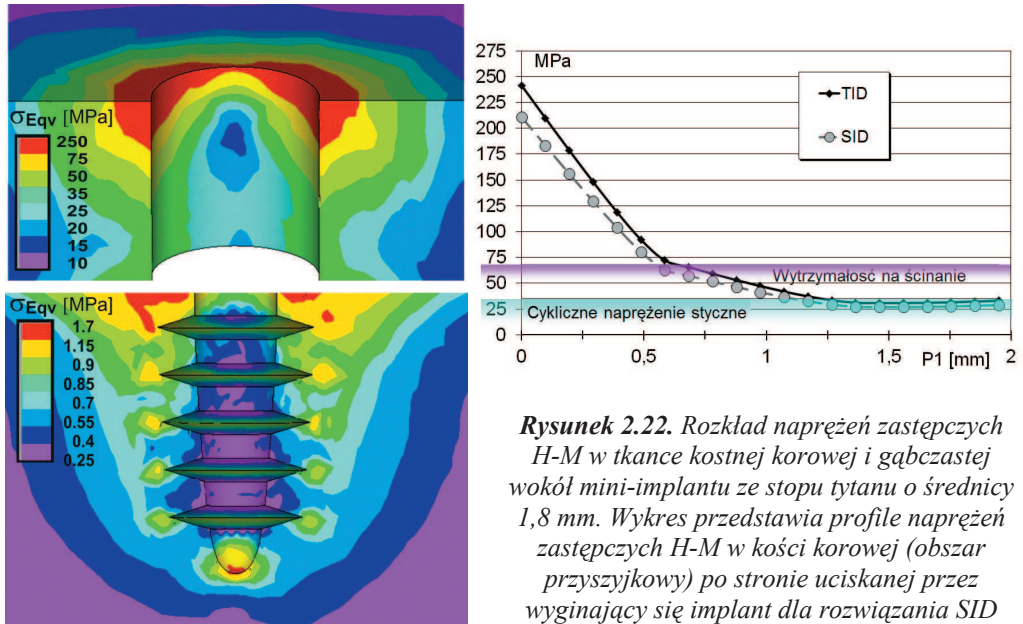
Złącza są zawodne nie tylko ze względu na zużycie ciernie. W skali masowej ulegają uszkodzeniom, co przysparza znacznych dodatkowych kosztów [319-321]. Zniszczenia na skutek pęknięcia elementów retencyjnych sięgają około 1/3 przypadków [322-324]. Konieczność regulacji złączy występuje aż w 2/3 przypadków [323]. Znaczny wzrost liczby uszkodzeń w przypadku bruksizmu [325] wskazuje wyraźnie, że przyczyną uszkodzeń jest nadmierne przejmowanie obciążeń okluzyjnych. Na skutek nadmiernych obciążeń implantów 10-38% łączników ulega obłuzowaniu [258, 324]. Liczne są uszkodzenia bazy protezy wokół złączy (wykruszenia) lub złamania protez. Tego typu zniszczenia oscylują w zakresie 8-23% [322, 324, 326]. Niedostateczna równoległość implantów wpływa na zwiększenie liczby uszkodzeń złączy. Zwłaszcza pierścienie O-ring są wrażliwe na odchyłki równoległości implantów [327].

Dodatkowym czynnikiem obniżającym trwałość są odchyłki wymiarowe pozycjonowania złączy względem implantów (matryc względem patryc), które towarzyszą technologii wykonawstwa. Wśród czynników zwiększających obciążenia złączy wymienia się również niedostateczne dopasowanie dośluzowej powierzchni protezy do podłoża [287, 328].

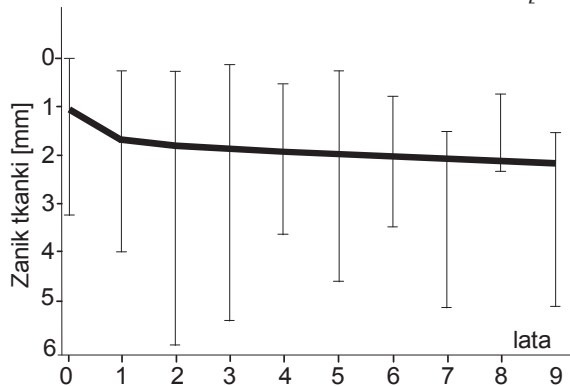
Pomimo licznych wad TIDs są bardzo popularne. W przypadku TIDs, pod rygiem odpowiedniej selekcji przypadków pod względem stanu podłoża kostnego żuchwy, możliwe jest utrzymanie stosunkowo wysokiego poziomu powodzenia 90-97% w utrzymaniu implantów w kości [258, 329-332], który jest głównym wyznacznikiem sukcesu klinicznego. Jednak, znane są doniesienia przedstawiające mniejszą skalę sukcesu 81-85,9% [333, 334]. W przypadku mniej korzystnych warunków podłoża kostnego, zwłaszcza szczęki, ryzyko niepowodzenia wzrasta do 16-30% [335, 336]. W przypadku protez górnych, liczbę dwóch implantów uważa się za zbyt małą ze względu na wysokie ryzyko ich utraty. Jako przyczynę niepowodzeń wskazuje się większy niż w żuchwie wpływ stopnia zmian atroficznych podłoża kostnego [335, 337-339]. Obciążenia zgryzowe są przekazywane na implanty ustawione pod skosem, wynikającym z anatomicznej budowy wyrostków zębodołowych szczęki, odmiennych w porównaniu do żuchwy, gdzie implanty mogą być ustawione pionowo [340]. Dodatkowym niekorzystnym czynnikiem jest zwiększenie ramienia siły dla momentu zginającego implanty, wynikające z większej przeciętnej grubości błony śluzowej w przypadku szczęki w porównaniu do żuchwy [341].

Bezpośredni związek przyczynowo-skutkowy pomiędzy przeciążeniem implantów a niepowodzeniem leczenia jest asumptem do licznych publikacji na polu inżynierskim. Zwraca uwagę, że dla standardowych średnic implantów, w przypadkach uznawanych jako sukces kliniczny, powszechnym efektem są „lejkowate” zaniki tkanki kostnej wokół szyjki implantu. Badania modelowe MES wskazują [342-346], że w kości korowej przy szyjce implantu występuje strefa przeciążenia. Strefa znacznie się powiększa w przypadku stosowania mniejszych średnic implantów 1,8-2,2 mm, tzw. mini-implantów [347-348]. Chociaż udokumentowane są możliwości uzyskania zrostu na powierzchni połączenia mini-implantów z tkanką kostną (osteointegracji) [349-353], to stosowaniu mini-implantów musi towarzyszyć szczególna ostrożność [354].

Naprężenia zastępcze w tkance kości korowej i kości gąbczastej w otoczeniu mini-implantu przedstawiono na rysunku 2.22. Profile naprężeń zastępczych Hubera-Misesa [347, 348] uwidaczniają, że w obszarze wejścia implantu w kość korową wartości naprężeń przekraczają



Rysunek 2.22. Rozkład naprężeń zastępczych H-M w tkance kostnej korowej i gąbczastej wokół mini-implantu ze stopu tytanu o średnicy 1,8 mm. Wykres przedstawia profile naprężeń zastępczych H-M w kości korowej (obszar przyszyjkowy) po stronie uciskanej przez wyginający się implant dla rozwiązania SID lub TID [347, 348]



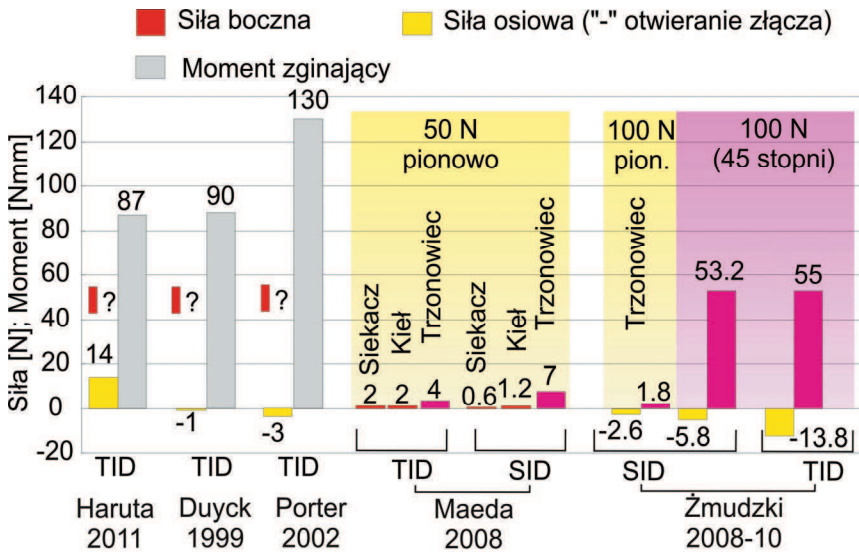
Rysunek 2.23. Zaniki tkanki korowej w strefie przyszyjkowej implantu [258]

przeciętne własności wytrzymałościowe tkanki korowej [355] do głębokości 0,6-0,7 mm. Podobnie w pracy [356] naprężenie główne minimalne wokół mini-implantu osiągają znaczną wartość 118 MPa, przy czym mini-implanty odznaczają się standardowymi długościami. Zwraca się uwagę, że ryzyko atrofii tkanki w efekcie cyklicznych naprężeń stycznych występuje już przy wartościach 30-35 MPa [342]. W praktyce jest możliwe osiągnięcie sukcesu w utrzymaniu mini-implantów, pod warunkiem bardzo korzystnych warunków kostnych. Wyniki obliczeń MES są zbieżne z obserwowaną w praktyce skalą zmian zanikowych tkanki kostnej – rys. 2.23

[258, 356]. Wielkości zaniku w obszarze przyszyjkowym w zakresie 0,5-1,0 mm w pierwszym roku po implantacji uznaje się już jako sukces kliniczny. W kolejnych latach jako dopuszczalne uznaje się zaniki 0,1-0,3 mm/rok [357, 358]. W przypadku mini-implantów zmiany atroficzne postępujące w okresie 2 lat w strefie przyszyjkowej wynoszą [356] dla złączy samodzielnych do 2,69 mm, natomiast w przypadku złączy belkowych do 1,67 mm.

W przypadku stosunkowo mniejszych średnic implantów zwiększa się ryzyko zmęczeniowego złamania implantu. W przekroju implantu przy krawędzi wprowadzenia w kość naprężenia lokalnie przekraczają [347] granicę plastyczności 700 MPa dla kutek na zimno stopów tytanu [359], stosowanych na implanty. Lokalne uplastycznienie nie zagraża doraźnym złamaniem implantu. Jednak, w prognozie długoterminowej na skutek stale postępującego zaniku tkanki należy się liczyć z całkowitym odsłonięciem gwintu z kości. Spiętrzenie naprężeń wokół karbu, który tworzy odsłonięty gwint, stwarza wysokie wymagania odnośnie do jakości stopu oraz technologii wykończeniu powierzchni implantu [36, 278]. Wśród gorszej jakości implantów stwierdza się przypadki zmęczeniowych złamań.

Badania obciążeń tkanki kostnej wokół implantów doprowadziły do spostrzeżenia, że siły osiowe wciskające implant w kość są nieporównywalnie mniej niebezpieczne niż siły boczne wywołujące zginanie implantu. W pracy [360] wykazano, że dla obciążeń implantów oraz otaczającej tkanki kostnej nie pozostają obojętne tolerancje technologii wykonawstwa belki łączącej implanty. Naprężenia zastępcze H-M w tkance kostnej wokół implantu, który został połączony belką pozycjonowaną z 50 μm poziomą odchyłką względem implantu, znacznie przekraczają niebezpieczne wartości, gdyż sięgają 165-188 MPa [360]. W przypadku protez utrzymywanych na implantach pojawia się zatem fundamentalne pytanie dotyczące wpływu własności złączy na sposób dystrybucji sił zucia. Badania, w których podejmuje się próby odpowiedzi na tak postawione pytanie prezentowane są licznie, jednak ich cechą znamionną są podstawowe błędy metodyczne [361-368]. Wyniki badań wpływu własności złączy na wartości przejmowanych obciążeń okluzyjnych zestawiono na rysunku 2.24. Oddziaływania sił bocznych przedstawia się zazwyczaj w postaci momentu gnącego. Niestety, nie podaje się ramienia siły, co uniemożliwia bezpośrednie porównywanie wpływu cech materiałowych i konstrukcyjnych złączy na wartości sił bocznych. Znaczny rozrzut wartości podczas pomiarów *in vivo* [363] świadczy o trudnościach z dotrzymaniem zbliżonych warunków obciążeniowych w jamie ustnej, nawet jeśli są realizowane sztucznie, tzn. poprzez docisk z kontrolą pomiarową składowej pionowej siły 50 N. Jedyna praca, która dostarcza precyzyjnych danych wartości sił bocznych [366]



Rysunek 2.24. Dokumentacja obciążeń złączy i implantów. TID – dwa implanty [361, 363, 364, 366, 369]; SID – pojedynczy implant [366, 374]

podaje wartości od 2 N do 4 N w przypadku TID oraz 0,6-7 N w przypadku SID, jednak są to wartości wywołane działaniem pionowej siły 50 N. Fundamentalnym błędem powielanym niemal we wszystkich pracach jest sposób obciążania protez pionowymi siłami okluzyjnymi. Konieczność odwzorowania w badaniach rzeczywistego skośnego kierunku działania sił żucia podkreślają nieliczne opracowania [82, 191, 347, 369-371]. W tych pracach wykazuje się, że schemat pionowego działania sił okluzyjnych jest błędny. W pracy [371], bazującej na analizie MES różnych rozwiązań złączy, wraz z odchyleniem od pionu do 60° kierunku siły obciążającej złącza obciążenia kości wokół implantu wzrastają, odpowiednio z 3,5 MPa do ponad 25 MPa. Badania [371] prowadzi się jednak na modelu ograniczonym wyłącznie do konstrukcji implantu i tkanki kostnej otaczającej implant, tzn. w oderwaniu od wpływu rozwiązań złączy i protez na dystrybucję obciążeń eksploatacyjnych w całym złożonym wielowarstwowym układzie. Obserwacji całego układu dokonuje się na podstawie badań elastooptycznych w pracy [191], podkreślając, że odchylenie siły okluzyjnej od pionu skutkuje wzrostem naprężeń wokół implantów, podczas gdy pionowy schemat działania siły prowadzi do znacznego niedoszacowania obciążeń. Zagadnienia związane z transmisją obciążeń nabierają szczególnego znaczenia w przypadku rozwiązań protez nakładowych utrzymywanych wyłącznie za pomocą pojedynczego implantu (ang. single-implant dentures – SIDs). Zmniejszenie liczby implantów

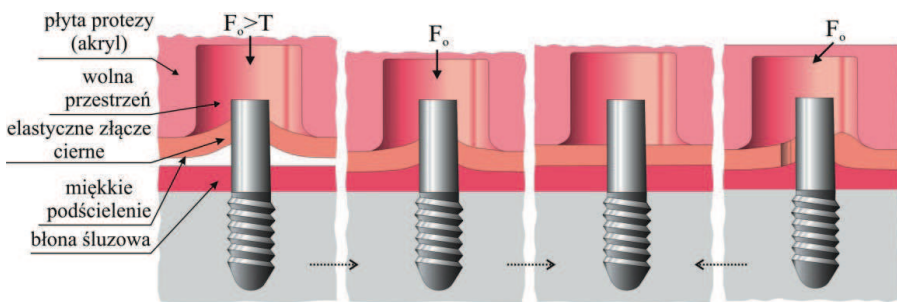
do jednego stwarza dalsze możliwości obniżenia kosztów leczenia implantologicznego. Dotychczasowe próby kliniczne przedstawiają się obiecująco [314, 372].

Jednakże, w przypadku SIDs zauważalna jest tendencja wzrostu liczby uszkodzeń w porównaniu do TIDs, odpowiednio z 9,3 % do 21,4 % [373]. Modelowa ocena obciążeń w SID wykazała [374], że podobnie jak w przypadku TIDs, skośne siły żucia skutkują znacznymi siłami bocznymi na implancie (rys. 2.24).

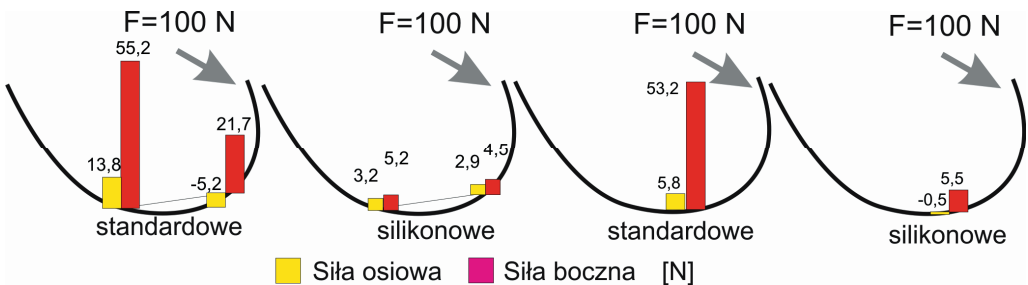
W praktyce, jedyną dostępną metodą przeciwdziałania zanikom kostnym jest minimalizacja obciążeń kości poprzez zwiększanie średnicy implantu do optymalnego zakresu 3,75-4,0 mm [354]. Pewną nowością są implanty o zmiennym na przekroju module sprężystości [75], produkowane metodą selektywnego laserowego spiekania. Zmniejszenie modułu sztywności implantu na granicy z kością stwarza szanse na lepszą dystrybucję obciążeń. Z drugiej strony, dochodzi do zmniejszenia wytrzymałości implantu [375], co stwarza konieczność stosowania większych średnic. W świetle obliczeń wytrzymałościowych dla mini-implantów z litych stopów [347], stosowanie implantów z funkcjonalną gradacją sprężystości o średnicy około 2 mm zagrażałoby szybkim jego złamaniem. Poza tym, tego rodzaju implanty zwiększają barierę ekonomiczną. Obecnie problemem jest koszt implantów dwuczęściowych, które zazwyczaj stosuje się w przypadkach niekorzystnych warunków kostnych z uwagi na dwufazowy przebieg postępowania (z fazą wgajania), preferowany w sytuacjach ryzyka przeciążeniowego zaniku kości. W przypadku ekonomicznych rozwiązań protez podczas implantacji rezygnuje się z indywidualnych szablonów chirurgicznych wytwarzanych w kosztownej technice komputerowej przestrzennej rekonstrukcji kości i trójwymiarowego drukowania. Stąd, w miejscu wprowadzenia implantu warunki kostne nie zawsze odpowiadają optymalnym obserwowanym na obrazie rentgenograficznym. Ręczne nawiercanie kości pod implanty skutkuje znacznymi odchyłkami w równoległości filarów. Wówczas, często konieczna jest rezygnacja ze złączy samodzielnych i wprowadzenie belki, która ostatecznie zwiększa koszty leczenia.

Alternatywą dla standardowych rozwiązań są złącza wykonywane z tworzyw silikonowych stosowanych do podścielen protez. Złącza mogą być wykonywane samodzielnie w pracowni techniki dentystrycznej [82]. W piśmiennictwie przedstawia się gniazda (matryce) wykonywane z silikonowych tworzyw do podścielen protez [376-380]. Pierwsze doniesienie pochodzi prawie sprzed 30 lat [376], natomiast aktualnie dostępne są już rozwiązania w formie skomercjalizowanej [381]. Jednakże, wymienione publikacje ograniczają się do opisu metodyki wykonawstwa i pomiaru sił retencji złączy. Przedstawiany sposób wykonania matrycy jako negatywu patrycy

nie pozwala na kontrolę cech retencyjnych złącza i zachodzących w nim procesów tribologicznych. Jedyne rozwiązanie bazujące na projektowaniu materiałowym prezentuje się w pracach [81, 82]. Po pierwsze, konieczny jest tu specjalny dobór kształtu i materiału silikonowej kształtki celem uzyskania połączenia wciskowego na implancie. Wcisk generuje siłę retencji złącza. Po drugie, kształt i materiał silikonowej kształtki zostają tak dobrane, aby pod obciążeniami żucia złącze pracowało na zasadzie membrany [80, 81] – rys. 2.25. Dostosowanie zakresu ugięcia do zakresu ruchomości protezy względem podłoża ma zapewniać pracę połączenia wciskowego podczas żucia bez przesuwu, co zapobiega szybkiej utracie zdolności retencyjnych w wyniku zużycia trybologicznego. Dla różnych skojarzeń silikonów i powierzchni implantów uzyskuje się siły retencji 4-5 N [82, 382]. Zdolności retencyjne złączy mierzone pracą otwarcia dochodzą w przypadku sił retencji 2 N do wartości 9 JE-3 i są znacznie większe niż dla standardowych złączy kulkowych z matrycą nylonową, dla których rejestruje się wartości poniżej 3 JE-3.



Rysunek. 2.25. Złącze cierne o sztywności regulowanej własnościami elastomerowych miękkich tworzyw podścielających [82, 254]



Rysunek. 2.26. Porównanie obciążeń implantów w przypadku złączy standardowych lub złączy silikonowych podczas transmisji skośnej siły żucia 100 N w rozwiązaniach TID [82, 369] oraz SID [348]

Najistotniejsze, że dzięki zastosowaniu elastycznego tworzywa w podporze implantologicznej generowana jest mniejsza siła reakcji [82, 383], gdyż obciążenia okluzyjne w większym stopniu przejmuje podłoże błony śluzowej. Na drodze badań modelowych wykazano, że pożądany efekt zmniejszenia obciążeń implantów ma również miejsce w przypadku pojedynczego implantu w SIDs – rys. 2.26 [348]. Wstępne badania kliniczne [384] zastosowania złączy w rozwiązaniach TIDs są obiecujące, gdyż zarówno stan podłoża, jak również poziom zadowolenia pacjentów jest wysoki.

Technologii wykonawstwa protez zębowych towarzyszą odchyłki wymiarowe, których pomimo wieloletnich starań nie zdołano wyeliminować. W piśmiennictwie licznie podejmowane są zagadnienia skurczu polimeryzacyjnego, jak również ekspansji materiałów używanych w kolejnych fazach technologicznych. Do często obserwowanych odchyłek należy zbliżenie skrzydeł ku stronie językowej [385, 386]. Dopasowanie powierzchni okluzyjnych, generalnie w 1/3 przypadków okazuje się po polimeryzacji niedostateczne i wymaga korekty okluzji w procedurze tzw. remontażu [387]. Do najczęstszych efektów należy podniesienie płaszczyzny okluzyjnej. Zakres odchyłki pionowej może osiągać znaczne wartości do 300 μm [388]. Wrażliwość narządu żucia na zmiany warunków okluzyjnych powyżej wielkości 20 μm uznaje się za przyczynę niepowodzeń leczenia [389, 390]. Usuwanie błędów niedopasowania na powierzchni okluzyjnej przebiega przy stosunkowo dobrej detekcji 8-12 μm , gdyż w takich grubościach dostępne są kalki i folie.

Odchyłki technologiczne są nie tylko wynikiem zmian wymiarowych materiałów polimeryzujących w kolejnych fazach wykonawstwa. Niedoskonałości odwzorowania występują już na etapie pobierania wycisku podłoża w jamie ustnej. Nawet przy zapewnieniu idealnego równomiernego nacisku na tkanki podczas pobierania wycisku, wprowadzony zostaje wcisk na dośluzowej stronie protezy, odpowiadający deformacji tkanek uciśniętych masą wyciskową. Podaje się, że ciśnienia w masie wyciskowej w zależności od techniki pobierania wycisku wahają się w granicach 15-30 kPa [391]. Należy jednak mieć na uwadze, że warunki obciążeniowe podczas pobierania wycisku nie są stałe, co przyczynia się do błędów odwzorowania, które zostają przeniesione na model laboratoryjny i powielone w protezie. Po oddaniu protezy do użytku, w sytuacjach wymagających korekty dośluzowej powierzchni protezy, do wykrywania błędów dopasowania do podłoża stosuje się metodę uciskową, bazującą na użyciu specjalnych past wskazujących [392, 393]. W miejscach nadmiernego ucisku pasta zostaje wypchnięta, z kolei obecność luzów stwierdza się na podstawie charakterystycznych śladów zassania pasty

powstałych w momencie zdejmowania protezy [393]. Niestety, w praktyce metoda badania za pomocą past wskazujących odznacza się niezadowalającą skutecznością, gdyż sięgającą co najwyżej 60% [394, 395].

W przypadku rozwiązań protez stabilizowanych na implantach zainteresowanie tematem odchyłek technologicznych skupia się wokół dokładności pozycjonowania gniazd złączy względem implantów. W technologii produkcji złączy dokładność wykonania wewnętrznej powierzchni matryc wynosi przeciętnie 0,01 mm. Niemniej, w pracy [396] stwierdza się, że należy przyjąć szerszy zakres tolerancji. Szczególnie, w przypadku implantów dwuczęściowych pole tolerancji się zwiększa ze względu na odchyłki dwóch komponentów. Największe niedokładności wynikają jednakże z czynności laboratoryjnych i własności materiałów używanych w technice pobierania wycisku i odwzorowania modelu, a także tolerancji produkcyjnych kopii implantów (tzw. analogów) lokowanych w modelu podłoża. W zależności od techniki opracowania modelu, dokładność pozycjonowania analogów implantów w modelu zawiera się w przedziale od kilkunastu do ponad 100 μm [396-400]. Maksymalne odchyłki wykonawcze mogą sięgać 141 μm (0,141 mm) [401]. Dokładnych danych dostarcza praca [402], w której porównuje się standardowe technologie wykonawstwa protez z technologią numerycznie sterowanej obróbki (CNC). Dla metod CNC odchyłka liniowa bocznego pozycjonowania implantu zmniejsza się w stosunku do metod standardowych, odpowiednio z 49,2 do 33,7 μm ; pozycjonowania w płaszczyźnie poziomej z 85 do 56 μm ; pionowa odchyłka z 59,2 do 13,3 μm . Ostatecznie, podaje się zmniejszenie wartości całkowitej przestrzennej odchyłki dla CNC kontra standardowe technologie, z 114,1 do 51 μm . W pracy [402] ocenia się wartość przeciętnej poziomej odchyłki pozycjonowania implantów względem suprastruktury na 49,2 μm (w zakresie od 21,4 do 134,8 μm). Największe wartości odchyłek rejestruje się w przypadku braku równoległości implantów [403].

Trudności związane z wykrywaniem i eliminacją odchyłek technologii wykonawstwa protez wymienia się jako potencjalne przyczyny traumatycznego oddziaływania na tkanki podłoża [404]. W trakcie czynności przetykania lub palenia pod protezami osiadającymi występują przedłużające się naciski, które skutkują zauważalnym zwiększeniem traumatycznego oddziaływania [405]. Podaje się, że naciski towarzyszące tym czynnościom, zwłaszcza zwarciom, osiągają znaczne wartości zbliżone do występujących podczas żucia [406, 407]. Przytrzymywanie protez w zwarcu spoczynkowym lub wykonywanie parafunkcji, polegających na zdejmowaniu protez z podłoża językiem należy do powszechnie obserwowanych

zachowań nawykowych [408-410]. Przyczyny występowania tego rodzaju zachowań próbuje się uzasadniać napięciem mięśniowym wywołanym zmianą pozycji spoczynkowej zuchwy po protezowaniu lub niewłaściwym ustaleniem pozycji spoczynkowej, a także nieprawidłowymi kontaktami okluzyjnymi. Zachowania nawykowe w przypadkach braku wymienionych nieprawidłowości uzasadnia się odczuciami psychofizycznymi związanymi z postrzeganiem protezy jako ciała obcego w jamie ustnej. Z drugiej strony należy rozważyć, że wymieniane nieprawidłowości występują na tle uwarunkowań technicznych, a ściśle materiałowych, gdyż mogą występować na skutek odchyłek technologii wykonawstwa dośluzowej powierzchni protezy.

Odchyłkom technologii wykonawstwa protez poświęca się wiele uwagi. Jednak, ich wpływ na poziom obciążeń implantów pozostaje słabo rozpoznany, natomiast na poziom obciążeń błony śluzowej całkowicie nieznanymi. Opinie dotyczące znaczenia klinicznego odchyłek wykonawczych przybierają charakter spekulatywny, ponieważ formułowane są przy braku jakichkolwiek podstaw fizykalnych, tzn. bez znajomości wpływu odchyłek na obciążenia spoczynkowe.

Zwracają również uwagę powszechne problemy pęknięcia protez i niszczenia miękkich warstw podścielających przysparzają znacznych kosztów [228, 411-414]. Złamania górnych protez konwencjonalnych sięgają 14-15%. Odsetek uszkodzeń dolnych protez jest o połowę mniejszy i wynosi 7-9% [415]. Doraźną wytrzymałość na rozciąganie tworzyw akrylowych na protezy ocenia się na 48,0-62,5 MPa [416, 417], przy 1,2 % wydłużenia. Wytrzymałość na ściskanie jest odpowiednio większa, 76 MPa [417]. Obciążenia eksploatacyjne należą do cyklicznych. Konieczne jest zatem uwzględnienie wpływu czynników zmęczenia obniżających wytrzymałość. Przede wszystkim wpływu złożonego stanu naprężenia, amplitud cykli, spiętrzenia naprężeń na nieregularnych kształtach, mikrouszkodzeń powierzchniowych wynikających z użytkowania, a także wpływu środowiska jamy ustnej na procesy degradacji. Jako niebezpieczne przyjmuje się wartości naprężeń o 2/3 mniejsze w stosunku do wytrzymałości doraźnej, na poziomie 17,2 MPa przy 1,5 miliona cykli [416], chociaż można znaleźć mniejsze wartości wytrzymałości zmęczeniowej 12 MPa [418]. Dotychczasowe badania nie wyjaśniają przyczyn złamań dolnych protez w odcinku centralnym, do których dochodzi po stosunkowo krótkim okresie eksploatacji. Naprężenia ścisające wartości -7,5 MPa lub maksymalne naprężenia styczne $((\sigma_1 - \sigma_2)/2)$ około 2 MPa, które zmierzono w obszarze odcinka przedniego od strony językowej, w pracy [414], nie wyjaśniają złamań protez. Tymczasem złamania przebiegają zazwyczaj nie w płaszczyźnie przekroju siodła prostopadłym do łuku zębowego

protezy, lecz w płaszczyznach skośnie ustawionych. Należy przypuszczać, że sposób obciążenia protezy w badaniach *in vitro* nie odpowiada rzeczywistym obciążeniom eksploatacyjnym, jakim proteza jest poddawana w jamie ustnej. Stąd również, efekt wzmacniania protez włóknami wtapianymi wzdłuż siodła [7] może nie przynosić wzrostu wytrzymałości w oczekiwanym zakresie.

3. Teza, zakres i metodyka pracy

3.1. Geneza i wybór obszaru badań

Wiedza dotycząca wpływu czynników warunkujących biofunkcjonalność protez zębowych jest rozproszona w różnych obszarach tematycznych należących do dyscyplin naukowych operujących odmiennym warszatem badawczym. W relacji ze stanu aktualnego na tle problemów medycznych wyraźnie zarysowują się problemy inżynierskie. Punktem wyjścia do sformułowania problemu badawczego było wyróżnienie, na podstawie dokonanego przeglądu piśmiennictwa, przejawów niepożądanego oddziaływania całkowitych osiadających protez zębowych na tkanki, w tym:

- urazów błony śluzowej,
- dyskomfortu bólowego,
- przeciążeniowego zaniku wyrostka zębodołowego,
- niedostatecznej stabilności czynnościowej,
- efektów przeciążeń złączy i implantów, w tym zaniku kostnego tworzywa tkankowego w strefie przyszyjkowej implantu.

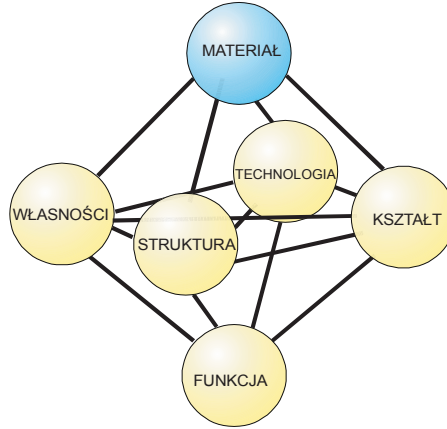
Cechy funkcjonalne protezy zależą od czynników natury biologicznej oraz natury technicznej. Można też dokonać innego podziału czynników na mechaniczne i materiałowe. W grupie czynników czysto mechanicznych znajduje się wydolność mięśni, a także kinematyka żuchwy, wynikająca z budowy anatomicznej narządu żucia (w tym stawów skroniowo-żuchwowych). U osób z uzębieniem naturalnym siła zgryzowa i wydolność żucia należą do czynników mechanicznych. Jak zauważono w przeglądzie piśmiennictwa, siła zgryzu i wydolność żucia przestają zależeć wyłącznie od potencjalnej wydolności mięśni w przypadku ingerencji materiałowych, jakimi są uzupełnienia protetyczne, zwłaszcza pracujące na podparciu błony śluzowej. W przypadku protez osiadających do czynników mechanicznych należą kształt powierzchni oporowej dla podparcia protezy oraz kształt powierzchni okluzyjnej. Pierwszy czynnik w zastanych osobniczych warunkach podłoża nie podlega ingerencji zewnętrznej. Drugi czynnik uzależniony jest od kształtu sztucznego uzębienia i ustawienia go w łuku zębowym w relacji względem powierzchni zębów przeciwstawnych, przede wszystkim jednak od indywidualnej sprawności mięśniowej, która wraz z wiekiem osób dotkniętych bezzębiem się zmniejsza. Stąd, w przypadku bezzębia, dotykającego zwłaszcza osoby starsze, uzyskanie powodzenia leczenia w znacznej mierze zależy od czynników materiałowych.

Zasady doboru materiałów i planowania konstrukcji protez, szczególnie w odniesieniu do zastanych indywidualnych warunków, dotyczą przeważnie aspektów biologicznych i walorów estetycznych, natomiast w sferze biozgodnego doboru materiału ze względu na obciążenia tkanek podpierających protezy, opierają się w głównej mierze na instrukcjach i zaleceniach sformułowanych na stosunkowo wysokim poziomie ogólności. Wobec wymienionych braków, w sposób typowy dla produktów wytwarzanych bez sformułowanych ścisłych zasad projektowania i doboru własności materiałów, poprawne funkcjonowanie protez podlega znacznej przypadkowości.

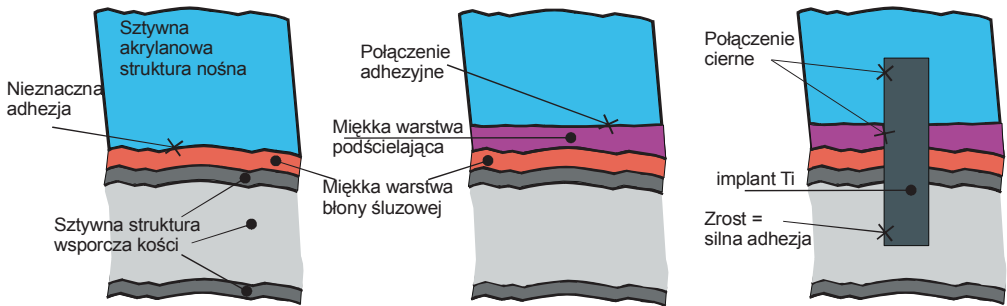
Postęp w protetyce stomatologicznej nierozzerwalnie związany jest z rozwojem nauki o materiałach i bazujących na nich nowych możliwościach w konstruowaniu protez. Zagadnienie projektowania własności tworzyw uzupełnień protetycznych ze względu na ich funkcjonalność należy do obszaru inżynierii materiałowej [21], obejmującej zbiór wzajemnych zależności, które tworzą paradygmat dyscypliny naukowej przedstawiany w postaci oktaedrycznego schematu – rys. 3.1 [419].

Zbiór wzajemnych zależności zbudowanych dla danego produktu (protezy zębowej) powinien pozwalać na uzyskanie pożądanych funkcji i własności użytkowych, poprzez zastosowanie właściwego materiału, wytworzonego w odpowiednio dobranym procesie technologicznym, który zapewnia wymagany kształt i inne cechy geometryczne, w tym tolerancje wymiarowe poszczególnych elementów warunkujące montaż i niezawodność działania, jak również kształtującym wymaganą strukturę materiału, zapewniającą oczekiwane własności mechaniczne, fizyczne i chemiczne produktów.

Wykazane znaczne braki dotyczące ścisłego (fizykalnego) opisu funkcjonowania protez osiadających, na skutek których zbiór współzależności przedstawiony na rysunku 3.1 jest niekompletny, stanowiły podstawę do wyboru problematyki pracy. Jako problem kluczowy, wpisujący się w paradygmat inżynierii materiałowej, uznano problem doboru i kształtowania własności materiałowych protez osiadających ze względu na wypełniane funkcje użytkowe protez. Podejście do struktur biologicznych jako tworzyw spełniających określone funkcje, pozwala na aktywne włączenie czynników biologicznych, jako czynników jednoznacznie wartościowanych fizykalnie i definiowalnych materiałowo. Wówczas do układu można podejść jak do struktury quasi-kompozytu warstwowego, którego specyfiką jest pełnienie funkcji w warunkach poślizgu [420] lub nawet utraty kontaktu pomiędzy warstwami tworzywa protezy a warstwą naturalnego tworzywa podłoża błony śluzowej – rys. 3.2.



Rysunek 3.1. Oktaedryczny schemat wzajemnych zależności warunkujących wytworzenie produktu (uzupełnienia protetycznego) spełniającego pożądane funkcje użytkowe [419]



Rysunek 3.2. Konfiguracje warstw materiałowych tworzących biologiczno-materiałowe układy quasi-kompozytowe tkanek współpracujących z protezami osiadającymi, różnicowane pod względem obciążeń tkanek

Cechą znaną biologiczno-materiałowego układu quasi-kompozytowego jest nieregularny kształt warstw materiałowych oraz możliwość zróżnicowania (planowania) wykorzystania nośności warstw tkanek zależnie od regulowanych własności warstw materiałowych. Również do implantu można podejść jak do rodzaju zbrojenia, przy czym sposób połączenia warstw protezy z implantem warunkuje nośność naturalnego tworzywa tkanek błony śluzowej oraz obciążenia kości otaczającej implant. Z tej pozycji, staje się możliwe udzielenie odpowiedzi na pytanie dlaczego własności materiałowe poszczególnych warstw, które wynikają z ich cech strukturalnych, nadających materiałom sprężystość oraz cech geometrycznych związanych z technologią wytwarzania (odchylek wykonawczych), jak również dlaczego własności

sprężyste naturalnego tworzywa tkanek i zdolność do przenoszenia obciążeń, warunkują podstawową cechę funkcjonalną, którą jest poziom wydolności czynnościowej, w tym komfort użytkowania protez.

Ze względu na znaczną gamę materiałów oraz rozwiązań konstrukcyjnych stosowanych w całkowitych protezach osiadających konieczne było przeprowadzenie analizy mającej na celu ukierunkowanie pracy na potencjał środków konstrukcyjno-mechanicznych lub potencjał środków materiałowych i wytyczenie obszaru zainteresowania. Zastosowana została w tym celu wielokryterialna analiza, bazująca na technice benchmarkingu proceduralnego, która umożliwia przekształcenie ukrytej lub mało precyzyjnej wiedzy jakościowej, dostępnej jedynie ekspertom, w otwartą wiedzę ilościową, pozwalającą na dokonanie wielokryterialnej oceny agregatywnej z wykorzystaniem skali przedziałowej [421-423]. Rozwiązania protez osiadających podzielono na 7 grup, różnicując je pod względem stosowanych materiałów i/lub liczby implantów. W pierwszej kolejności wyróżniono konwencjonalne „twarde” protezy akrylowe (CD), następnie konwencjonalne protezy podścielane warstwami miękkich tworzyw z grupy elastomerów (CD-P). W pozostałych grupach mieściły się protezy utrzymywane na 1 implancie (SID) lub 2 implantach (TID), które podzielono na utrzymywane za pomocą złączy standardowych komercyjnych (K), którym z powodu stosowanych materiałów i braku bocznej podatności przypisano oznaczenie „twardych” oraz utrzymywane za pomocą złączy elastomerowych (S), zezwalających na osiadanie protezy w kierunkach skośnych do osi implantu. Rozwiązania, w których implanty łączy się metalową belką (kładką), która stanowi miejsce przyłączenia protezy, były również włączone do analizy (TID-D). Przyjęte w budowie macierzy dendrologicznej szczegółowe kryteria oceny atrakcyjności i potencjału poszczególnych grup protez przedstawia tablica 3.

Przypisując określone wagi poszczególnym kryteriom, wprowadzono ich gradację, a następnie obliczono wartości ważone dla poszczególnych kryteriów, które po zsumowaniu stanowiły podstawę analizy porównawczej rozwiązań protez – tablica 4. Wśród kryteriów oceny potencjału cenie postępowania protetycznego (kryterium 1) przypisano wagę 0,5, chociaż w praktyce kryterium cenowemu wydaje się odpowiadać jeszcze wyższa waga. Kryterium 2 warunków podłoża ujmuje poziom przewidywanego sukcesu klinicznego stosowania rodzaju protezy w odniesieniu do zastanych warunków osobniczych związanych z zanikiem wyrostków zębodołowych. Kryterium 3 wartościuje rozwiązania pod względem trwałości. Znaczną wagę przypisano kryterium 4 technologiczności, które obejmuje czynności i materiały konieczne

Tablica 3. Kryteria oceny potencjału i atrakcyjności grup protez poddanych ocenie wpływu konstrukcji lub materiałów na perspektywy najszerszego zastosowania

Potencjał		Waga
Kryterium 1	Koszt	0,50
Kryterium 2	Warunki podłoża	0,15
Kryterium 3	Trwałość	0,10
Kryterium 4	Materiał i technologiczność	0,20
Kryterium 5	Podatność eksploatacyjna	0,05
Atrakcyjność		Waga
Kryterium 1	Komfort użytkowania bez odczuć bólowych i urazów	0,30
Kryterium 2	Inwazyjność postępowania	0,15
Kryterium 3	Stabilizacja	0,20
Kryterium 4	Wydolność żucia	0,15
Kryterium 5	Technologia utrzymania na podłożu	0,20

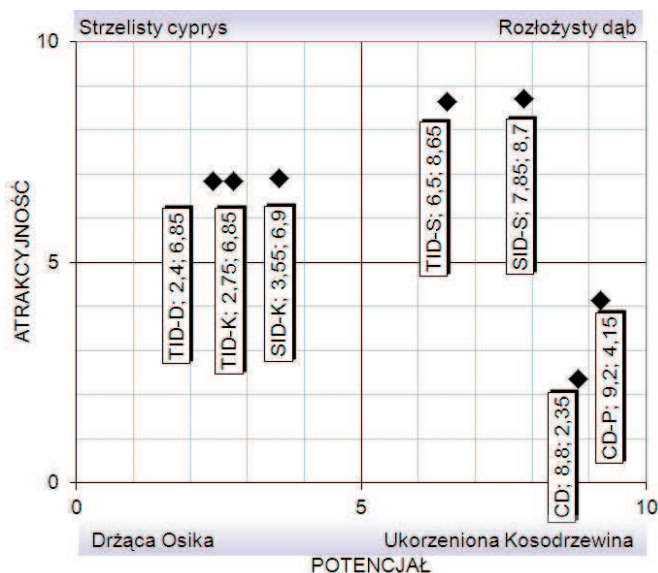
Tablica 4. Wyniki wielokryterialnej analizy grup protez

Symbol	Grupa protez	Potencjał						Atrakcyjność					
		Kryterium 1	Kryterium 2	Kryterium 3	Kryterium 4	Kryterium 5	Srednia ważona	Kryterium 1	Kryterium 2	Kryterium 3	Kryterium 4	Kryterium 5	Srednia ważona
CD	Konwencjonalne „twarde”	5	0,3	1	2	0,5	8,8	0,3	1,5	0,2	0,15	0,2	2,35
CD-P	Konwencjonalne z warstwą elastyczną	4,5	1,5	0,9	1,8	0,5	9,2	1,2	1,5	0,4	0,45	0,6	4,15
TID-K	„Twarde” z 2 implantami	1,0	0,9	0,2	0,6	0,05	2,75	2,4	0,75	1,2	1,5	1,0	6,85
TID-D	„Twarde” z metalową belką	0,5	1,05	0,2	0,6	0,05	2,4	2,4	0,75	1,2	1,5	1,0	6,85
SID-K	„Twarde” z 1 implantem	1,5	1,05	0,1	0,8	0,1	3,55	2,4	1,2	1,2	1,5	0,6	6,9
TID-S	Elastycznie przyłączone do 2 implantów	2,5	1,2	0,9	1,4	0,5	6,5	2,4	0,75	2,0	1,5	2,0	8,65
SID-S	Elastycznie przyłączone do 1 implantu	3,5	1,35	0,9	1,6	0,5	7,85	2,4	1,2	1,8	1,5	1,8	8,7

w postępowaniu protetycznym, wartościujące rozwiązania pod względem zapatrywania protetyka (wykonawcy) na złożoność realizacji postępowania (procesu wykonawstwa). Kryterium 5 podatności eksploatacyjnej wartościuje łatwość obsługi i usuwania niesprawności.

W kryteriach atrakcyjności największą wagę przypisano czynnikom uznawanym za najistotniejsze pod względem efektów leczenia, mianowicie poziomowi komfortu związanego z bólem i urazami (kryterium 1), następnie oczekiwanym efektem stabilizacji protez na podłożu (kryterium 3). Uwzględniono również inwazyjność postępowania (kryterium 2), która w praktyce okazuje się istotnym kryterium [424], ponieważ implantacja budzi u przeważającej liczby osób znaczne obawy, zwłaszcza w przypadku rozległej ingerencji chirurgicznej w technice odplatowania błony śluzowej lub konieczności odbudowy („podnoszenia”) zanikłych wyrostków zębodołowych. Mniejszą wagę przypisano wydolności żucia (kryterium 4), przyjmując, że bezzębnemu pacjentowi w momencie planowania leczenia trudno wartościować protezy pod tym względem. Kryterium 5 wartościuje rozwiązania pod względem oczekiwań pacjenta wobec technologii utrzymania protez na podłożu.

Wyniki analizy przedstawiono w postaci graficznej na rysunku 3.3. Analiza wielokryterialna ujawniła, że najlepsze perspektywy szerokiego zastosowania są związane z tworzywami elastomerowymi, zwłaszcza z wykorzystaniem ich na złącza utrzymujące protezy na pojedynczym implancie. W przypadku protez konwencjonalnych stwierdzono znaczny wpływ podścielania na wzrost atrakcyjności. W przypadku protez utrzymywanych na implantach elastomerowe złącza zdecydowały nie tylko o wzroście atrakcyjności, ale również znacznie zwiększyły potencjał.



Rysunek 3.3. Graficzna prezentacja wyników analizy wielokryterialnej

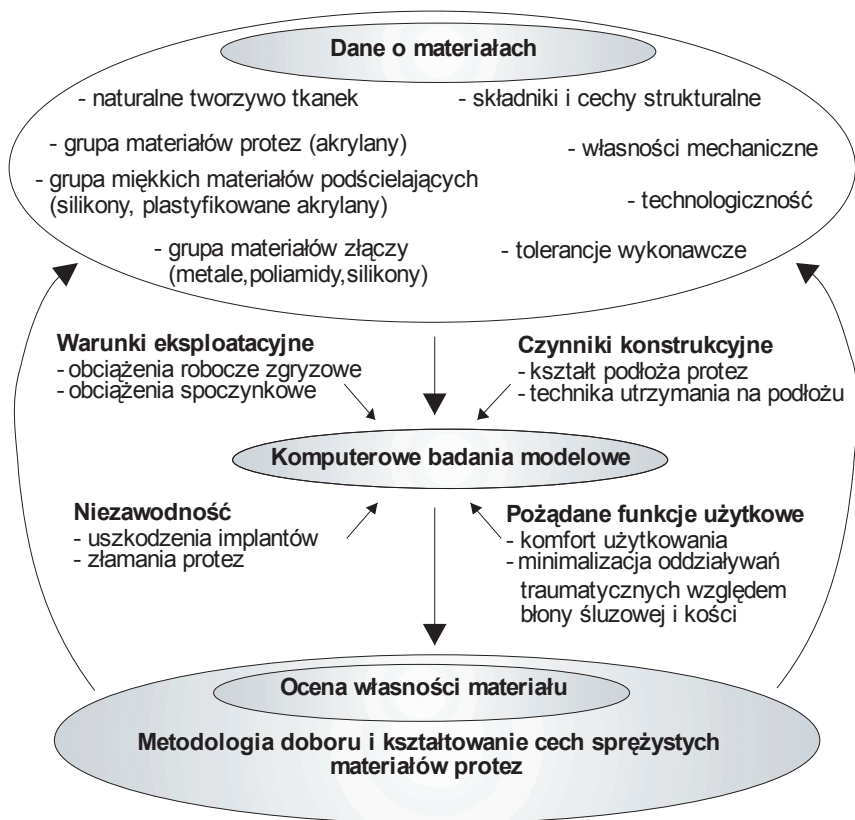
Zbliżony poziom atrakcyjności dla rozwiązań protez utrzymywanych na implantach, znacząco różniących się konstrukcyjnie ze względu na liczbę jednego, dwóch implantów lub obecność metalowej belki, wskazuje wyraźnie, że zainteresowanie w głównej mierze powinno zostać skoncentrowane na aspektach materiałowych, szczególnie projektowania materiałowego własności użytkowych tworzyw elastomerowych.

3.2. Teza, cel i zakres pracy

Zbiór pojęć tworzących paradygmat dyscypliny naukowej jest twórczy poznawczo, jeżeli daje możliwość tworzenia teorii szczegółowych zgodnych ze znanymi faktami [425]. Wykazane braki podstaw w metodologii projektowania materiałowego protez osiadających wytyczyły cel pracy:

Celem pracy było dokonanie oceny w mierze obciążeń błony śluzowej i implantów wzajemnych zależności pomiędzy wydolnością czynnościową i komfortem użytkowania całkowitej protezy osiadającej, a cechami strukturalnymi warunkującymi sprężystość materiałów, tworzących warstwy biologiczno-materiałowy quasi-kompozytowy układ protezy pracującej na podłożu, w tym sprężystość naturalnego tworzywa tkanek i zdolność do przenoszenia obciążeń oraz cechami geometrycznymi (tolerancjami wykonawczymi) związanymi z technologią wytwarzania.

Dokonanie ścisłego opisu zależności przyczynowo-skutkowych (uwarunkowania materiałowe – wydolność czynnościowa protezy) na podstawie badań prowadzonych w jamie ustnej nie było jak dotąd możliwe. Należy zauważyć, że trudność osiągnięcia celu wynika ze złożonych współzależności, których wyodrębnienie i prześledzenie w układzie rzeczywistym jest niemożliwe. W ocenie własności materiałów protez lub implantów ze względu na ich biofunkcjonalność, najlepsze efekty dają narzędzia komputerowej nauki o materiałach. Modelowe badania materiałów w symulowanych numerycznie warunkach obciążeń eksploatacyjnych wybrano jako narzędzie badawcze. Zagadnienie oceny materiałów protez sformułowano na podstawie wyróżnionych w aktualnym stanie wiedzy uwarunkowań wydolności czynnościowej protez – rys. 3.4. Oryginalne podejście do zagadnienia badań materiałów polegało na przyjęciu jako podstawy ich oceny, zjawisk przenoszenia obciążeń eksploatacyjnych w trakcie podstawowych funkcji spełnianych przez protezy w jamie ustnej: funkcji żucia lub użytkowania spoczynkowego (poza funkcją rozdrabniania pokarmów), które w sposób od siebie niezależny warunkują wydolność czynnościową protezy.



Rysunek. 3.4. Zagadnienie komputerowej oceny i doboru materiałów protez w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych

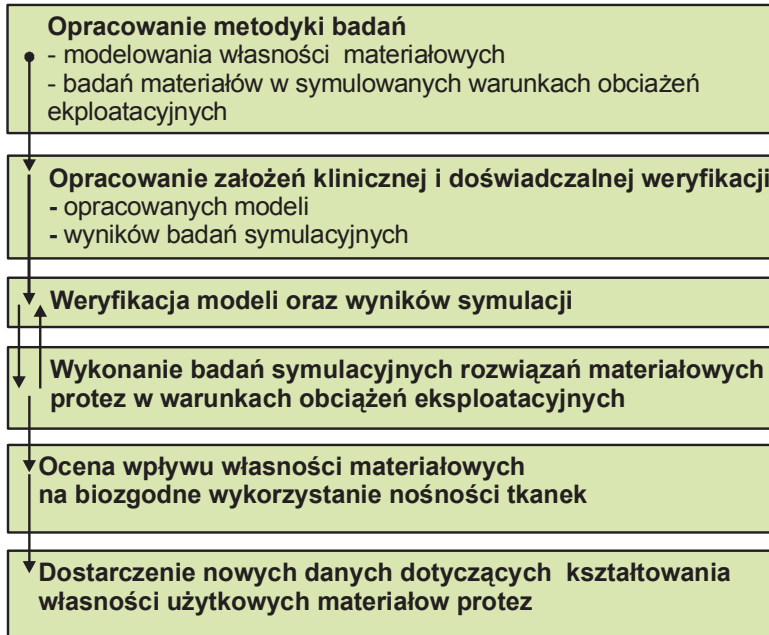
Osadzenie zagadnienia oceny biozgodnego doboru materiałów protez ze względu na analizę nośności naturalnego tworzywa tkanek w komputerowej nauce o materiałach pozwoliło na postawienie tezy pracy:

Projektowanie cech funkcjonalnych materiałów osiadających protez zębowych w kryteriach nośności naturalnego tworzywa tkanek podpierających protezy jest możliwe na podstawie komputerowych badań uwarunkowań materiałowych przenoszonych obciążeń eksploatacyjnych.

Pole weryfikacji postawionej tezy stanowiła realizacja użytecznego (technicznego) celu pracy, który wytyczyła potrzeba społeczna polepszenia wydolności czynnościowej całkowitych protez osiadających, zwłaszcza w przypadkach ekstremalnych oddziaływań mechanicznych na tkanki podłoża błony śluzowej lub tkankę kostną wokół implantów:

Dobór cech sprężystych tworzyw silikonowych dla warstwy podścielającej i złączy utrzymujących dolną protezę na implantach zapewnia poprawę wydolności czynnościowej protezy, zwłaszcza w przypadku ekonomicznych rozwiązań protez utrzymywanych wyłącznie za pomocą pojedynczego implantu, pracujących w niekorzystnych warunkach posadowienia.

Wobec założonych celów pracy ustalony został zakres i ogólny plan pracy:



3.3. Założenia metodologii komputerowych badań symulacyjnych materiałów w kryteriach nośności tkanek

Dotychczasowe próby doświadczalnych i numerycznych symulacyjnych badań protez znamionują nadmierne uproszczenia, które w istotny sposób ograniczają możliwość odniesienia wyników badań do rzeczywistych sytuacji występujących w jamie ustnej. Obiektywizacja dyskomfortu odczuć bólowych stwarza konieczność oceny nie tylko wartości nacisków pod protezą. Urazy cierne zalicza się do głównych niepożądanych oddziaływań protez osiadających, stąd uznano, że konieczne jest dokonanie oceny efektów ciernych, szczególnie w warunkach przemieszczeń protezy względem podłoża podczas destabilizacji siłami żucia.

W badaniach symulacyjnych zastosowano numeryczne nieliniowe sformułowanie MES dużych przemieszczeń z uwzględnieniem odrywania lub poślizgu protezy po podłożu błony

śluzowej oraz możliwości stabilizacji poprzez kontakt skrzydła balansującego z protezą przeciwną lub stabilizacji poprzez implanty. Zjawiska towarzyszące obciążeniom eksploatacyjnym podczas żucia modelowano z odwzorowaniem typowych sytuacji destabilizacji protezy skośnymi siłami okluzyjnymi, natomiast obciążenia towarzyszące użytkowaniu spoczynkowemu protezy symulowano wprowadzając przeciętne odchyłki technologii wykonawstwa, które generują ucisk podłoża i „naciągi” spoczynkowe implantów.

Tablica 5 zawiera zestawienie warunków obciążeń eksploatacyjnych uwzględnianych w badaniach materiałów protez oraz wielkości fizyczne, które przyjęto jako kryteria analizy nośności tkanek. Metodykę projektowania materiałowego i badań w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych przedstawiono szczegółowo w kolejnych rozdziałach.

Tablica 5. Zestawienie symulowanych warunków obciążeń eksploatacyjnych i kryteriów analizy nośności tkanek

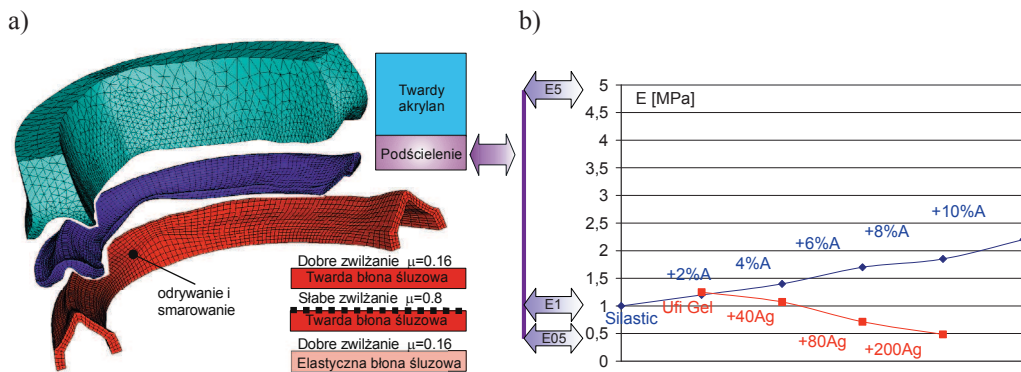
Czynność żucia →	» Siły okluzyjne » pionowa V100N » skośna B30N » skośna B100N
	» Stabilizacja na kontakcie balansującym » Z dystansem 1-5 mm » Z przesuwem lub bez przesuwu
	» Adhezja do błony śluzowej
	» Stabilizacja językiem
Kryteria oceny wydolności żucia	» Naprężenia kontaktowe normalne σ_N i styczne wraz z wielkością poślizgu P po powierzchni błony śluzowej (pracy tarcia W_T) » Naprężenia zastępcze Tresca-Guesta (σ_{T-G}) » Przemieszczenia protezy U » Siła reakcji na kontakcie balansującym R » Pionowa reakcja podłoża RMM jako pionowa składowa sił mięśniowych » Obciążenia implantów: siła osiowa F_Z (pionowa) i poprzeczna R_L (boczna) w złączach
Czynność użytkowania spoczynkowego →	» Wcisk / Luz 0.1 mm na wybranym lewym skrzydle protezy
	» Odchyłki pozycjonowania złączy względem implantów » Pionowe V » Poziome H
	» Okluzja spoczynkowa z poślizgiem (UZ=O) » Bez poślizgu (FIX) » Bez okluzji (dyskluzja)
Kryteria oceny wydolności spoczynkowej	» Naprężenia kontaktowe normalne σ_N na powierzchni błony śluzowej » Naprężenia zastępcze Tresca-Guesta (σ_{T-G}) » Obciążenia implantów: siła osiowa F_Z (pionowa) i poprzeczna R_L (boczna) w złączach » Pionowa reakcja podłoża RMM jako pionowa składowa sił mięśniowych w pozycji zaguzkowania centrycznego

3.4. Metodyka projektowania materiałowego badanych protez osiadających

Własności materiałowe poszczególnych warstw rozważanego biologiczno-materiałowego układu quasi-kompozytowego, w tym warstwy błony śluzowej, warunkują funkcjonalność protezy – wydolność czynnościową w trakcie pełnienia funkcji. Modelowanie MES złożonych układów wiąże się z koniecznością wyróżnienia cech, które w rozważanym przypadku mają decydujący wpływ na analizowane zjawiska [23, 28, 426]. Pominięcie lub zaniedbanie w modelu istotnych cech układu rzeczywistego zasadniczo wpływa na wyniki. Z drugiej strony, nadmierna złożoność modelu zazwyczaj komplikuje obliczenia. Podstawową kwestię stanowi sformułowanie modelu efektywnego, który umożliwi przeprowadzenie symulacji dostarczających wartości poznawczych i jednocześnie użytecznych z punktu widzenia polepszenia efektów leczenia za pomocą protez osiadających. W obliczeniach przyjęto uproszczony izotropowy liniowo-sprężysty model zachowania mechanicznego tkanek i materiałów [84, 85, 427].

Możliwość tworzenia na podstawie tezy szczegółowych teorii poznawczych w obszarze metodologii materiałowego projektowania protez weryfikowano na przykładzie grupy twardych tworzyw akrylowych i elastomerowych protez konwencjonalnych, a także tworzyw złączy implantologicznych z grupy miękkich tworzyw silikonowych lub twardych metalicznych i polimerowych o module sprężystości podłużnej zbliżonym lub wyższym niż tworzywa akrylowe. Grupy tworzyw wybrano do badań ze względu na użytkowy cel pracy na podstawie wielokryterialnej analizy (rozdz. 3.1; rys.3.3). Zróżnicowanie twardych tworzyw akrylowych (warstwy struktury nośnej protezy) nie stanowiło obszaru zainteresowania. Tworzywo akrylowe warstwy nośnej opisano wartością modułu sprężystości podłużnej Younga $E = 2000 \text{ MPa}$ i współczynnika Poissona $\nu = 0,3$.

Na rysunku 3.5a przedstawiano model 3-warstwowego biologiczno-materiałowego układu quasi-kompozytowego, w którym twarde siodła protezy zostały oddzielone od błony śluzowej warstwą miękkiego materiału podścielającego. Do badań modelowych wytypowano protezę dolną, wychodząc z założenia, że niepowodzenia leczenia przeważnie dotyczą bezzębia żuchwy [428, 429]. Warstwę wprowadzono w standardowy sposób, tzn. „kosztem” około 2 mm grubości twardej akrylowej struktury nośnej sioseł. Ostre krawędzie akrylowych sioseł zostały zaokrąglone, zgodnie z postępowaniem poprzedzającym podścielenie, mającym na celu zmniejszenie efektów odwarstwiania podścielenia na obrzeżach.



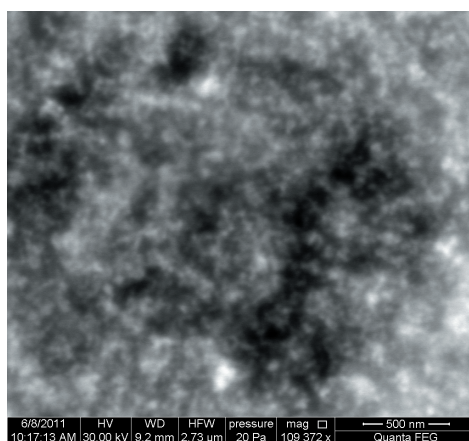
Rysunek 3.5. Model numeryczny 3-warstwowego biologiczno-materiałowego quasi-kompozytowego układu błony śluzowej współpracującej z akrylową strukturą nośną protezy podścielanej elastomerem (a) projektowanym pod względem typu elastomeru lub udziału nanowypełniaczy wg [269] i [254] lub (b) wg poniższej tablicy 6

Związek cech strukturalnych miękkich materiałów do podścielen z czynnikami wydolności czynnościowej protez badano dla zestawu wybranych materiałów podścielających opisanych stopniami twardości w skali Shore A lub bezpośrednio umownym modulem sprężystości podłużnej (Tablica 6), odwzorowując w modelu projektowany materiał poprzez zmiany wartości modułu Younga w zakresie $E = 5$ MPa, 1 MPa oraz 0,5 MPa, przy współczynniku Poissona $\nu = 0,48$ – rys. 3.5b. W stosunku do materiału zdolnego do większych odkształceń sprężystych przyjęto określenie materiału bardziej elastycznego (ze względu na termin stanu wysokiej elastyczności elastomerów).

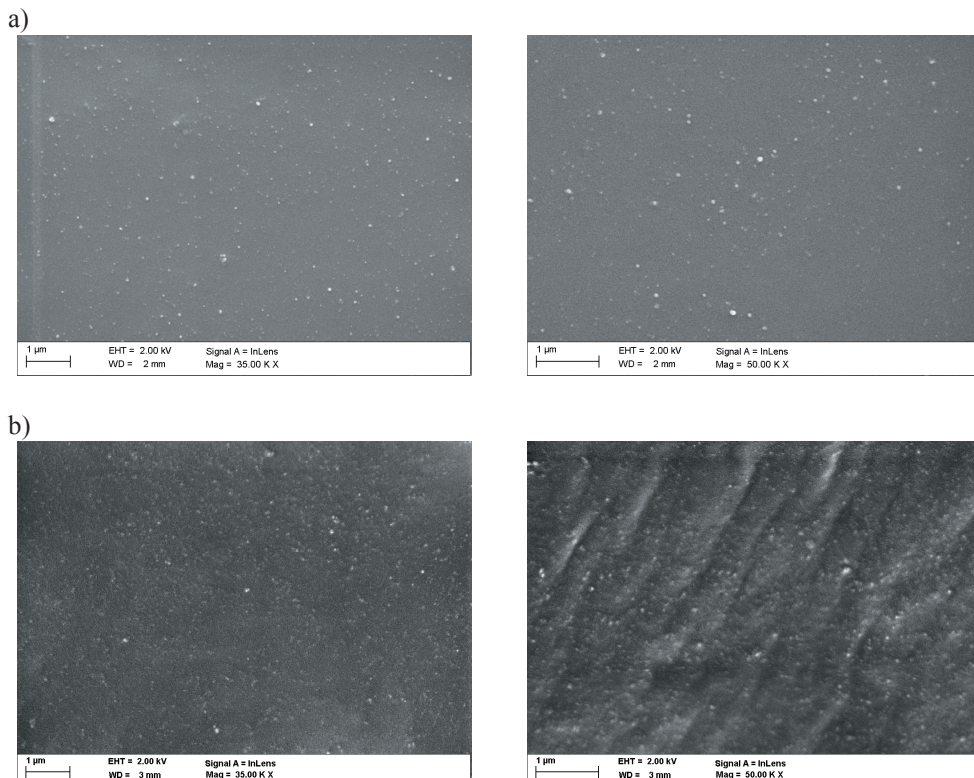
Dla silikonowych tworzyw Silastic (MDX4-4210) oraz Ufi Gel podane zostały charakterystyki wpływu udziału nanowypełniaczy na cechy sprężyste, odpowiednio nanokrzemionki (AEROSIL® R 812S) [269] lub nanosrebra [254]. Rysunek 3.6 przedstawia nanocząstki srebra wprowadzone do tworzywa silikonowego Ufi Gel metodą rozpuszczalnikową [254]. Zbadano również możliwość przygotowania w warunkach pracowni techniki dentystycznej kompozycji zawierających hydrofobową nanokrzemionkę (AEROSIL R 812, Evonik Degussa) w ilości 1%, 2,5 %, 5 % oraz 10 % wag. dla wybranego tworzywa silikonowego GC Reline ExtraSoft. Struktury tworzyw o narastającej ilości nanokrzemionki przedstawiono na rysunku 3.7 i rysunku 3.8. Dyspersja nanokrzemionki była równomierna, przy czym powstały niewielkie agregacje o wielkości kilkudziesięciu nm.

Tablica 6. Zestawienie materiałów podścielających wg narastającej twardości

Material podścielający	Twardość Shore A, °Sh	Moduł spręż. podłuż. E, MPa	Poz. lit.
Visco-gel (akryl)	8	0,35	[430]
GC Soft-Line (akryl)	10	0,42	[430]
Permasoft (akryl samopolimeryzujący)	20	0,70	[431]
Tokuyama soft (silikon samopolimeryzujący)	22	0,80	[431]
Mollosil Plus (silikon samopolimeryzujący)	29,3	1,11	[265]
Epiform flex	30,2	1,16	[265]
Dentusil (winyłowy silikon)	32,9	1,29	[265]
Sofreliner (samopolimer)	33,2	1,30	[265]
Novus (fluoroelastomer)		1,50	[265]
Episil-E	38,3	1,59	[265]
Evatouch Super (silikon)	40	1,70	[432]
Ufi Gel C (silikon)	41,6	1,80	[251]
Molloplast-B (silikon polimeryzujący na gorąco)	41,8	1,82	[432]
Tokuyama medium soft	42,1	1,84	[432]
MB Detax (silikon)	42,8	1,88	[433]
GC extra (winyłowy silikon)	42,9	1,89	[434]
Flexibase (silikon samopolimeryzujący)		1,96	[435]
Vertex Dental (akryl etylowy)	47,7	2,26	[435]
Flexor (akryl/silikon polimeryzujący na gorąco)		2,52	[435]
Clearfit LC (isopren światłoutwardzalny)	56,2	3,12	[436]
GC soft (akryl polimeryzujący na gorąco)	56,3	3,13	[437]
Mucopren (winyłowy silikon)	57,5	3,28	[251]
Coe Super Soft (akryl polimeryzujący na gorąco)		3,49	[435]
Odontosil (silikon)	60,8	3,74	[434]
Soften (samopolimeryzujący akryl)	76,8	7,80	[432]
Super-soft (akryl polimeryzujący na gorąco)	78	8,34	[432]



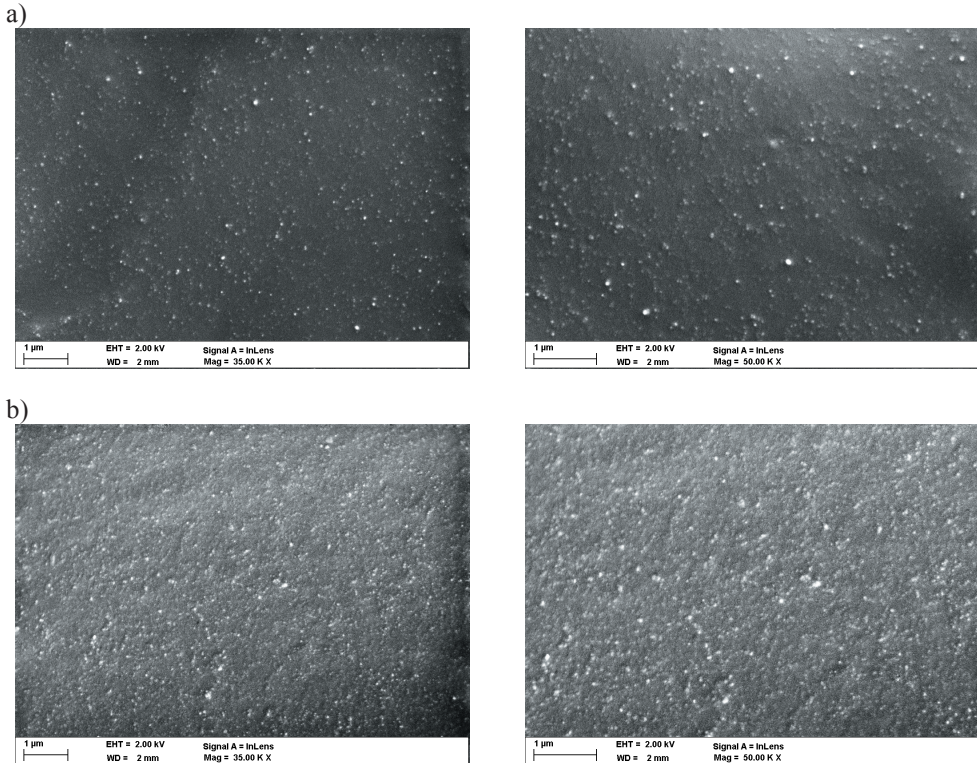
Rysunek 3.6. Tworzywo silikonowe Ufi Gel SC polepszone cząstkami nano-srebra metodą rozpuszczalnikową [254] (STEM)



Rysunek 3.7. Struktury tworzywa silikonowego (GC Reline ExtraSoft) z dodatkiem nanokrzemionki: (a) 1 % wag., (b) 2.5% wag. (Przełom w ciekłym azocie, napylenie 5 μm platyny)

Tablica 7 zawiera zestawienie wytypowanych do badań 2- i 3-warstwowych quasi-kompozytowych układów, w których protezy bez podścielenia oznaczono „BP”. Badane elastomerowe tworzywa z racji pełnionej funkcji oraz cech sprężystych oznaczono odpowiednio jako podścielenie „E05”, „E1” oraz „E5”.

Warunki posadowienia protez cechuje znaczna zmienność osobnicza. Do badań modelowych wytypowano warunki posadowienia, dla których obserwuje się oznaki braku biozgodnego zachowania protez, manifestujące się nasileniem dolegliwości bólowych ze strony tkanek miękkich. Błona śluzowa podłoża protetycznego wykazuje zakres zmienności modułu sprężystości podłużnej Younga $E = 3,89 \pm 1,46$ MPa [140], chociaż podaje się mniejsze wartości $E = 1$ MPa i $\nu = 0,37$ [371].



Rysunek 3.8. Struktury tworzywa silikonowego (GC Reline ExtraSoft) z dodatkiem nanokrzemionki: (a) 5% wag., (b) 10% wag. (Przełom w ciekłym azocie, napylenie 5 μm platyny)

Tablica 7. Zestawienie badanych materiałów w grupie protez konwencjonalnych

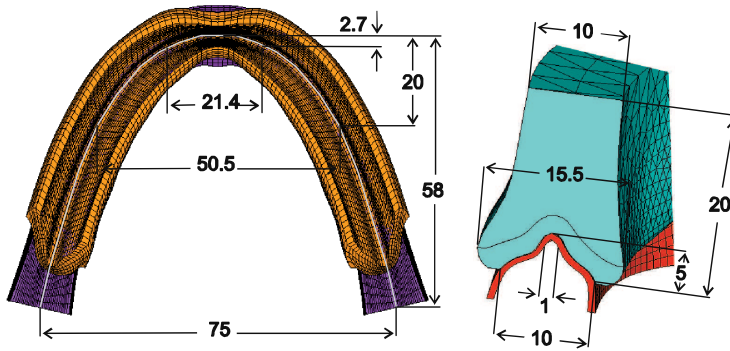
Proteza →	Twarda „BP”	Podścielana „P”		
Tworzywo Protez	Twarde akryle	Np. Silikon Ufi Gel (+20-200 ppm Ag) [254]; Silikon Silastic (+2-10 Aerosil) [269]		
Tworzywo błony śluzowej	Twarda			
	Dobre zwilżanie $\mu = 0,16$			
	Słabe zwilżanie $\mu = 0,8$			
Elastyczna				
↓ Model numeryczny ↓	↓	↓		
2- lub 3-warstwowy z odrywaniem i poślizgiem po błonie śluzowej				

Dla błony śluzowej wykazującej gorszą resiliencję, tzw. „twardej”, przyjęcie większego modułu sprężystości lepiej odwzorowuje hipersprężyste „usztynwienie” charakterystyki. W badaniach przyjmowano następujące własności materiałowe modułu sprężystości podłużnej oraz współczynnika Poissona naturalnego tworzywa tkanek:

- dla błony śluzowej $E = 5 \text{ MPa}$ i $\nu = 0,48$ (błona „twarda” [140]) lub $E = 1 \text{ MPa}$ i $\nu = 0,37$ (błona elastyczna [371]),
- ze względu na nieporównywalnie większą sztywność kości żuchwy w stosunku do warstwy błony śluzowej (dla tkanki kości korowej $E = 12\,000 \text{ MPa}$, $\nu = 0,3$; kości gąbczastej $E = 500 \text{ MPa}$, $\nu = 0,3$ [18, 23] na podstawie badań pilotażowych kość została wyeliminowana z obliczeń. W pilotażowych testach porównane zostały dwa modele. W pierwszym geometria kości żuchwy (korowej i gąbczastej) została odwzorowana w pełni, aż do przekroju oddalonego w kierunku kąta żuchwy na 20 mm w tył poza zakończenia skrzydeł protezy. Ostatnie przekroje przez obydwie gałęzie żuchwy (w płaszczyźnie równoległej do czołowej) stanowiły miejsce sztywnego podparcia modelu. W drugim testowanym modelu kość całkowicie wyeliminowano z obliczeń poprzez założenie sztywnego podparcia tkanki miękkiej bezpośrednio na powierzchni połączenia z kością. Analizy testujące powyższe założenie modelowe wykazały niewielki wpływ ugięcia kości na obciążenia tkanki miękkiej, które stanowiły obszar zainteresowania pracy.

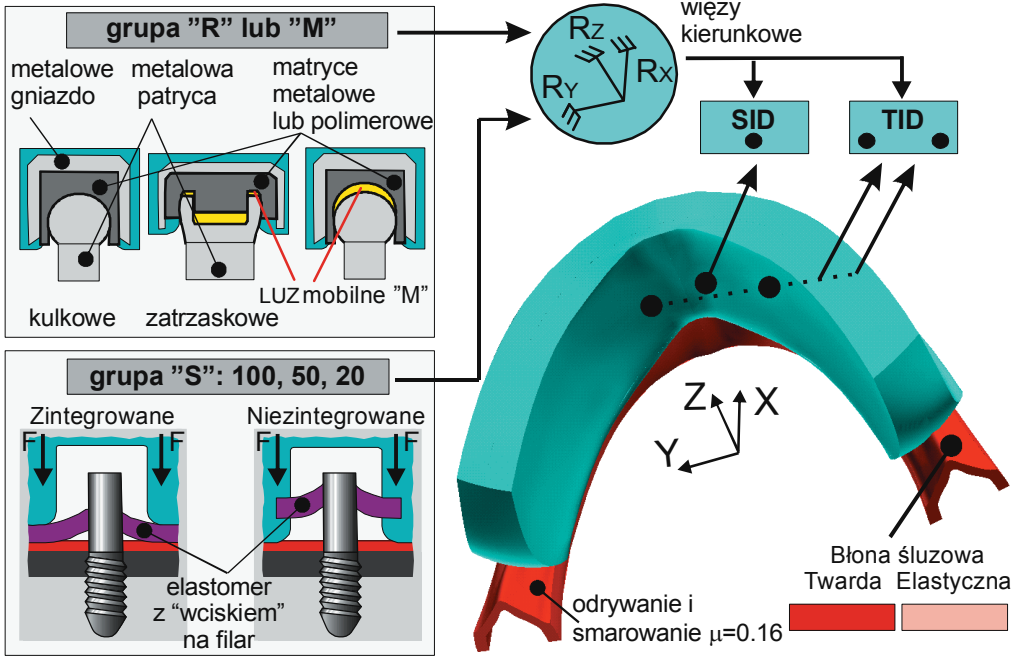
Biologiczno-anatomiczne uwarunkowania pracy quasi-kompozytowego układu, które przedstawiono na rysunku 3.9, stanowiły podstawę do sprecyzowania warunków brzegowych sformułowania modelowego. Przyjęto bezzębne wyrostki, których szczyty nie są obłe, ale w wyniku procesów zanikowych tworzą ostry grzbiet („wyrostki szablaste”), przy stosunkowo niewielkiej powierzchni oporowej stoków wyrostka i zasięgu obszaru podparcia protezy. Założono przypadek błony śluzowej odznaczającej się szczególnie małą grubością 0,5 mm. Charakterystyczne „szablaste” formy wyrostków oraz niepodatna „twarda” błona śluzowa tworzą ekstremalnie niekorzystne warunki posadowienia i kwalifikują model do prowadzenia badań skuteczności miękkich materiałów podścielających do eliminacji urazów błony śluzowej, jak również wspomagania wydolności czynnościowej protezy za pomocą implantologicznej stabilizacji.

Rekonstrukcji biologicznych warstw podłoża dokonano na podstawie danych dostępnych w piśmiennictwie [118, 438], pomiarów kilkunastu modeli gipsowych oraz obrazów tomograficznych charakteryzujących się ostrymi szczytami wyrostków. Zrezygnowano z metody



Rysunek 3.9. Biologiczno-anatomiczne niekorzystne warunki pracy precyzujące warunki brzegowe sformułowania modelowego

komputerowej automatycznej rekonstrukcji modeli na podstawie komputerowej tomografii, ponieważ metodyka wprowadza konieczność poddania organizmów promieniowaniu (zgodny komisji bioetycznej) oraz poszukiwania osobniczych przypadków reprezentujących warunki podłoża wytypowane do badań. Model numeryczny został przygotowany częściowo w oprogramowaniu AUTODESK INVENTOR™, a częściowo w specjalistycznym oprogramowaniu JAW3D PRO [439], które posiada unikatową funkcję budowy brył opartych na krzywych, konstruowanych na płaskich obrazach (tomograficznych lub dowolnych obrazach np. skanowania przekrojów modeli gipsowych) bezpośrednio w środowisku preprocesora graficznego programu obliczeniowego MES ANSYS™ (APDL). W pierwszej kolejności skonstruowane zostały kontury w przekrojach prostopadłych do łuku żuchwy. Poprzez wybrane charakterystyczne punkty konturów poprowadzono przestrzenne krzywe wzdłuż łuku żuchwy. Przygotowane krzywe posłużyły do konstrukcji wzdłuż nich powierzchni wyciągnięcia po konturach przekrojowych. Na podstawie powierzchni zbudowane zostały bryły. Dla akrylowej struktury nośnej siodeł przyjęto grubość z górnego zakresu, gdyż wysokie położenie płaszczyzny okluzyjnej stwarza niekorzystne warunki obciążeniowe układu. Na obecnym etapie badań przyjęto, że wskazane jest stopniowe analizowanie kolejnych oddziaływań i zrezygnowano z odwzorowania detali konstrukcyjnych. Zaniedbano czynniki konstrukcyjne nieregularnej grubości błony śluzowej wzdłuż łuku żuchwy. Odwzorowując bryłę protezy uproszczono kształty sztucznych zębów, gdyż nieregularne powierzchnie guzkowe wprowadzałyby losowe oddziaływania reakcji stykowych, zaburzając tym samym możliwość jednoznacznej oceny oddziaływań stykowych pomiędzy biologiczną warstwą błony śluzowej i materiałem protezy.



Rysunek 3.10. Badane grupy materiałowe złączy i sposób ich zastąpienia w modelu przez więzy kierunkowe o sztywności poziomej (bocznej R_x, R_y) i pionowej (R_z) regulowanej własnościami materiałowymi w przypadku pojedynczej (SID) lub podwójnej (TID) stabilizacji implantologicznej

Opracowany model numeryczny zastosowano do analizy nośności tkanek naturalnych w wielowarstwowych quasi-kompozytowych układach biologiczno-materiałowych protez stabilizowanych implantologicznie. Mała powierzchnia oporowa dla przyjętych w modelu zanikłych stoków wyrostków i wysokie położenie powierzchni okluzyjnej, które wprowadza większe ramię poziomej składowej siły okluzyjnej, wyważającej protezę na podłożu, stanowią, że model jest właściwy do wykonania badań, ponieważ wprowadzają szczególnie niekorzystne warunki obciążenia implantów wraz ze strefą ich kotwienia w kości. W pracy zaproponowano uniwersalne podejście do modelowania obciążeń implantów i złączy protez, pozwalające na wyznaczanie obciążeń podpór implantologicznych bez konieczności konstruowania detali złączy i implantów, które skutkuje problemami z uzyskaniem zbieżności obliczeń. Złącza stanowią dla protezy więzy podporowe [82], które w zależności od ich liczebności, rozlokowania i sztywności ograniczają przemieszczenia protezy. Wykorzystując wymieniony fakt, w miejsce konstrukcji i materiałów złączy, wprowadzono przedstawione na rysunku 3.10

więzy kierunkowe, które ograniczały swobodę przemieszczeń protezy zgodnie z zasadami działania i użytego materiału złącza [82, 348, 383, 459].

Więzy zastępujące w modelu złącza zlokalizowano względem siebie w obszarze odcinka przedniego w odległości 25 mm, adekwatnej do przeciętnie występującej w układzie rzeczywistym. Względem powierzchni błony śluzowej przyjęto odległość 2 mm, co wraz z 0,5 mm grubością błony śluzowej, dawało 2,5 mm ramienia momentu zginającego implant. Uniwersalny charakter podejścia polega na możliwości zaniedbania w analizie szczegółów różnicowania konstrukcyjnego i przeniesienia problemu w obszar projektowania materiałowego, który pozwala na jednoznaczną ocenę, które materiały znacząco wpływają na wydolność czynnościową. Zazwyczaj badania wykonywane przy pełnym odwzorowaniu konstrukcji implantologicznych prowadzą do dezinformacji w kluczowej kwestii wpływu własności materiałowych protezy, złącza i warunków posadowienia na wartości sił przejmowanych przez implanty. Wynika to z faktu, że porównywane są wartości naprężeń w tkance kostnej otaczającej implant, które zależą nie tylko od cech złączy, ale od ramienia sił bocznych, czyli cech konstrukcyjnych implantu i łącznika, jak również od średnicy samego implantu. Tymczasem, ocena naprężeń w tkance kostnej wokół implantu sprowadza się do przyjęcia kształtu implantu, następnie modelu podłoża kostnego oraz modelu interakcji na granicy implant kość. Zagadnienie należy do stosunkowo dobrze poznanych [440, 441], w tym z uwzględnieniem zjawisk kontaktowych [442, 443], anizotropii tkanki kostnej [444] oraz odległej prognozy gęstości tkanki kostnej w otoczeniu implantu [445]. O wyniku analizy wytrzymałościowej konstrukcji implantologicznej oraz tkanki kostnej otaczającej implanty decyduje wynik zagadnienia podejmowanego w tej pracy. W dotychczasowych próbach modelowego podejścia do zagadnienia [82, 348, 383], zakłada się pełną spójność (idealną adhezję) pomiędzy warstwą błony śluzowej i powierzchnią protezy, co zdecydowanie nie pozwala na uwzględnienie kryterium nośności podłoża w projektowaniu materiałowym.

Do badań wytypowano najbardziej rozpowszechniony typ standardowych złączy kulkowych lub zatrzaskowych (oznaczone w pracy jako „R”). Detale konstrukcyjne tego typu złączy są różnicowane, gdyż liczni producenci proponują własne opatentowane rozwiązania. Jednakże, charakterystyka mechaniczna tego typu złączy jest zbliżona, gdyż polega wyłącznie na swobodzie rotacji wokół punktu zamocowania, natomiast materiały cechuje podobna lub większa wartość modułu sprężystości jak materiału protezy lub metalowej patrycy implantu. Różnicowanie materiałów i konstrukcji tego typu złączy w praktyce nie wywiera istotnego wpływ na

wartości sztywności tego typu rozwiązań [371]. Wymienione fakty uprawniają do założenia w modelu połączeń przegubowych zlokalizowanych w miejscach implantologicznej stabilizacji akrylowej struktury nośnej protezy. Niemniej, w celu odwzorowania ugięcia całej podpory implantologicznej wraz z kością, założono dla kierunkowych więzów podporowych wartość sztywności 1000 N/mm, adekwatną dla typowych implantów ze stopów tytanu w zakresie średnic 2-4 mm [446, 447].

Analizowane obciążenia złączy w praktyce są zależne od indywidualnych warunków posadowienia protez, m.in. osobniczego zróżnicowania cech elastycznych błony śluzowej, jak również podścielania protezy, które warunkują zakres przemieszczeń protezy. Stąd, zbadano obciążenia złączy w sytuacjach odpowiadających warunkom posadowienia zróżnicowanym pod względem wymienionych własności materiałowych. W odróżnieniu od wcześniej badanego modelu z typem „twardej” błony śluzowej, wykonano obliczenia dla elastycznej błony śluzowej. Zbadano również wpływ wprowadzenia standardowej grubości 2 mm warstwy podścielającej z elastomeru „E5” na współpracę z „twardą” błoną śluzową.

Drugi typ złączy, który poddano badaniom umożliwiał przesuw w kierunku osi implantu (oznaczone w pracy jako „M” od nazwy mobilne). Złącza są reklamowane pod nazwą biozgodnych mechanicznie, jakoby pozwalających w największym stopniu wykorzystać nośność błony śluzowej i odciążyć implanty, a przez to zmniejszyć ryzyko ich utraty z kości.

Trzecim typem były elastomerowe złącza membranowe (oznaczone „S”), charakteryzujące się sztywnością regulowaną własnościami projektowanego elastomeru, z którymi tezę pracy łączył użyteczny cel pracy. Zamierzeniem pracy było wykazanie możliwości planowania wykorzystania nośności tkanek w odniesieniu do zastanych warunków podłoża w funkcji cech sprężystych projektowanego elastomerowego tworzywa, regulowanych np. udziałem nanowypełniaczy lub rodzajem użytego elastomeru. Możliwości indywidualnego projektowania elastomeru była badana na podstawie oceny współpracy protezy z „twardą” lub elastyczną błoną śluzową. Regulowane własności elastomeru modelowano zmniejszając stopniowo sztywności więzów w stosunku do wartości 1000 N/mm przyjętej poprzednio dla standardowych złączy grupy materiałowej „R”. Obliczenia wykonano kolejno dla wartości 100, 50 oraz 20 N/mm sztywności bocznej i pionowej 5 N/mm (oznaczając złącza odpowiednio jako „S100”, „S50”, „S20”). Znaczne zróżnicowanie elastomerowych tworzyw oraz możliwość regulacji stopnia sieciowania pozwala na znaczne różnicowanie podatności złączy, co zostało już dobrze opisane w pracach [82, 383]. Złącza elastomerowe mogą być wykonywane w dwóch wariantach:

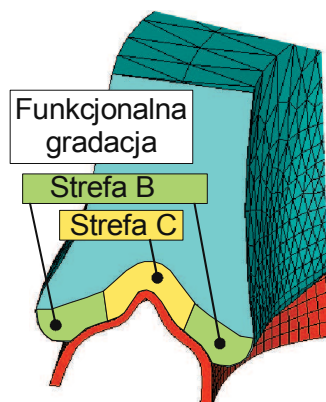
jednolicie z podścieleniem (zintegrowane) lub niezależnie w postaci opatentowanego kształtu [81]. Zakres średnic implantów dostosowanych do zanikłego wyrostka 1,8-2,5 mm oraz maksymalna średnica gniazda, która uwarunkowana jest kształtem przekroju siodła, stwarzają w indywidualnym przypadku ograniczenia konstrukcyjne w sterowaniu podatnością złącza [82].

Projektowanie tworzyw elastomerowych na złącza daje znaczne możliwości sterowania sztywnością w sposób niezależny od geometrycznych cech konstrukcyjnych złącza. Przykładowo sztywność boczna złącza może wynosić 10, 40 lub 70 N/mm, jeżeli moduł sprężystości elastomeru będzie miał 1, 5 lub 10 MPa; w przypadku membranowej pierścieniowej kształtki w gnieździe akrylowym średnicy 6 mm, grubości 2 mm oraz średnicy otworu wewnętrznego pod wcisk na implant walcowy 2,2 mm [82].

Wykonane zostały również badania ekonomicznych rozwiązań protez utrzymywanych za pomocą pojedynczego implantu (SID). W modelu zamiast dwóch podpór wprowadzono pojedynczą podporę, ograniczającą przemieszczenia protezy zgodnie z zasadami działania złączy grupy „R” lub „S”. Złącze ulokowano centralnie, zaniebując w modelu niewielkie odsunięcie implantu względem linii pośrodkowej, które w warunkach rzeczywistych warunkują względy anatomiczne. Dla przypadku błony śluzowej elastycznej wykonano badania wyłącznie złączy „R”.

W praktyce klinicznej, znaczna część przypadków, charakteryzujących się zanikłymi wyrostkami i niedostateczną jakością kości, nie kwalifikuje się do leczenia implantologicznego ze względu na znaczne ryzyko utraty implantu. Wymieniona grupa pacjentów zostaje pozbawiona możliwości uzyskania pożądanej wydolności czynnościowej protezy, zwłaszcza w przypadku „twardej” błony śluzowej. Fakt ten stanowił motywację do poszukiwania rozwiązań optymalizujących rozdział obciążeń żucia pomiędzy implant i podłoże „twardej” błony śluzowej. W badaniach wykorzystano możliwość projektowania elastomerów na złącza, zmniejszających obciążenia implantu, w sposób niezależny od projektowania podścielenia, w tym z gradacją modułu sprężystości, mającej na celu zmniejszenie dyskomfortu bólowego. Na rysunku 3.11 przedstawiono na przekroju sposób gradacji modułu sprężystości w warstwie podścielenia. Tablica 8 przedstawia zestawienie i schematy modeli przygotowanych do badań materiałowych.

Siły adhezji na powierzchni śluzówkowej zostały w obliczeniach pominięte, co znajduje usprawiedliwienie w odniesieniu do nieporównywalnie większych wartości analizowanych obciążeń okluzyjnych. W pracy [448] poziom adhezji sztucznej śliny wynosi niecałe 3 kPa. Siły retencji dolnych protez nawet przy korzystnych warunkach posadowienia dla wypukłych i dobrze zachowanych wyrostków wynoszą przeciętnie zaledwie 2 N [449].



Rysunek 3.11. Strefowa gradacja modułu sprężystości warstwy podścielenia w przypadku stabilizacji implantologicznej

Ze względu na niedostatek danych pomiarowych dotyczących procesów tarcia pod protezami oraz znaczne zróżnicowanie własności i objętości wydzielanej śliny uznano za uzasadnione uwzględnienie znacznego zróżnicowania warunków tarcia skojarzenia materiał protezy-błona śluzowa. Warunki smarowania na powierzchni błony śluzowej modelowano przyjmując wartość współczynnika tarcia $\mu = 0,16$ z dolnego zakresu podawanego w piśmiennictwie dla warunków smarowania śliną [38, 450]. Kierowano się faktem mniejszej lepkości śliny stymulowanej [166], która jest wydzielana w trakcie żucia. Wartością współczynnika tarcia $\mu = 0,16$ symulowano stosunkowo dobre warunki smarowania, jakie zapewnia warstwa śliny (tarcie mieszane poprzez warstwę śliny przy dobrym zwilżaniu).

Badano również wpływ zwiększenia wartości współczynnika tarcia. Chociaż wg piśmiennictwa współczynnik tarcia może osiągać z powodu adhezji śliny wartości przekraczające jeden [168], to jako górną wartość przyjęto w symulacji wartość $\mu = 0,8$, co było uzasadnione nie tylko własnościami samej śliny, ale możliwością zwiększania się oporu ruchu w przypadku tarcia mieszanego z adhezją w przypadku tworzyw silikonowych, które odznaczają się słabą zwilżalnością powierzchni, dużą sprężystością mikronierówności powierzchniowych oraz adhezją do błony śluzowej. Wartość $\mu = 0,8$ była również rozważana w przypadku tworzyw akrylowych, co miało symulować słabe zwilżanie w warunkach niedoboru śliny (częsty patologiczny niedostatek wydzielania śliny – kserostomia).

Zjawiska odrywania i poślizgu na powierzchni błony śluzowej modelowano przy zastosowaniu nieliniowego sformułowania MES dużych przemieszczeń w schemacie niejawnego

Tablica 8. Podział badanych sposobów stabilizacji implantologicznej według grup materiałowych złączy „R”, „M”, „S” lub materiału podścielania

	Grupa „R” ●	Grupa „M” ●	Grupa „S” ○			
Błona śluzowa	Twarda					
	Elastyczna					
Materiał	Stop Ti, Nylon, Złoto		Silikon Ufi Gel (+20-200ppm Ag) Silikon Silastic (+2-10 Aerosil)			
Sztywność N/mm boczna/ pionowa	1000/1000 ●	1000/ 1000 ●	100/5 ○	50/5 ○	20/5 ○	
↓ Model numeryczny↓	↓		↓			
Liczba złączy TID ● ● SID ● ●	 TID-R	 TID-R	 TID-M	 TID-S100	 TID-S50	 TID-S20
	 SID-R	 SID-R	 SID-M	 SID-S100	 SID-S50	 SID-S20
Podścielanie →	↓		↓		↓	
Liczba złączy TID ● ● SID ● ●	 TID-R E5		 TID-S100 E0.5		 SID-S20 E0.5	
	 SID-R E5		 SID-S100 E0.5		 TID-S20 2 0.5 2	
			 TID-S100 5 0.5 5		 TID-S20 3 0.5 3	
					 SID-S20 2 0.2 2	

całkowania, polegającego na poszukiwaniu nieznaną konfiguracji układu w chwili czasowej $t_{n+1} = t_n + \Delta t$ na podstawie znanej chwili t_n [451-453]:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{u}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{u}} = \mathbf{F}^{ext} - \mathbf{F}^{int} \tag{9}$$

gdzie: \mathbf{M} – macierz masowa, \mathbf{C} – macierz tłumienia, $\ddot{\mathbf{u}}$ – wektor przyspieszeń, $\dot{\mathbf{u}}$ – wektor prędkości, wektor obciążeń: $\mathbf{F}^{ext} = \mathbf{K}\mathbf{u}$, w którym: \mathbf{K} – macierz sztywności, \mathbf{u} – wektor

przemieszczeń. Wykorzystując możliwość zaniedbania efektów inercyjnych oraz efektów tłumienia sprowadza się model dynamiczny do quasi-statycznego:

$$\mathbf{F}_{n+1}^{\text{ext}} - \mathbf{F}_{n+1}^{\text{int}} = \mathbf{0} \quad (10)$$

dla którego w schemacie iteracyjnym Newtona-Raphsona (N-R):

$$\mathbf{K}_{n+1}^{(k)} - \delta \mathbf{u}_{n+1}^{(k)} = \mathbf{F}_{n+1}^{\text{int}} - \mathbf{F}^{\text{int}}(\mathbf{u}_{n+1}^{(k)}, \boldsymbol{\sigma}_{n+1}^{(k)}) \quad (11)$$

w kolejnych iteracjach (k) i ($k+1$), konstruuje się $\mathbf{K}_{n+1}^{(k)}$ tzw. styczną macierz sztywności i wyznacza $\delta \mathbf{u}_{n+1}^{(k)}$. Zadanie zostaje rozwiązane w momencie spełnienia warunków równowagi zadaną dokładnością. Wektory \mathbf{F}^{int} oraz \mathbf{F}^{ext} otrzymuje się poprzez złożenie elementowych wektorów (w operacji agregacji). Uwzględnienie kontaktu w równaniu sformułowania wariacyjnego wymaga dołączenia do wektora obciążeń zewnętrznych wektora sił oddziaływań kontaktowych na brzegu ciała \mathbf{R} , co można przedstawić następująco [454]:

$$\delta W = \int_{V_0} \mathbf{S} \delta \mathbf{D} dV - \mathbf{F}^{\text{ext}} \delta \mathbf{u} - \mathbf{R} \delta \mathbf{u} \quad (12)$$

gdzie V_0 jest objętością w konfiguracji początkowej; \mathbf{R} wektor reakcji kontaktowych, przy czym \mathbf{S} jest tensorem naprężenia II rodzaju Piola-Kirchoffa, natomiast \mathbf{D} tensorem odkształcenia Greena-Lagrange'a (rozdz. 2.1). Odkształcenie daje się rozłożyć na część liniowo i nieliniowo zależną od przemieszczeń:

$$\mathbf{D} = (\mathbf{B}_L + \mathbf{B}_{NL}(\mathbf{u})) \mathbf{u} \text{ lub w postaci przyrostowej: } \delta \mathbf{D} = (\mathbf{B}_L + \mathbf{B}_{NL}(\mathbf{u})) \delta \mathbf{u} \quad (13)$$

Podstawienie (13) do (12) daje:

$$\delta W = \int_{V_0} \mathbf{S} (\mathbf{B}_L + \mathbf{B}_{NL}(\mathbf{u})) \delta \mathbf{u} dV - \mathbf{F}^{\text{ext}} \delta \mathbf{u} - \mathbf{R} \delta \mathbf{u} = (\mathbf{F}^{\text{int}} - \mathbf{F}^{\text{ext}} - \mathbf{R}) \delta \mathbf{u} \quad (14)$$

Biorąc pod uwagę, że:

$$\mathbf{F}^{\text{int}} = \int_{V_0} \mathbf{S} (\mathbf{B}_L + \mathbf{B}_{NL}(\mathbf{u})) dV \quad (15)$$

otrzymuje się równanie:

$$\mathbf{F}^{\text{ext}} - \mathbf{F}^{\text{int}} - \mathbf{R} = \mathbf{0} \quad (16)$$

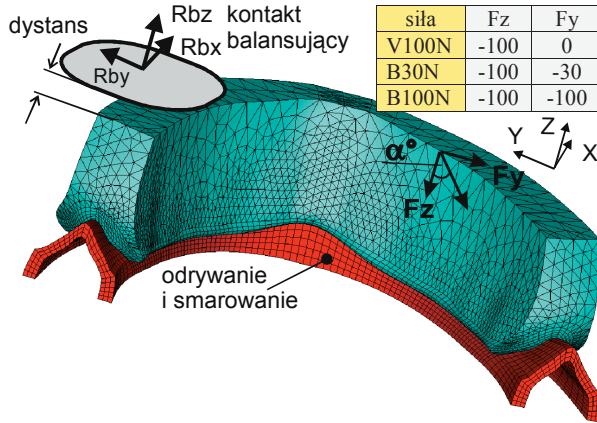
wobec którego w schemacie iteracyjnym N-R przyjęto tzw. normę L2 (pierwiastka sumy kwadratów). Wyznaczenie wektora sił oddziaływania kontaktowego wymaga zastosowania procedury wykrywania kontaktu i określenia w każdym kroku czasowym liczby węzłów znajdujących się w kontakcie. W obliczeniach kontaktu zastosowano rozszerzoną metodę

mnożników Lagrange'a z implementacją klasycznego liniowego współczynnika tarcia [455]. Zagadnienie analizowano wykorzystując oprogramowanie ANSYSTM. Badania modelowe polegały na poddaniu obiektu (protezy) wymuszeniu siłowemu przy narzuceniu więzów kinematycznych wyłącznie w postaci ograniczeń kontaktowych. Typowe dla tego rodzaju zagadnień (przy braku sterowania kinematycznego) problemy z uzyskaniem zbieżności rozwiązania były powodem przyjęcia opisanych wcześniej liniowych uproszczeń charakterystyk mechanicznych materiałów, jak również eliminacji z obliczeń warstwy kości. Algorytm obliczeń kontaktowych wymagał zdefiniowana, która z powierzchni jest „śledzącą” w funkcji odstępu/penetracji, badającej położenie powierzchni kontaktowej przynależnej do drugiego ciała. Powierzchnia protezy została *a priori* zdefiniowana jako „przechwytyjąca” („target”), natomiast powierzchnia śluzówkowa jako kontaktowa, przy czym funkcję śledzącą uwarunkowano względem punktów Gaussa. Macierz sztywności aktualizowano w każdej iteracji. Zgodnie z przyjętymi zaleceniami dla badań MES wykonane zostały badania wpływu na wartości obliczeń różnych sposobów dyskretyzacji. Automatyczna generacja siatek elementów skończonych złożonych z czworościanów skutkowała nierównomiernym rozkładem naprężeń kontaktowych. Zagęszczanie siatki nie poprawiło jakości obliczeń, lecz jeszcze ją pogorszyło, podobnie jak zastosowanie elementów tetraedrycznych 10-węzłowych drugiego rzędu. Wyjaśnienie wpływu sposobu dyskretyzacji na jakość obliczeń naprężeń kontaktowych zawiera praca [456]. Dyskretyzacja powierzchni kontaktowej skutkuje jej reprezentacją w postaci normalnych. Reprezentacja nie jest jednoznaczna, ponieważ normalne pomiędzy elementami nie są ciągłe. Wzrost zagęszczania siatki w analizowanym przypadku geometrii skutkowało lokalnym zwiększeniem zróżnicowania normalnych. Efektem były znaczne koncentracje naprężeń wokół niekorzystnie spozycjonowanych elementów, a także problem z uzyskaniem zbieżności rozwiązania. Stąd, zrezygnowano z automatycznej generacji siatki. Geometrię układu przygotowano w sposób umożliwiający dokonanie podziału w strefie kontaktu na elementy heksaedryczne, pomimo znacznie większej pracochłonności przygotowania przestrzennego modelu oraz konieczności prowadzenia półautomatycznej generacji siatek. Zastosowanie elementów heksaedrycznych (liniowych 8-węzłowych) pozwoliło wyeliminować niejednorodności rozkładu naprężeń kontaktowych. Przyjmując jako priorytet wyrównanie normalnych przeciwstawnych elementów pary kontaktowej, kontaktujące się powierzchnie dyskretyzowano w sposób koherentny (wyrównane położenie węzłów) [457]. Podejście takie jest możliwe w większości zagadnień kontaktu biomateriałów z tkankami, typu implant/łoże, kikut

kończyny/lej protezy, gdyż początkowy i docelowy obszar kontaktu zazwyczaj pokrywa się i jest znany *a priori* z dobrym przybliżeniem. Automatyczną generację elementów tetraedrycznych zastosowano wyłącznie w górnej części protezy, w celu rozrzedzenia siatki poza obszarem zainteresowania i zmniejszenia nakładów obliczeniowych. Warstwa błony śluzowej została podzielona na grubości na trzy warstwy elementów. Ze względu na małą ściśliwość tkanek miękkich zbadano wpływ efektu „blokady objętościowej”. Analizy testujące rozwiązania w sformułowaniu mieszanym przemieszczeniowo-naprężeniowym przy ograniczonej liczbie punktów całkowania nie wykazały wpływu niewielkiej ściśliwości tkanek na nadmierny wzrost naprężeń. Na tej podstawie w symulacjach stosowano sformułowanie przemieszczeniowe. W symulacjach stosowano bardziej efektywne obliczeniowo elementy liniowe 8-węzłowe. Testowano również model dla typu elementów 20-węzłowych heksaedrycznych dostosowanych drugiego rzędu. Ocena dokładności sformułowania modelowego została przeprowadzona na podstawie obliczeń naprężeń stykowych walców w rozdziale 3.6 poświęconej weryfikacji. Sztywność kontaktu, stanowiącą parametr funkcji kary w algorytmie obliczeń kontaktu, w sytuacji znacznej różnicy sprężystości kontaktujących się ciał, dostosowano do sprężystości bardziej podatnego ciała, tu błony śluzowej. Drugi z parametrów funkcji kary, dopuszczalną penetrację, której przekroczenie uznaje się jako zaistnienie kontaktu, ustalono na poziomie 30 μm . Nierówności na powierzchni błony śluzowej, które fizykalnie usprawiedliwiają przyjęcie adekwatnego poziomu dopuszczalnej penetracji, są w rzeczywistości mniejsze 4-6 μm [165, 458]. Przyjęcie mniejszych wartości dopuszczalnej penetracji skutkowało brakiem zbieżności symulacji. Założony algorytm obliczeń kontaktowych, podobnie jak dla penetracji w kierunku normalnym do powierzchni kontaktu, zakłada istnienie pewnej numerycznej wielkości przesuwu (poślizgu), pomimo występowania siły tarcia mniejszej od przyjętej granicznej wartości (pomimo spełniania warunku przylegania). Przyjęta wartość dopuszczalnego poślizgu wynosiła 10 μm . W pewnej mierze, można tu znaleźć fizykalne usprawiedliwienie metody obliczeniowej poprzez analogię do realnego zjawiska mikroślizgów [453].

3.5. Metodyka modelowania i symulacji warunków obciążeń eksploatacyjnych

W symulacji zjawisk towarzyszących transmisji obciążeń eksploatacyjnych żucia został przyjęty deterministyczny model działania sił w obszarze drugiego zęba przedtrzonowego – rys. 3.12.



Rysunek 3.12. Model obciążeń siłami żucia (pionowa składowa F_z i boczna pozioma F_y) z możliwością zaistnienia kontaktu balansującego po stronie balansującej z protezą przeciwną oddaloną na zmienny dystans 0,1-1,0 mm

Prawe skrzydło protezy wybrano jako pracujące. Założono, że siła działa z przesunięciem ku stronie językowej powierzchni okluzyjnej zęba, co zapewnia większą stabilność do momentu unoszenia skrzydła po stronie balansującej, niż w przypadku działania siły po stronie policzkowej lub pośrodku zęba. Obciążenia realizowano symulując w pewnym stopniu rzeczywisty przebieg fazy miażdżenia pokarmu, wynikający z kinematyki żuchwy [10]. W początkowym kroku realizowano wyłącznie obciążenia pionowe 100 N, wywołujące docisk do podłoża (oznaczone jako „V100N”). Następnie, w kolejnych dwóch krokach zrealizowano obciążenie siłą poziomą 100 N. Realizacji 20-30% obciążeń poziomych towarzyszyło przechylenie protezy, które spowodowało problemy z uzyskaniem zbieżności rozwiązania. Zbieżność rozwiązania osiągnięto w przypadku ograniczenia unoszenia protezy po stronie balansującej przez symulację kontaktu zwarciowego z protezą przeciwną.

Możliwość zaistnienia kontaktu zwarciowego z protezą górną modelowano, wprowadzając po stronie balansującej (lewej) sztywno podpartą bryłę, charakteryzującą się płaską powierzchnią kontaktową i własnościami materiałowymi jak dla protezy. W realizacji obciążeń poziomych wyszczególniono dwa etapy, 30 N i 100 N (oznaczone odpowiednio „B30N” oraz „B100N”). Ostatecznie, jako deterministyczny model obciążenia protez siłami żucia przyjęto działanie wypadkowej 141,4 N skośnie w płaszczyźnie czołowej pod kątem 45° w kierunku policzka („B100N”), przy stabilizującym oddziaływaniu kontaktu balansującego. W celu sprawdzenia, czy w przypadku zwiększenia wartości pionowej siły może dochodzić do zjawisk nieliniowych

(utruty przylegania protezy do podłoża) i nagłego wzrostu naprężeń, wykonano dodatkowe obliczenia sprawdzające wyłącznie dla modelu protezy bez podścielenia. Wartość pionowej siły zwiększano do 200 N z górnego zakresu dla całkowitych protez osiadających.

Modelowano zróżnicowane warunki kontaktu z protezą górną. Rzeczywisty kontakt protez na powierzchniach żujących może prowadzić do blokowania przesuwu protez względem siebie. Podobnie jak klinowanie na twardszych kęsach pokarmowych. W tej sytuacji, w sensie mechanicznym w obszarze kontaktu zostaje utworzony przegub (brak swobody przemieszczeń liniowych, przy zachowaniu możliwości rotacji względem tego punktu). W celu zasymulowania tego zjawiska przeprowadzono analizę przy założeniu, że dla węzłów siatki, które znalazły się w kontakcie balansującym z protezą przeciwną, nie istnieje już możliwość poślizgu ani oderwania. Badania doświadczalne [197] wskazują, że podczas rozdrabniania pokarmu kontakt balansujący występuje przed miażdżeniem pokarmu po stronie pracującej. Z drugiej strony, należało uwzględnić, że kontakt balansujący w praktyce nie zawsze działa natychmiastowo. Obliczenia przeprowadzono dla dwóch wariantów początkowego oddalenia powierzchni okluzyjnych, co symulowało spóźnienie kontaktu balansującego. W pierwszym wariantcie przyjęto, że powierzchnia protezy górnej znajduje się w niewielkim dystansie 0,1 mm. Następnie analizowano wpływ zwiększenia dystansu (spóźnienia kontaktu) do powierzchni górnej protezy do wartości 1,0 mm. Przyjęto również wariant, w którym w wyniku kontaktu balansującego niekoniecznie musi dochodzić do zablokowania przesuwu protez. Pokarm znajdujący się pomiędzy powierzchniami protez, w zależności od stopnia rozdrobnienia i konsystencji, stwarza możliwość względnych przesułów. Stąd, symulowano drugi przypadek kontaktu balansującego, w którym dopuszczono możliwość wzajemnego przesuwu powierzchni po kęsie pokarmowym przy współczynniku tarcia, jaki przyjmowano dla śliny $\mu = 0,16$. Rozważając przypadek kontaktu zwarciego z przesuwem, również zbadano wpływ zwiększenia dystansu pomiędzy protezami do 1,0 mm. Większych wartości dystansu nie przyjmowano, bazując na badaniach doświadczalnych [197] oraz praktyce klinicznej, które wskazują, że w przypadku protez konwencjonalnych podstawę uzyskania wydolności żucia stanowi występowanie kontaktu bez spóźniania [192-197], natomiast problem braku kontaktu stanowi wskazanie do implantologicznej stabilizacji. W przypadku protez stabilizowanych implantologicznie było uzasadnione założenie większego „spóźnienia” kontaktu balansującego, stąd wprowadzano wartości w zakresie 2,0-5,0 mm. Wykonanie badań materiałów protez stabilizowanych implantologicznie poprzedzono weryfikacją adekwatności modelu obciążeniowego

protezy siłami żucia, przyjętego w badaniach materiałów protez konwencjonalnych [459]. Ze względu na fakt lepszej stabilizacji protez nakładowych uznano za zasadne zbadanie wpływu przesuwania siły okluzyjnej ze strefy zębów przedtrzonowych w tylne strefy, w obszar drugiego zęba trzonowego. Badano również zmiany kierunków działania siły okluzyjnej. Na podstawie obliczeń pilotażowych [459] deterministyczny model obciążenia siłą skośną „B100N” został uznany jako adekwatny do badań symulacyjnych protez stabilizowanych implantologicznie, gdyż podobnie jak w przypadku protez konwencjonalnych skutkował niekorzystnym stanem obciążenia podłoża.

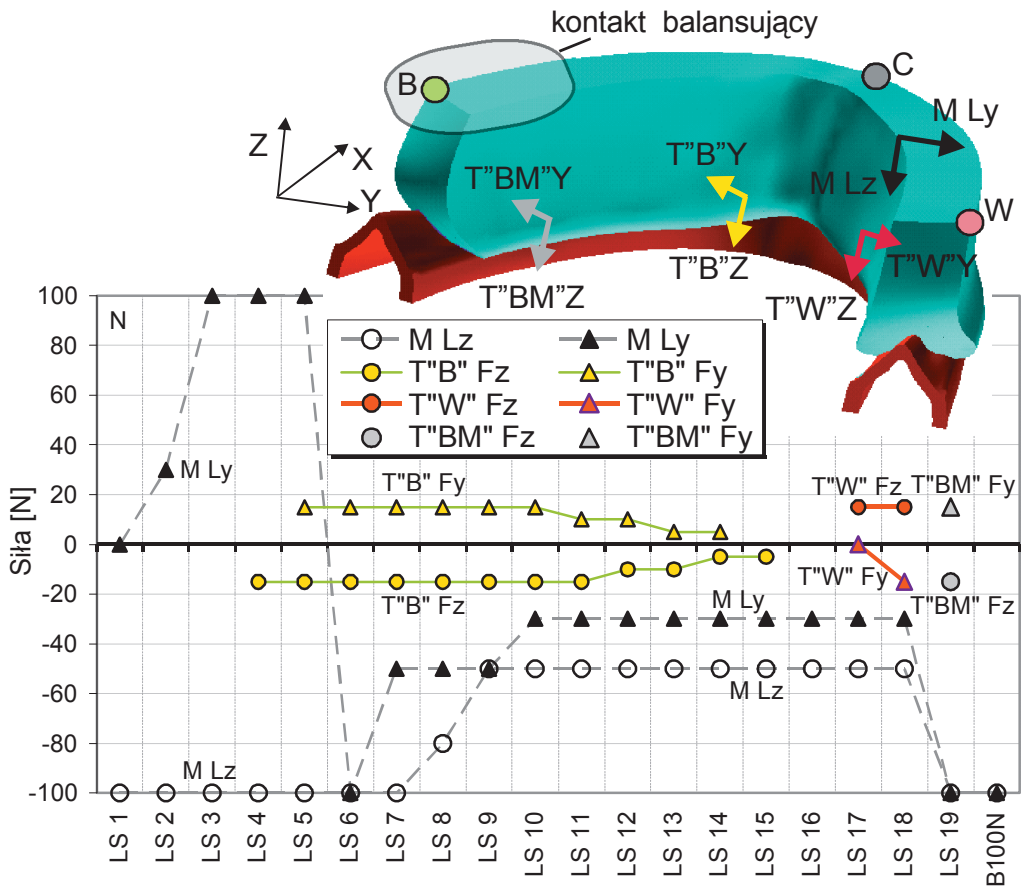
W symulowanych obciążeniach żucia analizowano rozkład naprężeń kontaktowych pod protezą, a także naprężenia zastępcze (Tresca-Guesta lub Hubera-Misesa) w tkance miękkiej lub protezie. Analizowano również przemieszczenia protezy i siłę reakcji na kontakcie balansującym, pionową reakcję podłoża, na podstawie której oceniano pionową składową siłę mięśniowych. W przypadku badań materiałowych protez stabilizowanych implantologicznie obliczano obciążenia implantów: osiowe (pionowa reakcja w więzach) i poprzeczne w złączach (boczna wypadkowa, zginająca implant). Główne kryteria biogodnego wykorzystania tkanek miękkich stanowiły wartości nacisków σ_N , naprężeń stycznych i poślizgu P . Jednak, ze względu na największe ryzyko występowania urazów ciernych w obszarach, w których występuje maksimum pracy tarcia, w celu lepszej oceny efektów ciernych wprowadzono dodatkowy wskaźnik stanu obciążenia powierzchni błony śluzowej. Obliczano pracę tarcia W_T przypadającą na jednostkę kroku czasowego t_i podczas realizacji obciążenia (efekty działania sił stycznych F_T na drodze poślizgu S_i) wg:

$$W_T = F_T S_i / t_i \quad (17)$$

Założenie w każdym modelu równych kroków czasowych, w których dochodziło do realizacji takich samych obciążeń zgryzowych, uprawnia do bezpośredniego porównywania pracy tarcia pomiędzy analizowanymi modelami.

Wykonane zostały również obliczenia przy założeniu idealnego przylegania (całkowitej spójności) na powierzchni kontaktu protezy z błoną śluzową. Celem obliczeń było sprawdzenie wpływu uproszczenia warunków modelowania kontaktu na niedoszacowanie obciążeń tkanek naturalnych w ocenie nośności tkanek podłoża. Celem była również symulacja warunków silnej adhezji, zbliżonych do warunków eksploatacyjnych w sytuacji wspomagania retencji protezy za pomocą powszechnie stosowanych preparatów adhezyjnych (klejów). Obliczenia wykonano dla modeli twardej protezy (BP).

Niekorzystne warunki posadowienia w przypadkach niewielkiej powierzchni oporowej bezzębnych stoków wyrostków zmuszają do poszukiwania sposobów wspomagania stabilizacji protezy, np. poprzez wyprofilowanie powierzchni protezy w sposób sprzyjający wykorzystaniu aktywnego udziału języka. Na podstawie opracowanej metodyki badań modelowych dokonano analizy, mającej na celu określenie, czy dodatkowe oddziaływania języka mogą stabilizować protezę na podłożu podczas destabilizacji siłami żucia (twardą akrylową „BP” na twardej błonie śluzowej).



Rysunek 3.13. Przebieg sił działających na protezę w kolejnych krokach obciążeniowych LS. Siły żucia destabilizujące protezę (ML) oraz akcja języka po stronie balansującej w strefie kła (T''B'') lub w strefie zębów trzonowych (T''BM'') lub po stronie pracującej w strefie kła (T''BW''). B, C, W są punktami kontroli przemieszczeń

Rysunek 3.13 ilustruje lokalizację, kierunki i wartości sił, którymi obciążano protezę. Punkt odniesienia dla oceny działania języka stanowił stan równowagi protezy, obciążonej wyłącznie siłą okluzyjną w obszarze zęba przedtrzonowego, skierowaną skośnie ku policzkowi (wariant maksymalnego obciążenia okluzyjnego B100N: -100 N w pionie; -100 N w poziomie).

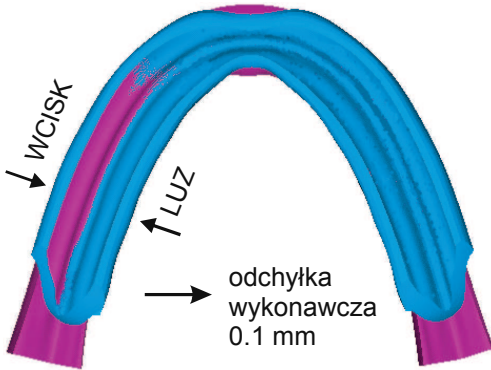
Tablica 9. Siły działające na protezę w poszczególnych krokach obciążeniowych (LS)

L.p.	Siły zgryzowe		Akcja języka			
			Po stronie balansującej		Po stronie pracującej	
	○ M Lz	▲ M Ly	● T"B" Fz	▲ T"B" Fy	● T"W" Fz	▲ T"W" Fy
B100N	-100	-100				
LS 1	-100	0				
LS 2	-100	30				
LS 3	-100	100				
LS 4	-100	100	-15	0		
LS 5	-100	100	-15	15		
LS 6	-100	-100	-15	15		
LS 7	-100	-50	-15	15		
LS 8	-80	-50	-15	15		
LS 9	-50	-50	-15	15		
LS 10	-50	-30	-15	15		
LS 11	-50	-30	-15	10		
LS 12	-50	-30	-10	10		
LS 13	-50	-30	-10	5		
LS 14	-50	-30	-5	5		
LS 15	-50	-30	-5	0		
LS 16	-50	-30				
LS 17	-50	-30			15	0
LS 18	-50	-30			15	-15
			W strefie trzonowców			
			○ T"BM" Fz	▲ T"BM" Fy		
LS 19	-100	-100	-15	15		

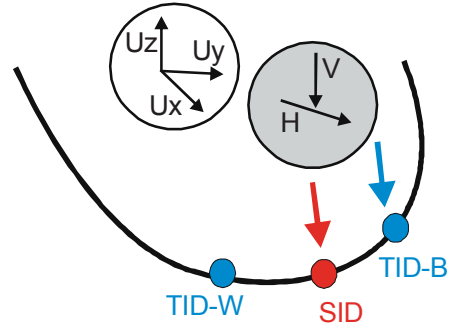
Obciążenia realizowano wprowadzając w poszczególnych krokach działanie składowych pionowych lub bocznych. Dokładną charakterystykę analizowanych wariantów obciążeń oprócz wykresu zawiera dodatkowo tablica 9 (dla lepszej czytelności szarym wypełnieniem zaznaczono pola wartości zmienianych pomiędzy kolejnymi krokami). Rozpatrywano możliwość stabilizacyjnego oddziaływania docisku siłą języka w obszarze kła po stronie balansującej lub po stronie pracującej (T”B” lub T”W”). Rozważano również, mniej fizjologiczne dla ułożenia języka, działanie docisku w tylnych strefach zębów trzonowych (T”BM”), które miało przeciwdziałać unoszeniu skrzydła balansującego. Wobec braku dokładnych danych odnośnie do wartości sił języka w poszczególnych kierunkach przyjęto wartości z górnego zakresu. Założono, że język może działać maksymalną siłą o wartości 21,2 N [82]. Prawą stronę wybrano jako pracującą. Na lewej stronie założono możliwość kontaktu z protezą przeciwstawną pozostającą w dystansie 2 mm.

Obszarem zainteresowania objęto badania materiałów w warunkach spoczynkowych obciążeń eksploatacyjnych towarzyszących czynności użytkowania spoczynkowego (noszenia protezy). Z powodu odchyłek technologii wykonawstwa, pod protezą znajdująca się w położeniu spoczynkowym zaguzkowania centrycznego stan obciążenia tkanek odbiega od równomiernego. W przypadkach skojarzenia niedokładności wykonawczych i przytrzymywania protez w nawykowym zwarcium należy się spodziewać nasilenia traumatycznego oddziaływania protez. Uzyskanie informacji dotyczących poziomu obciążeń spoczynkowych jest możliwe poprzez obliczenie naprężeń kontaktowych generowanych w obszarach niedopasowania pod protezą, zajmującą położenie właściwe centrycznego zwarcia (zaguzkowania centrycznego).

Uciski z niedopasowania zależą od wielkości odchyłki wykonawczej, jej kształtu i lokalizacji oraz warunków posadowienia protezy. Niedokładności wykonawcze skutkują zwiększonym poziomem obciążeń podłoża w przypadku niekorzystnych warunków posadowienia, co pozwala uznać opracowany model za dobrze nadający się do badań spoczynkowych obciążeń eksploatacyjnych. Odchyłki wykonawcze cechuje znaczna zmienność. Pojawiła się konieczność wytypowania do badań charakterystycznego przypadku. Do typowych zmian wymiarowych należy dośrodkowe przesunięcie skrzydeł, wynikające ze skurczu polimeryzacyjnego trzonu protezy. Stąd, jako charakterystyczny przypadek przyjęto przesunięcie wybranego lewego odcinka bocznego w kierunku proksymalnym na odległość 0,1 mm. Wprowadzono tym samym na stoku po stronie zewnętrznej (dystalnej) wcisk 0,1 mm oraz na stoku po stronie przyśrodkowej (mezjalnej) luz 0,1 mm (rys. 3.14).



Rysunek 3.14. Wytypowany do badań charakterystyczny przypadek odchyłki wykonawczej wybranego siodła, który powodował wcisk po stronie policzkowej i luz po stronie językowej



Rysunek 3.15. Schemat obciążeń montażowych układu odchyłkami „V”, „H” pozycjonowania złącza względem implantu wg układu osi U_x , U_y , U_z . W TID strona wolna od odchyłki „W”, natomiast strona z odchyłkami – „B”

Naprężenia kontaktowe pod protezą, będące wynikiem niedopasowania i stanowiące przedmiot rozważań obliczano metodą mnożników Lagrange’a w sformułowaniu dużych przemieszczeń, według założeń modelowych poprzednio opisanych. Usytuowanie protezy w położeniu zaguzkowania centrycznego narzuca warunek brzegowy w postaci unieruchomienia powierzchni okluzyjnej w położeniu odpowiadającym centrycznemu zwarcium. Założono również drugi wariant obciążeniowy. W praktyce klinicznej dąży się, by okluzja protez osiadających pozwalała na pewną swobodę ruchu w centralnym zwarcium [1, 10, 460], co ma zapobiegać tendencji do destabilizacji protezy podczas przyjmowania pozycji zaguzkowania. W związku z wymienionym zaleceniem praktycznym, w drugim wariantcie założono brak możliwości przemieszczeń pionowych w płaszczyźnie zwarcia centrycznego, przy swobodzie przemieszczeń poziomych powierzchni okluzyjnej. Obliczenia przeprowadzono dla skrajnych własności materiałowych podłoża tkanek miękkich: błony śluzowej „twardej” lub odznaczającej się maksymalną elastycznością $E = 1 \text{ MPa}$ oraz $\nu = 0,37$. Na powierzchni błony śluzowej przyjęto warunki smarowania śliną $\mu = 0,16$. W przypadku protez stabilizowanych implantologicznie wykonano badania symulacyjne wpływu odchyłek wykonawstwa nie tylko na wartości spoczynkowych obciążeń błony śluzowej, ale również na obciążenia złączy.

W rozważaniach rozróżnione zostały dwa rodzaje niedokładności wykonawczych. Pierwszym rodzajem były odchyłki wykonawstwa dośluzowej powierzchni protezy (0,1 mm, analogicznie jak poprzednio dla protez konwencjonalnych). Drugim rodzajem były odchyłki pozycjonowania

gniadz złączy względem implantów, skutkujące spoczynkowymi (montażowymi) obciążeniami implantów. Obliczenia obciążeń montażowych wykonano przy założeniu całkowitej swobody przemieszczeń powierzchni okluzyjnej, tzn. bez zaguzkowania. Badano zdolność złączy typu „R” lub „S” do kompensacji odchyłki wykonawczej, zwłaszcza wpływ sprężystości elastomeru złącza. Schemat stopniowego obciążania układu liniowymi odchyłkami w kierunkach kartezjańskiego układu przedstawiono na rysunku 3.15. W pierwszym kroku wprowadzono ujemną liniową odchyłkę w kierunku pionowym $U_z = -0,02$ mm (oznaczoną „V”), która skutkuje dociskiem protezy do podłoża. Następnie, w płaszczyźnie poziomej, względem położenia osi implantu, wprowadzono odchyłki liniowe $U_x = 0,02$; $U_y = 0,02$ (oznaczone jako odchyłka pozioma „H”), które skutkują uciskiem w obszarze kła, po stronie językowej wyrostka. W dalszej kolejności, zwiększono odchyłkę pionową do $-0,05$ mm, po czym, również do $0,05$ mm zwiększono odchyłki poziome. W przypadku TID tylko jedno ze złączy obarczono odchyłkami pozycjonowania (przyjęto oznaczenie TID-B), podczas gdy drugie złącze pozostawiono wolne od błędu (TID-W), realizując schemat obciążeń identyczny jak dla SID. Nie rozpatrywano niedokładności wykonawczych zlokalizowanych na powierzchni okluzyjnej, tzn. nacisków wynikających z przedwczesnych kontaktów.

Założono, że charakter przenoszenia obciążeń od wymuszeń przemieszczeniowych narzuconych przez przedwczesne kontakty jest podobny do analizowanych w pracy wymuszeń siłami okluzyjnymi, tym samym uznano, że podobna jest skuteczność silikonowych złączy do kompensacji odchyłek wykonawczych na powierzchni okluzyjnej (kompensacji odchyłek od przedwczesnych kontaktów).

3.6. Weryfikacja modelu

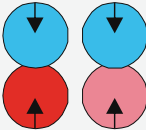
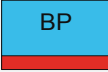

Pozytywna ocena poprawności przyjętych założeń modelowych na podstawie weryfikacji doświadczalnej lub zbieżności rozwiązania do wartości wyznaczonej analitycznie jest zazwyczaj uznawana w technice za uprawniającą do prowadzenia symulacji o podobnym przebiegu zjawisk fizycznych. Do specyfiki numerycznych badań układów żywych należą trudności w dokonaniu doświadczalnej weryfikacji wyników obliczeń. Weryfikacja modelu numerycznego złożonego układu żywego poprzez badania adekwatnego modelu fizycznego należy do kontrowersyjnych, gdyż porównywane modele mogą wykazywać podobieństwo tylko dlatego, że w obydwu modelach zostały uwzględnione zjawiska arbitralnie uznane za istotne. Z kolei, porównanie

wyników obliczeń z wartościami zmierzonymi w pojedynczym indywidualnym przypadku klinicznym pozornie spełnia kryteria weryfikacji, gdyż o przebiegu zjawiska w pojedynczym przypadku może decydować wpływ dodatkowych zmiennych, trudnych do uwzględnienia ze względu na problem pomiaru lub jednoczesnego nakładania się wielu zjawisk. W konsekwencji konieczne jest wykonanie obserwacji na odpowiedniej statystycznej próbie, które są dostępne w piśmiennictwie. W pracy przyjęto sposób testowania wiarygodności otrzymanych wyników obliczeń polegający na wielokrotnej weryfikacji z danymi podanymi przez piśmiennictwo [2, 14, 138, 203, 204, 214-220, 366], które w przypadku protez zębowych uznano za wystarczające oraz weryfikacji z rozwiązaniem analitycznym dla kontaktu odkształcających się sprężyste dwóch walców [461-463]. Plan wykonanych czterech weryfikacji podaje tablica 10.

Pierwszą weryfikację stanowiło porównanie wartości nacisków stykowych walców obliczonych MES z wartościami obliczonymi analitycznie. Druga weryfikacja dokonana została dla przemieszczeń protezy na podłożu w warunkach stabilnego obciążania siłą pionową 100 N [2, 138, 203, 204]. Trzecią weryfikację modelu stanowiło porównanie naprężeń kontaktowych na powierzchni błony śluzowej pod protezami akrylowymi z licznie dostępnymi danymi pomiarowymi dla stabilnego docisku do podłoża [14, 214-220]. Czwartej weryfikacji dokonano dla dobrze poznanych doświadczalnie sił występujących w pojedynczym implancie dla rozwiązań TID i SID, podczas przenoszenia jednostronnych pionowych sił okluzyjnych [366].

Weryfikacja 1. W pierwszej kolejności dokonano weryfikacji modelu na podstawie analizy naprężeń stykowych pomiędzy walcami. Naprężenia stykowe obliczono analitycznie wg wzoru dla kontaktu dwóch walców [461, 463]:

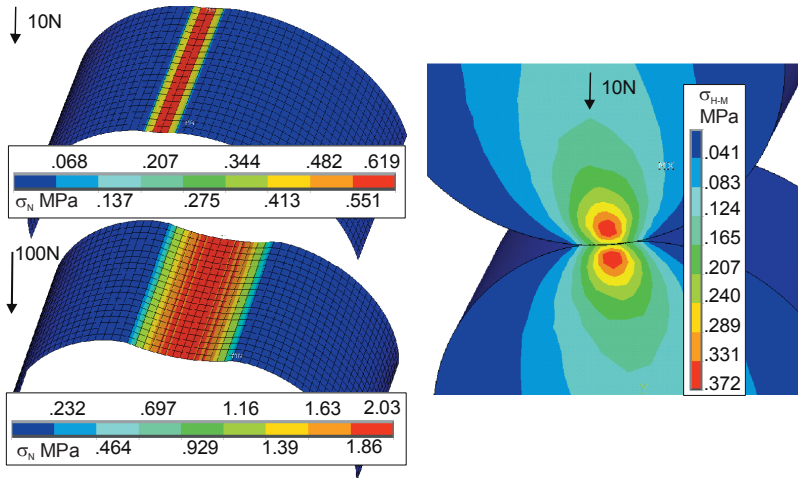
Tablica 10. Plan weryfikacji modelu z wyszczególnieniem źródeł danych rzeczywistych

Weryfikacja sformułowania modelowego		
Model	Symulacja	Dane rzeczywiste
	Weryfikacja 1: σ_N	Naprężenia stykowe obliczone analitycznie wg równania (18) [461-463]
	Weryfikacja 2: U Weryfikacja 3: σ_N	[2, 138, 203, 204] [14, 214-220]
	Weryfikacja 4: R_L	[366]

$$\sigma_N = \sqrt{\frac{2F}{b \frac{1}{2} \left(\frac{1}{E_1} + \frac{1}{E_2} \right)} \cdot \frac{1}{2} \left(\frac{1}{r_1} \pm \frac{1}{r_2} \right) \cdot \frac{1}{2\pi(1-\nu^2)}} \quad (18)$$

gdzie, F – siła ściskająca; E_1, E_2 – moduły sprężystości podłużnej walców; ν – współczynnik Poissona; b – długość styku wzdłuż osi walców; r_1 i r_2 – promienie walców.

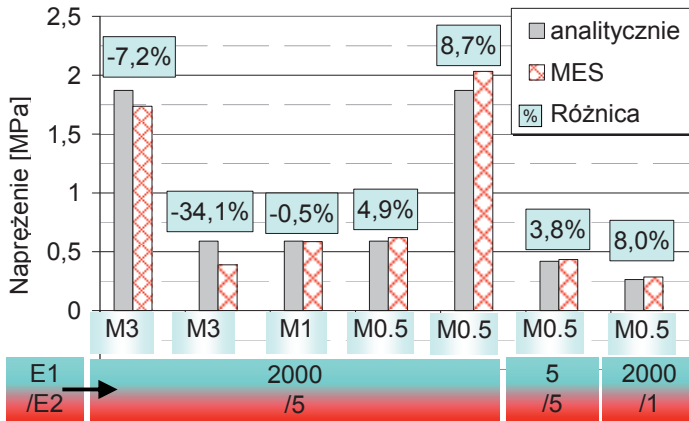
Założono jednakowe promienie walców 10 mm i długość styku 10 mm, $\nu = 0,3$. Badano wpływ zmiany modułów sprężystości walców, wykonując obliczenia dla wartości E_1/E_2 : 2000/5 (proteza twarda/podłoże twarde); 2000/1 (proteza twarda/podłoże elastyczne); 5/5 (elastomer/podłoże twarde). Testowano również wpływ zmniejszania wielkości siatki elementów skończonych na powierzchni kontaktowej od 3 mm poprzez 1 mm do 0,5 mm (odpowiednio przyjęto oznaczenia M3, M1 oraz M0,5). Na rysunku 3.16 przedstawione zostały naprężenia stykowe pomiędzy walcami ($E_1/E_2 = 2000/5$) dla przypadku obciążenia siłą 10 N i 100 N oraz rozkład naprężeń zastępczych H-M. Widoczne jest występowanie największego wyężenia w punktach Bielajewa. Na rysunku 3.17 przedstawiono porównanie nacisków stykowych obliczonych MES z rozwiązaniami analitycznymi dla analizowanych zmiennych wartości modułów sprężystości podłużnej walców oraz wymiarów elementów skończonych. W przypadku stosunku rozmiaru elementu do promienia walca $M0,5/r10$ w obszarach największej wypukłości przy większej sile 100 N występowało przeszacowanie wartości naprężeń MES o 8,7%, natomiast



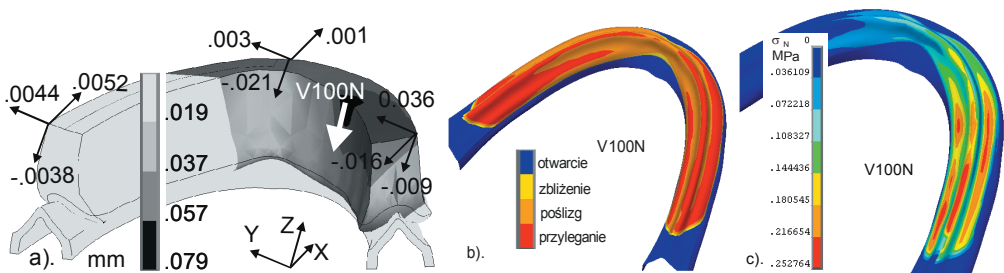
Rysunek 3.16. Rozkład nacisków stykowych oraz naprężeń zastępczych H-M przy obciążeniu walców o modułach sprężystości 2000 i 5 MPa siłą 10 N lub 100 N (rozmiar siatki M0,5)

przy małej sile 10 N o 4,9 %. W przypadku większego stosunku M3/r10 (rzadszej siatki) przy większej sile występowało niedoszacowanie -7,2%, natomiast przy mniejszej sile występowała największa różnica w stosunku do rozwiązania analitycznego, gdyż nacisk był niedoszacowany o -34,1%. Wpływ typu elementu oraz warunków prowadzonych badań symulacyjnych, przy których niedoszacowanie może mieć znaczenie omówiono w weryfikacji 3.

Weryfikacja 2. Przemieszczenia pionowe wywołane działaniem siły pionowej 100 N (V100N) wynosiły -0,009 mm w obszarze tylnej krawędzi protezy po stronie obciążonej (rys. 3.18a). Proteza stabilnie spoczywała na podłożu, gdyż po stronie balansującej nie unosiła się. W obszarze kontaktu nie stwierdzono odrywania (rys. 3.18b), natomiast występowały niewielkie obszary



Rysunek 3.17. Różnice w wartościach nacisków stykowych obliczonych analitycznie i MES w zależności od rozmiaru elementu M3, M1, M0,5 oraz sprężystości kontaktujących się walców (moduły E1/E2), przy czym naprężenia stykowe weryfikowano dla siły obciążającej 10 lub 100 N (większe wartości naprężeń)



Rysunek 3.18. Przemieszczenia protezy wywołane stabilnym dociskiem pionową siłą 100 N z dokładnym rozróżnieniem składowych przemieszczeń w trzech punktach kontrolnych (a). Warunki kontaktu (b) oraz rozkład naprężeń normalnych σ_N (c) na powierzchni błony śluzowej

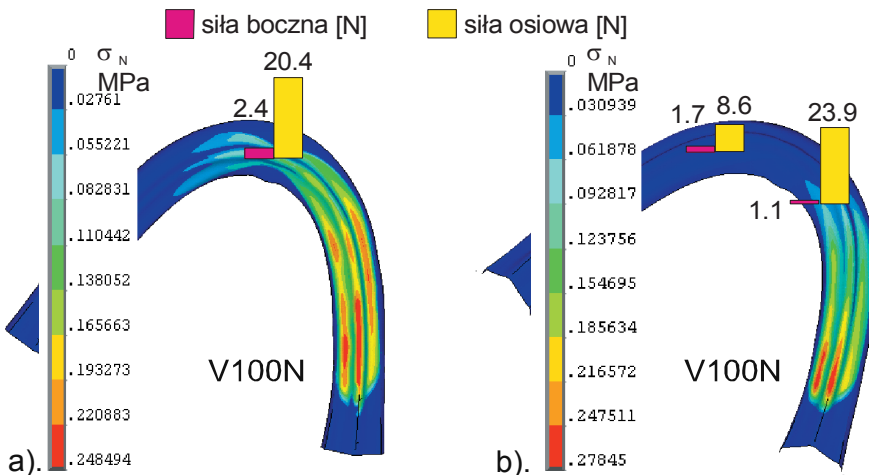
mikropoślizgów (około 0,02 mm), szczególnie w odcinku przednim. Wzrost pionowej siły okluzyjnej do 200 N nie powodował destabilizacji protezy, przy czym wartości naprężeń kontaktowych wzrastały proporcjonalnie do siły obciążającej. Wartości przemieszczeń doświadczalnie pomierzone w jamie ustnej w warunkach kontrolowanego docisku do podłoża [2, 138, 203, 204], oscylują w zakresie 0,1-0,3 mm. Dane doświadczalne dotyczą przeciętnej grubości błony śluzowej 1,0-1,5 mm, która znacznie przewyższa grubość wytypowanej do badań symulacyjnych ekstremalnie cienkiej błony. Ponadto, w rzeczywistym układzie występują pewne „luzy”, które podczas docisku są „kasowane”, a są mierzone jako przemieszczenia, tzn. w warunkach rzeczywistych brakuje idealnego dopasowania kontaktujących się powierzchni oraz występuje warstwa śliny, której grubość może przekraczać 100 μm [161]. Również struktura nośna badanej modelowo protezy ze względu na masywny kształt ulega mniejszym deformacjom. Biorąc pod uwagę wymienione czynniki wartości przemieszczeń uznano za poprawnie obliczone.

Weryfikacja 3. Dane doświadczalne maksymalnych nacisków pod protezami zawierają się w zakresie 200-350 kPa (rys. 2.9). Na stanowisku laboratoryjnym w badaniach [220] działanie siły 100 N skutkuje naciskiem 250 kPa na stokach wyrostków od strony policzkowej oraz 80 kPa od strony językowej. W pracach [14, 214-218] wartości nacisków sięgają 310-350 kPa, natomiast w [219] działanie pionowej siły 50 N wywołuje na stokach wyrostków po stronie pracującej wartości nacisków 21,1-214,1 kPa. Obliczone wartości maksymalnego nacisku σ_N pod protezą dochodziły do wartości 252 kPa (rys. 3.18c) w przypadku typu elementów skończonych liniowych 8-węzłowych, natomiast zastosowanie elementów 20-węzłowych drugiego rzędu wpłynęło na zwiększenie wartości naprężeń w obszarze szczytów wierzchołków zębodołowych do 447 kPa. Wyniki dla elementów dostosowanych uważa się za dokładniejsze [456]. Większe wartości nacisków niż podawane w piśmiennictwie świadczą o adekwatności modelu, gdyż dotyczą przypadku niekorzystnej błony śluzowej. W przypadku transmisji skośnych sił żucia, istotnych z punktu widzenia symulacji rzeczywistych warunków eksploatacyjnych, wyniki naprężeń kontaktowych dla 8- i 20-węzłowych elementów skończonych różniły się w niewielkim zakresie (3-6%). Wynikało to z faktu, że skośne osiadanie protezy wywoływało największe naciski na stokach wyrostków, a nie na szczytach, stąd wpływ rozmiaru elementu w stosunku do krzywizny stykających się powierzchni był nieznaczny, jak wykazano w weryfikacji 1. Biorąc pod uwagę wyniki weryfikacji 1 i 2 oraz istotną z punktu widzenia celu pracy jakość obliczeń w sytuacji przenoszenia skośnych sił żucia uznano za uzasadnione zrezygnowanie

w dalszych symulacjach z elementów drugiego rzędu znacznie zwiększających nakłady obliczeniowe.

Weryfikacja 4. Czwartej weryfikacji modelu dokonano dla wartości obciążeń przyjmowanych przez złącza z grupy materiałowej „R” (i przekazywanych na implanty) podczas działania pionowej siły „V100N” – rys. 3.19. Obliczone obciążenia złączy, jako reakcje w założonych sprężystych więzach podporowych, zaprezentowano w postaci wykresów słupkowych naniesionych na rozkłady naprężeń kontaktowych na powierzchni błony śluzowej. Dla bocznych obciążeń złączy (w płaszczyźnie „XY”) podano bezwzględną wartość wypadkową, która tworzy moment zginający implant i stanowi główne kryterium obciążeń implantów i tkanki kostnej. Drugie kryterium obciążeń stanowiło wciskanie/wyciąganie implantu w kości. Dla wartości obciążeń osiowych (w kierunku pionowym zgodnym z osią „Z”), wciskających implant przyjęto notację ze znakiem dodatnim, natomiast ze znakiem ujemnym powodujących ciągnięcie w górę (otwieranie złącza).

Stwierdzono bardzo dobrą zgodność z danymi pochodzącymi z pracy [366] – rys. 2.24. Pionowa siła okluzyjna w pracy skutkuje w złączach rotacyjnych w SID siłą 0,6 N w przypadku działania w obszarze kła oraz 7 N w obszarze zębów trzonowych, natomiast w TID skutkuje wartościami 2-7 N. W modelu, siła pionowa 100 N w obszarze drugiego zęba przedtrzonowego skutkowałą siłą boczną w SID 2,4 N, natomiast w TID po stronie balansującej 1,7 N. Dane pomiarowe nacisków pod protezami stabilizowanymi na implantach nie są dostępne, stąd nie




Rysunek 3.19. Obciążenia boczne i osiowe grupy materiałowej złączy „R” oraz rozkład naprężeń kontaktowych pod protezą w przypadku pionowej siły okluzyjnej „V100N”: SID (a) lub TID (b)


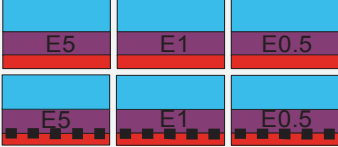
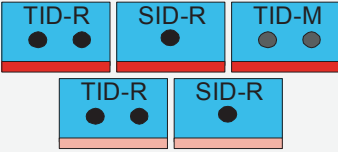

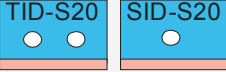
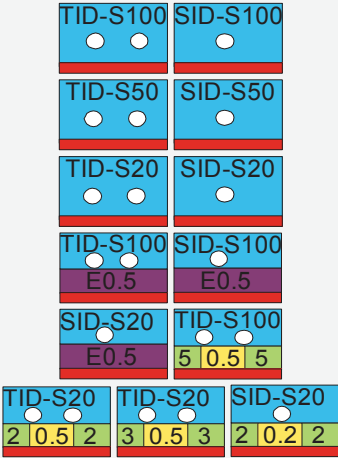
mogły zostać zweryfikowane. W przypadku protezy TID zaznacza się zwiększenie wartości nacisku w tylnym obszarze skrzydła obciążonego, co tłumaczy się zmianą sposobu podparcia na podłożu związaną z przesuwaniem podpory implantologicznej w lokalizację centralną. Stwierdzono dobrą zgodność modelu z ogólnie dostępnymi danymi, niemniej w toku dalszych obliczeń miały miejsce dodatkowe kontrolne weryfikacje (odwrotne) wyników symulacji z dostępnymi danymi literaturowymi i rzeczywistymi zachowaniami protez powszechnie znanymi w praktyce klinicznej.

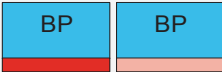


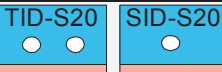
3.7. Plan badań symulacyjnych i założenia klinicznej weryfikacji wyników symulacji

Wyniki badań symulacyjnych poddano licznym weryfikacjom odwrotnym na drodze konfrontacji z wszelkimi dostępnymi ilościowymi danymi pomiarowymi i obserwacjami klinicznymi. Obserwacje kliniczne pozbawione miar fizykalnych porównywano z tendencjami zmian wydolności czynnościowej lub poziomem zadowolenia pacjentów, mierzalnymi w procentowej skali zadowolenia, które uznano za odpowiadające sytuacji mniej lub bardziej biozgodnego zachowania analizowanych biologiczno-materiałowych układów quasi-kompozytowych. Tablica 11 przedstawia plan badań symulacyjnych zrealizowanych w pracy. W tabelicy podano punkty odwrotnych weryfikacji wyników symulacji z dostępnymi ilościowymi i jakościowymi danymi charakteryzującymi układ rzeczywisty. Wyróżniono nieznane wartości wielkości fizycznych, których znalezienie na drodze symulacji stanowiło podstawę weryfikacji tezy pracy. Badania zaplanowano w sposób umożliwiający nie tylko realizację użytecznego celu pracy i weryfikację tezy, ale również sprawdzenie uniwersalności zaproponowanego sformułowania modelowego w analizie jak najszerszej liczby czynników, które mogą wpływać na wydolność czynnościową protez.

Tablica 11. Plan badań materiałowych protez w symulowanych warunkach obciążeń żucia lub użytkowania spoczynkowego

Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach żucia		
Model	Symulacja	Dane rzeczywiste
	Wydolność żucia: σ_N , P, W_T , R U, RMM Złamania protez: σ_{T-G} σ_{H-M}	Przemieszczenia protezy w fazie miażdżenia [198] Ból i urazy – otarcia [156] Niewydolność żucia [489] Zbalansowanie okluzji [1, 198] Złamania poprzeczne protez [413-415]

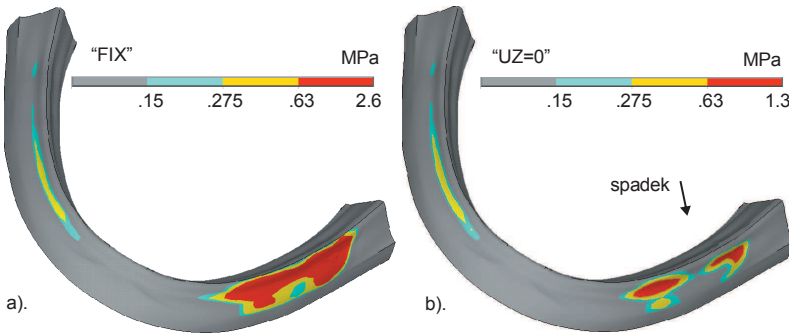
Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach żucia		
Model	Symulacja	Dane rzeczywiste
	Identyfikacja wpływu warunków adhezji i smarowania	Wpływ preparatów adhezyjnych na wydolność żucia i komfort [489] Kserostomia – otarcia [1, 12]
	Wydolność żucia: $\sigma_N, P, W_T, R, \sigma_{T-G}$ U, RMM	Wzrost komfortu [141, 256] Tendencja wzrostu siły okluzyjnej [256] Wzrost wydolności żucia [172, 256]
	Wydolność żucia: σ_N, P, W_T, R, U Implant: R_L, F_Z	Zaniki przyszyjkowe [258, 356-358] Zużycie i uszkodzenia złączy [258, 319, 327, 373, 501] Wzrost komfortu [283-285]
	Wydolność żucia: σ_N, P, W_T, R, U Implant: R_L, F_Z	Zmniejszenie liczby urazów [258-260]
	Wydolność żucia: σ_N, P, W_T, R Implant: R_L, F_Z	Dobra stabilizacja [382, 384] Tendencja do spowolnienia przyszyjkowych zaników kości [384] Brak urazów [384]
	Wydolność żucia: σ_N, P, W_T, R, U Implant: R_L, F_Z	

Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach spoczynkowych		
Model	Symulacja	Dane rzeczywiste
	Wydolność spoczynkowa: σ_N , RMM	Zachowania nawykowe [405-410] Urazy, odleżyny; Korekty [153]; [480]
	Wydolność spoczynkowa: σ_N , RMM	Zmniejszenie urazów [153] Mniejsza liczba korekt powykonawczych [141]
	Implant: R_L , F_Z	Uszkodzenia Problemy montażowe [360] Urazy
	Implant: R_L , F_Z	Brak uszkodzeń [384] Brak urazów [384]

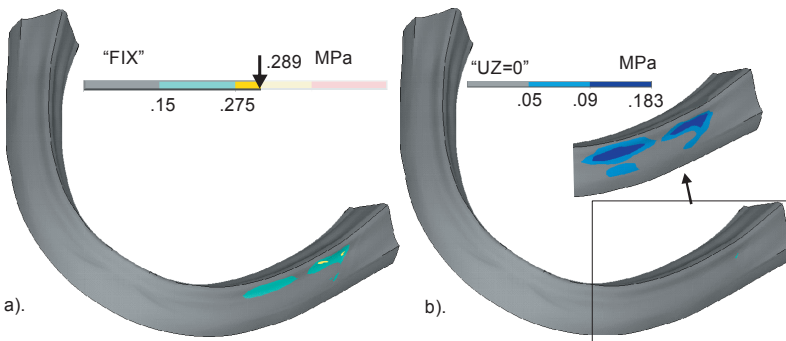
4. Wyniki badań własnych

4.1. Badania materiałów protez w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych użytkowania spoczynkowego

Wyniki badań materiałów protez konwencjonalnych w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych użytkowania spoczynkowego stanowiły obliczone naprężenia kontaktowe generowane na skutek przyjętej charakterystycznej odchyłki wykonawczej (rys. 3.14). Na rysunkach 4.1 i 4.2 przedstawione zostały rozkłady naprężeń pod protezą akrylową (2-warstwowy układ quasi-kompozytowy) zajmującą położenie właściwe ustalone przez zaguzkowanie centryczne bez swobody lub ze swobodą przemieszczeń poziomych, odpowiednio dla obydwu analizowanych przypadków elastycznej lub „twardej” błony śluzowej.



Rysunek 4.1. Naprężenia kontaktowe na powierzchni błony śluzowej „twardej” generowane na skutek założonej odchyłki wykonawczej w położeniu zaguzkowania centrycznego: (a) bez swobody przemieszczeń (FIX) lub (b) ze swobodą przemieszczeń poziomych (UZ=0)

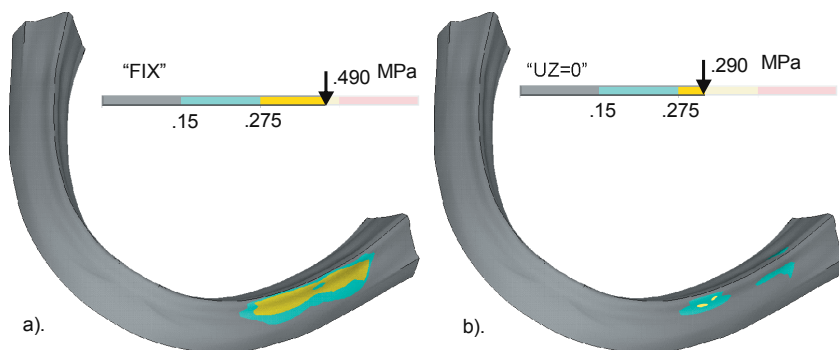


Rysunek 4.2. Naprężenia kontaktowe na powierzchni błony śluzowej elastycznej generowane na skutek założonej odchyłki wykonawczej w położeniu zaguzkowania centrycznego: (a) bez swobody przemieszczeń (FIX) lub (b) ze swobodą przemieszczeń poziomych (UZ=0)

Na skali wartości naprężeń zaznaczono przeciętną progową wartość odczuwania bólu 630 kPa [143, 144], a także wartości 150 i 275 kPa podawane przez piśmiennictwo jako niebezpieczne dla rozwoju odleżyn [138, 151, 152, 154]. W obszarach ucisku w tkankach błony śluzowej dochodzi do spadku cyrkulacji krwi, który już po 15-20 s staje się niebezpieczny ze względu na wpływ niedokrwienia na ryzyko rozwoju odleżyny [153]. Szczególnie niebezpieczne są uciski zagrażające niedokrwieniem, jednak nie wywołujące bólu. W przypadku braku wyraźnych odczuć bólowych możliwe jest długotrwałe utrzymywanie protezy w położeniu wywołującym ucisk. Jako wartości ucisków prowadzących do niedokrwienia i rozwoju odleżyn przyjęto wartość 150 kPa (choć według ostatnich danych [153] istnieją przesłanki do przyjęcia jeszcze mniejszej dolnej granicy w zakresie 70-90 kPa).

Poziom ucisku powodowany odchyłką wykonawczą wielkości 0,1 mm dla przypadku błony „twardej” znacznie przekroczył poziom wrażliwości bólowej [143, 144]. W przypadku bardziej elastycznej błony śluzowej uciski nie przekroczyły poziomu wrażliwości bólowej, lecz znacznie przekroczyły wartości niebezpieczne dla rozwoju odleżyn [151].

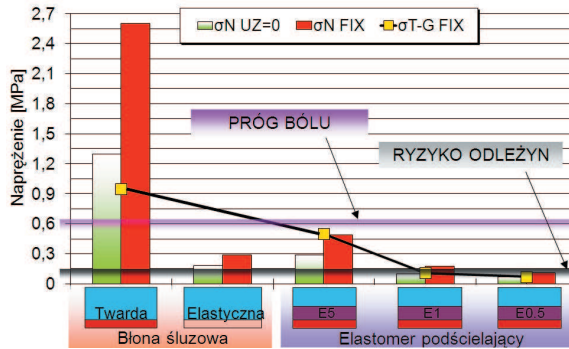
Rysunek 4.3 przedstawia wpływ podścielania protezy warstwą elastomerową „E5” na wartości obciążeń spoczynkowych w przypadku „twardej” błony śluzowej. Uwagę zwraca korzystny wpływ podścielania na znaczne zmniejszenie obciążeń spoczynkowych generowanych na skutek odchyłek technologii wykonawstwa (por. z rys. 4.1a). Na rysunku 4.4 zestawiono w postaci wykresu słupkowego wartości obciążeń podłoża błony śluzowej elastycznej pod protezą twardą oraz błony śluzowej „twardej” dla wszystkich badanych materiałów. Obciążenia spoczynkowe



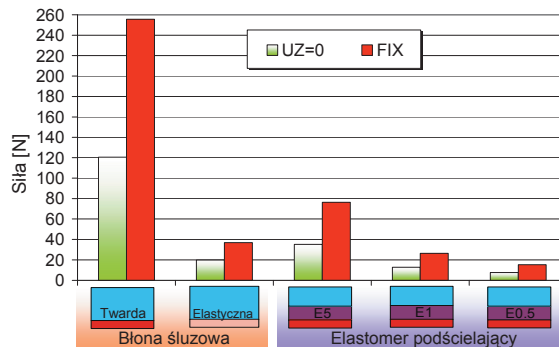
Rysunek 4.3. Naprężenia kontaktowe generowane na powierzchni „twardej” błony śluzowej w zaguzkowaniu centralnym: (a) bez swobody przemieszczeń poziomych (FIX) lub (b) ze swobodą przemieszczeń poziomych (UZ=0) na skutek odchyłki wykonawczej dośluzowej powierzchni pod protezą podścielaną materiałem „E5”

blony śluzowej twardej zmniejszyły się w stosunku do protezy bez podścielenia około 20-krotnie, przy czym zastosowanie materiałów „E1” i „E05” wpłynęło na zmniejszenie obciążeń poniżej wartości występujących dla błony elastycznej.

Wypychanie protezy przez tkanki zdeformowane w obszarze wcisku uniemożliwia utrzymywanie jej w położeniu właściwym bez nacisków okluzyjnych. Im większe wypychanie (reakcja podłoża) tym większe siły okluzyjne i napięcie mięśni zuchwy konieczne do utrzymywania protezy w zaguzkowaniu. Materiały oceniano zatem również pod względem wartości pionowej składowej siły reakcji generowanej w podłożu, która musi zostać zrównoważona przez siły mięśni zuchwy. Wyznaczone wartości sił mięśniowych (pionowej składowej reakcji

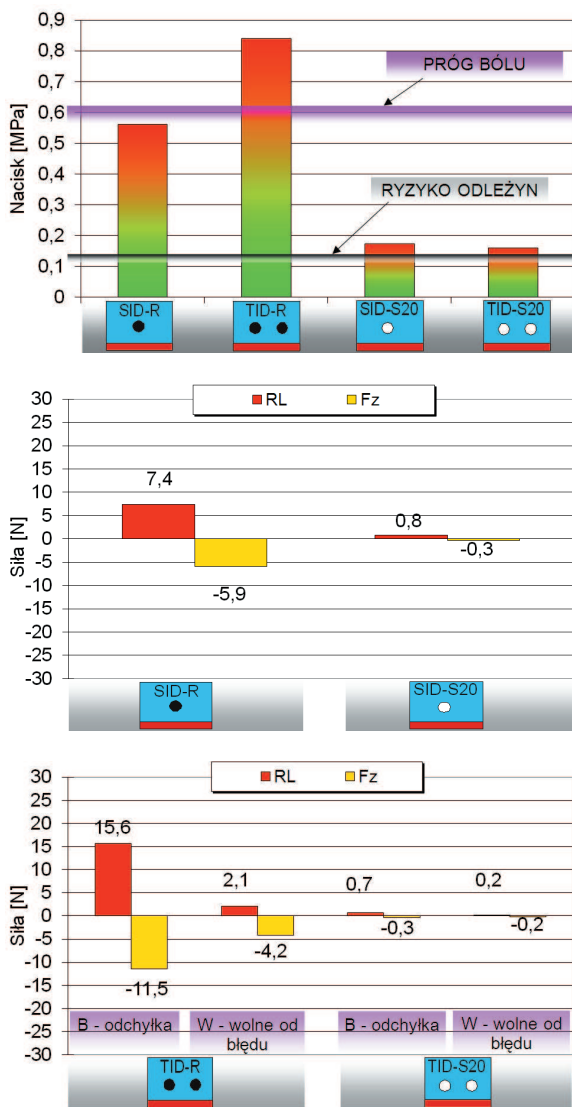


Rysunek 4.4. Wpływ materiału podścielającego na spadek nacisków oraz naprężeń zastępczych T-G generowanych na skutek odchyłki wykonawczej w zaguzkowaniu centrycznym ze swobodą (UZ=0) i bez swobody (FIX) przemieszczeń poziomych w odniesieniu do protezy niepodścielanej



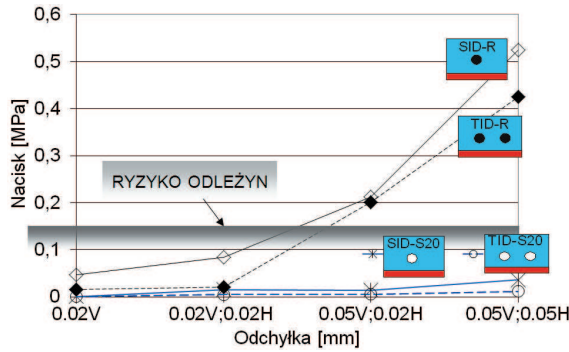
Rysunek 4.5. Wartości wypadkowej sił mięśniowych (reakcji podłoża RMM) konieczne do utrzymywania protezy z odchyłką w zaguzkowaniu centrycznym ze swobodą (UZ=0) i bez swobody (FIX) przemieszczeń poziomych w zależności od modułu sprężystości błony śluzowej lub elastomeru podścielającego

podłoża) zestawiono na rysunku 4.5. Widoczny był znaczny wpływ elastyczności materiału protezy oraz błony śluzowej na zmniejszenie siły mięśni, która była konieczna do utrzymywania protezy w pozycji zaguzkowania centrycznego. Siła mięśni wraz z zastosowaniem materiału podścielającego o najmniejszym module sprężystości zmniejszyła się w stosunku do protezy

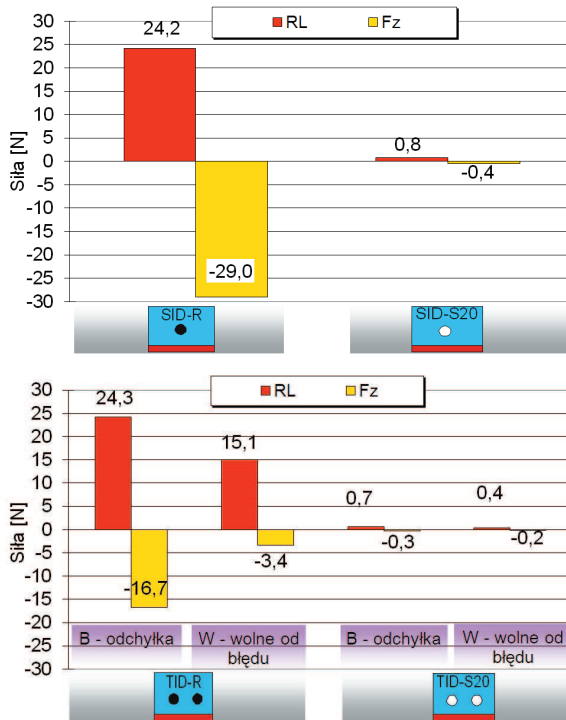


Rysunek 4.5. Wartości maksymalnego nacisku pod protezą oraz obciążenia złączy RL i FZ generowane na skutek odchyłki wykonawstwa dośluzowej powierzchni w SID i TID dla złączy grupy materiałowej „R” lub projektowanych materiałowo silikonowych (S20)

bez podścielenia około 15-krotnie. Skuteczność kompensacji założonej odchyłki wykonawstwa dośluzowej powierzchni siodła (rys. 3.14) dla rozwiązań SID i TID, utrzymywanych za pomocą



Rysunek 4.7. Wpływ odchyłki w pozycji pionowej (V) i poziomej (H) złączy względem implantów na uciski spoczynkowe błony śluzowej w SID i TID dla złączy standardowych grupy materiałowej „R” oraz projektowanych materiałowo złączy silikonowych „S20”



Rysunek 4.8. Obciążenia spoczynkowe złączy (boczne RL i pionowe Fz) wywołane odchyłkami pozycjonowania ($U_x = 0,05$; $U_y = 0,05$; $U_z = -0,05$) w rozwiązaniach SID lub TID dla złączy grupy materiałowej „R” lub projektowanych materiałowo złączy silikonowych „S20”

standardowych złączy grupy materiałowej „R” lub projektowanych materiałowo złączy silikonowych „S20” przedstawiono na rysunku 4.6. Na wykresie zestawiono w postaci wykresu słupkowego obliczone wartości maksymalnego ucisku błony śluzowej w obszarze wcisku pod protezą oraz obciążenia złączy. Wartości maksymalnego ucisku spoczynkowego podłoża błony śluzowej w przypadku złączy standardowych „R” osiągały znaczne wartości przekraczające próg bólu w przypadku rozwiązań TID. Wartości ucisku były mniejsze od progu bólu w przypadku rozwiązań SID, Niemniej, wartości ucisku około 550 kPa znacznie przewyższały poziom niebezpieczny ze względu na rozwój odleżyn.

Rysunek 4.7 przedstawia wpływ założonej odchyłki pozycjonowania złącza względem implantu (rys. 3.15) na poziom ucisków spoczynkowych podłoża błony śluzowej pod SID lub TID. Obciążenia podłoża w przypadku złączy silikonowych były znacznie mniejsze od wartości niebezpiecznych dla rozwoju odleżyn. W przypadku złączy grupy materiałowej „R” poziom ucisków zagrażających rozwojem odleżyn został osiągnięty przy stosunkowo niewielkich wartościach odchyłki pozycjonowania, zarówno w SID, jak i w TID.

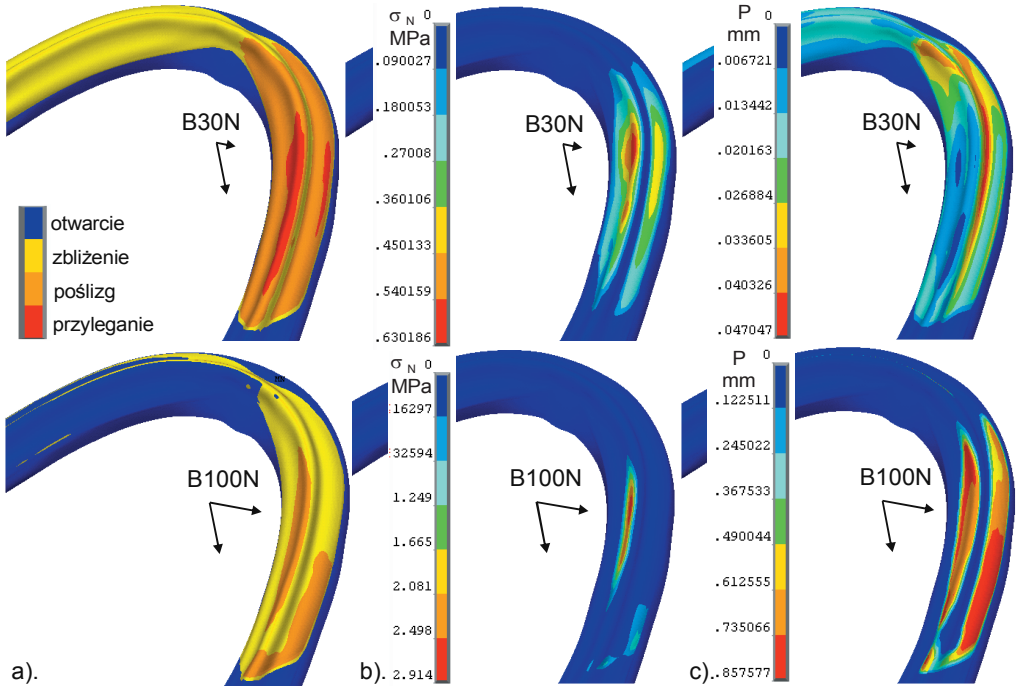
Spoczynkowe obciążenia złączy, generowane na skutek maksymalnej odchyłki pozycjonowania, przedstawiono na rysunku 4.8. Obciążenia złączy dla TID po stronie błędu pozycjonowania oznaczono „B”, po stronie wolnej od błędu oznaczono „W”. W przypadku złączy standardowych wartości były znaczne (większe od obciążeń, które w złączach podatnych występowały podczas żucia).

4.2. Badania materiałów protez w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych żucia

Wyniki badań materiałów w symulowanych warunkach wydolności żucia stanowiły obliczone wartości wielkości fizycznych, które pozwalają na dokonanie oceny wpływu materiału protezy na nośność naturalnego tworzywa tkanek. W pierwszej kolejności przedstawiono wyniki badań materiałowych 2-warstwowego układu błony śluzowej współpracującej z twardą protezą akrylową.

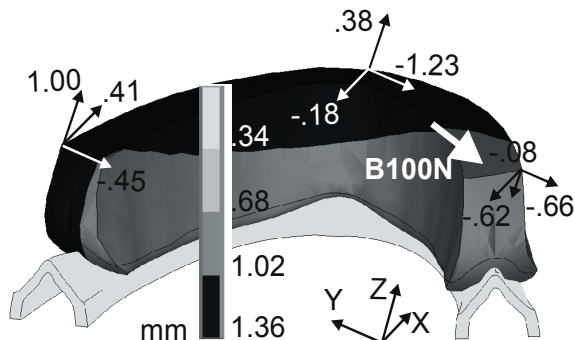
Biozgodne wykorzystanie tkanek oceniane było na podstawie wartości naprężeń kontaktowych pod protezą, poślizgu i pracy tarcia na powierzchni błony śluzowej. Do prezentacji wybrano charakterystyczne fazy realizacji bocznych sił okluzyjnych (pionowe „V100N” były już przedstawiane w rozdziale 3.6):

- zwiększenie siły poziomej w kierunku policzka do 30 N („B30N”),
- zwiększenie siły poziomej do 100 N („B100N”).

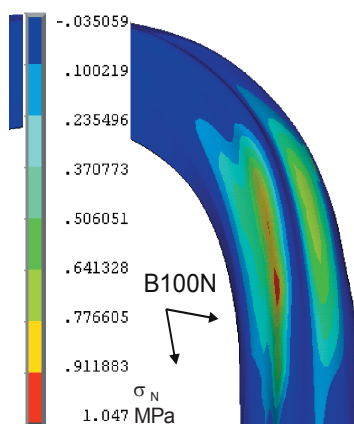


Rysunek 4.9. Warunki kontaktu na powierzchni błony śluzowej pod protezą (a); rozkład naprężeń normalnych (b) oraz rozkład poślizgu (c) w fazach realizacji obciążeń poziomej składowej sił żucia 30 N w poziomie „B30N” i 100 N w poziomie „B100N”

Na rysunku 4.9 zaprezentowano przypadek największego oddalenia powierzchni okluzyjnych na dystans 1,0 mm („spóźniony” kontakt balansujący), z możliwością przesuwu w miejscu kontaktu zwarciego balansującego. W postaci barwnej mapy przedstawiono warunki kontaktu na powierzchni błony śluzowej pod protezą. Następnie rozkłady naprężeń normalnych na powierzchni błony śluzowej. Prezentację map naprężeń stycznych ze względu na analogię do nacisków pominięto w prezentacji graficznej. Wyniki badań pozwoliły na rozpoznanie obszarów, w których zależnie od fazy realizacji obciążeń zgrzyzowych proteza osiadała oraz obszarów, w których proteza traciła kontakt, odrywając się od podłoża bądź ślizgała się. Do narażonych na ryzyko rozwoju urazów ciernych należą obszary poślizgu (kolor pomarańczowy), któremu towarzyszy wysoki poziom nacisków (więc i sił stycznych). Wielkości poślizgu, zdefiniowane względnymi przemieszczeniami powierzchni kontaktowej, zaprezentowano w postaci barwnej mapy. Rysunek 4.10 przedstawia przemieszczenia protezy. Na rysunku 4.11 przedstawiono wpływ uproszczenia warunków kontaktu do całkowitej adhezji na naprężenia kontaktowe na powierzchni błony śluzowej.



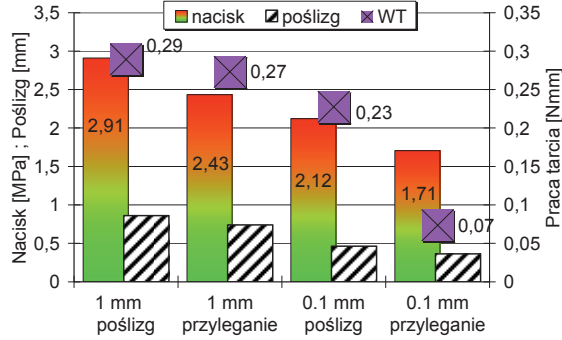
Rysunek 4.10. Przemieszczenia protezy w kierunkach X (przednio-tylnym), Y (bocznym) oraz Z (pionowym) wywołane skośną siłą żucia „B100N”



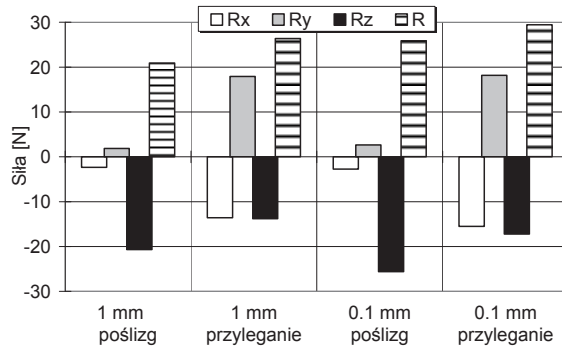
Rysunek 4.11. Rozkład naprężeń normalnych pod protezą obciążoną skośną siłą „B100N” w warunkach całkowitej adhezji do podłoża błony śluzowej

Wpływ warunków kontaktu balansującego na obciążenia pod protezą przedstawiono na rysunku 4.12, na którym w postaci wykresu słupkowego dla ostatniej fazy realizacji obciążeń („B100N”) zestawiono maksymalne wartości nacisku, poślizgu i pracy tarcia. Pominięto w prezentacji pracę tarcia w poprzednich krokach obciążeniowych („V100N” oraz „B30N”), gdyż wartości były stosunkowo niewielkie ($0,4\text{-}1,6 \text{ E-}3 \text{ Nmm}$). Na rysunku 4.13 przedstawiono wpływ warunków kontaktu balansującego na wartość wypadkowej siły reakcji działającej na kontakcie balansującym.

Rysunek 4.9 przedstawia decydujący wpływ kierunku działania sił okluzyjnych na obciążenia tkanek podłoża. Pod protezą poddaną działaniu sił bocznych, już przy wartości 30 N, warunki przylegania uległy diametralnej zmianie. Wyraźne było unoszenie skrzydła po stronie



Rysunek 4.12. Wpływ warunków kontaktu balansującego na maksimum nacisków (MPa), poślizg (mm) oraz pracę tarcia W_T (Nmm) pod protezą w fazie realizacji skośnej siły zgryzowej „B100N”

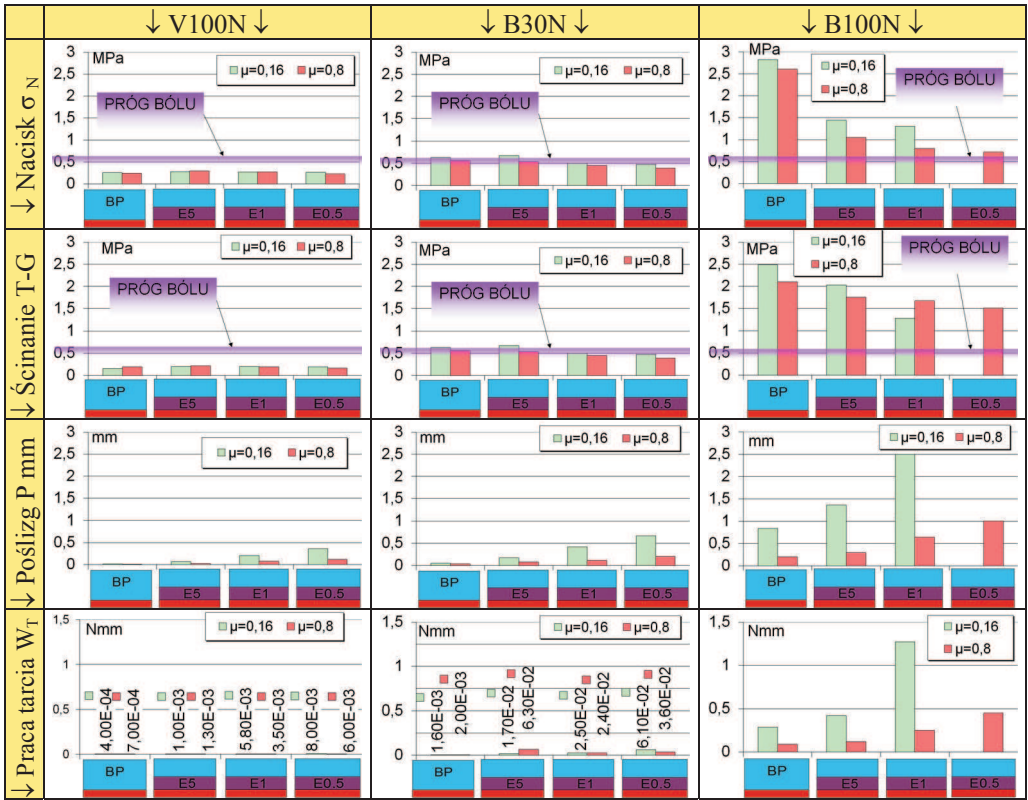


Rysunek 4.13. Wpływ warunków kontaktu balansującego na wartość reakcji na kontakcie balansującym (składowe oraz wypadkowa R) w fazie realizacji skośnej siły zgryzowej „B100N”

balansującej i całkowita utrata kontaktu z podłożem. Po stronie obciążonej obszar przylegania znacznie się zmniejszył, zawężając się do strony językowej stoku. Wraz z dalszym zwiększeniem poziomej składowej siły okluzyjnej („B100N”) proteza doznała większego przechylenia (rys. 4.10). Skrzydło po stronie balansującej uniosło się, a w pozostałym obszarze docisku nie występowało już przyleganie, lecz poślizg (rys. 4.9). Proteza nie została jednak zrzucona z podłoża po uzyskaniu kontaktu zwarciego unoszącego się skrzydła balansującego z protezą przeciwną. Warunki zwarcia po stronie balansującej wpływały na obciążenia pod protezą (rys. 4.13). Naciski były mniejsze w warunkach zablokowania przesuwu płaszczyzn okluzyjnych. W warunkach poślizgu na kontakcie balansującym występowały większe przemieszczenia protezy w kierunku działania siły okluzyjnej, co skutkowało zwiększeniem przechylenia i obciążenia

pod protezę o około 20%. Jednakże, znacznie większy wpływ na wzrost obciążenia pod protezę miało zwiększenie dystansu do kontaktu balansującego. Wraz ze zwiększeniem dystansu, w badanym zakresie do 1,0 mm, proteza doznała znacznie większych przemieszczeń zanim uzyskała podparcie po stronie balansującej. Wielkość poślizgu po powierzchni śluzówkowej zwiększyła się około 2-krotnie do wartości zbliżonych do 1 mm, podczas gdy towarzyszący poślizgom nacisk osiągnął prawie 3 MPa.

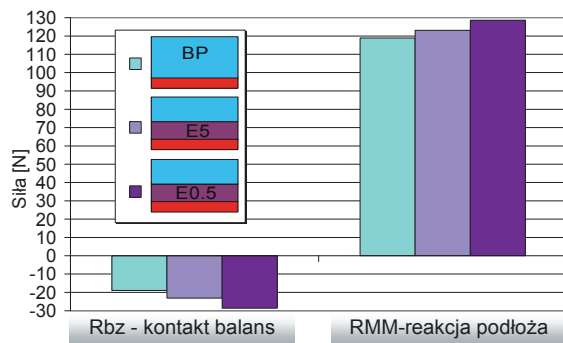
Wpływ zmiany własności tworzyw podścielających, powodowany dodatkiem nanowypełniaczy, na kryterialne wartości maksymalnych nacisków, poślizgu oraz pracy tarcia pod protezę w kolejnych fazach realizacji obciążeń okluzyjnych przedstawiono na rysunku 4.14. Przyjęto dodatkowe kryterium obciążenia tkanek związane z koniecznością oceny wpływu podścielenia na deformację postaciową w głębi tkanek, co wyjaśniono w części przeglądowej pracy na rysunku 2.16 [221, 222, 235, 236, 239, 241]. Jako kryterium ścinania przyjęto naprężenia zastępcze T-G, wskazujące maksymalną różnicę naprężeń w kierunkach głównych. Zakres symulacji warunków kontaktu zwarciowego po stronie balansującej został ograniczony ze względu na znaczną liczbę i czasochłonność analiz do przypadku oddalenia powierzchni górnej protezy na dystans 1,0 mm, przy oporach przesuwu zdefiniowanych współczynnikiem tarcia $\mu = 0,16$. Wpływ kierunku siły okluzyjnej na obciążenia błony śluzowej był nieporównywalnie większy niż wpływ sprężystości podścielenia lub warunków smarowania, gdyż maksymalny nacisk był większy pod protezę obciążoną skośną siłą „B100N” około 10-krotnie niż siłą pionową „V100N”. Sprężystość materiału podścielającego oraz warunki poślizgu wpływały na obciążenia błony śluzowej w sposób odmienny w przypadku pionowych sił okluzyjnych lub skośnych. W przypadku działania pionowej siły okluzyjnej, zastosowanie mniej elastycznego materiału podścielającego „E5” skutkowało wzrostem nacisku powyżej wartości 250 kPa, rejestrowanych dla akrylowej protezy bez podścielenia. Zwiększyła się również praca tarcia (niemniej, wartości pracy tarcia w porównaniu do kolejnych kroków obciążeniowych były nieznaczące). Dalsze zwiększanie elastyczności materiału podścielenia skutkowało zmniejszeniem nacisków, które jednak nie spadły poniżej wyjściowej wartości dla twardej protezy akrylowej. Zmniejszenie nacisków o około 20 kPa poniżej poziomu występującego pod protezę bez podścielenia odnotowano wyłącznie w przypadku dużego współczynnika tarcia. Wprowadzenie materiału podścielającego wpłynęło niekorzystnie na ścinanie w głębi tkanek miękkich. Naprężenia zastępcze T-G wzrosły w przypadku dobrego smarowania z 150 kPa do około 200 kPa.



Rysunek 4.14. Wpływ badanych materiałów protez i warunków smarowania na powierzchni błony śluzowej na kryterialne wskaźniki stanu obciążenia błony śluzowej: maksymalny nacisk, maksymalne naprężenia zastępcze T-G (ścianie w głębi tkanek), wielkość poślizgu na powierzchni błony śluzowej oraz pracę tarcia (W_T) pod protezą w zależności i obciążenia siłą okluzyjną „V100N”, „B30N” lub „B100N”

W przypadku realizacji siły poziomej 30 N, materiały o zwiększonej elastyczności „E1” i „E0,5” wpływały na zmniejszenie nacisków do wartości około 500 kPa z wartości osiągających próg bólu w przypadku twardej protezy akrylowej. Jednakże, wzrosło ścianie w głębi tkanek, by w przypadku materiału „E0,5” osiągnąć wartość 550 kPa. Zwiększyły się wartości poślizgu, które w przypadku dobrego smarowania osiągnęły około 0,5 mm.

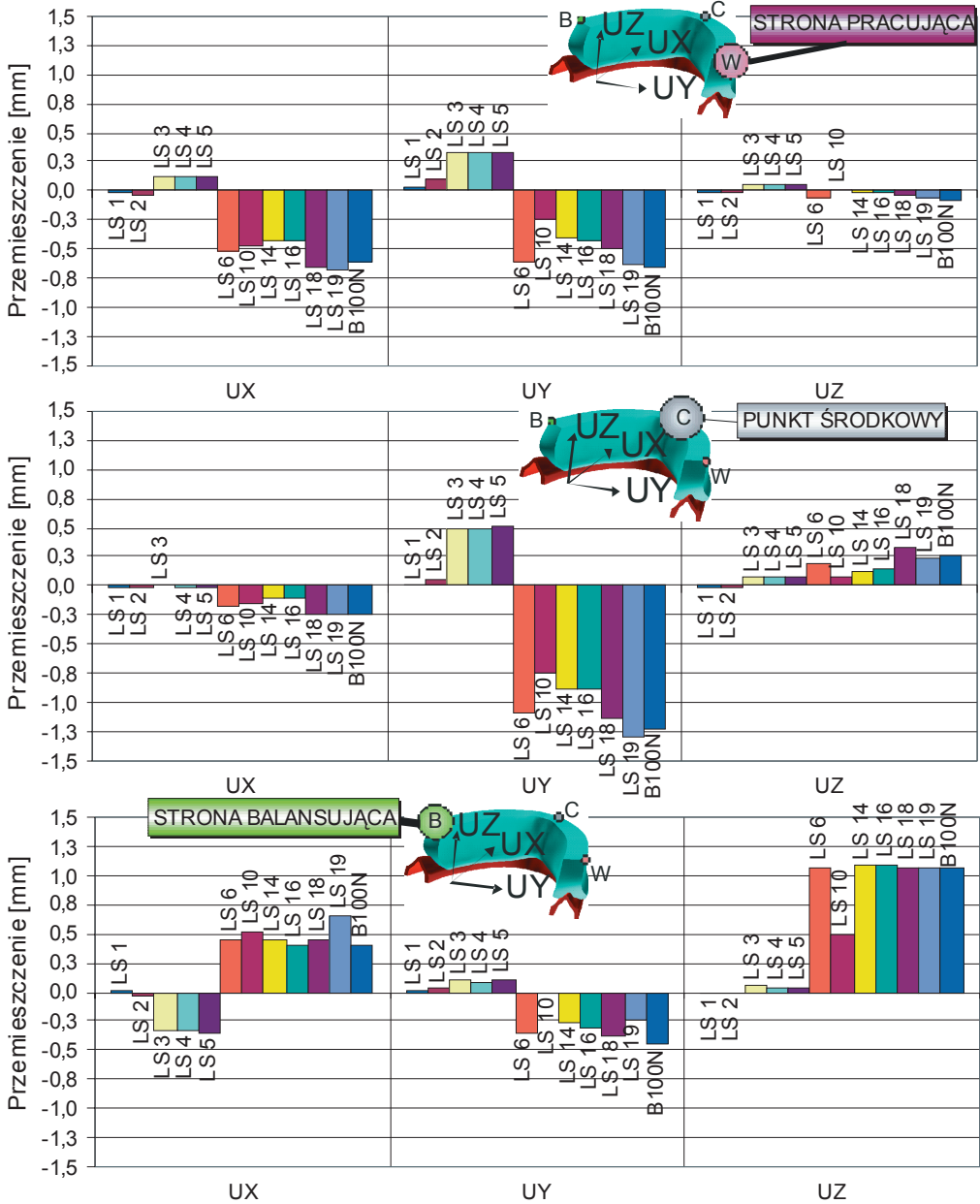
Zdecydowanie korzystny wpływ stosowania miękkich materiałów stwierdzono w przypadku działania maksimum skośnej siły okluzyjnej „B100N”. Dla materiału najbardziej elastycznego „E0,5” nie uzyskano zbieżności rozwiązania dla maksymalnych obciążeń „B100N”, niemniej wyniki uzyskane dla pozostałych materiałów pozwoliły na dokonanie oceny wpływu zwiększania elastyczności podścielenia na obciążenia pod protezą. Wraz z zwiększaniem elastyczności



Rysunek 4.15. Wpływ materiałów protez na wartości składowej pionowej reakcji R_{bz} na kontakcie balansującym oraz pionowej reakcji RMM podłoża podczas transmisji skośnej siły żucia „B100N”

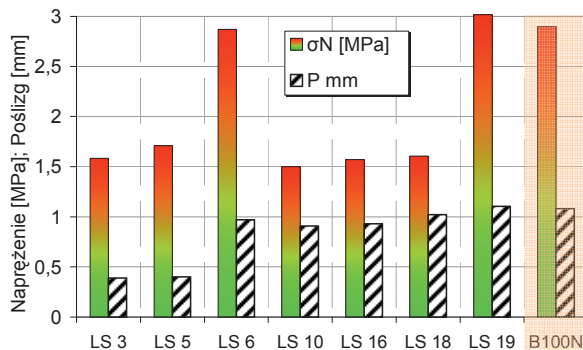
podścielenia występowało znaczne ponad 2-krotne zmniejszenie nacisków, jak również ścinania w głębi tkanek. Efekt wzrostu ścinania w głębi tkanek, który zaznaczał się w przypadku pionowego działania sił okluzyjnych nie występował w przypadku działania skośnych sił żucia. Do uzyskania stosunkowo największego spadku nacisków do wartości 1,44 MPa w przypadku dobrego smarowania, wystarczyło podścielenie „E5” o cechach sprężystych, odpowiadających błonie śluzowej. Dalsze 5-krotne zmniejszenie elastyczności tworzywa z „E5” do „E1” zmniejszyło nacisk już tylko o 140 kPa, do wartości 1,30 MPa. Jednocześnie, wzrost elastyczności tworzywa prowadził do wzrostu poślizgu z wartości mniejszych niż 1 mm do przekraczających 2 mm w przypadku dobrego smarowania. Dla dużych oporów przesuwu wartości poślizgu zwiększyły się z 0,2 mm do 1 mm. Wzrosła pracy tarcia odpowiednio ze 0,29 Nmm do 1,27 Nmm dla warunków smarowania $\mu = 0,16$ oraz z 0,09 Nmm do 0,42 Nmm dla $\mu = 0,8$. Warto również zwrócić uwagę na wykres przedstawiony na rysunku 4.15. Wartość pionowej składowej reakcji na kontakcie balansującym w fazie realizacji skośnej siły okluzyjnej „B100N” wynosiła -19 N w przypadku protezy bez podścielenia. Materiały podścielające wpłynęły na wzrost wartości reakcji na kontakcie balansującym aż o 50 %, z -19 do -28,6 N w przypadku podścielenia „E1”. Reakcja podłoża również wykazała tendencję wzrostową, z 118,9 do 128,6 N w przypadku podścielenia „E1”.

Wyniki badań symulacyjnych z uwzględnieniem oddziaływania sił języka na twardą protezę akrylową destabilizowaną siłami żucia oceniano na podstawie wyznaczonych warunków kontaktu na powierzchni błony śluzowej, przemieszczeń protezy oraz wartości nacisku i poślizgu na powierzchni śluzówkowej.



Rysunek 4.16. Przemieszczenia protezy w punkcie strony pracującej („W”), centralnej („C”) i balansującej („B”) dla wybranych kroków obciążeniowych LS (wg rys. 3.13)

Przemieszczenia protezy dla kolejnych kroków obciążeniowych „LS”, opisanych w metodyce badań (rys. 3.13), zestawiono na rysunku 4.16, odpowiednio dla trzech punktów kontrolnych



Rysunek 4.17. Naciski pod protezą i wielkość poślizgu w wybranych krokach obciążeniowych LS. Działanie sił okluzyjnych skośnie w kierunku policzkowym (LS6-LS19)

na powierzchni okluzyjnej: punktu strony balansującej („B”), punktu środkowego w strefie siekaczy („C”) oraz punktu strony pracującej („W”). Część kroków obciążeniowych pominięto w prezentacji graficznej, pozostawiając dla przejrzystości wyłącznie wyniki obliczeń istotne dla oceny stabilizacji protezy. Wartości nacisków i poślizgu pod protezą dla charakterystycznych kroków obciążeniowych zestawiono w postaci wykresu słupkowego na rysunku 4.17.

Działanie sił okluzyjnych skośnie w kierunku językowym (LS1-LS5). W kroku LS1 występowało działanie wyłącznie pionowej siły nacisku okluzyjnego -100 N. W krokach LS2-LS3 stopniowo wprowadzono działanie poziomej składowej siły okluzyjnej w kierunku językowym (LS2:30N, LS3:100N). Widoczne było zwiększenie bocznych przemieszczeń protezy (dodatnie Uy) towarzyszące zwiększaniu poziomej składowej siły okluzyjnej, a także zwiększenie przemieszczeń strony balansującej ku tyłowi (ujemne Ux) oraz strony pracującej ku przodowi (dodatnie Ux). Następnie, w kroku LS4-LS5 wprowadzono działanie języka polegające na docisku po stronie balansującej. Wpierw przyłożona została siła -15 N w pionie (T"B" Fz), następnie siła 15 N w poziomie (T"B" Fy). Docisk języka w krokach LS4-LS5 wpłynął na warunki kontaktu protezy z podłożem. W kroku LS4 zaznaczyła się tendencja do zmniejszenia poślizgu po powierzchni śluzówkowej. Jednakże, w realnych warunkach uzyskanie wyłącznie pionowego docisku siłami języka (jak w LS4) nie jest możliwe ze względu na pochyle kształty powierzchni językowej protez. W kroku LS5, po wprowadzeniu działania poziomej składowej siły języka, wyraźnie zwiększyły się obszary poślizgu, niemniej nadal pozostały widoczne niewielkie obszary przylegania. Zatem, w przypadku działania siły okluzyjnej skierowanej skośnie w kierunku językowym stwierdzono, że docisk języka po stronie balansującej w pewnym

stopniu sprzyjał stabilizacji protezy, ze względu na niewielkie zmniejszenie tendencji do poślizgu po powierzchni śluzówkowej. Jednak, wartości pionowych przemieszczeń strony balansującej wskazują, że działanie sił okluzyjnych w kierunku języka nie wywołuje typowego przechylenia protezy, które wymaga stabilizacji poprzez kontakt balansujący z protezą przeciwną. W kroku LS6 wprowadzono zmianę kierunku działania poziomej składowej sił okluzyjnych z -100 N na 100 N, tzn. w kierunku policzka. W kroku LS6 uwidocznił się decydujący wpływ kierunku działania siły okluzyjnej na przemieszczenia protezy.

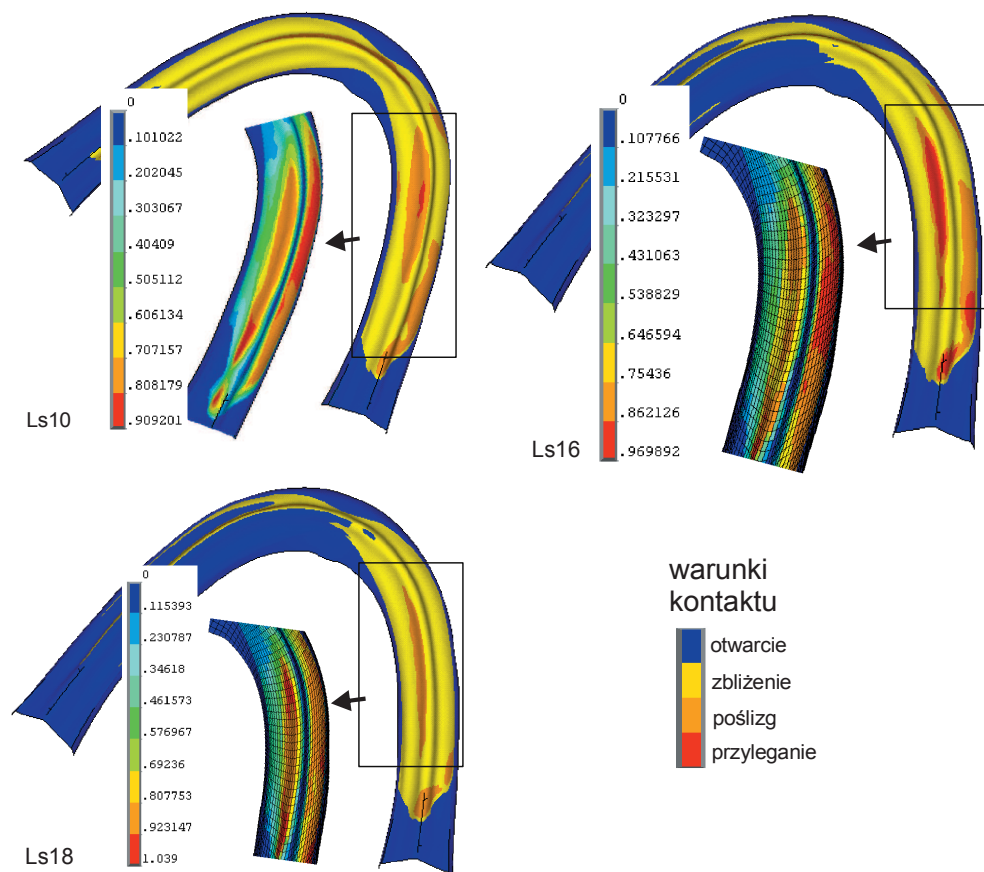
Zmiana kierunku działania siły okluzyjnej ku policzkowi spowodowała uniesienie skrzydła po stronie balansującej (zwiększenie pionowych przemieszczeń U_z), aż do kontaktu z przeciwną powierzchnią górnej protezy. Ocena efektów działania języka wymaga odniesienia wyników z kroku LS6 do stanu obciążenia „B100N” bez obciążeń języka. Docisk języka wpłynął wyłącznie na nieznaczne zmniejszenie poziomych przemieszczeń protezy i drogi poślizgu po powierzchni śluzówkowej, co wskazuje tendencje do niewielkiego spadku pracy tarcia. Wymienione efekty nie pozwalają na uznanie znaczącego stabilizującego wpływu docisku języka w fazie miażdżenia pokarmu.

W następnych krokach od LS7 do LS10 zmniejszono działanie sił okluzyjnych, utrzymując działanie języka na stałym poziomie (maksymalnego docisku z kroku LS6). Ze względu na brak znaczących efektów zmniejszania sił okluzyjnych dla kroków LS7-LS9 przypadki te pominięto w prezentacji. Dopiero w kroku LS10 stwierdzono opadanie skrzydła balansującego na podłoże (zmniejszenie wartości U_z dla sił okluzyjnych $M_Lz = -50$ N i $M_Ly = -30$ N).

W dalszych krokach LS11-16, w celu stwierdzenia, jak docisk języka wpływa na biomechanikę protezy, utrzymywano działanie sił okluzyjnych na poziomie $M_Lz = 50$ N, $M_Ly = -30$ N, natomiast zmniejszono docisk języka aż do zera. Na rysunku 4.16 przedstawiono przemieszczenia wyłącznie dla kroków LS14 i LS16. W kroku LS14 widoczne było, że działanie siłami języka -5 N w pionie i 5 N w poziomie było już za małe, aby wpłynąć na opadanie skrzydła balansującego.

Porównanie stabilizacji protezy pomiędzy krokami LS10 oraz LS16 wypadło na niekorzyść akcji języka. Obciążenia pod protezą bez działania języka (LS16) były przenoszone przy występowaniu większych obszarów przylegania, co zobrazowano dodatkowo na rysunku 4.18.

Chociaż w kroku LS16 wartość poślizgu była większa, to należy zwrócić uwagę, że w przypadku braku siły języka warunki kontaktu były korzystniejsze dla stabilizacji protezy. Działanie języka (LS10) wpłynęło na przeniesienie obszaru maksymalnego poślizgu na stok po stronie



Rysunek 4.18. Warunki kontaktu i wartości poślizgu (w strefie docisku pod skrzydłem pracującym) w wybranych krokach obciążeniowych LS10, LS16 oraz LS 18

językowej. Wynikało to z faktu, że siła języka przeciwdziałała dociskowi na stoku od strony policzkowej pod skrzydłem pracującym. Skutkiem było niekorzystne zwiększenie tendencji do poślizgu w strefie przenoszenia największych nacisków. Zamiast oczekiwanego efektu stabilizacji protezy wystąpił efekt przeciwny.

W krokach LS17 i LS18 badany był wpływ docisku języka po stronie pracującej. Przeszczenia i poślizg zwiększyły się w porównaniu do kroku LS16. Działanie języka po stronie pracującej okazało się niekorzystne.

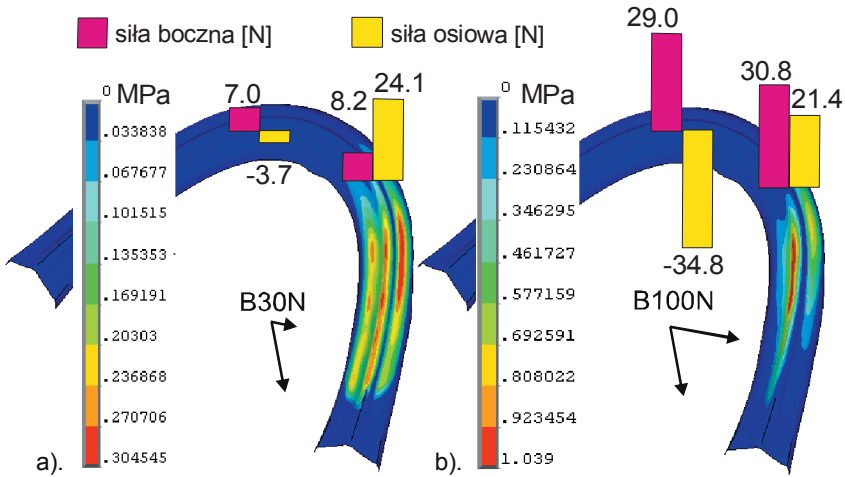
W ostatnim kroku LS19 ujawniły się niekorzystne efekty docisku języka na tylne obszary unoszącego się skrzydła balansującego. Ze względu na zwiększenie przemieszczeń w kierunku przednim naciski i poślizg pod protezą zwiększyły się.

Badania materiałowe protez stabilizowanych implantologicznie w symulowanych warunkach czynności żucia polegały na wielokryterialnej analizie biozgodności materiałowej, obejmującej obciążenia implantów oraz czynniki wydolności i komfortu żucia:

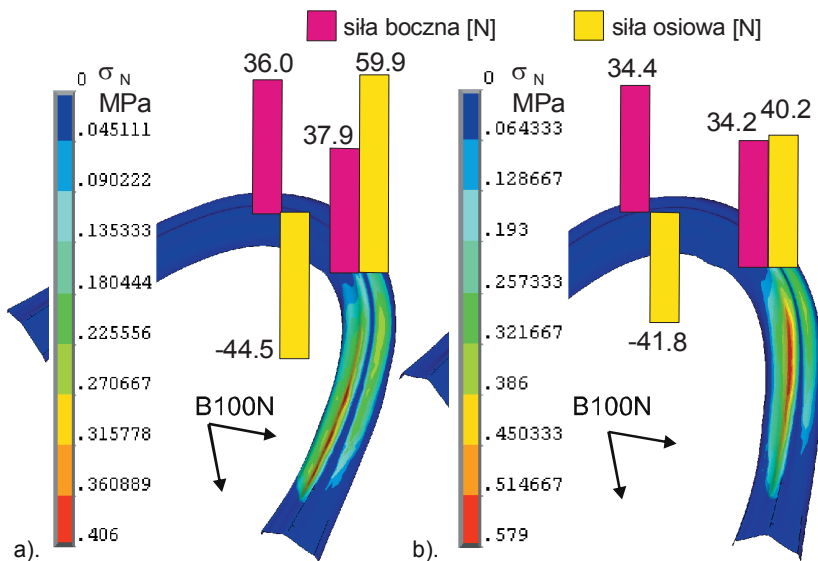
- kryterium obciążeń implantu stanowiły siły przejmowane przez złącza i przekazywane na implanty, zwłaszcza siły boczne warunkujące ryzyko występowania przeciążeniowego zaniku tkanki kostnej otaczającej implant oraz warunkujące niezawodność działania konstrukcji implantologicznej i złącza,
- wydolność żucia oceniano na podstawie efektów stabilizacji protezy oraz kryterium dyskomfortu bólowego podłoża błony śluzowej zobiektywizowanego wartościami nacisków i poślizgu pod protezą.

Na rysunku 4.19 przedstawiono obciążenia złączy grupy materiałowej „R” w rozwiązaniu TID obliczone dla sił żucia „B30N” lub „B100N”. Wartości obciążeń złączy były nieporównywalnie większe w przypadku działania skośnych sił okluzyjnych niż pionowych przedstawianych na rysunku 3.19 (rozdz. 3.6). W przypadku pionowej siły okluzyjnej żadne ze złączy nie było otwierane, gdyż siły osiowe powodowały wciskanie, natomiast obciążenia boczne złączy stanowiły zaledwie 2% przyłożonej siły okluzyjnej. Niewielkie odchylenie siły okluzyjnej „B30N” spowodowało wzrost obciążeń bocznych do 5-6% przyłożonej siły okluzyjnej. Złącze po stronie balansującej było otwierane siłą -3,7 N. W przypadku skośnej siły okluzyjnej „B100N” obciążenia boczne obydwu złączy były równomierne i wynosiły około 30 N (ponad 20% siły okluzyjnej). Złącze po stronie balansującej było otwierane siłą aż -34,8 N. Model obciążenia siłą okluzyjną w strefie drugiego zęba trzonowego (pominięty w prezentacji) skutkowało mniejszym poziomem bocznych obciążeń, 28,3 N po stronie balansującej oraz 24,8 N po stronie pracującej, przy czym siła otwierania złącza osiągnęła -47,6 N. Stwierdzono zatem znacznie większy wpływ kierunku siły okluzyjnej na poziom bocznych obciążeń podpór implantologicznych, niż wpływ lokalizacji siły. W licznie prezentowanych numerycznych i fizycznych analizach modelowych obciążeń złączy zazwyczaj przyjmuje się model działania wyłącznie pionowej siły okluzyjnej.

Na rysunku 4.20 przedstawiono wpływ analizowanych uwarunkowań materiałowych posadzenia protezy na obciążenia złączy i błony śluzowej, w ostatniej najbardziej istotnej fazie realizacji sił żucia B100N. Zwiększenie elastyczności błony śluzowej poskutkowało zmniejszeniem nacisków pod protezą z ponad 1 MPa do 406 kPa. Jednocześnie doszło do zwiększenia obciążeń złączy. Boczne obciążenia złączy wzrosły o 24%. Siła otwierania złącza po stronie balansującej osiągnęła -44,5 N. Wciskanie implantu po stronie pracującej wzrosło z 21,4 N do 60 N.



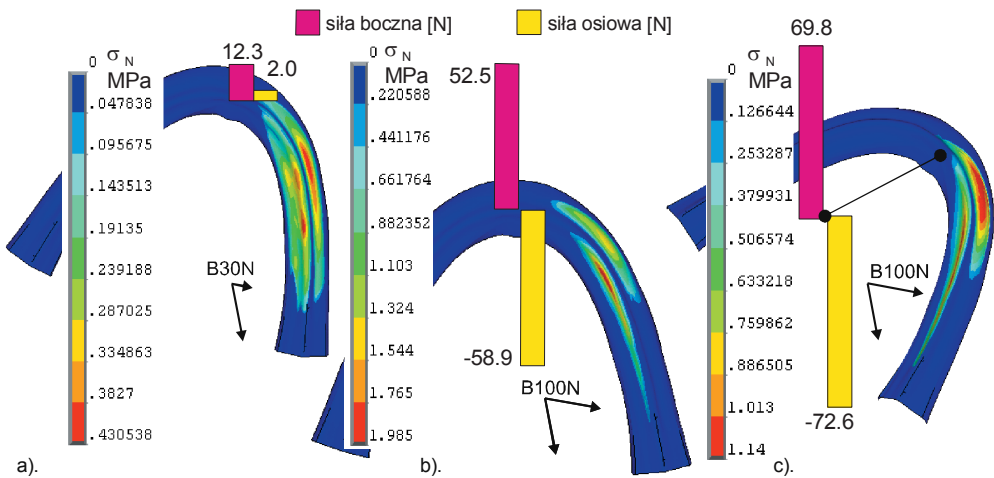
Rysunek 4.19. Wpływ złączy grupy materiałowej „R” na nośność naturalnych tkanek podłoża: boczne i osiowe obciążenia złączy oraz naprężenia kontaktowe (nacisk) pod protezą TID w warunkach przenoszenia obciążeń okluzyjnych: (a) „B30N” (b) „B100N”



Rysunek 4.20. Dystrybucja skośnych obciążeń okluzyjnych B_{100N} na podłożu błony śluzowej oraz złącza zależnie od warunków posadwienia protezy: (a) błona śluzowa elastyczna $E = 1$ MPa oraz $\nu = 0,37$ (b) błona „twarda” pod protezą podścielaną elastomerem o module sprężystości podłużnej 5 MPa

Wpływ warstwy podścielającej na obciążenia złączy był zbliżony do wpływu elastycznej błony śluzowej. Siły otwierające złącze po stronie balansującej osiągnęły wartość -41,8 N. Obydwa złącza przejmowały zbliżone wartości sił bocznych około 34 N. Implant po stronie pracującej był wciskany siłą 40,2 N. Maksymalna wartość nacisku na powierzchni błony śluzowej wynosiła 579 kPa. W stosunku do protezy bez podścielenia nacisk znacznie się zmniejszył z wartości ponad 1 MPa.

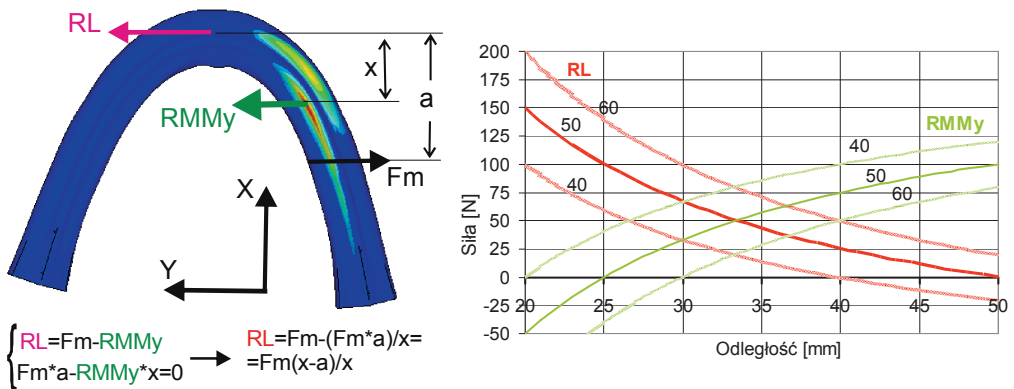
Wyniki badań złączy grupy materiałowej „R” w przypadku rozwiązań protez stabilizowanych za pomocą pojedynczego implantu przedstawiono na rysunku 4.21. Wykresy przedstawiają wzrost obciążeń pod protezą postępujący wraz z realizacją skośnej siły żucia. Obciążenia pojedynczego złącza osiągnęły większe wartości w porównaniu do rozwiązania TID z dwoma złączami. Wypadkowa bocznych obciążeń złącza w warunkach destabilizacji protezy skośną siłą „B100N” była większa o 21,7 N. Obciążenia osiowe były większe w przypadku SID prawie 2-krotnie, wynosiły prawie -60 N (w porównaniu do -34,8 N w TID). W przypadku bardziej elastycznego podłoża błony śluzowej boczne obciążenia złączy były jeszcze większe i wynosiły 69,8 N, a siły osiowe otwierające złącze osiągnęły wartość -72,6 N. Obliczenia potwierdziły, że w jedynej pracy dotyczącej transmisji obciążeń w SIDs [366] (której wyniki wykorzystano do weryfikacji modelu w rozdz. 3.6), poziom obciążeń złączy został znacznie niedoszacowany ze względu na przyjęte pionowe działania siły okluzyjnej.



Rysunek 4.21. Boczne i osiowe obciążenia pojedynczego złącza z grupy materiałowej „R” pod protezą SID oraz naprężenia kontaktowe w przypadku błony śluzowej „twardej” (a-b) lub elastycznej (c)

Uwagę zwraca, że w SID obciążenia podpory implantologicznej były większe w porównaniu do TID, pomimo że w SID występowały większe wartości maksymalnych nacisków na podłoże błony śluzowej. Powszechnie przyjmuje się, że wraz ze zwiększeniem nacisków na podłoże błony śluzowej powinno dochodzić do zmniejszenia obciążeń implantów. Wyjaśnieniem większych obciążeń pojedynczego implantu wydaje się fakt, że w TID obciążenia okluzyjne zostają rozłożone pomiędzy dwie podpory. Istnieje jednak druga przyczyna, którą należało rozważyć. Większe wartości nacisków na miękkie podłoże mogą występować pomimo jego gorszego wykorzystania ze względu na przesunięcie wypadkowej reakcji podłoża, do którego dochodzi na skutek przesunięcia obszaru podparcia, a to z przyczyny odmiennych ograniczeń kinematycznych narzuconych więzami podporowymi. W SID w porównaniu do TID wyraźnie dochodziło do przesunięcia podparcia na błonie śluzowej w kierunku przednim na skutek przechylenia protezy w kierunku działania siły okluzyjnej (dla „twardej” błony śluzowej porównanie odpowiednio pomiędzy rysunkiem 4.19b TID oraz rysunkiem 4.21b SID; dla elastycznej błony śluzowej porównanie TID – rysunek 4.20a oraz SID rysunek 4.21c).

Skutkiem przesunięcia obszaru podparcia jest zmniejszenie ramienia wypadkowej siły reakcji podłoża, która na tym ramieniu tworzy moment względem podpory implantologicznej. Na rysunku 4.22 przedstawiono balans sił w płaszczyźnie poziomej przy uproszczeniu do dominujących składowych bocznych. Moment od siły okluzyjnej F_m względem podparcia

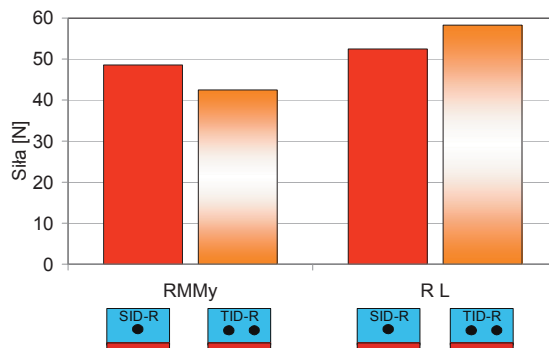


Rysunek 4.22. Balans sił bocznych w płaszczyźnie poziomej uwidaczniający wpływ przesunięcia ku przodowi reakcji podłoża RMM na wzrost reakcji bocznej RL spowodowany zmniejszeniem wartości momentu $RMM \cdot x$, równoważącego moment siły żucia F_m na ramieniu „ a ”. Wykres przedstawia wartości sił RL oraz $RMMMy$ w zależności od charakterystycznej dla hipotetycznego układu lokalizacji „ x ”, przy stałych układu $a = 40, 50$ lub 60 mm oraz $F_m = 100$ N

implantologicznego na ramieniu a równoważony jest przez moment składowej poziomej reakcji podłoża RMM_y na ramieniu x . Przyjmując, że wartość siły okluzyjnej jest osobniczą charakterystyczną stałą układu oraz wymiar a również stałą układu, ustaloną przez niezmienną pozycję zęba, można wyrazić obciążenia boczne RL podparcia implantologicznego wyłącznie w zależności od zmiennej x . Wartość reakcji podłoża i odsunięcie x jest odpowiedzią dla stałej pozycji zęba a .

Wartość odsunięcia x jest charakterystyczną odpowiedzią wynikającą z indywidualnych warunków posadowienia, jak również zależną od własności materiałowych protezy (podatności złącza, jak również podatności warstwy podścielającej, jeżeli zostało zastosowane podścielanie). Warto zwrócić uwagę, że w układach odznaczających się małym x występują większe obciążenia boczne implantów. Dla ustalonej stałej pozycji zęba a , wraz z przesunięciem reakcji podłoża RMM_y ku przodowi (zmniejszenie ramienia x momentu siły reakcji podłoża w SID w porównaniu do TID) do zrównoważenia momentu sił okluzyjnych, zgodnie z równaniem sumy momentów, konieczny jest wzrost wartości reakcji podłoża. Wartość reakcji podłoża nie jest zatem jednoznacznym kryterium sposobu jego wykorzystania. Należy hipotetycznie rozważyć, że podłoże w TID może być lepiej wykorzystane poprzez zwiększenie ramienia x . Jednoznacznego porównania SID i TID dostarczyła wartość reakcji obciążeń przypadających całkowicie na podparcie implantologiczne, tzn. w przypadku TID podano wartość sumaryczną dla obydwu podpór.

Porównanie na rysunku 4.23 ujawniło niewielkie różnice pomiędzy analizowanymi rozwiązaniami pod względem sumarycznego obciążenia bocznego przypadającego na podparcie

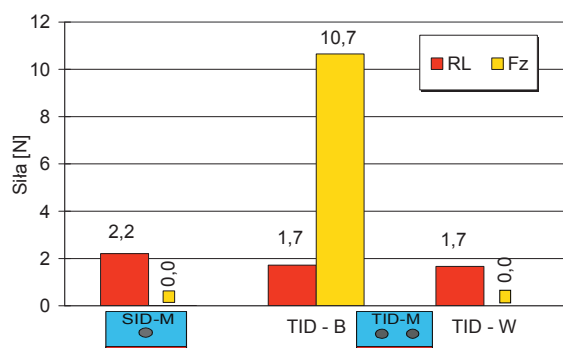


Rysunek 4.23. Porównanie rozwiązań SID i TID pod względem wartości poziomej składowej reakcji podłoża RMM_y i boczno obciążenia złącza RL

implantologiczne, nawet przy niewielkiej przewadze rozwiązania SID. Wykorzystanie reakcji podłoża w równoważeniu momentu poziomej składowej siły okluzyjnej było zatem dla obydwu rozwiązań podobne. Analiza pozwala stwierdzić, że większe obciążenia boczne złącza w przypadku SID w porównaniu do TID nie wynikały z gorszego wykorzystania podparcia na błonie śluzowej, lecz z powodu rozdzielenia obciążeń na dwie podpory. Również w płaszczyźnie pionowej sytuacja była podobna. W TID, w porównaniu do SID, siła otwierania złącza zmniejszyła się, gdyż w TID podpora po stronie pracującej wprowadziła pionową reakcję przeciwdziałającą osiadaniu protezy i tworzącą dodatkowy moment wspomagający moment pionowej reakcji podłoża, równoważąc działanie momentu pionowej siły okluzyjnej.

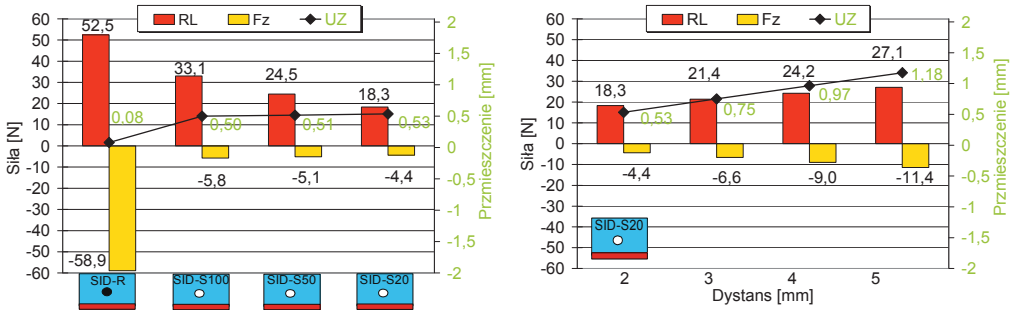
Wyniki badań wpływu podatności osiowej złączy typu „M” na wydolność czynnościową protezy zaprezentowano na rysunku 4.24, w postaci wykresu słupkowego, na którym zestawiono obciążenia złączy. Osiowa podatność pozwoliła na wyeliminowanie wyłącznie wciskania implantu w kość w sytuacji obciążenia protezy pionową siłą okluzyjną (por. z rys. 3.19). W TID wyeliminowane zostało wciskanie implantu po stronie pracującej ($F_z = 0$). Obciążenia towarzyszące działaniu siły skośnej („B100N”) zostały pominięte w prezentacji, ponieważ nie różniły się od wartości dla złączy typu „R”. W trakcie realizacji skośnej siły żucia dochodziło do unoszenia protezy w strefie złącza, co skutkowało ujemnymi wartościami sił osiowych (otwieranie), a złącze pracowało jak złącze typu „R”.

Wyniki badań projektowanych materiałowo złączy silikonowych w warunkach symulowanych obciążeń eksploatacyjnych żucia przedstawiają rysunki 4.25 i 4.26, na których odpowiednio dla rozwiązań SID i TID zestawiono w postaci wykresów słupkowych obciążenia boczne

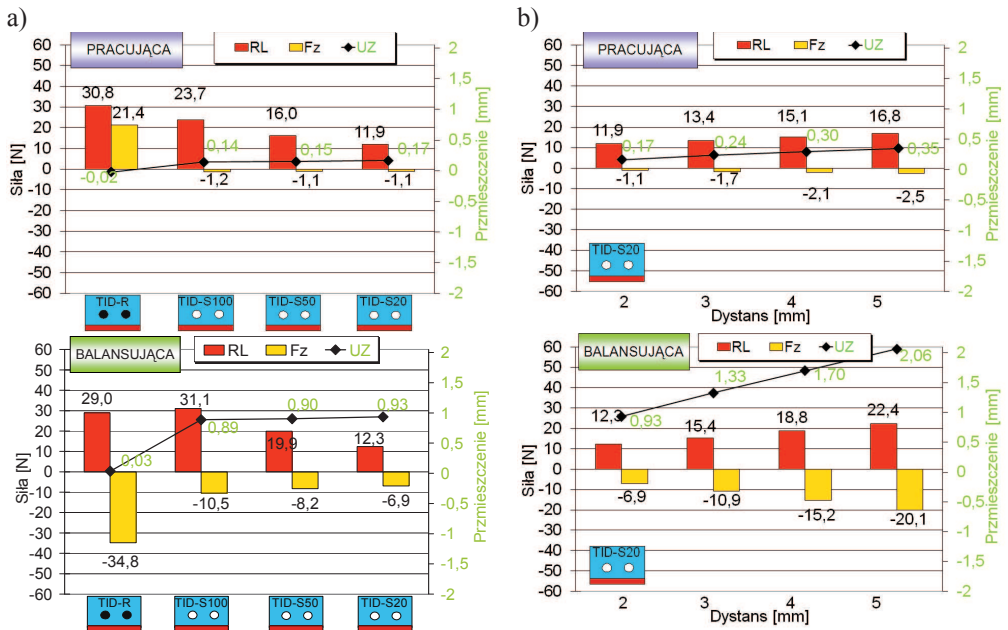


Rysunek 4.24. Obciążenia przejmowane przez złącza podatne osiowo (typu „M”) podczas transmisji pionowej siły okluzyjnej w SID i TID. TID-B: strona balansująca; TID-W: pracująca

i osiowe złączy podczas przenoszenia skośnej siły zucia „B100N”. Widoczny był wpływ elastyczności tworzywa silikonowego na wartości przyjmowanych obciążeń i przemieszczenia w złączach. Na rysunkach 4.25b i 4.26b przedstawiono wyniki obliczeń dla zwiększania oddalenia



Rysunek 4.25. Obciążenia boczne RL i osiowe Fz oraz przemieszczenia pionowe UZ złącza w SID w zależności od: (a) badanego materiału złącza, przy dystansie do kontaktu balansującego 2 mm (b) w zależności od dystansu do kontaktu balansującego dla złączy „S20”



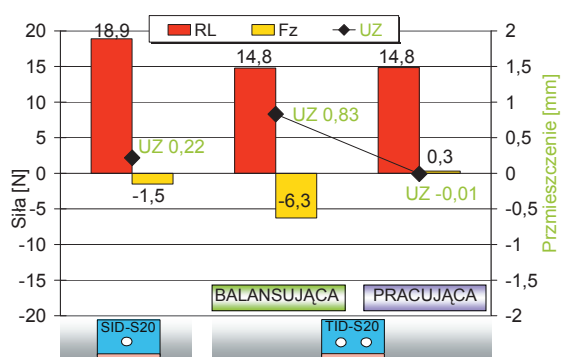
Rysunek 4.26. Obciążenia boczne RL i osiowe Fz oraz przemieszczenia pionowe UZ złącza w TID po stronie pracującej i balansującej w zależności od: (a) badanego materiału złącza, przy dystansie do kontaktu balansującego 2 mm (b) w zależności od zwiększania dystansu do kontaktu balansującego pomiędzy 2-5 mm dla złączy „S20”

do kontaktu balansującego na dystans do 5 mm. Wyniki dotyczyły „twardej” błony śluzowej, natomiast na rysunku 4.27 przedstawiono obciążenia złączy dla błony śluzowej elastycznej.

W kryterium bocznych obciążeń implantów była widoczna przewaga złączy elastomerycznych w stosunku do złączy standardowych. W rozwiązaniach TID boczne obciążenia, niebezpieczne dla tkanki kostnej otaczającej implanty, dla projektowanych złączy elastomerycznych „S20” zmniejszyły się 2-krotnie w porównaniu do złączy grupy materiałowej „R”. Na szczególną uwagę zasługuje jeszcze większy 2,5-krotny spadek obciążeń w SID. W przypadku złączy grupy materiałowej „R”, zmiana sposobu stabilizacji z dwóch implantów na jeden, skutkowałą zwiększeniem obciążeń bocznych złącza o 21,7 N, natomiast w przypadku złączy silikonowych, wzrost sięgał tylko 6 N.

Projektowanie materiałowe złączy silikonowych pozwoliło również na znaczne polepszenie efektów stabilizacji protezy na podłożu. W SID siły otwierania zmieniły się z -58,9 N do -4,4 N; natomiast w TID z -34,8 N do -6,9 N. Choć pod koniec ostatniej fazy obciążania siłą poziomą siły retencji złączy podatnych zostały przekroczone (wynoszą 4-5 N [82]), to złącza nie uległy destabilizacji ze względu na zapas limitu przemieszczeń.

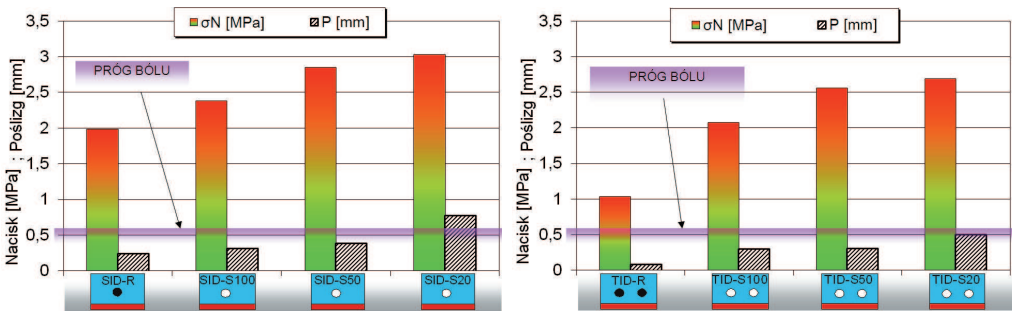
W przypadku bardziej elastycznej błony śluzowej, w rozwiązaniach SID obciążenia boczne dla grupy złączy „R” nie podlegały kontroli i wzrosły w porównaniu do współpracy protezy na podłożu „twardej” błony śluzowej o wartość 17,3 N, osiągając 69,8 N (rys. 4.21). Podobnie gorsze były warunki stabilizacji ze względu na zmianę siły otwierania z -58,9 N do -72,6 N. W przypadku złącza silikonowego w SID obciążenia boczne pozostały niezmienione na poziomie około 18 N, a siła otwierania zmniejszyła się z ponad 4 N do 1,5 N (rys. 4.27).



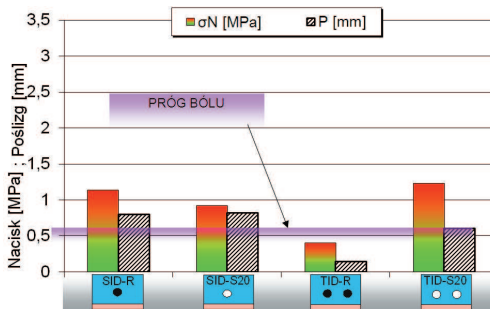
Rysunek 4.27. Obciążenia złączy w SID "S20" lub w TID "S20" w przypadku elastycznej błony śluzowej. Dystans do kontaktu balansującego 2 mm

Dzięki zmniejszeniu siły otwierania poniżej siły powodującej przesuw w złączu zmniejszyła się tendencja do zużycia ciernego, nawet przy stosunkowo ekstremalnych skośnych obciążeniach żucia. W przypadku TID zwiększenie obciążeń bocznych było niewielkie do 14,8 N, natomiast warunki stabilizacji nieznacznie się poprawiły.

Kryterium decydującym o wydolności żucia jest jednak nie tylko stabilizacja protezy, ale również dyskomfort bólowy. Wartości nacisków na podłoże błony śluzowej wraz ze zwiększaniem elastyczności tworzywa silikonowego niestety znacznie się zwiększały ponad poziom wrażliwości bólowej (rys. 4.28). Dla grupy złączy „R” próg wrażliwości bólowej również był przekroczony, szczególnie w przypadku zastosowania pojedynczego implantu. W przypadku elastycznej błony śluzowej poziom bólu został przekroczony w mniejszym zakresie (rys. 4.29) stąd uznano, że zastosowanie standardowego podścielenia powinno być wystarczające do eliminacji dyskomfortu bólowego i nie wykonywano dla tego przypadku obliczeń. Przypadek



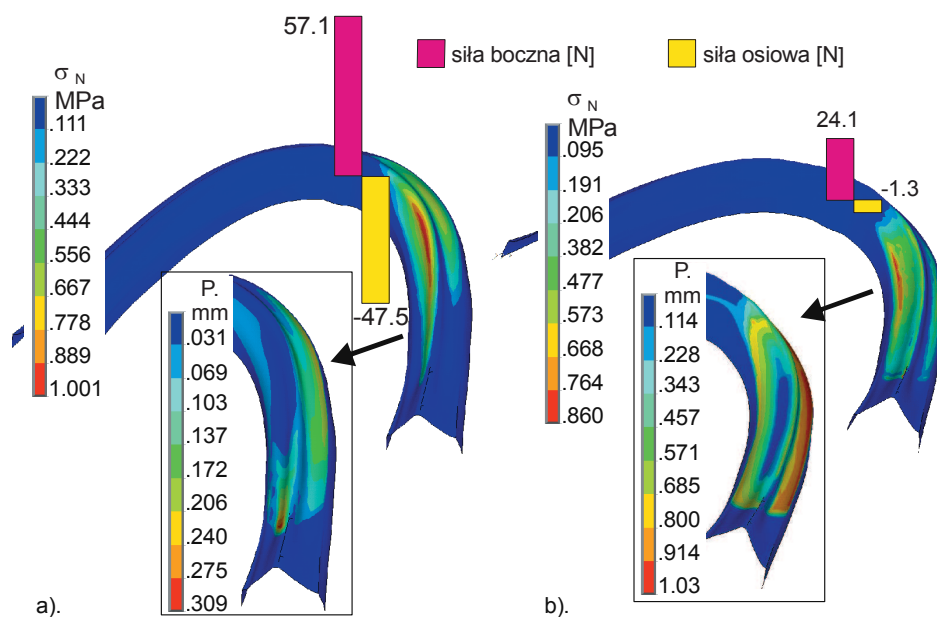
Rysunek 4.28. Wpływ badanych tworzyw silikonowych złączy na maksymalne wartości nacisku i poślizgu w przypadku „twardej” błony śluzowej w SID lub TID



Rysunek 4.29. Wpływ zastosowania złączy silikonowych „S20” na maksymalne wartości nacisku i poślizgu w przypadku elastycznej błony śluzowej w SID lub TID

„twardej” błony śluzowej objęto szczególnym zainteresowaniem, poddając projektowaniu materiałowemu warstwy podścielenia z funkcjonalną gradacją modułu sprężystości przy niezależnej regulacji elastyczności złączy. W przypadku SID „R” i jednorodnego podścielenia „E5” naciski 1001 kPa były znacznie większe niż poziom bólu – rys. 4.30. Obciążenia złącza osiągnęły znaczne wartości (w tym wyciąganie implantu z kości). Stąd, stosowanie w przypadku złączy „R” podścielenia bardziej elastycznego lub z funkcjonalną gradacją nie znajdowało uzasadnienia, ponieważ zwiększanie elastyczności warstwy pogorszyłoby obciążenia implantu. W przypadku złącza „S20” obciążenia boczne złącza były o połowę mniejsze, natomiast siła osiowa mniejsza niż siła retencji złącza.

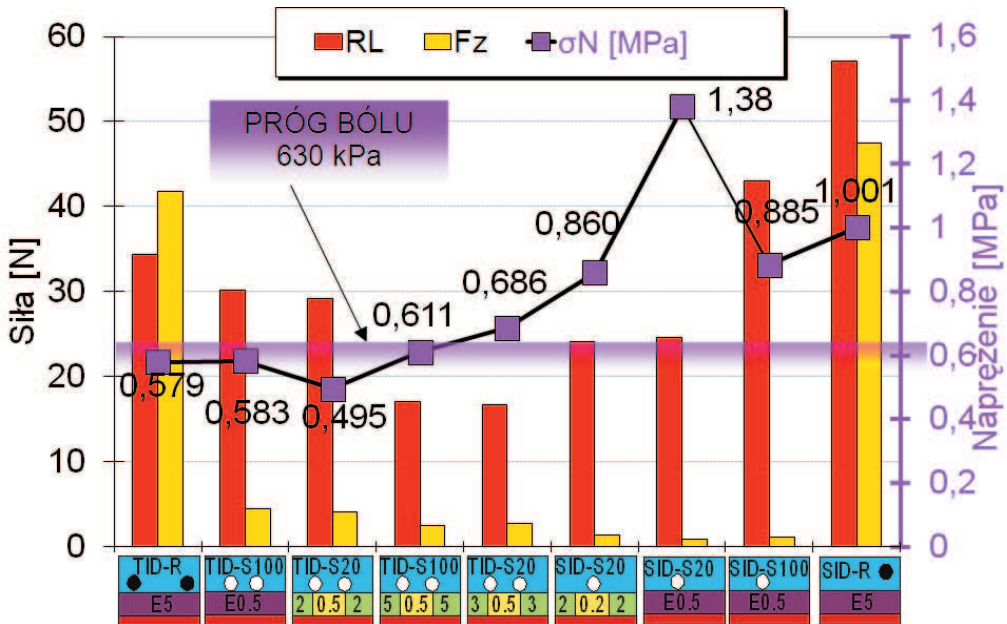
Nacisk na błonę śluzową udało się rozłożyć równomiernie dzięki funkcjonalnej gradacji materiału warstwy podścielającej „E 0,2/2”, doprowadzając do wartości 860 kPa, co wynosiło mniej niż dla rozwiązania standardowego. Niemniej, naciski przekraczały poziom wrażliwości bólowej. Jednocześnie 3-krotnie zwiększyła się tendencja do poślizgu, chociaż jak pokazano na rozkładzie poślizgu, poślizg zwiększył się w obszarze nieznacznie obciążonym, natomiast po stronie językowej w części obszar widoczne jest przyleganie. Stosowanie jednorodnych warstw



Rysunek 4.30. Obciążenia pojedynczego implantu, rozkład naprężeń kontaktowych i poślizgu w obszarze przenoszenia największych nacisków w (a) SID „R” z jednorodnym podścieleniem „E5” w porównaniu do (b) SID „S20” z gradacją modułu sprężystości pościelenia „E 0,2/2”

podścielających „E0,5” skutkowało zwiększaniem nacisków na błonę śluzową do wartości 1,38 MPa. Zatem, w przypadku „twardej” błony śluzowej, rozwiązania SID „S20” mogą nie zapewniać komfortu żucia w sytuacjach braku wydolności żucia z powodu doznań bólowych. Rysunek 4.31 przedstawia zbiorczo, w postaci wykresu słupkowego, rezultaty poszukiwań rozwiązań optymalizujących rozdział przenoszonych obciążeń żucia pomiędzy złącza lub „twardą” błonę śluzową (dla sił otwierających złącza podano wartości bezwzględne).

Efekty stosowania złączy z grupy materiałowej „R” w TID wraz z jednoczesnym podścieleniem elastomerem „E5” były już prezentowane na – rys. 4.20b. Naciski zmniejszyły się poniżej progu bólu (579 kPa), jednak poziom sił na implantach był znaczny. W przypadku złączy „S100” w TID osiągnięto znaczne odciążenie błony śluzowej z wartości ponad 2,5 MPa do 583 kPa. Zwraca się uwagę, że zmniejszenie nacisku poniżej progu bólu osiągnięto stosując materiał o niskim module sprężystości „E0,5”, natomiast w przypadku silikonu o module sprężystości 5 MPa nacisk przewyższał próg bólu (nie przedstawiano na wykresie). Strefowa



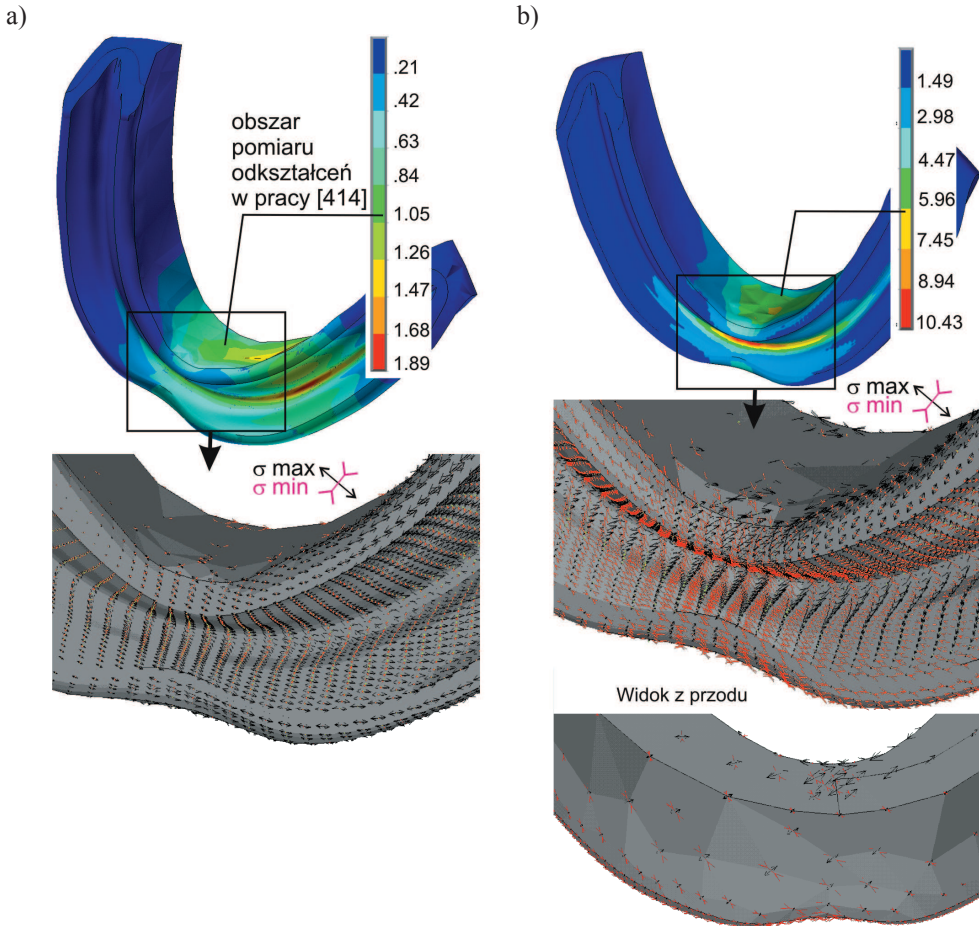
Rysunek 4.31. Wyniki projektowania materiałowego silikonowych złączy (S20 lub S100) oraz jednoczesnego podścielenia materiałami o różnych modułach sprężystości, w tym z funkcjonalną gradacją modułu sprężystości na dystrybucję skośnej siły żucia pomiędzy złącza (RL – maksymalna siła boczna; Fz – siła otwierająca; wartość bezwzględna) i podłoże błony śluzowej (σ_N – maksymalny nacisk) w SID oraz TID. Dystans do kontaktu balansującego 2 mm

gradacja modułu sprężystości („E 0,5/5”) wpłynęła na dalsze zmniejszenie nacisku do 495 kPa. Efekt zmniejszenia bocznych obciążeń implantów w stosunku do grupy materiałowej „R” nie był znaczny, gdyż wynosił 4 N. Należy jednak mieć na względzie bardzo korzystny efekt, znacznego spadku wartości sił otwierających złącze z -41,8 N do zaledwie -4,5 N. W przypadku bardziej elastycznych złączy „S20” boczne obciążenia złączy spadły do około 17 N. Niestety, większa dystrybucja obciążeń na podłoże błony śluzowej doprowadziła do przekroczenia progu bólu w przypadku stosowania jednorodnej warstwy podścielającej (wartości ponad 900 kPa, wyników nie przedstawiano na wykresie). Dopiero gradacja modułu sprężystości materiału podścielającego doprowadziła do wyrównania nacisków, które oscylowały wokół progu bólu (611-686 kPa). Pracy tarcia była dla rozwiązań TID mniejsza w porównaniu do SID, wynosiła odpowiednio w TID pomiędzy 0,016-0,049 Nmm, natomiast w SID odpowiednio 0,019-0,14 Nmm. Były to wartości mniejsze niż w przypadku protez konwencjonalnych, gdzie w warunkach „spóźnionego” kontaktu balansującego wartości pracy tarcia dochodziły do 0,3 Nmm.

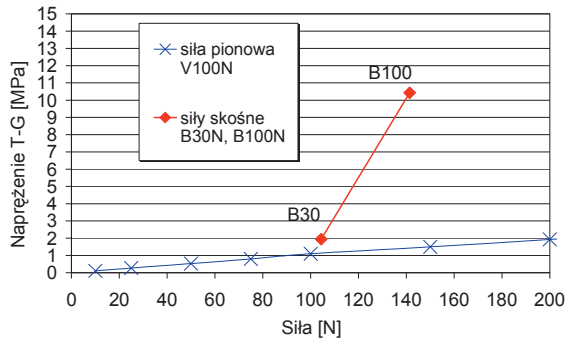
4.3. Identyfikacja obciążeń niebezpiecznych dla złamań akrylowej struktury nośnej i niszczenia warstw elastomerowych

Zniszczenia protez pod wpływem obciążeń żucia dostarczają użytkownikom protez komplikacji, stąd w zakres badań włączona została analiza wytrzymałościowa protezy, chociaż analiza nie jest bezpośrednio związana z głównym nurtem badań związanym z problemem nośności tkanek. Niemniej, identyfikacja stanu obciążenia, stanowiącego przyczynę złamań dolnych protez w odcinku centralnym stanowiła punkt pozytywnej weryfikacji odwrotnej założeń modelowych.

Wyniki analizy wytrzymałościowej struktury protezy poddanej destabilizacyjnemu działaniu skośnej siły żucia przedstawia rysunek 4.32. Wartości naprężeń T-G w protezie obliczone w warunkach symulujących typowe sytuacje przenoszenia skośnych sił żucia znacznie się różniły w porównaniu do wyników obliczeń otrzymanych dla przypadku działania siły pionowej. Skośna siła okluzyjna o wartości 141 N (B100N) skutkowała w obszarze odcinka przedniego, w którym to obszarze często dochodzi do złamań [413, 464] wartością naprężeń zastępczych T-G ponad 10 MPa wokół szczytu siodła oraz około 6 MPa na powierzchni językowej odcinka przedniego. Zwiększenie początkowego dystansu do kontaktu balansującego (oddalenia pomiędzy powierzchniami protez) w analizowanym zakresie od 0,1 do 1 mm skutkowało nieznacznym wzrostem (2-4%) wartości naprężeń (przypadki pominięto w prezentacji).

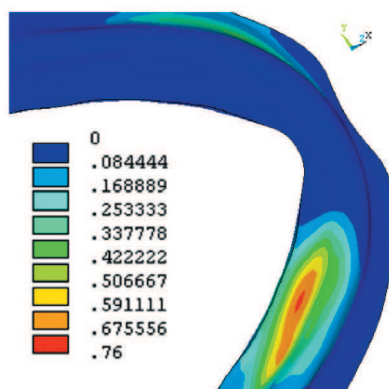


Rysunek 4.32. Rozkład naprężeń zastępczych T-G (MPa) oraz kierunki naprężeń głównych przy obciążeniu protezy: (a) pionową siłą 100 N i (b) destabilizacji skośną siłą B100N

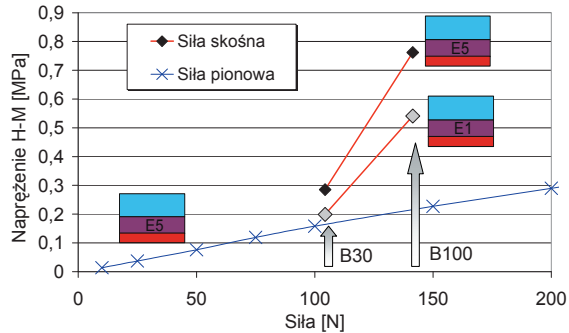


Rysunek 4.33. Maksymalne wartości naprężeń zastępczych T-G w akrylowej strukturze nośnej wywołanych działaniem sił pionowych lub skośnych

Na rysunku 4.33 zestawiono wartości maksymalnych naprężeń zastępczych T-G, wywołanych działaniem pionowych sił lub skośnych sił, o tych samych wartościach. Obliczone wartości i wyznaczone kierunki naprężeń głównych pozwoliły na ustalenie przyczyny wyężenia centralnej części odcinka przedniego. W przypadku pionowej siły okluzyjnej naprężenie główne maksymalne (rozciąganie) osiągało największe wartości w kierunku wzdłużnym siodła, u dołu siodła. Stwierdzono proporcjonalny wzrost naprężeń zastępczych T-G do wartości 2 MPa, w przypadku działania maksymalnej siły okluzyjnej 200 N. Obciążenie skośną siłą żucia poskutkowało odmiennym stanem naprężenia. Proteza była dociskana do podłoża po stronie obciążonej, ale jednocześnie unosiła się po stronie balansującej aż do uzyskania kontaktu z protezą przeciwstawną, czego efektem było rozginanie na zewnątrz względem krzywizny łuku zębowego. Kierunki ściskania i rozciągania były przeciwnie skierowane po stronie językowej oraz po stronie zewnętrznej protezy. Po stronie językowej oraz wokół szczytu siodła materiał poddany był największej deformacji postaciowej, gdyż różnica pomiędzy ściskaniem i rozciąganiem w tych obszarach była największa. Odkształcenia główne na kierunku rozciągania wynosiły 0,4%. Maksymalne odkształcenia postaciowe wynosiły 0,77%. W przypadku protezy podścielanej w warstwie materiału podścielającego również stwierdzono niedoszacowanie wartości naprężeń, w przypadku przyjęcia schematu pionowego działania siły okluzyjnej. Rozkłady naprężeń zastępczych H-M na rysunku 4.34 oraz wykres na rysunku 4.35 uwiadcniają znaczne niedoszacowanie naprężeń w warstwie materiału podścielającego w przypadku działania pionowej siły okluzyjnej 100 N.



Rysunek 4.34. Rozkład naprężeń zastępczych H-M [MPa] w warstwie podścielającej na powierzchni połączenia z protezą obciążoną siłą skośną 141 N

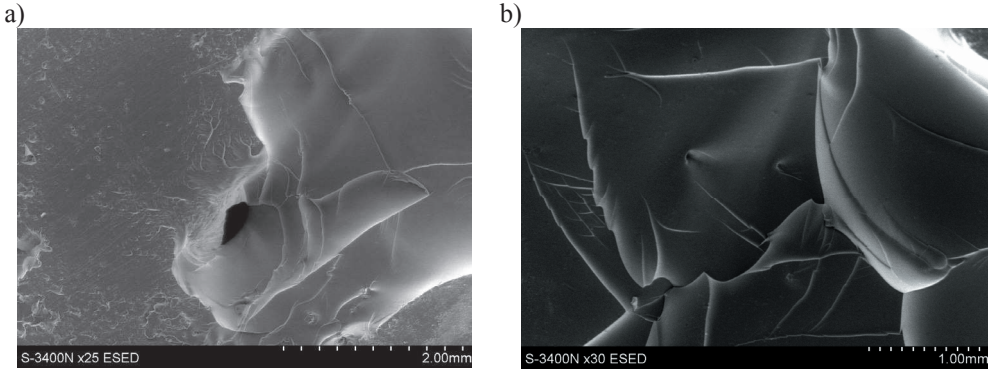


Rysunek 4.35. Wartości naprężeń zastępczych H-M w warstwie podścielającej na powierzchni połączenia z protezą w zależności od warunków obciążeń siłami okluzyjnymi oraz modułu sprężystości elastomeru

Wyniki symulacji były zgodne ze stanem faktycznym, tzn. z licznymi złamaniami przedniego trzonu protez. Należy zwrócić uwagę, że zarówno badania eksperymentalne pracy [414], jak również uzyskane w badaniach własnych wartości naprężeń wywołane pionową siłą okluzyjną, nawet o wartości 200 N, nie wyjaśniają złamań protez. Analiza wytrzymałościowa struktury nośnej akrylowej protezy wykazała (rys. 4.32), że pionowy schemat obciążenia protezy niedostatecznie odwzorowuje rzeczywiste warunki obciążeń żucia i jest powodem znacznego, 5-6 krotnego, niedoszacowania wartości naprężeń w protezie. Maksymalne wartości naprężeń zastępczych H-M (rys. 4.33) były zbliżone do wyników obliczeń MES uzyskanych w pracy [465], w której działanie siły 100 N pod kątem 45° w obszarze drugiego zęba przedtrzonowego skutkuje naprężeniami H-M o wartości 12,5 MPa w odcinku przednim. Należy jednak zwrócić uwagę, że znaczne wartości naprężeń przedstawione w pracy [465] są wynikiem działania karbu, ponieważ na powierzchni językowej odcinka przedniego zakłada się stosunkowo ostre wycięcie (karb). Wydaje się, że w intencji autorów [465] leżało wykazanie wpływu nieregularności kształtu zębów lub anatomicznych podcieni na złamania protez. Tymczasem, założone przez autorów [465] ostre wycięcia, przypominające trójkąt, nie występują w protezach. Przedstawiona w pracy [465] koncentracja naprężeń wokół karbu jest niezależna od analizowanych w pracy kierunków obciążenia protezy siłą okluzyjną, natomiast nie podejmuje się analizy składowych i kierunków głównych stanu naprężenia. Biorąc pod uwagę znaczny rozmiar elementów skończonych w karbie, wyniki tych obliczeń [465] trudno uznać nawet jako jednoznaczny efekt działania karbu, tym bardziej, że model jest słabo opisany, wydaje się, że został przygotowany jako model powłokowy, a nie bryłowy. W pracy [418] jako wyniki

badania symulacyjnych na modelu brylowym z siatką typu tetragonalnego przedstawia się wyraźne lokalne spiętrzenie naprężeń wokół jednego elementu, prawdopodobnie niepoprawnie zdefiniowanego. W elementach przyległych naprężenia są stosunkowo niewielkie. Stąd, wyniki obliczeń pracy [418] nie stanowią dobrego punktu odniesienia. W analizowanym modelu numerycznym proteza charakteryzowała się stosunkowo dużym wymiarem pionowym grubości siodła (rys. 3.9), zwłaszcza w odcinku przednim. Większy wymiar protezy i masywny kształt wynikał z charakteru przedstawianej pracy, zmierzającej do oceny obciążeń tkanek pod protezą w przypadku niekorzystnych warunków posadowienia na zanikłych wyrostkach zębodołowych, przy jednoczesnym wysokim położeniu płaszczyzny okluzyjnej. Jednocześnie, masywny kształt siodła pozwolił wyeliminować ewentualny wpływ karbu szczytu siodła, tzn. obszar spiętrzenia naprężeń wokół szczytu siodła został w modelu rozdzielony od obszaru koncentracji naprężeń, wynikającej z krzywizny łuku zębowego protezy.

Obliczone wartości naprężeń w warstwie podścielającej osiągnęły poziom zbliżony do wytrzymałości doraźnej połączenia z bazą protezy wymaganej przez normę ISO [466]. Minimalna wymagana wytrzymałość połączenia w przypadku materiałów miękkich i supermiękkich, to według normy odpowiednio 1 MPa i 0,5 MPa. W dotychczas przedstawianych analizach wytrzymałościowych [467] zwraca się uwagę, że naprężenia na granicy połączenia z bazą zwyżkują do niebezpiecznych wartości w przypadku nieprawidłowego ukształtowania krawędzi siodła przed podścieleniem. Tymczasem, w praktyce do największych wad podścieleń zalicza się odwarstwianie materiału podścielającego od bazy protezy. W przedstawianej pracy w przypadku prawidłowo ukształtowanych krawędzi naprężenia zastępcze H-M na połączeniu bardziej podatnej warstwy podścielającej z bazą protezy osiągnęły wartość 760 kPa (rys. 4.35). W przypadku materiału odznaczającego się obniżonym modulem sprężystości do zakresu „E1” wystąpiło przekroczenie o 10% znormalizowanej wytrzymałości połączenia dla materiałów supermiękkich. Wartość wytrzymałości połączenia 440 kPa [253] podawana w piśmiennictwie jako zadawalająca, jest zatem zdecydowanie zaniżona. Wyniki obliczeń wskazują, że w celu zmniejszenia liczby zniszczeń w przypadku długoterminowych podścieleń silikonowych, najlepiej unikać bezpośredniego podścielenia w jamie ustnej, które chociaż jest mniej kosztowne, to jednak nie zapewnia warunków polimeryzacji równorzędnych z laboratoryjnymi [252]. Przykładowe złomy po próbie badania wytrzymałości połączenia pomiędzy akrylem a podścieleniem silikonowym Ufi Gel SC z przewagą zniszczenia typu kohezyjnego lub wyraźną strefą typu adhezyjnego przedstawiono na rysunku 4.36.



Rysunek 4.36. Obrazy złomów połączenia tworzywa silikonowego z akrylem: (a) z widoczną z lewej strefą zniszczenia adhezyjnego (b) kohezyjnego

Badania własne pozwoliły na przedstawienie podstaw badań wytrzymałościowych protez osiadających. Wykonana analiza pozwoliła na identyfikację niebezpiecznych obciążeń dolnej protezy odpowiedzialnych za złamania w odcinku przednim. Rozstrzygające okazało się odwzorowanie rzeczywistych typowych sytuacji destabilizacji protezy skośną siłą żucia, podczas których materiał w obszarze strony językowej odcinka przedniego znajduje się w niekorzystnym stanie naprężenia rozciągania i ściskania, co w przypadku tworzyw akrylowych wpływa na obniżenie odporności na kruche pęknięcie. Dostępne dane odnośnie do wytrzymałości zmęczeniowej pochodzą z prób zginania, która okazuje się ewidentnie nie odwzorowywać rzeczywistego stanu obciążenia materiału w odcinku przednim. Należy zwrócić uwagę, że przy cyklicznej zmianie strony obciążonej na balansującą w trakcie żucia naprężenia będą zmieniały znaki, charakterystycznie dla cyklu wahadłowego niekorzystnego pod względem zmęczenia. W dalszych badaniach należy zwrócić uwagę na działanie karbów materiałowych i geometrycznych. Karby geometryczne stanowią nie tylko nieregularne kształty zębów, ale również kształt szczytu siodeł. Karb materiałowy powstaje na granicy bazy protezy ze sztucznym uzębieniem, na które stosuje się tworzywa akrylowe o module sprężystości 20-50 % większym od bazy siodeł. Z tej przyczyny, z jednej strony uzyskuje się zwiększenie sztywności struktury nośnej, z drugiej strony powstaje karb materiałowy w najbardziej wyężonym dolnym obszarze siodeła. Identyfikacja obciążeń niebezpiecznych ma podstawowe znaczenie dla projektowania wzmocnień (zbrojenia) siodeł protez. Obecnie stosowane wzmocnienia w postaci włókien są wtapiane w kierunku wzdłużnym siodeł [7], tymczasem ujawnione zostało, że trajektorie największego rozciągania i ściskania w fazie realizacji skośnej siły doznały w przybliżeniu obrotu o kąt 45° w stosunku do kierunku podłużnego. W tej sytuacji, efekt wzmocnienia wiotkimi włóknami zostaje ograniczony.




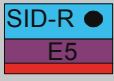













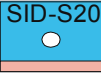





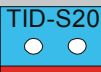
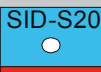





5. Dyskusja wyników badań materiałów w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych

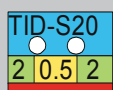



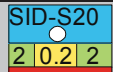



Weryfikacja tezy pracy wymagała udowodnienia, że wybrane narzędzie badawcze dostarcza wyników badań zgodnych ze znanymi faktami, a jednocześnie jest zdatne do poznania naukowego w wytyczonym obszarze, za jaki przyjęto projektowanie materiałowe protez w kryteriach nośności tkanek podpierających protezy. Zaproponowany ścisły modelowy opis zjawisk przenoszenia obciążeń eksploatacyjnych pod protezami został pozytywnie zweryfikowany. Wyniki badań materiałów, które dostarczyły danych do ich oceny w przyjętych kryteriach biozgodności zestawia tablica 12.

Tablica 12. Zestawienie wyników badań wpływu badanych materiałów protez na biozgodne wykorzystanie tkanek (dobrze ↓, źle ↑)

* Źródła dostępnych danych rzeczywistych zestawiono w tablicy 11

Model	Symulacja				Dane rzeczywiste *
BP	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach żucia				
	σ_N	W_T	RMM/R _{bz}	R _l /F _Z	Ból i urazy – otarcia Niewydolność żucia
	↑↑↑↑	↑↑↑↑		nie dotyczy	
			↑↑↑↑		Konieczność zbalansowania okluzji
	σ_{T-G} ↑↑↑↑				Złamania protez w odcinku przednim
	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach spoczynkowych				
	σ_N	RMM	R _l /F _Z	Zachowania nawykowe, urazy, odleżyny	
	↑↑↑↑	↑↑↑↑	nie dotyczy		
BP	↑↑	↑			
E0.5	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach żucia				
	σ_N	W_T	RMM/R _{bz}	R _l /F _Z	Wzrost komfortu Tendencja wzrostu siły okluzyjnej Wzrost wydolności żucia
	↓	↑↓	↓	nie dotyczy	
	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach spoczynkowych				
		σ_N	RMM	R _l /F _Z	Mniejsza liczba korekt powykonawczych Zmniejszenie liczby urazów
	↓↓↓	↓↓↓	nie dotyczy		

Model	Symulacja				Dane rzeczywiste *
   	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach żucia				
	σ_N	W_T	RMM/R _{bz}	R ₁ /F _Z	
			nie dotyczy		Wzrost komfortu Uszkodzenia złączy, implantów Przyszyjkowe ubytki kości
	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach spoczynkowych				
	σ_N	RMM	R ₁ /F _Z		
		nie dotyczy		Problemy montażowe Urazy Przyszyjkowe ubytki	
 	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach żucia				
	σ_N	W_T	RMM/R _{bz}	R ₁ /F _Z	
			nie dotyczy		
	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach spoczynkowych				
	σ_N	RMM	R ₁ /F _Z		
		nie dotyczy			
 	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach żucia				
	σ_N	W_T	RMM/R _{bz}	R ₁ /F _Z	
			nie dotyczy		Dobra stabilizacja Tendencja do spowolnienia przyszyjkowych zaników kości
	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach spoczynkowych				
	σ_N	RMM	R ₁ /F _Z		
		nie dotyczy		Brak urazów	
 	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach żucia				
	σ_N	W_T	RMM/R _{bz}	R ₁ /F _Z	
			nie dotyczy		
	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach spoczynkowych				
	σ_N	RMM	R ₁ /F _Z		
		nie dotyczy			

Model	Symulacja				Dane rzeczywiste *
	Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach żucia				
	σ_N	W_T	RMM/R _{bz}	R _l /F _Z	
			nie dotyczy		
					

Wyniki badań symulacyjnych ujawniły, że materiały podścielające wykazały około 10-krotnie większą skuteczność do zmniejszania obciążeń spoczynkowych niż zmniejszania obciążeń transmitowanych podczas żucia. W przypadku idealnego dopasowania protezy do podłoża i działania skośnej siły żucia (rys. 4.14) zastosowanie materiału podścielającego wpłynęło tylko na 2-3,5 krotny spadek nacisków i naprężeń zastępczych T-G.

Dotychczas procesy zanikowe pod protezami osiadającymi powszechnie kojarzy się z niefizjologicznym charakterem obciążeń kości wyrostka zębodołowego transmitowanych podczas żucia. Tymczasem, obliczone znaczne wartości ucisku z niedopasowania są zgodne z najnowszymi badaniami [153], w których wykazuje się, że zanik tkanki kostnej postępuje, nie w efekcie obciążeń krótkotrwałych, ale w efekcie stałego ucisku błony śluzowej, jeżeli wartość ucisku przekracza poziom 50-150 kPa. Pogorszenie ukrwienia (15%) w błonie śluzowej, do którego dochodzi w tym zakresie ucisku wywołanego twardym materiałem akrylowym staje się przyczyną inicjacji zmian zanikowych w tkance kostnej podłoża [153], natomiast w przypadku tworzywa silikonowego zmiany zanikowe nie mają miejsca [153].

Znaczenie kliniczne odchyłek technologicznych stanowi źródło licznych kontrowersji. Obciążenia spoczynkowe generowane na ich skutek w trakcie czynności użytkowania spoczynkowego protezy były dotychczas nieznane. W części prac wskazuje się na istotny wpływ odchyłek wykonawczych [468-473]. Własności materiałowe i sposób chłodzenia podaje się [474] jako znaczący czynnik wpływający na odchyłki technologiczne i w konsekwencji na adaptację protezy. Wyniki obliczeń obciążeń spoczynkowych (rys. 4.1), generowanych pod protezą akrylową na skutek charakterystycznej 0,1 mm odchyłki liniowej pozycji skrzydeł, stanowią fizykalną dokumentację potwierdzającą tę część opinii. Tymczasem spotyka się opinie [475-477], że odchyłki wartości 0,15-0,2 mm nie muszą mieć znaczenia klinicznego. Należy zwrócić uwagę, że wartości odchyłek w tym zakresie odpowiadają zakresowi deformacji towarzyszących przenoszeniu obciążeń żucia 0,1-0,3 mm [203, 204]. Jako bezpieczne dla

tkanek należy uznać odchyłki, które skutkują uciskami mniejszymi niż krytyczne dla rozwoju odleżyn 150 kPa [154]. Dla analizowanego przypadku „twardej” błony śluzowej na podstawie proporcjonalności można oszacować, że jeśli 0,1 mm skutkuje uciskiem ponad 2,5 MPa, to wartości dopuszczalne ucisku 150 kPa występują już przy odchyłce 0,006 mm. Dopuszczalny zakres odchyłki zwiększa się o grubość warstwy śliny, która mieści się w zakresie 17-100 μm [161, 478], z którego należy przyjąć dla bezpieczeństwa wartość z dolnego zakresu. Zatem dopuszczalna odchyłka w przypadku „twardej” błony śluzowej w głównej mierze wynika z grubości warstwy śliny i nie powinna przekraczać 0,023 mm. Biorąc pod uwagę istnienie znacznie większych wartości tolerancji wykonawczych, na podstawie obliczeń należy wnioskować, że odchyłki przyczyniają się do zwiększenia traumatycznego oddziaływania protez. Wyniki obliczeń pozostają zbieżne z obserwowanym klinicznie wpływem użytkowania źle dopasowanych protez na urazy błony śluzowej – rys. 2.7 [199, 201].

Dyskomfort bólowy i urazy błony śluzowej w początkowym okresie użytkowania uznaje się za ważące o akceptacji protez i powodzeniu leczenia [479], a także za przyczyny trudnych do wyleczenia odmian stomatopatii. Zwraca uwagę, że w pierwszym i drugim tygodniu użytkowania nowej twardej protezy akrylowej liczba korekt powykonawczych sięga odpowiednio 87% i 50% przypadków [480]. Około 50% pacjentów zgłasza się nadal z dyskomfortem bólowym na 5-tej z rzędu wizycie kontrolnej [481]. Ponieważ w przypadku podścielania protez konieczność korekt powykonawczych wynikających z problemów bólowych zmniejsza się do kilku procent, stąd w pracy [141] proponuje się, aby podścielanie protez uznać jako standard postępowania protetycznego. Jako uzasadnienie podaje się również eliminację niekorzystnych wpływów przeciążeń podłoża na akceptację protez i proces inkorporacji oraz na odległe efekty w postaci stomatopatii. Jako dodatkową zachętę do szerszego stosowania podścielców wskazuje się oszczędności czasowe wynikające ze zmniejszenia liczby korekt powykonawczych, które przyczyniają się do znikomej opłacalności wykonywania protez konwencjonalnych przez protetyków.

Należy jednak zwrócić uwagę, że skuteczne usunięcie doznań bólowych nie jest jednoznaczne z eliminacją traumatycznego oddziaływania względem tkanek podłoża. Odchyłki, które skutkują odczuciami bólowymi, uniemożliwiają utrzymywanie protezy w położeniu zaguzkowania centrycznego. Z tego względu stwarzają mniejsze ryzyko efektów niedokrwiennych i rozwoju odleżyn, jeżeli pacjent zgłasza się z roszczeniami. Tymczasem materiał podścielający, który pozwala zmniejszyć uciski poniżej wartości progowej dla odczuć bólowych,

ale powyżej niebezpiecznej dla rozwoju odleżyn, w sytuacji nawykowego przytrzymywania protez w zwarciu może skutkować rozwojem odleżyn.

Wartości nacisku pod protezą akrylową odpowiadające sytuacji destabilizacji skośną siłą żucia przekroczyły prawie 5-krotnie poziom przeciętnej wrażliwości bólowej. W stosunku do stabilnego obciążenia pionową siłą zwiększyła się wartość poślizgu i praca tarcia na powierzchni błony śluzowej. Wytypowany do badań przypadek podłoża stwarzał ekstremalnie niekorzystne warunki posadowienia, dla których rozdrabnianie pokarmu twardą akrylową protezą bez bólu należy w praktyce uznać za niemożliwe. Tymczasem, wywołanie nacisku na poziomie wrażliwości bólowej w warunkach stabilnego pionowego docisku protezy do podłoża wymagałoby zwiększenia wartości siły okluzyjnej do wartości znacznie przekraczających 100 N. W praktyce klinicznej w przypadku niekorzystnych warunków posadowienia, występuje tendencja spadku maksymalnych sił okluzyjnych i wydolności żucia właśnie ze względu na doznania bólowe. Niejednokrotnie obserwuje się większą zdolność rozdrabniania pokarmów bez dolnej protezy (tylko górną) lub samymi wyrostkami zębodołowymi całkowicie pozbawionymi zaopatrzenia protetycznego. Wyniki obliczeń są zbieżne z wymienionym faktem. Szacunkowa kalkulacja wskazuje, że do zmniejszenia nacisku pod protezą do poziomu progowej wrażliwości bólowej wartość wypadkowej skośnej siły okluzyjnej musiałaby wynosić poniżej 30 N. Tymczasem, do rozdrobnienia większości pokarmów konieczne jest 50-110 N [177].

W odróżnieniu od badań modelowych przedstawionych w pracy [227], wykazano, że w warunkach obciążeń żucia, zgodnie z realnym zachowaniem dolnych protez w jamie ustnej, do wystąpienia znacznych poślizgów nie jest konieczne sprzyjające temu, specyficzne nachylenie podłoża. Najbardziej narażony na ryzyko urazu ciernego był stok po stronie językowej w obszarze kłów, ze względu na jednoczesne występowanie największych nacisków oraz poślizgu. Warunki modelowe w pracy [227], znacznie odbiegają od rzeczywistych ze względu na przyjęty warunek symetrii modelu względem płaszczyzny strzałkowej, który wprowadza zablokowanie swobody bocznych przemieszczeń protezy (w modelu odwzorowuje się połowę układu i odbiera możliwość przemieszczeń w płaszczyźnie symetrii). Badania własne przemieszczeń protezy (rys.4.10) były zgodne z danymi pomiarowymi pracy [198] (rys. 2.8), gdzie w rzeczywistych warunkach jamy ustnej, przemieszczenia protezy oscylują wokół 1 mm. Co istotne, są to przemieszczenia [198] towarzyszące ściśle fazie miażdżenia pokarmu na pierwszym zębie trzonowym, natomiast nie są to przemieszczenia rejestrowane podczas całego cyklu żucia, których wartości są znaczne, ale nie wynikają z destabilizacji siłą żucia, lecz

ruchomości protezy w fazie odwodzenia. Wyniki pracy [198] stanowiły dobry punkt dla kolejnej pozytywnej weryfikacji kontrolnej dla wyników symulacji.

Potwierdzone zostało, jak ważne dla powodzenia leczenia jest przystosowanie narządu żucia do jednoczesnego obustronnego rozdrabniania pokarmów lub przynajmniej symetrycznego jego rozmieszczania w odcinkach bocznych [404, 482]. Masa pokarmowa po stronie balansującej redukuje unoszenie skrzydła i przechylenie protezy, ograniczając zarówno wielkości poślizgów, jak i nacisków pod protezę, co znacznie zmniejsza tendencję do rozwoju urazów ciernych. Czynnikiem ważącym o wydolności żucia konwencjonalnymi akrylowymi protezami jest wypracowanie umiejętności, polegających na „znajdowaniu” stabilizacji na kontaktach balansujących. Niestety, znaczny rozrzut kierunków sił żucia działających na protezę utrudnia wypracowanie wymienionych umiejętności, co jest typowym problemem w rehabilitacji ruchowej czynności pozbawionych powtarzalności. Zaproponowany w pracy sposób modelowania i symulacji wydolności czynnościowej protez umożliwia prowadzenie poszukiwań kompromisu pomiędzy estetyką a biostatyką w zastanych warunkach protezowania. Jednak, zamierzeniem pracy nie były badania optymalizacyjne konstrukcji powierzchni okluzyjnej dla poszczególnych przypadków zróżnicowanych warunków protezowania. Niemniej, uniwersalność sformułowania modelowego w implementacji wyróżnionego czynnika biomechanicznego została sprawdzona na podstawie badań symulacyjnych twardych protez akrylowych z uwzględnieniem oddziaływania sił języka podczas destabilizacji siłami żucia. Badania symulacyjne, nie wykazały znacznego bezpośredniego wspomaganie stabilności dolnej protezy siłami języka podczas destabilizacyjnego działania skośnych sił okluzyjnych. Wyniki symulacji różnią od prac [82, 188], w których w warunkach idealnego przylegania protezy do podłoża stwierdza się korzystne działanie języka. Uwzględnienie zjawisk kontaktu na powierzchni śluzówkowej okazało się kluczowe. Niemniej, należy zwrócić uwagę, że możliwe jest bezpośrednie wspomaganie stabilności protezy siłami języka w fazie odwodzenia, poprzez zapobieganie unoszeniu dolnej protezy sklezionej pokarmem z górną, jak również poprzez sprawną dystrybucję masy pokarmowej na powierzchnie żujące zębów. Na podstawie rozważanego przypadku podłoża nie można negować możliwości stabilizacyjnego działania języka w przypadku bardziej stromych stoków, kiedy działanie skośnej siły języka będzie skutkowało w większym stopniu dociskiem do powierzchni niż poślizgiem po niej. W pracy skoncentrowano się jednak na niekorzystnych warunkach posadowienia, z którymi związane są największe problemy.

Wyniki obliczeń dla idealnej adhezji protezy do podłoża wykazały (rys. 4.11), że pomimo przekroczenia poziomu wrażliwości bólowej na nacisk, uproszczenie warunków kontaktu wpłynęło na prawie 3-krotne zniżenie poziomu nacisku. Należy zwrócić uwagę, że warunki adhezji skutkowały ujemnymi wartościami naprężeń normalnych -35 kPa na powierzchni śluzówkowej. Ze względu na pewne podobieństwo zachowania protezy do sytuacji wspomagania jej retencji za pomocą ogólnodostępnych preparatów adhezyjnych dokonano odniesienia wyników obliczeń do obserwacji klinicznych związanych ze stosowaniem preparatów (podobieństwo nie obejmuje rzeczywistej adhezji z poślizgiem, lecz pełną). Obliczone numerycznie ujemne wartości naprężeń normalnych pod protezą odpowiadały wytrzymałości preparatów adhezyjnych, która oscyluje w zakresie od kilkunastu do 50 kPa [483-485]. W warunkach jamy ustnej zależnie od rodzaju preparatu adhezyjnego [449] osiąga się 2,5-5-krotne zwiększenie retencji protezy, co wpływa znacząco na wzrost wydolności żucia [486-489]. W przypadku niekorzystnych warunków posadowienia zastosowanie preparatu adhezyjnego wpływa na zwiększenie przeciętnych wartości maksymalnej siły okluzyjnej z 31,4 N do 51,5 N, a wydolności żucia z 22,6 do 31,7% [490]. Stwierdzone w modelu numerycznym około 3-krotne zmniejszenie poziomu nacisku powodowane adhezją pozostaje w jeszcze lepszej zgodności z obserwacjami klinicznymi pracy [489]. W grupie przypadków, w której doznania bólowe skutkowały brakiem wydolności żucia, wartość siły okluzyjnej powodującej ból wynosi około 25 N i wzrasta do prawie 90 N po zastosowaniu preparatu adhezyjnego [489].

Zmniejszenie nacisku pod wpływem adhezji osiągnęło poziom zbliżony jak pod wpływem zastosowania tworzyw podścielających. W analizowanym przypadku twardej błony śluzowej zwiększanie elastyczności podścielenia w zakresie modułu sprężystości od 5 MPa do 0,5 MPa, czyli znacznie poniżej modułu błony śluzowej, należy uznać za postępowanie mało efektywne, gdyż nie prowadzące do dalszego znacznego spadku nacisków. Pokrywa się to z praktycznym zaleceniem stosowania warstw 2-3 mm grubości [491, 492]. Dotychczas uważano jednak, że 2-3 mm grubość warstwy elastomerowej jest optymalna ze względu na największą skuteczność warstwy w tym zakresie grubości do wyrównywania nacisków pod protezą [207, 222, 224]. Tymczasem, wyniki wykonanych symulacji dokumentują, nie tylko niewielkie korzyści wynikające ze zwiększania elastyczności tworzywa podścielającego ponad elastyczność błony śluzowej, ale dowodzą nawet negatywnego wpływu ze względu na wzrost pracy tarcia. Jednak, ujawnienie występowania znanego i udokumentowanego na polu fizyki ciał stałych efektu wzrostu pracy tarcia towarzyszącego zwiększaniu elastyczności kontaktujących się ciał [493],

w przypadku materiałów protez nie pozwala na ścisłą ocenę ryzyka urazów ciernych, ze względu na brak kryterialnych danych. W przypadku błony śluzowej wartości naprężeń stycznych, jak również pracy tarcia kryterialne dla rozwoju urazów ciernych nie są jak dotąd znane. Chociaż dostępne są dane w przypadku skóry i projektowania miękkich wyścieleni lejów protez kończyn [494-496], to ze względu na znaczne różnice pomiędzy skórą a błoną śluzową, zwłaszcza odnośnie do odporności na urazy cierne, nawet szacunkowe porównywanie wartości kryterialnych byłoby nieuzasadnione. Poznanie kryterialnych wartości dla błony śluzowej wymaga wykonania szerszych badań trybologicznych dla skojarzeń ciernych różnych materiałów protetycznych z błoną śluzową, co znacznie wykraczało poza zakres przedstawianej pracy.

Materiały podścielające wywierały również wpływ na zwiększenie reakcji na kontakcie balansującym do 50% w porównaniu do twardych akryli, przy jednoczesnym wzroście reakcji podłoża (rys. 4.15). Zwiększenie reakcji należy uznać za korzystny efekt pod względem stabilizacji protezy (proteza zyskuje lepsze podparcie równocześnie na podłożu i na protezie przeciwstawnej). Należało jednak zwrócić uwagę, że tendencja wzrostowa reakcji podłoża po podścieleniu jest tożsama ze zwiększeniem aktywności mięśni koniecznej do utrzymania (wyzwolenia) tej samej wartości siły okluzyjnej, tzn. do zrównoważenia przyłożonej do protezy wartości skośnej siły żucia „B100N” po podścieleniu byłoby konieczne zwiększenie sił mięśni, odpowiadające około 10 N wzrostu reakcji podłoża. Jednakże, zarówno osoby bezzębne, jak i posiadający uzębienie własne, dysponują potencjalnie tymi samymi siłami mięśniowymi [171, 172, 177, 179], w stosunku do których wysiłek mięśniowy związany z wyzwoleniem dodatkowych 10 N trudno uznać jako czynnik obniżający komfort żucia. Wykryty wpływ materiałów podścielających na lepszą stabilizację protezy oraz na spadek nacisków (pomimo zwiększenia reakcji podłoża) stanowi dobre wyjaśnienie obserwowanej klinicznie [256] tendencji do wzrostu wydolności żucia i wydłużenia czasu zżarcia. Należy zwrócić uwagę, że korzystnym efektem nie musi towarzyszyć zwiększenie maksymalnej siły okluzyjnej [256]. Pomiaru maksymalnej siły okluzyjnej dokonuje się dla składowej pionowej w warunkach stabilnego jednostronnego zżarcia. Obliczone modelowo obciążenia błony śluzowej dla pionowej siły nie wskazywały jednoznacznej tendencji do zmniejszenia dyskomfortu bólowego po podścieleniu. Stąd, na podkreślenie zasługuje fakt, że zdolność do generowania jednostronnych pionowych nacisków okluzyjnych, zarówno w praktyce, jak i w badaniach modelowych, nie stanowi jednoznacznego kryterium oceny wydolności żucia.

Podsumowując wyniki badań materiałów protez konwencjonalnych zauważa się, że uzyskanie wydolności żucia zależy w głównej mierze od indywidualnej sprawności w „poszu-

kiwaniu” kontaktów balansujących oraz tolerancji bólu, który towarzyszy fazie miażdżenia pokarmu. W fizykalnych miarach udokumentowane zostały przyczyny trudności uzyskania wydolności żucia w przypadkach niekorzystnych warunków posadowienia dolnej protezy na „bolesnej” błonie śluzowej.

Badania materiałów protez konwencjonalnych pozwoliły zasadniczo osiągnąć cel poznawczy pracy, tzn. na podstawie eksperymentów numerycznych dokonano oceny uwarunkowań materiałowych i technologicznych wydolności czynnościowej całkowitej protezy osiadającej w warunkach obciążeń eksploatacyjnych towarzyszących żuciu lub użytkowaniu spoczynkowemu. Wyniki badań symulacyjnych, ujawniające nie tylko korzystne, ale i niekorzystne oddziaływanie materiałów podścielających, wskazują, że okres po podścieleniu protezy wymaga szczególnej uwagi. Ze względu na dwustronny wpływ materiałów podścielców, wyniki badań mogłyby stanowić zbyt słabe podstawy do weryfikacji postawionej tezy badawczej. Stąd, weryfikację tezy oparto na wynikach badań materiałów protez stabilizowanych implantologicznie.

Na podstawie wyników badań materiałów w symulowanych warunkach obciążeń spoczynkowych dokonano interpretacji zachowań nawykowych u użytkowników protez osiadających, która chociaż nie jest ściśle związana z linią dowodzenia tezy pracy, jednak demonstruje możliwość wszechstronnego wykorzystania sformułowania modelowego, a także dowodzi dodatkowych korzyści ze stosowania miękkich podścielców, których nie wykazano w przedstawionej dotychczas analizie porównawczej. W przypadku protez osiadających podłoże błony śluzowej kompensuje niedokładności wykonawcze, które w przypadku podparcia na uzębieniu własnym bądź na implantach kompensuje układ mięśniowy żuchwy i staw skroniowo-żuchwowy. Potwierdzeniem są nieliczne u użytkowników całkowitych protez osiadających [497, 498] dysfunkcje mięśniowo-stawowego zawieszeniowego układu żuchwy, wynikające przeważnie ze znacznych nieprawidłowości w ustaleniu wysokości zwarcia (zbyt wysokie położenie płaszczyzny okluzyjnej). Niemniej, fakt nielicznych dysfunkcji układu zawieszeniowego nie jest równoznaczny z brakiem dysfunkcji w układzie stomatognatycznym. Błona śluzowa, która kompensuje stany nadmiernego napięcia mięśni towarzyszące nawykowej statycznej okluzji, jest takim samym elementem składowym układu stomatognatycznego jak układ zawieszeniowy żuchwy. Jeżeli ze względu na zaburzenia okluzji cierpią tkanki, w świetle klasyfikacji medycznych [499] okluzję zalicza się do nieprawidłowej nieskompensowanej (urazowej).

W opinii klinicznej, odczucia bólowe u użytkowników protez osiadających stanowią potencjalną przyczynę wykonywania nawykowych odruchów zwarciovych centrycznych i pozacentrycznych [387, 482]. Jako przyczynę parafunkcji wymienia się dyskomfort bólowy wynikający z nieprawidłowych kontaktów okluzyjnych lub nieprawidłowego ustalenia płaszczyzny okluzyjnej. W przypadkach poprawnej okluzji, uzasadnienia zachowań nawykowych poszukuje się na polu odczuć psychofizycznych, wskazując na odczucia dyskomfortu wynikające z obecności ciała obcego w jamie ustnej. Wyniki obliczeń wskazują, że równie prawdopodobną pierwotną przyczyną zachowań nawykowych są odczucia dyskomfortu, które wynikają z trudnego do wykrycia niewielkiego niedopasowania pod protezę.

Stały ucisk, przyjmujący podprogowe wartości odczuć bólowych, stanowi uzasadnioną przyczynę nawyku „poszukiwania” spoczynkowego położenia protezy, które w rzeczywistości, ze względu na wcisk w obszarach odchyłek wymiarowych, nie istnieje. Sposobem na „poszukiwanie” mogą być przedłużające się zwarcia, w których wykonywane są ruchy poziome żuchwy, mające zmniejszyć odczucia bólowe. Przyjęty w badaniach modelowych drugi przypadek obciążenia był odwzorowaniem powyższej sytuacji. Model protezy wypychanej przez tkanki w miejscu niedopasowania, przy jednoczesnej swobodzie przemieszczeń poziomych, zajmował położenie, w którym działające siły okluzyjne oraz siły reakcji podłoża równoważyły się. Wraz ze zmniejszeniem ucisku w miejscu niedopasowania i przesunięciem do nowego położenia równowagi, pojawiły się nowe obszary ucisku na przeciwstawnym odcinku bocznym w obszarze kła stoku po stronie zewnętrznej. Siły mięśniowe osiągały znaczną wartość w przypadku „twardej” błony śluzowej (rys. 4.5). Ze względu na znaczne wartości sił wprowadzenie protezy w położenie właściwe należy uznać za bardzo utrudnione. Zwiększenie elastyczności błony śluzowej wpłynęło na znaczne obniżenie reakcji. Warto zwrócić uwagę na wyraźny wpływ okluzji ze swobodą i bez swobody przemieszczeń poziomych na siły mięśniowe. Swoboda przemieszczeń w okluzji ($UZ = 0$) skutkowałą korzystnym znacznym zmniejszeniem reakcji podłoża i wypadkowej sił mięśniowych. Niemniej, nawet w przypadku elastycznej błony śluzowej utrzymanie protezy w zaguzkowaniu centrycznym wymagało napięcia mięśni koniecznego do uzyskania siły 20 N. Ujawnione w modelu nienaturalne wzmoczone napięcie mięśni żuchwy, wspólnie z uciskiem pod protezę, należy uznać za silne bodźce dyskomfortu. W rzeczywistym układzie, przedłużający się dyskomfort będzie prowadził do dyskluzyi lub nawet wyprowadzenia protezy z położenia właściwego. W praktyce, często obserwuje się przyspieszanie odciążenia bolesnych obszarów poprzez wspomaganie w odciąganiu protezy od podłoża

siłami mięśni języka, policzków i warg, aż do całkowitego wyprowadzenia protezy [408-410]. Po odciążeniu miejsc nadmiernego ucisku, uzasadnione jest pojawienie się nowego odczucia dyskomfortu, będącego następstwem braku przylegania, które staje się bodźcem do kolejnego zwarcia. Powtarzającym się czynnościom dodatkowo towarzyszą efekty cierne. Choć wartość pracy tarcia w trakcie wprowadzenia protezy w położenie właściwe była niewielka w porównaniu do efektów ciernych towarzyszących przenoszeniu obciążeń żucia (w zakresie tysięcznych Nmm), to przy dużej cykliczności może stanowić dodatkowy czynnik zwiększający ryzyko rozwoju urazów ciernych poza czynnością żucia. Interpretacja wyników badań symulacyjnych pozwala uznać uciski z niedopasowania za równie prawdopodobną przyczynę nawykowych odruchów zwarciowych, co odczucia psychofizyczne wynikające z obecności ciała obcego w jamie ustnej.

Obliczone wartości ucisku w obszarze niedopasowania znajdują również odniesienie do metod detekcji miejsc nadmiernego ucisku pod protezami za pomocą past uciskowych. Znaczne wartości ucisku obliczone dla przypadku „twardej” błony śluzowej wskazują, że dla tego typu podłoża skuteczność wykrywania obszarów niedopasowania będzie większa w porównaniu do bardziej elastycznej błony śluzowej, dla której występowały mniejsze wartości ucisku (rys. 4.4). Należy zwrócić uwagę na niekorzystny wpływ swobody poziomych przemieszczeń w okluzji na skuteczność wykrywania obszarów niedopasowania (rys. 4.5). Zmniejszenie ucisku w obszarze niedopasowania za sprawą okluzji ze swobodą przemieszczeń, prowadziło do wyrównania osiadania protezy również na przeciwstawne skrzydło. Ten korzystny efekt w przypadku użytkowania protezy, w przypadku wykrywania obszaru niedopasowania za pomocą pasty uciskowej jest niekorzystny, gdyż będzie skutkować fałszywymi wskazaniami obszarów niedopasowania. Wraz z dokonaniem korekty protezy w obszarze fałszywego wskazania traci się możliwość dokonania poprawnej korekty. Warto zatem podkreślić, że praca z pastą uciskową wymaga znacznej precyzji i skrupulatnego przestrzegania procedury. Manualny docisk protezy do podłoża lub badanie w zwarciu bez rolek dystansowych znacznie zwiększa prawdopodobieństwo fałszywych wskazań, co przesądza o możliwości dokonania poprawnej korekty.

W przeglądzie stanu aktualnego wykazano, że główne nierozwiązane problemy materiałowe w protezach stabilizowanych implantologicznie dotyczą złączy protez z implantami. Można tu zaobserwować analogię do problemów materiałowych towarzyszących eksploatacji biomateriałów [18, 21, 27, 69-71, 88, 89, 279] w sytuacji niedostatecznie zdefiniowanych kryteriów ich doboru ze względu na warunki obciążeń eksploatacyjnych. Badania zmierzające do oceny

wpływu własności materiałów złączy na wydolność czynnościową protez stanowiły podstawę do osiągnięcia utylitarnego celu pracy i zarazem jednoznacznej weryfikacji tezy pracy.

Badania własne złączy grupy materiałowej „R” stabilizujących protezę na dwóch implantach (TID) wykazały (rys. 4.19), że generalnie naciski na powierzchni błony śluzowej osiągały znaczne wartości około 1 MPa, co przekracza próg bólu. Z drugiej strony, w porównaniu do protez konwencjonalnych wartości nacisku dla przypadku „twardej” błony śluzowej znacznie się zmniejszyły (rys. 4.9). W przypadku protezy konwencjonalnej wartości nacisku wynosiły prawie 3 MPa (2 mm dystansu do kontaktu balansującego). W protezach konwencjonalnych zastosowanie materiałów podścielających nie wpłynęło na zmniejszenie nacisków poniżej progu bólowego (rys. 4.14), natomiast w TID stabilizowanej za pomocą złączy z grupy „R” zastosowanie materiału podścielającego "E5" pozwoliło zmniejszyć nacisk poniżej wartości bólowej. Należy również zwrócić uwagę na zmniejszenie wielkości poślizgu protezy po błonie śluzowej, co obniża ryzyko występowania urazów ciernych w porównaniu do protez konwencjonalnych.

Obliczone obciążenia błony śluzowej pozostają w dobrej zgodności z obserwacjami klinicznymi dotyczącymi protez TID. Obliczone modelowo zmniejszenie nacisku pod protezą stabilizowaną na dwóch implantach w porównaniu do protezy konwencjonalnej jest zgodne z poziomami bólu odczuwanymi przez pacjentów obydwu rozwiązania protez. Ponad połowa pacjentów [283], którzy użytkowali protezę konwencjonalną odczuwała znaczny ból, natomiast po stabilizacji implantologicznej znaczny ból nie odczuwała lub odczuwała tylko niewielki ból (rys. 2.17). Podobnie, w ocenie jednostek w skali OHIP odczucia bólowe przeciętnie zmniejszają się z 12 do 7,5 [285], natomiast komfort ze względu na doznania bólowe w skali VAS [284] ulega poprawie z 51 do 93% (rys. 2.18). Pacjenci relacjonują również polepszenie wydolności żucia z 34 do 91%. Zatem, obliczone modelowo zmniejszenie nacisku pomiędzy protezą akrylową konwencjonalną a stabilizowaną implantologicznie jest zbieżne ze wzrostem wydolności żucia. Jednocześnie, należy zwrócić uwagę, że oceny pacjentów wskazują na znaczne zwiększenie stabilizacji protezy (rys. 2.18). Wzrost stabilizacji protezy nie byłby możliwy, gdyby złącza ulegały destabilizacji przy siłach otwierania w zakresie 2-8 N. Należy zwrócić uwagę, że maksymalne siły otwierania, które przyjęło się uznawać jako zdolności retencyjne [500], trudno odnieść do sytuacji rzeczywistych ze względu na występowanie znacznych wartości bocznych obciążeń złączy. Zwiększenie docisku na powierzchni retencyjnej bezsprzecznie zwiększa siły tarcia, które warunkują retencję złączy. Ponadto, ze względu na

stosowane materiały złączy oraz kształty patryc i matryc, boczne obciążenia powodują bezpośredni wzrost wartości reakcji na powierzchni retencyjnej (np. na powierzchni podcienia kulki). Bezsprzeczny wpływ sił bocznych w złączu na zwiększenie oporów otwierania wskazuje, że założenie w modelu większych wartości sztywności i sił retencji złączy w porównaniu do wartości, które uzyskuje się na podstawie pomiarów osiowej destabilizacji złączy, było poprawne. Badanie charakterystyk retencyjnych poszczególnych typów złączy nie było jednak przedmiotem zainteresowania przedstawianej pracy. W badaniach porównawczych grupy materiałowej złączy „R” w SID i TID zwraca uwagę fakt, że w TID dystrybucja obciążeń wymuszona ruchem zawiasowym skutkuje tym, że te same obszary tkanek są stale obciążane. Efektem obserwowanym klinicznie jest eliminacja dolegliwości ze strony błony śluzowej [314], nagminnie występujących w TID [258]. Z drugiej strony, ze względu na około 2-krotnie większe wartości sił destabilizujących pojedyncze złącze zwłaszcza w przypadku podłoża całkowicie pozbawionego wypukłości wyrostka (którego w pracy nie analizowano) jako rozwiązanie dające lepsze efekty stabilizacji należałoby wskazać TID.

Większe obciążenia złączy w SID „R” w porównaniu do TID „R” są zgodne z obserwowanym klinicznie zwiększeniem liczby uszkodzeń [501]. Trudno się jednak zgodzić z proponowanym w pracy [501] rozwiązaniem konstrukcyjnym, polegającym na zwiększeniu wymiarów złącza i implantu. Z pewnością trwałość konstrukcji implantologicznej się zwiększa. Jednakże, jak wykazano w pracach [348, 459] zwiększenie sztywności podpory implantologicznej skutkuje zwiększeniem przejmowanych obciążeń. W konsekwencji rozwiązanie staje się mniej korzystne pod względem priorytetowych obciążeń tkanki kostnej. Ponadto, masywniejsze złącze stoi w opozycji do ekonomicznych jednoczęściowych i jednofazowych implantów, zwłaszcza o małych średnicach dostosowanych do zanikłych form wyrostka zębodołowego. Zastosowanie większych gabarytowo złączy nie jest bez znaczenia dla wytrzymałości siodeł [372]. Wymagana jest też większa przestrzeń na złącze, którą dysponuje się w przypadkach mniejszych wyrostków, co z kolei pozostaje w opozycji do zwiększonych w SID obciążeń bocznych na pojedynczym implancie.

Stosowanie implantów o niewielkich średnicach (mini-implantów) w przypadku złączy z grupy „R” oraz „M” wymaga szczególnej rozwagi. Do terminu złączy mechanicznie biozgodnych upowszechnianego przez producentów, w tym przez publikacje naukowe, należy się odnieść z rezerwą. W reklamie wykorzystuje się niezależny od typu złączy fenomen, prawie 100% powodzenia w utrzymaniu implantów lokowanych w wyrostkach przedniego odcinka

zębodołowego żuchwy, przy zachowaniu dostatecznych własności podłoża kości. W przypadku złączy „M” do reklamowanego przez producentów odciążenia implantów dochodzić może wyłącznie w wyidealizowanym przypadku równomiernego pionowego osiadania protezy, zdecydowanie nie przystającym do rzeczywistości. Zachowanie złączy typu „M” można było przewidzieć bez wykonywania obliczeń, wzięwszy pod uwagę osiadanie protezy pod wpływem sił żucia w kierunkach skośnych. Niemniej, wykonane obliczenia pozwoliły jednoznacznie zweryfikować ilościowo, że korzyści wynikające z osiowego luzu konstrukcyjnego są znikome. Należy zwrócić uwagę na analogiczne zachowanie rozwiązań implantów teleskopowych, w których przyłączenie implantu do protezy jest sztywne, natomiast górna część implantu jest suwliwa. Tego typu rozwiązania nie wpływają na zmniejszenie niebezpiecznych bocznych obciążeń przejmowanych podczas żucia.

Badania własne złączy grupy materiałowej „R” i odmiany złączy mobilnych „M” potwierdziły zasadność założonego utylitarnego celu pracy, za który przyjęto projektowanie silikonowych tworzyw na złącza, eliminujących główną wadę dotychczasowych rozwiązań, wynikającą z przejmowania nadmiernych obciążeń żucia.

W projektowanych materiałowo złączach silikonowych siła retencji nie jest wyłącznym kryterium zdolności retencyjnej. Do otwarcia złącza konieczne jest nie tylko przekroczenie siły retencji, ale także przekroczenie limitu przemieszczenia protezy względem implantu, tzn. zdolność retencyjna jest pracą wykonywaną przy otwieraniu złącza. Zwiększenie zdolności retencyjnej można generalnie osiągnąć na dwa sposoby. Pierwszy sposób, powszechnie praktykowany, polega na zwiększaniu siły retencji. Uzyskiwana w praktyce stabilizacja protezy okazuje się być nieprzemyślanym skutkiem wzrostu retencji złącza w odpowiedzi na znaczne siły boczne, które jak wykazano dla rozwiązań złączy grupy materiałowej „R” mogą skutkować niebezpiecznym stanem obciążenia implantu, polegającym na znacznym niekontrolowanym wzroście sił wyciągania z kości. Drugi sposób zwiększania zdolności retencyjnej polega na zwiększaniu limitu przemieszczenia w złączu do momentu otwarcia. Dla złączy silikonowych, zależnie od ugięcia silikonowej membrany oraz drogi wyprowadzenia na implancie, osiąga się limit przemieszczeń przekraczający 2 mm [82]. Zwraca się uwagę, że proteza jest odmiennie stabilizowana za pomocą złączy silikonowych w chwili przekroczenia siły retencji, gdyż złącza zachowują się odmiennie niż standardowe. Nawet przy założeniu dla obydwu typów złączy, standardowych i silikonowych, równych wielkości pracy przy otwieraniu, złącze odznaczające się większym zakresem przemieszczeń, odznacza się, co istotne w układzie eksploatacyjnym,

większą skutecznością w stabilizacji, ze względu na wspomaganie „znajdowania” kontaktów balansujących. Wynika to z faktu nieporównywalnie większego w stosunku do złączy standardowych limitu unoszenia skrzydła balansującego, który zwiększa prawdopodobieństwo zrównoważenia protezy na kontakcie balansującym, zanim dojdzie do otwarcia złącza. stabilizacją podczas przenoszenia skośnych sił żucia niż rozwiązanie z dwoma złączami. Zaistniała sytuacja odwrotna niż w przypadku standardowych złączy grupy materiałowej „R”, dla których w rozwiązaniu SID siła destabilizująca złącze i obciążenia boczne zwiększały się w porównaniu do TID.

Znaczne wartości bocznych obciążeń dla złączy grupy materiałowej „R” sprawiały, że rozwiązanie SID stwarza wysokie wymagania odnośnie do warunków kostnych. Tymczasem, projektowane materiałowo złącza elastomerowe pozwoliły na zmniejszenie wartości obciążeń w rozwiązaniach SID ”S20” poniżej wartości, które występowały w TID „R”. To oznacza, że osiągnięty został wyższy poziom bezpieczeństwa dla protez stabilizowanych za pomocą pojedynczego implantu niż dla protez na dwóch implantach, stabilizowanych za pomocą dwóch złączy z grupy materiałowej „R”. Uzyskanie rozwiązania tańszego i bezpieczniejszego niż uznane za standard leczniczy pokrywa się z osiągnięciem użytecznego celu pracy. Zwraca się uwagę, że złącza silikonowe nie powodują niebezpiecznego stanu wyciągania implantu z kości, natomiast stabilizują protezę aż do uzyskania kontaktu balansującego, nawet przy znacznym jego „spóźnieniu”.

Chociaż zwiększenie wykorzystania naturalnego podparcia błony śluzowej zwiększyło tendencję do występowania dyskomfortu bólowego (rys. 4.28), to należy podkreślić, że skuteczność złączy silikonowych była rozważana dla ekstremalnie „bolesnej” błony śluzowej. Tymczasem, dla grupy złączy „R” próg wrażliwości bólowej również był przekroczony, szczególnie w przypadku zastosowania pojedynczego implantu. Zatem, w analizowanym przypadku niekorzystnych warunków posadowienia na „twardej” błonie śluzowej, w obydwu grupach materiałowych konieczne było zastosowanie podścielania. W przypadku złączy grupy materiałowej „R” wprowadzenie podścielania skutkowało około 10% wzrostem obciążeń implantów. W przypadku złączy silikonowych podścielanie protezy nie wpłynęło na wzrost obciążeń implantów, lecz zaobserwowano efekt odwrotny zmniejszenia obciążeń implantów nawet o połowę (rys. 4.31). **Zaobserwowane zależności pomiędzy własnościami materiałów i wydolnością czynnościową protezy w warunkach obciążeń eksploatacyjnych żucia stanowiły istotny punkt weryfikacji tezy pracy. Ujawnione związki pomiędzy własnościami**

materiałowymi protez a wydolnością czynnościową umożliwiły osiągnięcie celu użytkowego. Poprzez dobór materiału złącza oraz wprowadzenie funkcjonalnej gradacji sprężystości w warstwie podścielenia uzyskano pełną kontrolę nad dystrybucją obciążeń pomiędzy implanty oraz podłoże błony śluzowej, w tym kontrolę nad strefowym rozdziałem obciążeń na powierzchni błony śluzowej.

Ostatni punkt weryfikacji tezy pracy stanowiły badania materiałowe protez stabilizowanych implantologicznie w symulowanych warunkach obciążeń spoczynkowych, powodowanych tolerancjami wykonawczymi. W przypadku protez konwencjonalnych, uciski wstępne były badane w pozycji centrycznej zaguzkowania spoczynkowego, gdyż założono, że pod protezą konwencjonalną swobodnie spoczywającą na podłożu odchyłki wykonawstwa mogą być w znacznym stopniu minimalizowane (kompensowane) dzięki naturalnym elastycznym zdolnościom tkanek do odciągnięcia (wypychania) protezy w obszarach nadmiernego ucisku. Tymczasem, przyłączenie protezy do implantów stanowi ograniczenie swobody przemieszczeń protezy, a przez to zdolności tkanek do odzysku odkształcenia i kompensacji niedokładności wykonawczych. Gniazda złączy (matryce) w protezie pozycjonowane są względem implantów (patryc) z odchyłkami technologicznymi, które oprócz niedopasowania siodeł do podłoża, stanowią dodatkowe źródło ucisków wstępnych podłoża oraz wstępnych obciążeń złączy i implantów. W rozwiązaniach TID osiągnięcie pożądanej równoległości implantów jest bardzo trudne, zwłaszcza w przypadku nawiercania łoża w kości pod implanty z tzw. „wolnej z ręki”, natomiast, zastosowanie indywidualnych szablonów chirurgicznych, oferowanych przez firmy implantologiczne, znacznie podnosi koszt postępowania. Koszt wykonawstwa szablonu to kwota około 400 euro, nie licząc kosztów tomografii komputerowej. Redukcji kosztów wykonania szablonów można poszukiwać poprzez zmianę technologii z kosztownego drukowania przestrzennego, proponowanego przez komercyjne systemy, na standardowe modele diagnostyczne, w których komputerowo planuje się wyłącznie otwory prowadzące pod wiertła, a następnie wykonuje nawiercenia otworów na sterowanej komputerowo maszynie obróbczej [502]. Niemniej, stosowanie nawet tańszych szablonów zwiększa barierę ekonomiczną.

W pozycji literaturowej [360], która mogła stanowić punkt odniesienia do wykonanych badań własnych obciążeń spoczynkowych implantów, podejmowana jest analiza wpływu tolerancji wykonawczych belek łączących implanty na obciążenia tkanki kostnej. W przypadku poziomej odchyłki pozycjonowania belki względem implantu stwierdza się znaczne wartości obciążeń spoczynkowych. Zwiększenie odchyłki z wartości 0,010 mm do 0,050 mm skutkuje

[360] znacznym wzrostem wartości naprężeń zastępczych H-M w kości z kilkunastu MPa do 165-188 MPa, przy czym w przypadku sztywniejszej belki naprężenia przyjmują górne wartości z tego zakresu. W badaniach własnych rozwiązań bez belek, akrylowe siodła protezy wykazują większą odkształcalność i zdolność do kompensacji odchyłek niż metalowe belki. Niemniej, obliczoną wartość obciążeń bocznych ponad 20 N dla złączy grupy materiałowej „R” należy uznać za znaczną, gdyż stanowiącą ponad połowę obciążeń, jakie obliczono podczas żucia. Znaczne ujemne wartości sił otwierania złączy standardowych „R” (prawie 30 N) są zbieżne z często występującą w praktyce koniecznością powykonawczej regulacji złączy, której przyczyną są trudności z wpinaniem protezy w złącza podczas zakładania.

Stwierdzono, że w rozwiązaniach SID, dzięki swobodzie ruchów obrotowych, w większym zakresie mogą być kompensowane charakterystyczne dla skurczu polimeryzacyjnego odchyłki wykonawcze względem stoków odcinków bocznych (rys. 4.6). W TID, naturalne sprężyste zdolności uciśniętych tkanek do odciążenia protezy w obszarach niedopasowania mogą występować wyłącznie w zakresie zgodnym z zawiasowym ruchem protezy. Niemniej, czynnik konstrukcyjny polegający na przyłączeniu protezy do pojedynczego implantu zapewniał ograniczoną zdolność do kompensacji odchyłek wykonawczych w przypadku złączy grupy materiałowej „R” (ucisk w obszarze niedopasowania w TID 840 kPa; w SID 563 kPa). Złącza silikonowe wykazały znacznie większą skuteczność do kompensacji odchyłki wykonawczej siodła (ucisk w obszarze niedopasowania w TID 173 kPa; w SID 160 kPa).

Pod względem kompensacji odchyłek pozycjonowania złączy względem implantów projektowane materiałowo złącza silikonowe pozwoliły praktycznie wyeliminować zarówno spoczynkowe obciążenia filaru (rys. 4.8), jak i obciążenia spoczynkowe błony śluzowej (rys. 4.7).

Teza pracy została zweryfikowana. Komputerowe badania materiałów w symulowanych warunkach obciążeń towarzyszących użytkowaniu spoczynkowemu dostarczyły kompletu informacji pozwalających na ocenę materiałowych i technologicznych uwarunkowań wydolności czynnościowej protez.

Warto zwrócić uwagę, że w przypadku protez natychmiastowych działanie obciążenia pokrywa się z początkowym okresem po implantacji, ważącym o przebiegu procesu osteointegracji implantu z kością. Zależności zaobserwowane modelowo pozostają zbieżne z wynikami badań eksperymentalnych [382, 503]. Złącza silikonowe sprzyjają lepszej stabilizacji protezy poddanej skośnym siłom destabilizującym [503]. W badaniach eksperymentalnych retencję protezy ocenia się jednak bez udziału kontaktów balansujących, przez co nie uwzględnia się

wpływu podatności złączy na wykazany w badaniach symulacyjnych efekt „wspomagania” stabilizacji na kontaktach balansujących. Ponadto, badaniom eksperymentalnym [503] brakuje metody pomiaru obciążeń złączy oraz obciążeń podłoża, gdyż mierzono wyłącznie siły destabilizacji i towarzyszące im przemieszczenia. Uwzględnienie kontaktu balansującego w przedstawionych badaniach symulacyjnych ujawniło znaczne korzyści, które w praktyce wynikają ze zwiększania limitu pionowych i bocznych przemieszczeń, regulowanych własnościami elastomeru. Zależności modelowe są zgodne z wstępnymi obserwacjami klinicznymi dla TID [384], w których użytkownicy protez utrzymywanych za pomocą złączy podatnych wysoko oceniają rozwiązanie i nie zgłaszają problemów z rozdrabnianiem pokarmów oraz utraty zdolności retencyjnych złączy, jak również urazów błony śluzowej [384]. Co więcej, dotychczasowa wstępna obserwacja kliniczna wskazuje na możliwość eliminacji lejkowatych zaników kości korowej wokół implantów [384], co jest zbieżne z przedstawionym zmniejszeniem bocznych obciążeń.

Dotychczasowe pilotażowe badania kliniczne dotyczyły niewielkiej liczby przypadków, wśród których nie występowały niekorzystne warunki podłoża. Badania materiałów złączy w symulowanych warunkach czynności żucia potwierdziły, że projektowane materiałowo złącza elastomerowe pozwalają znacznie poprawić wydolność protezy w czasie spoczynku. Zwłaszcza, warto zwrócić uwagę na rozwiązanie z pojedynczym implantem, które długo oczekuje uznania jako standard leczenia. Obawy przed efektami przeciążeniowymi tkanki kostnej wokół implantu w przypadku projektowanych materiałowo złączy silikonowych, jak wykazano są bezpodstawne, zarówno ze względu na obciążenia spoczynkowe, jak i ze względu na obciążenia żucia. W przedstawionej pracy nie wykonano eksperymentów numerycznych dla bardziej zróżnicowanych warunków posadowienia lub odchyłek technologicznych, gdyż znacznie wykraczałoby to poza i tak szeroki zakres badań koniecznych do osiągnięcia założonych podstawowych celów. Niemniej, dzięki uniwersalności zaproponowanej metodologii badań i kryteriów oceny rozwiązań protez otwarta została droga do projektowania cech funkcjonalnych materiałów protez, w tym protez częściowych, w których występuje wykorzystanie mieszanego podparcia błony śluzowej i uzębienia własnego. W perspektywie możliwe jest połączenie projektowania materiałowego protez osiadających z opracowaną metodyką diagnostyki stanów biomechanicznych żuchwy [35, 93, 189]. Przedstawiona tutaj metoda dostarcza danych wartości reakcji na kontakcie balansującym oraz reakcji podłoża, które stanowiły dotychczas podstawowe nieznanne zmienne, konieczne do oceny sił mięśniowych i reakcji stawowych. W zasięgu jest

więc utworzenie wirtualnego artykulatora, lub raczej pierwszego symulatora biostatycznego, który pozwalałby na indywidualne projektowanie cech funkcjonalnych materiałów dowolnych uzupełnień protetycznych optymalizowanych ze względu na wielostronne całkowicie indywidualne kryteria: nie tylko nośności tkanek błony śluzowej, kości i zębów podpierających protezy, ale również wysiłku poszczególnych mięśni żuchwy i obciążeń stawów skroniowo-żuchwowych.

6. Podsumowanie i wnioski

W studium piśmiennictwa wykazano, że projektowanie cech funkcjonalnych materiałów protez osiadających natrafia na trudności wynikające z braku metody oceny uwarunkowań materiałowych wydolności czynnościowej protez. Wykazane braki wytyczyły obszar naukowego poznania. Zastosowanie wybranego narzędzia badawczego, którym było sformułowanie MES dużych przemieszczeń z uwzględnieniem zjawisk kontaktowych, pozwoliło na dokonanie oceny wydolności czynnościowej protezy w ściśle mierzalnych skalach niepożądanych oddziaływań względem tkanek. Dzięki dobremu odwzorowaniu warunków obciążeń eksploatacyjnych uzyskano, nieosiągalny dotychczas, wysoki poziom zgodności rezultatów analiz numerycznych z obserwacjami klinicznymi. W zobiektywizowanych miarach dyskomfortu bólowego i obciążeń implantów ocenione zostały własności materiałów protez. W szczególności zweryfikowana została skuteczność projektowania materiałowego silikonowych złączy, stabilizujących protezy na implantach według wynalazku, do którego powstania przyczynił się Autor. Wiele uwagi poświęcono kształtowaniu cech sprężystych tworzyw silikonowych w przypadku niekorzystnych warunków posadowienia i szczególnie interesujących ekonomicznych rozwiązań protez utrzymywanych wyłącznie za pomocą pojedynczego implantu.

Wykonane w pracy badania poszerzyły stan wiedzy o materiałach protez zębowych i uwarunkowaniach biologiczno-materiałowych ich funkcjonowania, tzn. zgodnie z wytyczonym celem poznawczym ustalono **wpływ własności materiałowych protezy osiadającej, jak również naturalnego tworzywa podłoża błony śluzowej na zjawiska transmisji eksploatacyjnych obciążeń żucia oraz eksploatacyjnych obciążeń spoczynkowych, warunkujących wydolność czynnościową protez**. Osiągnięcie celu poznawczego pozwoliło zrealizować cel utylitarny i jednocześnie zweryfikować, że teza pracy daje możliwość tworzenia teorii szczegółowych wpisujących się twórczo w paradygmat dyscypliny inżynierii materiałowej w zakresie projektowania materiałowego protez. Główne wnioski wynikające z wykonanych badań:

1. **Numeryczne sformułowanie Metody Elementów Skończonych dużych przemieszczeń z uwzględnieniem kontaktu na powierzchni błony śluzowej umożliwia projektowanie materiałów protez osiadających w kryteriach nośności naturalnego tworzywa tkanek miękkich i twardych podpierających protezy w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych. Stanowi to punkt wyjścia do sterowania składem, budową**

- i usieciowaniem tworzyw elastomerowych stosowanych do wykonywania podścieleń lub przyłączy do implantów.**
2. **Podstawę oceny i kształtowania własności użytkowych materiałów całkowitych protez osiadających** w kategorii wydolności żucia stanowią obciążenia błony śluzowej i przyłączy do implantów, które należy identyfikować podczas destabilizacji protezy skośną boczną siłą żucia. Kryteria oceny własności użytkowych projektowanych materiałów złączy ze względu na efekty przeciążeniowe kości stanowią: boczne obciążenia złączy, zginające implant oraz osiowe, wyciągające implant z kości; natomiast ze względu na stabilizację protezy w fazie miażdżenia pokarmu: praca konieczna do zrzucenia protezy w warunkach „spóźnionego” kontaktu balansującego lub limit unoszenia skrzydła do momentu destabilizacji złącza. Obciążenia błony śluzowej pod protezami wyrażone wartościami naprężeń kontaktowych oraz poślizgu na powierzchni błony śluzowej (pracy tarcia) stanowią kryterium **projektowania materiałowego protez w zobiektywizowanych kryteriach dyskomfortu bólowego.**
 3. **W projektowaniu materiałowym protez należy uwzględnić wpływ tolerancji technologicznych na obciążenia tkanek** ze względu na ujawniony znaczny wpływ odchyłek wykonawczych na wzrost wartości obciążeń spoczynkowych podłoża błony śluzowej, implantów oraz wartości sił mięśniowych, koniecznych do utrzymywania protezy w pozycji spoczynkowego zaguzkowania centrycznego.
 4. Badania materiałowe złączy implantologicznych w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych wykazały, że **dobór elastomeru lub udziału nanowypełniaczy skutecznie zmniejsza obciążenia implantu samodzielnie stabilizującego protezę do wartości mniejszych niż w przypadku protez utrzymywanych za pomocą dwóch złączy, uznawanych dotychczas jako standard leczenia.**

Literatura

1. E. Spiechowicz, *Protetyka stomatologiczna*, PZWL, Warszawa, 2008.
2. L. Hupfaut, *Protetyka stomatologiczna. Protezy całkowite*, wyd. 1, Urban and Partner, Wrocław, 1994.
3. S. Majewski, *Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej*, Wydawnictwo Stomatologiczne SZS-W, Kraków, 2000.
4. M. Wojda, M. Grzelak, E. Piechowicz, E. Mierzwińska-Nastalska, Ocena wyników leczenia pacjentów z zastosowaniem akrylowych protez ruchomych prowadzonego w ramach Narodowego Funduszu Zdrowia, *Protetyka Stomatologiczna LX/1* (2010) 28-36.
5. E. Mierzwińska-Nastalska, Zasady użytkowania, czyszczenia i pielęgnacji protez całkowitych, *Protetyka Stomatologiczna LXI/4* (2011) 293-303.
6. T. Godlewski, M. Golecka, K. Rusiniak-Kubik, E. Mierzwińska-Nastalska, Problemy rehabilitacji protetycznej związane z nowymi formami rozwiązań systemowych w służbie zdrowia i współpracą z kasami chorych, *Protetyka Stomatologiczna LII/3* (2002) 167-172.
7. Z. Raszewski, *Nowe spojrzenie na tworzywa akrylowe*, Elamed, Katowice, 2009.
8. Y.D. Zhang, Z.F. Zhao, P.J. Lu, Y. Wang, R.J. Song, J.L. Lu, Robotic system approach for complete denture manufacturing, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 7/3 (2002) 392-396.
9. M. Busch, B. Kordass, Concept and development of a computerized positioning of prosthetic teeth for complete dentures. *International Journal of Computerized Dentistry* 9/2 (2006) 113-120.
10. E. Mierzwińska-Nastalska, Diagnostyka układu ruchowego narządu żucia. Zasady rekonstrukcji zwarcia, wyd. 1, Med Tour Pres International, Warszawa, 2009.
11. C. Xiaojun, L. Rubo, L. Eryi, W. Chengtao, A computerized simulation system of mandibular movement on Hanau articulator, *Proceedings of the IEEE Conference "Engineering in Medicine and Biology Society"*, 2005, vol. 5, 5136-5139.
12. B. Burzyńska, E. Mierzwińska-Nastalska, Stan jamy ustnej pacjentów chorych na cukrzycę, *Dental and Medical Problems* 48/3 (2011) 412-416.
13. H. Sondermann, A. Sobolewska, Badania niewydolności czynnościowej protez i ich użytkowej przydatności, *Dental Forum XXXVIII/1* (2010) 19-26.
14. F. Kawano, K. Nagao, S. Inoue, N. Matsumoto, Influence of the buccolingual position of artificial posterior teeth on the pressure distribution on the supporting tissue under a complete denture, *Journal of Oral Rehabilitation* 23/7 (1996) 456-463.
15. E. Mierzwińska-Nastalska, M. Jaworska, Ł. Łomżyński, Wpływ czynników ogólnoustrojowych na wyniki leczenia implantoprotetycznego, *Protetyka Stomatologiczna LVII/6* (2007) 391-396.
16. P.E. Petersen, The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century -the approach of the WHO Global Oral Health Programme, *Community Dentistry and Oral Epidemiology* 31/Suppl 1 (2003) 3-23.
17. F. Muller, M. Naharro, G.E. Carlsson, What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe?, *Clinical Oral Implants Research* 18 (2007) 2-14.
18. R. Będziński, *Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
19. R. Będziński, J. Filipiak, Experimental analysis of external fixators for femoral bone elongation, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 1/2 (1999) 93-106.
20. A. Ostrowska, A. Mazurkiewicz, R. Będziński, K. Ściagała, The investigations of mechanical and histomorphometric properties of human femur cancellous bone, *Biomaterials Engineering* 47/53 (2005) 78-80.
21. L.A. Dobrzański, *Metaloznawstwo opisowe stopów metali nieżelaznych*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2008.
22. J. Chłopek, *Kompozyty w medycynie*, *Kompozyty* 1/1 (2001) 50-54.
23. J.R. Dąbrowski, Z. Oksiuta, Porowaty materiał implantacyjny z proszku stopu Vitalium, *Inżynieria Materiałowa* 4 (2000) 174-179.

24. J.R. Dąbrowski, J. Sterna, J. Sidun, S. Piszczatowski, Porowate kompozyty ceramiczno-metaliczne na bazie stopu Co-Cr-Mo - potencjalne biomateriały na implanty kostne, *Kompozyty* 2/4 (2002) 167-180.
25. M. Pawińska, A. Kierklo, J.R. Dąbrowski, Ocena szczelności wypełnienia kanałów korzeniowych Resilonem – badania wstępne w elektronowym mikroskopie skaningowym, *Czasopismo Stomatologiczne* LIX/5 (2006) 307-314.
26. M. Gradzka-Dahlke, J.R. Dąbrowski, B. Dąbrowski, An overview on the usage of the powder metallurgy method for surgical implants production, *Journal of Vibroengineering* 8/2 (2006) 11-16.
27. G. Milewski, Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda – implant w stomatologii, *Rozprawa habilitacyjna, Zeszyty Naukowe Politechniki Krakowskiej, seria Mechanika* nr 89, Kraków, 2002.
28. T. Lekszycki, Wybrane zagadnienia modelowania w biomechanice kości, *Prace IPPT PAN*, Warszawa, 2007.
29. E. Mitura, S. Mitura, A. Jakubowski, J. Szmidt, A. Sokołowska, P. Louda, J. Marciniak, Diamond-like carbon coatings for biomedical application, *Diamond and Related Materials* 3 (1994) 896.
30. B. Płonka, P. Bohater, B. Nawrot, A. Sobolewska, Ocena kliniczna licowania protez stałych kompozytem Visio-Gem w systemie Rocotec, *Protetyka Stomatologiczna* 47/5 (1997) 264-268.
31. E. Mierzwińska-Nastalska, Ł. Łomżyński, D. Mateńko, P. Stendera, J. Oksiński, Leczenie implantoprotetyczne z wykorzystaniem wykonywanych stereolitograficznie szablonów chirurgicznych, *Protetyka Stomatologiczna* LVI/4 (2006) 288-294.
32. B. Dejak, M. Kacprzak, B. Suliborski, B. Śmielak, Struktura i niektóre właściwości ceramik dentystycznych stosowanych w uzupełnieniach pełnoceramicznych w świetle literatury, *Protetyka Stomatologiczna* LVI/6 (2006) 471-477.
33. K. Lasek, P. Okoński, E. Mierzwińska-Nastalska, Tlenek cyrkonu – właściwości fizyczne i zastosowanie kliniczne, *Protetyka Stomatologiczna* LIX/6 (2009) 415-422.
34. B. Dejak, Ocena wytrzymałości i szczelności różnych uzupełnień koronowych w zębach trzonowych podczas symulacji żucia, *Wydawnictwo Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, Łódź*, 2008.
35. W. Chladek, System modelowania wybranych stanów mechanicznych żuchwy ludzkiej, *Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej, Hutnictwo* Nr 59, *Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice*, 2000.
36. W. Chladek, *Biomechanika inżynierska narządu żucia. Zagadnienie wybrane*, *Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice*, 2008.
37. A. Słószarczyk, Biomateriały ceramiczne, w: *Biomateriały*, red: S. Błażewicz, L. Stoch; *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000 / pod red. Macieja Nałęcza; t. 4*, PAN-Warszawa: *Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT*, 2003, 99-156.
38. J. Mystkowska, J.R. Dąbrowski, Charakterystyki tribologiczne układu kinematycznego zęb – materiał kompozytowy na stałe wypełnienia stomatologiczne, *Eksplatacja i Niezawodność* 3 (2010) 4-9.
39. E. Sajewicz, Effect of saliva viscosity on tribological behaviour of tooth enamel, *Tribology International* 42/2 (2009) 327-332.
40. A. Chwalibog, E. Sawosz, A. Hotowy, J. Szeliga, S. Mitura, K. Mitura, M. Grodzik, P. Orłowski, A. Sokołowska, Visualization of interaction between inorganic nanoparticles and bacteria or fungi, *Journal of Nanoscience and Nanotechnology* 6/5 (2010) 1085-1094.
41. E. Sawosz, A. Chwalibog, K. Mitura, S. Mitura, J. Szeliga, T. Niemiec, M. Rupiewicz, M. Grodzik, A. Sokołowska, Visualisation of morphological interaction of diamond and silver nanoparticles with *Salmonella* Enteritidis and *Listeria monocytogenes*, *Journal of Nanoscience and Nanotechnology* 11/9 (2011) 7635-7641.
42. A. Kaczorowska, M. Szczęśna- Antczak, T. Antczak, S. Bielecki, W. Kaczorowski, P. Niedzielski, S. Mitura, An influence of microbial viable cells on diamond-like carbon films, *Nanodiam*, PWN, Warszawa, 2006, 99-116.
43. D. Sokołowski, M. Łukomska-Szymańska, Zastosowanie powłok ochronnych do poprawy właściwości biologicznych stopów dentystycznych. Metody modyfikacji powierzchni tytanu w celu podwyższenia jego bioaktywności i odporności korozyjnej, *Praca zbiorowa pod red. W. Chladek i J. Kaspeki, Biomateriały i Mechanika w stomatologii – eksperyment naukowy*, *Polskie Towarzystwo Inżynierii Medycznej, Zabrze*, 2010, 165-189.

44. K. Sokołowski, M.I. Szykowska, M. Łukomska-Szymańska, A. Pawlaczyk, A. Sobczak, M. Banach, J. Sokołowski, Ocena ilości jonów metali uwalnianych z cementu żywicznego modyfikowanego nanosrebrem oraz jego wytrzymałości mechanicznej, *Materiały XI Konferencji „Biomateriały i Mechanika w Stomatologii”*, Ustroń, 2011, 66.
45. G. Chladek, A. Mertas, I. Barszczewska-Rybarek, T. Nalewajek, J. Zmudzki, W. Król, J. Lukaszczuk, Antifungal activity of denture soft lining material modified by silver nanoparticles—a pilot study, *International Journal of Molecular Science* 12/7 (2011) 4735-4744.
46. M. Łukomska-Szymańska, M. Cajdler, L. Klimek, J. Sokołowski, Badanie adhezji bakterii do stopu kobaltowo-chromowego pokrytego warstwą węgla nanokrystalicznego, *Dental and Medical Problems* 46/4 (2009) 424-430.
47. E. Spiechowicz, E. Mierzwińska-Nastalska, Grzybice jamy ustnej, *Wydawnictwo Medyczne Med Tour Press International*, Warszawa, 1998.
48. J. Jasiński, L. Jeziorski, K. Mendzik, M. Tatar, M. Szota, Charakterystyka warstwy tlenkowej uzyskanej na tytanie stosowanym w medycynie, *Inżynieria Materiałowa* 3-4/28 (2007) 643-646.
49. K. Sadurski, L. Jeziorski, Warstwa wierzchnia stopów tytanu OT4-1 i WT22 po azotowaniu w wyładowaniu jarzeniowym, *Inżynieria Materiałowa* 5/23 (2002) 230-234.
50. J. Sokołowski, P. Brzeziński, A. Godlewski, M. Łukomska-Szymańska, Wpływ powłok azotku tytanu na reakcję tkanki łącznej wokół implantów metalicznych ze stopów NiCr i AgPd. Badania doświadczalne na zwierzętach, *Protetyka Stomatologiczna* 3 (2008) 163-170.
51. J. Sokołowski, Ocena przydatności ochronnych powłok azotku tytanu wytworzonych na metalowych elementach uzupełnień protetycznych, *Rozprawa habilitacyjna*, Akademia Medyczna w Łodzi, 2001.
52. J. Krzak-Roś, J. Filipiak, C. Pezowicz, A. Baszczuk, M. Miller, M. Kowalski, R. Bedziński, The effect of substrate roughness on the surface structure of TiO₂, SiO₂, and doped thin films prepared by the sol-gel method, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 11/2 (2009) 21-29.
53. J. Sokołowski, D. Rylska, M. Pers, L. Klimek, Wpływ powłoki Al₂O₃, nanoszonej metodą sol-żel, na odporność korozyjną stopu Wirobond C, *Protetyka Stomatologiczna* LV/5 (2005) 368-373.
54. B. Pietrzyk, L. Klimek, J. Sokołowski, Ocena zachowania dwuwarstwowych powłok Al₂O₃-TiO₂ nakładanych metodą sol-gel na podłoża Ni-Cr-Mo w środowisku sztucznych płynów ustrojowych, *Inżynieria Biomateriałów* 5/21 (2002) 22-26.
55. J. Chłopek, A. Morawska-Chochół, Kompozyty z polimerów resorbowalnych przeznaczone dla chirurgii kostnej, *Kompozyty* 9/4 (2009) 312-316.
56. S. Błażewicz, J. Chłopek, M. Błażewicz, E. Pamuła, *Biomateriały węglowe i kompozytowe*, w: *Biomateriały*, red. tomu: S. Błażewicz, L. Stoch, *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000* pod red. M. Nałęcza; t. 4, *Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, PAN*, Warszawa, 2003, 331-423.
57. T. Cieślik, M. Adwent, J. Chłopek, A. Morawska-Chochół, M. Cieślik, J. Majcherczyk, Ocena wpływu kompozytów P(LLA/GA) z włóknami węglowymi oraz P(LLA/GA) z fosforanem trójwapniowym na proces gojenia tkanki kostnej - badania in vivo na podstawie wybranych parametrów, *Inżynieria Biomateriałów* 81-84 (2008) 21-24.
58. I. Kotela, J. Podporska, E. Soltysiak, K.J. Konsztowicz, M. Błażewicz, Polymer nanocomposites for bone tissue substitutes, *Ceramics International* 35 (2009) 2475-2480.
59. J. Chłopek, P. Rosół, A. Morawska-Chochół, Degradation of composite implants determined in creep tests, *Advances in Materials Science* 2/12 (2007) 92-97.
60. J. Buczyńska, E. Pamuła, S. Błażewicz, Mechanical properties of (poly(L-lactide-co-glycolide))-based fibers coated with hydroxyapatite layer, *Journal of Applied Polymer Science* 121/6 (2011) 3702-3709.
61. D. Pijocha, J. Czechowska, M.M. Bućko, Z. Paszkiewicz, A. Ślósarczyk, Mikrostruktura, skład fazowy i wytrzymałość mechaniczna nowych substytutów kostnych opartych na hydroksyapatycie, fosforanie magnezu i siarczanie (VI) wapnia, *Materiały Ceramiczne* 63/4 (2011) 773-778.
62. K. Niedzielski, M. Synder, S. Mazurkiewicz, M. Łączka, K. Cholewa-Kowalska, R. Koktycz, Badania biomechaniczne nowej generacji ceramiki Sz2 jako materiałów kościostępujących stosowanych w wypełnieniu ubytków kostnych wytworzonych doświadczalnie, *Inżynieria Biomateriałów* 6/28 (2003) 8-12.

63. K. Bakowicz-Mitura, G. Bartosz, S. Mitura, Influence of diamond powder particles on human gene expression, *Surface and Coatings Technology* 201/13 (2007) 6131-6135.
64. J. Mystkowska, G. Rokicki, J. Sidun, J.R. Dąbrowski, Mechanical and physicochemical properties of some originally made composite materials for dental fillings, *Solid State Phenomena* 165 (2010) 142-146.
65. B. Lapińska, M.I. Szykowska, K. Sokołowski, D. Rylska, J. Sokołowski, Wpływ sposobu przygotowania powierzchni ceramiki krzemionkowej na wytrzymałość połączenia z materiałem kompozytowym, *Inżynieria Materiałowa* 31/4 (2010) 1074-1076.
66. J. Sokołowska, N. Masre, M. Domarecka, J. Sokołowski, Wpływ temperatury polimeryzacji na wytrzymałość materiałów kompozytowych, *Dental and Medical Problems* 47/2 (2010) 153-159.
67. J. Szmidt, Applications of diamond and diamond layers in electronics – state of the art, research and development trends, Chapter 5 in S. Mitura, P. Niedzielski, B. Walkowiak (Eds.), *Nanodiam – New technologies for medical applications: studying and production of carbon surfaces allowing for controllable bioactivity*, Wydawnictwo Naukowe PWN, 2006, 47-67.
68. K. Skalski, M. Pawlikowski, A. Ślósarczyk, M. Mikoś, Badanie pokrycia hydroksyapatytowego na podłożu metalicznym dla celów inżynierii ortopedycznej, *Materiały XVII konferencji naukowej „Biomechanika 2001”*, Gliwice–Zakopane, 2001, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 3/2 (2001) 477-482.
69. J. Mystkowska, J.R. Dąbrowski, The influence of selected powder fillers on the tribological properties of composite materials for dental fillings, *Solid State Phenomena* 144 (2009) 33-38.
70. J. Mystkowska, J.R. Dąbrowski, The influence of friction process on the structure of composite materials for dental fillings, *Engineering of Biomaterials* 69-72 (2007) 26-29.
71. E. Sajewicz, On evaluation of wear resistance of tooth enamel and dental materials, *Wear* 260 (2006) 1256-1261.
72. J. Kleczewska, J. Sokołowski, D.M. Bieliński, L. Klimek, Wpływ morfologii warstwy wierzchniej na zużycie ściernie polimerowych materiałów dentystycznych, *Inżynieria Materiałowa* 28/6 (2007) 930-934.
73. F. Cosmi, Morphology-based prediction of elastic properties of trabecular bone samples, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 11/1 (2009) 3-9.
74. G. Baranowski, W. Popowski, E. Gawor, Badanie ruchomości zębów po zabiegach resekcji wierzchołków korzeni z wykorzystaniem aparatu Periotest, *Implantoprotetyka* VII/3 (2006) 33-37.
75. T. Traini, C. Mangano, R.L. Sammons, F. Mangano, A. Macchi, A. Piattelli, Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants, *Dental Materials* 24/11 (2008) 1525-1533.
76. E. Spiechowicz, E. Adamczyk, W. Bukowski, J. Gładkowski, L. Kryst, M. Kubani, D. Mateńko, P. Stendra, I. Strużycka, *Leczenie bezzębnej zuchwy protezami overdenture opartymi na wszczepach Branemarka*, pod redakcją E. Spiechowicza, Warszawa, 2000.
77. R. Koczorowski, J. Koczorowski, Protezy overdentures w bezzębnej zuchwie oparte na dwu wszczepach filarowych jako alternatywa dla tradycyjnych protez ruchomych, *Implantoprotetyka* 4/29 (2007) 4-8.
78. E. Mierzińska-Nastalska, J. Gładkowski, M. Gładkowska, P. Kurpiel, *Leczenie implantoprotetyczne bezzębia w zuchwie z zastosowaniem protez overdenture – rozszerzenie kształcenia przeddyplomowego*, *Protetyka Stomatologiczna* LX/2 (2010) 138-143.
79. The McGill consensus statement on overdenture, *Quintessence International* 34/1 (2003) 78-79.
80. W. Chladek, G. Chladek, T. Czastkiewicz, J. Kasperski, J. Żmudzki, Złącze cienne do implantologicznego systemu stabilizacji całkowitych dośluzowych protez zębowych, Patent NR 207272, 30.11.2010 WUP 11/10.
81. W. Chladek, G. Chladek, J. Żmudzki, Złącze z nasadką na filar implantologiczny stabilizujące całkowite dośluzowe protezy zębowe, Patent NR 208679, 31.05.2011 WUP 05/11.
82. W. Chladek, G. Chladek, T. Lipski, J. Margielewicz, J. Żmudzki, *Biomechaniczne problemy w konstruowaniu implantologicznego systemu stabilizacji protez całkowitych*, Monografia nr 152, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2008.

83. J. Żmudzki, W. Chladek, Ocena dystrybucji obciążeń okluzyjnych na strefy podparcia w zależności od mechanizmów mocujących protezy overdenture, *Protetyka Stomatologiczna* LIX/3 (2009) 206.
84. M. Czyż, K. Ściagała, W. Jarmundowicz, R. Będziński, The biomechanical analysis of the traumatic cervical spinal cord injury using finite element approach, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 10/1 (2008) 43-54.
85. M. Czyż, K. Ściagała, W. Jarmundowicz, R. Będziński, Numerical model of the human cervical spinal cord-the development and validation, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 13/4 (2011) 51-58.
86. M. Ciach, J. Awrejcewicz, A. Maciejczak, M. Radek, Experimental and numerical investigations of c5-c6 cervical spinal segment before and after discectomy using the cloward operation technique, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 1/1 (1999) 101-105.
87. T. Zagrajek, Modelowanie biomechaniczne układu kręgosłupa człowieka metodą elementów skończonych, *Wydawnictwa Politechniki Warszawskiej*, 1990.
88. P. Borkowski, P. Marek, G. Krzesiński, J. Ryszkowska, B. Waśniewski, P. Wymysłowski, T. Zagrajek, Finite element analysis of artificial disc with an elastomeric core in the lumbar spine, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 14/1 (2012) 59-66.
89. T. Łodygowski, W. Kąkol, M. Wierszycki, M. Ogurkowska, Three-dimensional nonlinear finite element model of the human lumbar spine segment, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 7/2 (2005) 17-28.
90. J. Żmudzki, D. Kusz, J. Okrajni, Ocena wpływu redystrybucji naprężeń na właściwości biologiczne i materiałowe tkanki kostnej po implantacji panewki endoprotezy stawu biodrowego, *Inżynieria Materiałowa* 20/2 (1999) 62-66.
91. J. Okrajni, D. Kusz, J. Żmudzki, W. Kopka, Mechaniczne czynniki determinujące stan tkanki kostnej w otoczeniu implantów, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 1/1 (1999) 345-348.
92. A. Ziębowicz, J. Żmudzki, J. Szewczenko, B. Pogorzelska-Stroncak, J. Marciniak, W. Chladek, Analiza naprężeń i przemieszczeń w zespoleniu płytkowym żuchwy, *Materiały III konferencji „Biomateriały i mechanika w stomatologii”*, Ustroń, 1998, *Annales Academiae Medicae Silesiensis Supplement* 26 (1998) 266-271.
93. W. Chladek, J. Żmudzki, T. Lipski, Finite element analysis of mandible equilibrium depending on the way of its loading and supporting, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2/1 (2000) 63-70.
94. J. Kasperski, W. Chladek, J. Żmudzki, J. Pachoński, Modelowa ocena cech mechanicznych ramion kłamrowych doginanych z drutu, *Materiały III konferencji „Biomateriały i mechanika w stomatologii”*, Ustroń, 1998, *Annales Academiae Medicae Silesiensis Supplement* 26 (1998) 104-109.
95. W. Chladek, S. Majewski, J. Żmudzki, J. Krukowska, Mechaniczne warunki funkcjonowania wybranych konstrukcji implantoprotez zębowych, *Implantoprotetyka* 4/2 (2003) 3-10.
96. J. Kasperski, J. Żmudzki, W. Chladek, Symulacyjne badania wpływu własności mechanicznych mas wyciskowych na jakość odwzorowania podłoża protetycznego, *Protetyka Stomatologiczna* LV/3 (2005) 220-223.
97. J. Żmudzki, G. Chladek, Ocena obciążenia strefy kotwienia filaru w aspekcie funkcjonowania implantoprotezy osiadającej, *Materiały VI Konferencji „Biomateriały i Mechanika w Stomatologii”*, Ustroń, 2004.
98. Z. Kucharski, D. Rolski, Zastosowanie kliniczne materiałów elastycznych do podścieleń ruchomych uzupełnień protetycznych, *Protetyka Stomatologiczna* LXI/3 (2011) 234-240.
99. L.A. Dobrzański, A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, Obróbka powierzchni materiałów inżynierskich, *Open Access Library, Volume 5* (2011) 18-20.
100. J. Dietrych, *Konstrukcja i konstruowanie*, WNT, Warszawa, 1968.
101. A. Skoć, J. Spalek, *Podstawy konstrukcji maszyn. Tom 1*, WNT, Warszawa, 2006.
102. A.G. Szentpetery, M.T. John, G.D. Slade, J.M. Setz, Problems reported by patients before and after prosthodontic treatment, *The International Journal of Prosthodontics* 18 (2005) 124-131.
103. I.M. Sheppard, L.R. Schwartz, S.M. Sheppard, Oral status of edentulous and complete denture wearing patients, *Journal of American Dental Association* 83 (1971) 614-620.
104. M. Ozcan, Y. Kulak, C. de Baat, A. Arikani, M. Uçankale, The effect of a new denture adhesive on bite force until denture dislodgement, *Journal of Prosthodontics* 14 (2005) 122-126.

105. D.R. Burns, J.W. Unger, R.K. Elswick Jr., D.A. Beck, Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I - retention, stability, and tissue response, *Journal of Prosthetic Dentistry* 73 (1995) 354-363.
106. A. Tallgren, Longitudinal studies on denture retention, *Odont Tskr* 67 (1959) 314-335.
107. R.G. Craig, G.C. Berry, F.A. Peyton, Physical factors related to denture retention, *Journal of Prosthetic Dentistry* 10 (1960) 459-467.
108. W.J. O'Brien, Base retention, *Dental Clinics of North America* 24 (1980) 123-130.
109. P. Monsenego, J. Proust, Complete denture retention. Part I: physical analysis of the mechanism. Hysteresis of the solid-liquid contact angle, *Journal of Prosthetic Dentistry* 62 (1989) 189-196.
110. F. Muller, M.R. Heath, A.M. Ferman, G.R. Davis, Modulation of mastication during experimental loosening of complete dentures, *The International Journal of Prosthodontics* 15/6 (2002) 553-558.
111. J. Pietrokovski, J. Harfin, F. Levy, The influence of age and denture wear on the size of edentulous structures, *Gerodontologia* 20/2 (2003) 100-105.
112. H. Koshino, T. Hirai, T. Ishijima, K. Ohtomo, Influence of mandibular residual ridge shape on masticatory efficiency in complete denture wearers, *The International Journal of Prosthodontics* 15/3 (2002) 295-298.
113. D.A. Atwood, Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges, *Journal of Prosthetic Dentistry* 12 (1962) 441-450.
114. D.A. Atwood, Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms, *Journal of Prosthetic Dentistry* 13 (1963) 810-824.
115. D.A. Atwood, Reduction of residual ridges: a major oral disease entity, *Journal of Prosthetic Dentistry* 26 (1971) 266-279.
116. R.S. Manly, P. Vinton, A survey of the chewing ability of denture wearers, *Journal of Dental Research* 30 (1951) 314-321.
117. Y. Hanji, K. Suzuki, N. Shiina, Study on the number of denture adjustments in complete denture wearers-relationship to mandibular ridge shape, *Journal of the Japan Prosthodontic Society* 50/1 (2006) 54-63 (in Japanese).
118. A. Tallgren, The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years, *Journal of Prosthetic Dentistry* 27 (1972) 120-132.
119. U. Lekholm, G.A. Zarb, Tissue-integrated prostheses, in: P.I. Branemark, G.A. Zarb, T. Albrektsson, *Tissue-integrated prostheses*, Quintessence, Chicago, 1985, 199-209.
120. J.I. Cawood, R.A. Howell, A classification of the edentulous jaws, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 17 (1988) 232-236.
121. J. Pietrokovski, R. Starinsky, B. Arensburg, I. Kaffe, Morphologic characteristics of bony edentulous jaws, *Journal of Prosthodontics* 16 (2007) 141-147.
122. R.S. Truhlar, I.H. Orenstein, H.F. Morris, S. Ochi, Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 55 (1997) 38-45.
123. B.L. Seal, T.C. Otero, A. Panitch, Polymeric biomaterials for tissue and organ regeneration, *Materials Science and Engineering: R Reports* 34/4-5 (2001) 147-230.
124. I. Haffar, F. Padilla, R. Nefussi, S. Kolta, J.M. Foucart, P. Laugier, Experimental evaluation of bone quality measuring speed of sound in cadaver mandibles, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology* 102/6 (2006) 782-791.
125. R.S. Hobson, A pilot study of mineralization distribution in the cortical bone of the human mandible, *Archives of Oral Biology* 43 (1998) 633-639.
126. J.E. Blomqvist, P. Alberius, S. Isaksson, A. Linde, B.G. Hansson, Factors in implant integration failure after bone grafting: an osteometric and endocrinologic matched analysis, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 25 (1996) 63-68.
127. J.Y. Rho, M.C. Hobatho, R.B. Ashman, Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone, *Medical Engineering and Physics* 17/5 (1995) 347-355.
128. K.S. Jang, Y.S. Kim, Comparison of oral sensory function in complete denture and implant-supported prosthesis wearers, *Journal of Oral Rehabilitation* 28/3 (2001) 220-225.

129. I. Hayakawa, S. Hirano, S. Kobayashi, M. Nagao, E. Masuhara, The creep behaviour of denture-supporting tissues and soft lining materials, *The International Journal of Prosthodontics* 7/4 (1994) 339-347.
130. S. Tanaka, A study on creep of oral mucosa, *The Journal of The Japan Prosthodontic Society* 14 (1973) 358-378.
131. M. Dudziak, J. Mielniczuk, *Nieklasyczne modele materiałów w projektowaniu maszyn*, Wydawnictwo Instytutu Technologii Eksploatacji, Radom, 2001.
132. J. Osiński, Modelowanie właściwości materiałów konstrukcyjnych z tworzyw sztucznych i kompozytów, *Przegląd Mechaniczny LXVII/3* (2008) 27-30.
133. Z.Q. Feng, F. Peyraut, N. Laped, Solution of large deformation contact problems with friction between Blatz-Ko hyperelastic bodies, *International Journal of Engineering Science* 41 (2003) 2213-2225.
134. Y.C. Fung, *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*, Springer-Verlag, New York, 1993.
135. W.L. Kydd, W. Stroud, B.C. Moffett Jr., A. Tamarin, The effect of mechanical stress on oral mucoperiosteum of dogs, *Archives of Oral Biology* 14/8 (1969) 921-933.
136. W.L. Kydd, C.H. Daly, The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *Journal of Prosthetic Dentistry* 47/3 (1982) 317-329.
137. D.J. Wills, R.D. Manderson, Biomechanical aspects of the support of partial dentures, *Journal of Dentistry* 5/4 (1977) 310-318.
138. M. Kishi, Experimental studies on the relation between area and displacement of loading surfaces in connection with displaceability in the mucosa of edentulous alveolar ridge under pressure, *The Shika Gakuhou* 72 (1972) 1043.
139. J. Kasperski, W. Chladek, T. Lipski, J. Żmudzki, Characterization of loads and supporting conditions of dentures filling lateral dentitions losses, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 3/2 (2001) 245-250.
140. W. Józefowicz, Wyniki badań modułów sprężystości tkanek miękkich podłoża protetycznego, *Protetyka Stomatologiczna* 20/3 (1970) 171-176.
141. S. Kimoto, K. Kimoto, A. Gunji, Y. Kawai, H. Murakami, K. Tanaka, K. Syu, H. Aoki, M. Tani, M. Toyoda, K. Kobayashi, Clinical effects of acrylic resilient denture liners applied to mandibular complete dentures on the alveolar ridge, *Journal of Oral Rehabilitation* 34/11 (2007) 862-869.
142. D. Wismeijer, M.A.J. Van Waas, Z.L.Z.F. Vermeeren, J. Mulder, W. Kalk. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 26 (1997) 263-267.
143. M. Tanaka, T. Ogimoto, K. Koyano, T. Ogawa, Denture wearing and strong bite force reduce pressure pain threshold of edentulous oral mucosa, *Journal of Oral Rehabilitation* 31/9 (2004) 873-878.
144. T. Ogawa, M. Tanaka, T. Ogimoto, N. Okushi, K. Koyano, K. Takeuchi, Mapping, profiling and clustering of pressure pain threshold (PPT) in edentulous oral mucosa, *Journal of Dentistry* 32 (2004) 219-228.
145. T. Miyashita, A study on the deformation of the soft tissue and the displacements of the denture under occlusal force, *Journal of the Tokyo Dental College Society* 70 (1969) 38-61.
146. R. Desjardins, R. Winkelman, J. Gonzalez, Comparison of nerve endings in normal gingiva with those in mucosa covering edentulous alveolar ridges, *Journal of Dental Research* 50 (1971) 567-879.
147. R. Jacobs, D. Steenberghe, Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses, *Clinical Oral Implants Research* 2 (1981) 75-80.
148. A. Jaikittivong, V. Aneksuk, R.P. Langlais, Oral mucosal conditions in elderly dental patients, *Oral Diseases* 8/4 (2002) 218-223.
149. H. Panek, A. Dobosz, M. Sosna-Gramza, P. Napadłek, Analiza dolegliwości zgłaszanych przez pacjentów dotyczących przeszłości protetycznej, *Dental and Medical Problems* 41/3 (2004) 489-498.
150. T. Sierpińska, Analiza przyczyn niezadowolenia z protez ruchomych osiadających u pacjentów w podeszłym wieku, *Protetyka Stomatologiczna* 46 (1996) 281-284.
151. J.B. Wheeler, W.L. Kydd, C. Daly, The thickness measurement of masticatory mucosa in vivo, *International Dental Journal* 21/4 (1971) 430-439.

152. H. Akazawa, K. Sakurai, Changes of blood flow in the mucosa underlying a mandibular denture following pressure assumed as a result of light clenching, *Journal of Oral Rehabilitation* 29 (2002) 336-340.
153. Y. Maruo, G. Nishigawa, M. Irie, M. Oka, T. Hara, K. Suzuki, S. Minagi, Stress distribution prevents ischaemia and bone resorption in residual ridge, *Archives of Oral Biology* 55/11 (2010) 873-878.
154. M. Kato, Y. Kohsaka, T. Goto, T. Jiang, M. Ai, Study on the blood flow dynamics in denture supporting mucosa using laser Doppler flowmeter, *Journal of Japan Prosthodontics Society* 36 (1992) 126-135.
155. C. Okada, T. Ueda, K. Sakurai, Blood flow in denture-supporting maxillary mucosa in response to simulated mastication by loading, *Journal of Prosthodontic Research* 54 (2010) 159-163.
156. I.C. Mackenzie, R.L. Ettinger, Differences in the response of rodent oral mucosa and skin to repeated surface trauma, *Journal of Prosthetic Dentistry* 34/6 (1975) 666-674.
157. A.I. Martinez Diaz-Canel, M.J. Garcia-Pola Vallejo, Epidemiological study of oral mucosa pathology in patients of the Oviedo School of Stomatology, *Medicina Oral* 7/1 (2002) 4-9;10-6.
158. J.S. Landa, Troubleshooting in complete denture prosthesis. Part I: Oral mucosa and border extension, *Journal of Prosthetic Dentistry* 9 (1959) 978-987.
159. J.S. Landa, Troubleshooting in complete denture prosthesis. Part VII: Mucosa; Irritations, *Journal of Prosthetic Dentistry* 10 (1960) 1022-1028.
160. J.E. Sanders, B.S. Goldstein, D.F. Leotta, Skin response to mechanical stress: adaptation rather than breakdown-a review of the literature, *Journal of Rehabilitation Research and Development* 32/3 (1995) 214-226.
161. M. Wolff, I. Kleinberg, Oral mucosal wetness in hypo- and normosalivators, *Archives of Oral Biology* 43 (1998) 455-462.
162. C. Dong, J. Puckett, C. Dawes, The effects of chewing frequency and duration of gum chewing on salivary flow rate and sucrose concentration, *Archives of Oral Biology* 40/7 (1995) 585-588.
163. H.C. van der Mei, D.J. White, H.J. Busscher, On the wettability of soft tissues in the human oral cavity, *Archives of Oral Biology* 49 (2004) 671-673.
164. W. Reijden, J. Kwaak, E. Veerman, A. Nieuw Amerongen, The rheology of human saliva and salivary mucins and their implications in designing new artificial salivas, *Biorheology* 32/2 (1995) 182.
165. H. Ranc, A. Elkhyat, C. Servais, S. Mac-Mary, B. Launay, P. Humbert, Friction coefficient and wettability of oral mucosal tissue: Changes induced by a salivary layer, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects* 276 (2006) 155-161.
166. J. Prinz, R.A. de Wijk, L. Huntjens, Load dependency of the coefficient of friction of oral mucosa, *Food Hydrocolloids* 21 (2007) 402-408.
167. R.A. de Wijk, J.F. Prinz, The role of friction in perceived oral texture, *Food Quality and Preference* 16 (2005) 121-129.
168. J.H.H. Bongaerts, D. Rossetti, J.R. Stokes, The lubricating properties of human whole saliva, *Tribology Letters* 27 (2007) 277-287.
169. M. Lujan-Climent, J. Martinez-Gomis, S. Palau, R. Ayuso-Montero, J. Salsench, M. Peraire, Influence of static and dynamic occlusal characteristics and muscle force on masticatory performance in dentate adults, *European Journal of Oral Science* 116/3 (2008) 229-236.
170. J.L. Veyrone, C. Lassauzay, E. Nicolas, M.A. Peyronc, A. Woda, Mastication of model products in complete denture wearers, *Archives of Oral Biology* 52/12 (2007) 1180-1185.
171. A.P. Slagter, F. Bosman, H.W. van der Glas, A. van der Bilt, Human jaw-elevator muscle activity and food comminution in the dentate and edentulous state, *Archives of Oral Biology* 38/3 (1993) 195-205.
172. I. Hayakawa, S. Hirano, Y. Takahashi, E.S. Keh, Changes in the masticatory function of complete denture wearers after relining the mandibular denture with a soft denture liner, *The International Journal of Prosthodontics* 13/3 (2000) 227-231.
173. G.D. Stafford, C. Russell, Efficiency of denture adhesives and their possible influence on oral microorganisms, *Journal of Dental Research* 50 (1971) 832-836.
174. R.S. Manly, P. Vinton, factors influencing denture function, *Journal of Prosthetic Dentistry* 1 (1951) 578-586.

175. L.K. Ann, Biting forces in edentulous patients, *Malaysian Dental Journal* 6 (1966) 18-21.
176. H.F. Atkinson, W.J. Ralph, Tooth loss and biting force in man, *Journal of Dental Research* 52 (1973) 225-228.
177. K. Ogata, M. Satoh, Centre and magnitude of vertical forces in complete denture wearers, *Journal of Oral Rehabilitation* 22/2 (1995) 113-119.
178. J.H. Lee, W.H. Kim, R.H. Shin, K.W. Lee, A comparison of the masticatory function between two different types of implant supported prostheses and complete denture for fully edentulous patients, *Journal of Korean Academy of Prosthodontics* 46/6 (2008) 591-601.
179. F.A. Fontijn-Tekamp, A.P. Slagter, A. van der Bilt, M.A. van 't Hof, D.J. Witter, W. Kalk, J.A. Jansen, Biting and chewing with mandibular implant-retained overdentures compared with other states of artificial and natural dentition, *Journal of Dental Research* 79 (2000) 1519-1524.
180. K.K. Kapur, S. Soman, A. Yurkstas, Test foods for measuring masticatory performance in denture wearers, *Journal of Prosthetic Dentistry* 14 (1964) 483-491.
181. K.K. Kapur, S. Soman, Masticatory performance and efficiency in denture wearers, *Journal of Prosthetic Dentistry* 14 (1964) 687-694.
182. M. Demers, J. Bourdages, J.M. Brodeur, M. Benigeri, Indicators of masticatory performance among elderly complete denture wearers, *Journal of Prosthetic Dentistry* 75 (1996) 188-193.
183. S. Karlsson, G.E. Carlsson, Characteristics of mandibular masticatory movement in young and elderly dentate subjects, *Journal of Dental Research* 69 (1990) 473-476.
184. M.M. Khamis, H.S. Zaki, A procedure for constructing dentures with interchangeable teeth, *Journal of Prosthetic Dentistry* 78 (1997) 609-613.
185. B.R. Lang, M.E. Razzoog, Lingualized integration: tooth molds and an occlusal scheme for edentulous implant patients, *Implant Dentistry* 1 (1992) 204-211.
186. N.R. Garrett, K.K. Kapur, P. Perez, Effects of improvements of poorly fitting dentures and new dentures on patient satisfaction, *Journal of Prosthetic Dentistry* 76 (1996) 403-413.
187. S. Kimoto, K. Kimoto, A. Gunji, Y. Kawai, H. Murakami, K. Tanaka, K. Syu, H. Aoki, M. Tani, M. Toyoda, K. Kobayashi, Effects of resilient denture liner in mandibular complete denture on the satisfaction ratings of patients at the first appointment following denture delivery, *Journal of the Japan Prosthodontic Society* 52/2 (2008) 160-166.
188. J. Żmudzki, W. Chladek, T. Lipski, Influence of tongue activity on lower complete denture retention under biting forces, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 10/3 (2008) 13-20.
189. J. Margielewicz, Modelowanie numeryczne w rozpoznawaniu stanów biomechanicznych układu stomatognatycznego, PTIM, Zabrze, 2010.
190. J. Bielski, Wpływ ustawienia sztucznych zębów oraz kształtu ich powierzchni żujących na statykę protez całkowitych i wydolność żucia, Śląska Akademia Medyczna w Zabrzu, 1965.
191. R. Kenney, M.W. Richards, Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 80 (1998) 559-564.
192. A. Hohmann, W. Hielscher, Protezy całkowite, Kwintesencja, wyd 1, Warszawa, 2000.
193. H. Kumagai, T. Watanabe, K. Kobayashi, T. Suzuki, M. Nagao, H. Nikawa, T. Hamada, Incidence of occlusal contacts with complete dentures during mastication using a 6-channel telemetry system preliminary measurement, *Journal of Oral Rehabilitation* 26 (1999) 918-922.
194. A.A. Yurkstas, W.H. Emerson, A study of tooth contact during mastication with artificial dentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 4 (1954) 168-174.
195. K. Kobayashi, A study of occlusal contacts of complete denture during mastication. Especially in non-chewing side, *Journal of Japan Prosthodontics* 27 (1983) 150-167 (in Japanese with English abstract).
196. A.K. Kaires, Occlusal surface contacts during mastication, *Journal of Prosthetic Dentistry* 9 (1959) 952-961.
197. K. Kobayashi, M. Morizawa, T. Watanabe, T. Sekita, M. Nagao, Occlusal contacts of complete denture during mastication in telemetry system, *Journal of the Japan Prosthodontic Society* 33/1 (1989) 94-105 (in Japanese).
198. K. Miyashita, T. Sekita, S. Minakuchi, Y. Hirano, K. Kobayashi, M. Nagao, Denture mobility with six degrees of freedom during function, *Journal of Oral Rehabilitation* 25/7 (1998) 545-552.

199. J. Rendell, J.E. Grasso, T. Gay, Retention and stability of the maxillary denture function during, *Journal of Prosthetic Dentistry* 73 (1995) 344-347.
200. L.C. Chong, Movement of maxillary complete dentures – a kinesiographic study, *Journal of Dentistry* 11 (1983) 257-263.
201. J.K. Rendell, T. Gay, J.E. Grasso, R.A. Baker, J.L. Winston, The effect of denture adhesive on mandibular movement during chewing, *Journal of American Dental Association* 131/7 (2000) 981-986.
202. M.A. Compagnoni, R.F. de Souza, C.R. Leles, Kinesiographic study of complete denture movement related to mucosa displacement in edentulous patients, *Pesquisa Odontológica Brasileira* 17/4 (2003) 356-361.
203. P. Kramer, Maxillary complete denture movement: a three dimensional digital recording method, M.D. Thesis, University of Sydney, 2004.
204. B.S. Dukes, An evaluation of soft tissue responses following removal of ill-fitting dentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 43/3 (1980) 251-253.
205. I. Ishizuka, T. Mizokami, Relationship between impression method of mucosa-borne area and denture pressure supportability, *Bulletin of Tokyo Dental College* 34/1 (1993) 23-32.
206. T. Ohguri, F. Kawano, T. Ichikawa, N. Matsumoto, Influence of occlusal scheme on the pressure distribution under a complete denture, *The International Journal of Prosthodontics* 12/4 (1999) 353-358.
207. N. Taguchi, H. Murata, T. Hamada, G. Hong, Effect of viscoelastic properties of resilient denture liners on pressures under dentures, *Journal of Oral Rehabilitation* 28/11 (2001) 1003-1008.
208. K. Kubo, T. Kawata, H. Suenaga, N. Yoda, R. Shigemitsu, T. Ogawa, K. Sasaki, Development of in vivo measuring system of the pressure distribution under the denture base of removable partial denture, *Journal of Prosthodontic Research* 53/1 (2009) 15-21.
209. K.W. Boening, M.H. Walter, Computer-aided evaluation of occlusal load in complete dentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 67/3 (1992) 339-344.
210. A.R. Frechette, Comparison of balanced and nonbalanced occlusion of artificial dentures based upon distribution of masticatory force, *Journal of Prosthetic Dentistry* 5/6 (1955) 801-810.
211. A.R. Frechette, Masticatory forces associated with the use of various types of artificial teeth, *Journal of Prosthetic Dentistry* 5 (1955) 252-267.
212. N.P. Perez, Application of telemetry for pressure measurements in the oral cavity, M.Sc. Thesis, University of Manchester, 1967.
213. G.D. Stafford, Clinical and laboratory studies on the behaviour of polymethylmethacrylate as a denture base material, PhD Thesis, University of Wales, 1978.
214. W.H. Roedema, Relationship between the width of the occlusal table and pressures under dentures during function, *Journal of Prosthetic Dentistry* 36/1 (1976) 24-34.
215. W.H. Roedema, A comparison of two methods of quantifying masticatory pressures developed under dentures with variable occlusal widths, *Journal of Oral Rehabilitation* 6/1 (1979) 67-80.
216. M. Ohashi, J.B. Woelfel, G.C. Paffenbarger, Pressures exerted on complete dentures during swallowing, *The Journal of the American Dental Association* 73 (1966) 625-630.
217. C.J. Watson, M.D. Abdul Wahab, The development of an inexpensive pressure transducer for use at the denture base-mucosal surface interface, *British Dental Journal* 156/4 (1984) 135-140.
218. C.J. Watson, R. Huggett, Pressures recorded at the denture base-mucosal surface interface in complete denture wearers, *Journal of Oral Rehabilitation* 14/6 (1987) 575-589.
219. S. Inoue, F. Kawano, K. Nagao, N. Matsumoto, An in vitro study of the influence of occlusal scheme on the pressure distribution of complete denture supporting tissues, *The International Journal of Prosthodontics* 9/2 (1996) 179-187.
220. T. Ohguri, F. Kawano, T. Ichikawa, N. Matsumoto, Influence of occlusal scheme on the pressure distribution under a complete denture, *The International Journal of Prosthodontics* 12/4 (1999) 353-358.
221. J. Żmudzki, W. Chladek, Modelowa ocena skuteczności miękkich podścieleń do eliminacji urazów błony śluzowej podłoża protetycznego, *Protetyka Stomatologiczna* LIX/6 (2009) 394-400.
222. J. Kasperski, J. Żmudzki, G. Chladek, Denture foundation tissues loading criteria in evaluation of dentures wearing characteristics, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 43/1 (2010) 324-332.

223. F. Kawano, K. Asaoka, K. Nagao, N. Matsumoto, Effect of viscoelastic deformation of soft tissue on stresses in the structures under complete denture, *Dental Materials Journal* 9/1 (1990) 70-79.
224. F. Kawano, A. Koran 3rd, K. Asaoka, N. Matsumoto, Effect of soft denture liner on stress distribution in supporting structures under a denture, *The International Journal of Prosthodontics* 6/1 (1993) 43-49.
225. Y. Sato, Y. Abe, H. Okane, K. Tsuga, Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner, *Journal of Oral Rehabilitation* 27/8 (2000) 660-663.
226. Y. Takayama, T. Yamada, O. Araki, T. Seki, T. Kawasaki, The dynamic behaviour of a lower complete denture during unilateral loads: analysis using the finite element method, *Journal of Oral Rehabilitation* 28/11 (2001) 1064-1074.
227. T. Kawasaki, Y. Takayama, T. Yamada, K. Notani, Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge – three-dimensional behaviour of a lower complete denture, *Journal of Oral Rehabilitation* 28/10 (2001) 950-957.
228. M. Ateş, A. Cilingir, T. Sülün, E. Sünbuloğlu, E. Bozdağ, The effect of occlusal contact localization on the stress distribution in complete maxillary denture, *Journal of Oral Rehabilitation* 33/7 (2006) 509-513.
229. G. Nishigawa, T. Matsunaga, Y. Maruo, M. Okamoto, N. Natsuaki, S. Minagi, Finite element analysis of the effect of the bucco-lingual position of artificial posterior teeth under occlusal force on the denture supporting bone of the edentulous patient, *Journal of Oral Rehabilitation* 30/6 (2003) 646-652.
230. R. Chowdhary, K. Lekha, N.P. Patil, Two-dimensional finite element analysis of stresses developed in the supporting tissues under complete dentures using teeth with different cusp angulations, *Gerodontology* 25 (2008) 155-161.
231. P.W. Brand, Pressure sores. in : *Bedsore biomechanics* (eds. R.M. Kenedi, J.M. Cowden, J.T. Scales) MacMillan Press, London, 1976, 19-25.
232. C.W.J. Oomens, O.F.J.T. Bressers, E.M.H. Bosboom, C.V.C. Bouten, D.L. Bader, Can loaded interface characteristics influence strain distributions in muscle adjacent to bony prominences?, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 6/3 (2003) 171-180.
233. R. Ragan, T.W. Kernozek, M. Bidar, J.W. Matheson, Seat interface pressures on various thicknesses of foam wheelchair cushions: a finite modeling approach, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 83 (2002) 872-875.
234. L. Bennett, Transferring load to flesh: Part VIII. Stasis and stress, *Bulletin of Prosthetics Research* 10-23 (1975) 202-210.
235. L. Bennett, H. Patel, Transferring load to flesh: Part IX. Cushion stiffness effects, *Bulletin of Prosthetics Research* 10-31 (1979) 14-37.
236. L. Bennett, D. Kavner, B.K. Lee, F.A. Trainor, Shear vs. pressure as causative factors in skin blood flow occlusion, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 60 (1979) 309-314.
237. E. Linder-Ganz, N. Shabshin, Y. Itzhak, A. Gefen, Assessment of mechanical conditions in subdermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach, *Journal of Biomechanics* 40 (2007) 1443-1454.
238. N. Even-Tzur, E. Weisz, Y. Hirsch-Falk, A. Gefen, Role of EVA viscoelastic properties in the protective performance of a sport shoe: Computational studies, *Bio-Medical Materials and Engineering* 16 (2006) 289-299.
239. M. Kosiak, Etiology of decubitus ulcers, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 42 (1961) 19-29.
240. E. Linder-Ganz, A. Gefen, Mechanical compression-induced pressure sores in rat hindlimb: muscle stiffness, histology, and computational models, *Journal of Applied Physiology* 96 (2004) 2034-2049.
241. J. Żmudzki, W. Chladek, Zastosowanie Metody Elementów Skończonych do analizy biomechanicznych warunków pracy całkowitych protez zębowych. w: W. Chladek, J. Kasperski, *Biomateriały i mechanika w stomatologii*, wyd. PTIM, Zabrze, 2010, 214-239.
242. T. Kawasaki, Y. Takayama, T. Yamada, K. Notani, Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge-three-dimensional behaviour of a lower complete denture, *Journal of Oral Rehabilitation* 28/10 (2001) 950-957.

243. Y. Lü, H. Lou, Q. Rong, J. Dong, J. Xu, Stress area of the mandibular alveolar mucosa under complete denture with linear occlusion at lateral excursion, *Chinese Medical Journal* 123/7 (2010) 917-921.
244. Y. Takayama, H. Sasaki, M. Goto, K. Mizuno, M. Saito, A. Yokoyama, Morphological factors of mandibular edentulous alveolar ridges influencing the movement of dentures calculated using finite element analysis, *Journal of Prosthodontics Research* 55/2 (2011) 98-103.
245. C.R. Wright, Evaluation of the factors necessary to develop stability in mandibular dentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 16 (1966) 414-430.
246. K. Hirano, S. Hirano, I. Hayakawa, The role of oral sensorimotor function in masticatory ability, *Journal of Oral Rehabilitation* 31 (2004) 199-205.
247. N.R. Garrett, K.K. Kapur, D.G. Jochen, Oral stereognostic ability and masticatory performance in denture wearers, *The International Journal of Prosthodontics* 7/6 (1994) 567-573.
248. I.L. Mortimore, S.P. Bennett, N.J. Douglas, Tongue protrusion strength and fatiguability: relationship to apnoea/hypopnoea index and age, *Journal of Sleep Research* 9/4 (2000) 389-393.
249. H. Koshino, T. Hirai, T. Ishijima, Y. Ikeda, Tongue motor skills and masticatory performance in adult dentates, elderly dentates, and complete denture wearers, *Journal of Prosthetic Dentistry* 77 (1997) 147-152.
250. W.P. Miller, B. Monteith, M.R. Heath, The effect of variation of the lingual shape of mandibular complete dentures on lingual resistance to lifting forces, *Gerodontology* 15/2 (1998) 113-119.
251. W. Więckiewicz, Badania twardości wybranych elastomerów silikonowych stosowanych do podścielania protez pooperacyjnych, *Protetyka Stomatologiczna LV/4* (2005) 301-305.
252. A.K. Aydin, H. Terzioglu, A.E. Akinay, K. Ulubayram, N. Hasirci, Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin, *Dental Materials* 15/3 (1999) 211-218.
253. F. Kawano, E.R. Dootz, A. Koran 3rd, R.G. Craig, Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin, *Journal of Prosthetic Dentistry* 68 (1992) 368-371.
254. G. Chladek, Materiały nanokompozytowe ulepszone nanosrebrem na długoczasowe miękkie podścielania protez stomatologicznych. Open Access Library, Volume 3(9) (2012) 1-144.
255. H. Murata, N. Taguchi, T. Hamada, M. Kawamura, J.F. McCabe, Dynamic viscoelasticity of soft liners and masticatory function, *Journal of Dental Research* 81 (2002) 123-128.
256. M. Shinomiya, In-vivo and In-vitro studies for analysis of mastication in complete denture wearers with resilient denture liners, *International Journal of Oral-Medical Science* 2/5 (2006) 107-116.
257. S. Kimoto, K. So, S. Yamamoto, Y. Ohno, M. Shinomiya, K. Ogura, K. Kobayashi, Randomized controlled clinical trial for verifying the effect of silicone-based resilient denture liner on the masticatory function of complete denture wearers, *The International Journal of Prosthodontics* 19/6 (2006) 593-600.
258. I.E. Naert, M. Hooghe, M. Quirynen, D. van Steenberghe, The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9-year longitudinal study. *Clinical Oral Investigation* 1 (1997) 119-124.
259. A.C.L. den Dunnen, A.P. Slagter, C. de Baat, W. Kalk, Professional hygiene care, adjustments and complications of mandibular implant-retained overdentures: A three-year. retrospective study, *Journal of Prosthetic Dentistry* 78 (1997) 387.
260. A.G. Payne, Y.F. Solomons, Mandibular implant-supported overdentures: a prospective evaluation of the burden of prosthodontic maintenance with 3 different attachment systems, *International Journal of Prosthodontics* 13 (2000) 246.
261. H.J. Wilson, H.R. Tomlin, J. Osborne, The assessment of temporary soft materials used in prosthetic dentistry, *British Dental Journal* 126 (1969) 303-306.
262. H. Murata, N. Taguchi, T. Hamada, J.F. McCabe, Dynamic viscoelastic properties and the age changes of long-term soft denture liners, *Biomaterials* 21 (2000) 1421-1427.
263. Y. Han, S. Kiatamnuay, J.M. Powers, Y. Zhao, Effect of nano-oxide concentration on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer, *Journal of Prosthetic Dentistry* 100 (2008) 465-473.
264. A.N. Gent, On the relation between indentation hardness and Young's modulus, *International Journal of Engineering, IR.1 Transitions* 34 (1958) 46-57.

265. I.M. Meththananda, S. Parker, M.P. Patel, M. Braden, The relationship between Shore hardness of elastomeric dental materials and Young's modulus, *Dental Materials* 25 (2009) 956-959.
266. M.G.J. Waters, R.G. Jagger, Mechanical properties of an experimental denture soft lining material, *Journal of Dentistry* 27 (1999) 197-202.
267. G.L. Polyzois, M. J. Frangou, Influence of curing method, sealer, and water storage on the hardness of a soft lining material over time, *Journal of Prosthodontics* 10 (2001) 42-45.
268. M.G.J. Waters, R.G. Jagger, R.W. Winter, Effect of surface modified fillers on the water absorption of a (RTV) silicone denture soft lining material, *Journal of Dentistry* 24 (1996) 297-300.
269. W. Santawisuk, W. Kanchanasita, C. Sirisinha, C. Harnirattisai, Dynamic viscoelastic properties of experimental silicone soft lining materials, *Dental Material Journal* 29/4 (2010) 454-460.
270. M.M. Hatamleh, D.C. Watts, Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers, *Dental Materials* 26 (2010) 185-191.
271. A. Shor, Y. Goto, K. Shor, Mandibular two-implant-retained overdenture: prosthetic design and fabrication protocol, *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 28/2 (2007) 80-88.
272. N.U. Zitzmann, C.P. Marinello, Implant-supported removable overdentures in the edentulous maxilla: clinical and technical aspects, *The International Journal of Prosthodontics* 12 (1999) 385-390.
273. S. Majewski, S. Włoch, Leczenie implantoprotetyczne z zastosowaniem wszczepów Osteoplant obciążonych w systemie natychmiastowym i wczesnym, *Implantoprotetyka* 2/III (2002) 15-17.
274. Ł. Łomżyński, E. Mierzwińska-Nastalska, Natychmiastowe obciążenie implantów z zastosowaniem technologii NobelGuide, *Protetyka Stomatologiczna* 2 (2006) 136-139.
275. V.K. Jansen, G. Conrads, E.J. Richter, Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 12/4 (1997) 527-540.
276. L. Steinebrunner, S. Wolfart, K. Bössmann, M. Kern, In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 20/6 (2005) 875-881.
277. A. O'Mahony, S.R. MacNeill, C.M. Cobb, Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants, *Quintessence International* 31 (2000) 249-256.
278. S. Majewski, W. Chladek, P. Majewski, Przyczyny pęknięć wszczepów bikortykałnych oraz analiza mikroskopowa struktur powierzchniowych wszczepów systemu Branemark i Osteoplant. Wyniki badań laboratoryjnych i klinicznych, *Implantoprotetyka* 3/12 (2003) 2-8.
279. M. Wierszycki, T. Łodygowski, W. Hędzelek, R. Zagalak, Numerical analysis of dental implant fatigue, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 4/1 (2002) 195.
280. R. Zagalak, W. Hędzelek, T. Łodygowski, M. Wierszycki, Wpływ zaniku kości i gęstości kości na ryzyko złamań implantów – badania metodą elementów skończonych, *Implantoprotetyka* 6/1 (2005) 3-7.
281. A. Schmitt, G.A. Zarb, The notion of implant-supported overdentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 79 (1998) 60-65.
282. M. Hooghe, I. Naert, Implant supported overdenture – the Leuven experience, *Journal of Dentistry* 25/1 (1997) S25-S32.
283. D. Wismeijer, M.A.J. Van Waas, J.I.J.F. Vermeeren, J. Mulder, W. Kalk, Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 26 (1997) 263-267.
284. M.I. MacEntee, J.N. Walton, N. Glick, A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: Three-year results, *Journal of Prosthetic Dentistry* 93 (2005) 28-37.
285. G. Heydecke, J.R. Penrod, Y. Takanashi, J.P. Lund, J.S. Feine, J.M. Thomason, Cost-effectiveness of mandibular two-implant overdentures and conventional dentures in the edentulous elderly, *Journal of Dental Research* 84/9 (2005) 794-799.
286. K.K. Kapur, N.R. Garrett, M.O. Hamada, E.D. Roumanas, E. Freymiller, T. Han, R.M. Diener, S. Levin, R. Ida, A randomized clinical trial comparing the efficacy of mandibular implant-supported overdentures and conventional dentures in diabetic patients. Part I: Methodology and clinical outcomes, *Journal of Prosthetic Dentistry* 79/5 (1998) 555-569.
287. T. Trakas, K. Michalakis, K. Kang, H. Hirayama, Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dentistry* 15 (2006) 24-34.

288. K. Phillips, K.M. Wong, Space requirements for implant-retained bar-and-clip overdentures, *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 22 (2001) 516-522.
289. C.K. Lee, J.R. Agar, Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report, *Journal of Prosthetic Dentistry* 95 (2006) 102-105.
290. N.U. Zitzmann, C.P. Marinello, A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prosthesis in the edentulous mandible, *The International Journal of Prosthodontics* 15 (2002) 65-72.
291. M. Pasciuta, Y. Grossman, I.M. Finger, A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: a clinical report, *Journal of Prosthetic Dentistry* 93 (2005) 116-120.
292. C.K. Lee, J.R. Agar, Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report, *Journal of Prosthetic Dentistry* 95 (2006) 102-105.
293. S.J. Sadowsky, Treatment considerations for maxillary implant overdentures: A systematic review, *Journal of Prosthetic Dentistry* 97 (2007) 340-348.
294. T.O. Narhi, M. Hevinga, R.A. Voorsmit, W. Kalk, Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: a retrospective study, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 16 (2001) 259-266.
295. N. Chaimattayompol, N.S. Arbree, Assessing the space limitation inside a complete denture for implant attachments, *Journal of Prosthetic Dentistry* 89 (2003) 82-85.
296. T. Leung, H.W. Preiskel, Retention profiles of stud-type precision attachments, *The International Journal of Prosthodontics* 4 (1991) 175-179.
297. K.M. Lehmann, F.V. Arnim, Studies on the retention forces on Snap-On attachments, *Quintessence of Dental Technology* 7 (1978) 45-48.
298. V. Rutkunas, H. Mizutani, Retentive and stabilizing properties of stud and magnetic attachments retaining mandibular overdenture, *Stomatologija - Baltic Dental and Maxillofacial Journal* 6 (2004) 85-90.
299. V.C. Petropoulos, W. Smith, E. Kousvelari, Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 12 (1997) 176-185.
300. D.D. Epstein, P.L. Epstein, B.I. Cohen, M.K. Pagnillo, Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems, *Journal of Prosthetic Dentistry* 82/5 (1999) 579-584.
301. L.C. Breeding, D.L. Dixon, S. Schmitt, The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prosthesis, *Journal of Prosthetic Dentistry* 75 (1996) 570-573.
302. B.L. Stewart, R.O. Edwards, Retention and wear of precision-type attachment, *Journal of Prosthetic Dentistry* 49 (1983) 28-34.
303. C.A. Svetlize, E.F. Bodereau Jr., Comparative study of retentive anchor systems for overdentures, *Quintessence International* 35/6 (2004) 443-448.
304. V. Rutkunas, H. Mizutani, H. Takahashi, Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments, *Stomatologija - Baltic Dental and Maxillofacial Journal* 7/4 (2005) 115-120.
305. N.J. Attard, G.A. Zarb, Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study, *The International Journal of Prosthodontics* 17 (2004) 425-433.
306. M.G. Wichmann, W. Kuntze, Wear behavior of precision attachments, *The International Journal of Prosthodontics* 12/5 (1999) 409-414.
307. J.I. Gamborena, L.R. Hazelton, D. NaBadalung, J. Brudvik, Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading, *The International Journal of Prosthodontics* 10/2 (1997) 123-130.
308. O. Fromentin, B. Picard, B. Tavernier, In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments, *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry* 11/3 (1999) 391-397.
309. D.M. Botega; M.F. Mesquita; G.E. Henriques; L.G. Vaz, Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems, *Journal of Oral Rehabilitation* 31/9 (2004) 884-889.
310. I. Naert, G. Alsaadi, M. Quirynen, Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study, *The International Journal of Prosthodontics* 17 (2004) 401-410.

311. J. Setz, S.H. Lee, E. Engel, Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: An in vitro study, *Journal of Prosthetic Dentistry* 80 (1998) 323-329.
312. B.H. Williams, K.T. Ochiai, S. Hojo, R. Nishimura, A.A. Caputo, Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs, *Journal of Prosthetic Dentistry* 86/6 (2001) 603-607.
313. I. Naert, G. Alsaadi, D. van Steenberghe, M. Quirynen, A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 19/5 (2004) 695-702.
314. G. Cordioli, Z. Majzoub, S. Castagna, Mandibular overdentures anchored to single implants: A five-year prospective study, *Journal of Prosthetic Dentistry* 78 (1997) 159-165.
315. B.I. Cohen, M. Pagnillo, S. Condos, A.S. Deutsch, Comparative study of two precision overdenture attachment designs, *Journal of Prosthetic Dentistry* 76 (1996) 145-152.
316. J.N. Walton, N.D. Ruse, In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 74 (1995) 482-486.
317. J. Żmudzki, P. Kujawa, Charakterystyka rozwiązań złączy samodzielnych w protezach nakładowych podpartych słuzówkowo a utrzymywanych na implantach. „Materiały VIII Konferencji „Biomateriały i Mechanika w Stomatologii” Ustroń, 2008, Twój Przegląd Stomatologiczny: wydanie specjalne, Katowice, 2008, 235-242.
318. J. Żmudzki, P. Kujawa, Techniczno-ekonomiczne aspekty użytkowania złączy samodzielnych w protezach nakładowych, Materiały VIII Konferencji „Biomateriały i Mechanika w Stomatologii”, Ustroń, 2008”, Twój Przegląd Stomatologiczny; wydanie specjalne, Katowice, 2008, 243-248.
319. J.N Walton, A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six- field protocol, *The International Journal of Prosthodontics* 16 (2003) 255-260.
320. P.F. Allen, A.S. McMillan, D.G. Smith, Complications and maintenance requirements of implant-supported prostheses provided in a UK dental hospital, *British Dental Journal* 182 (1997) 298-302.
321. J.N. Walton, M.I. MacEntee, Problems with prostheses on implants: A retrospective study, *Journal of Prosthetic Dentistry* 71 (1994) 283-288.
322. T. Jemt, K. Book, B. Lindén, G. Urde, Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Brånemark implants in severely resorbed edentulous maxillae, a study from prosthetic treatment to first annual check-up, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 7 (1992) 162-167.
323. R.M. Watson, T. Jemt, J. Chai, J. Harnett, M.R. Heath, J.E. Hutton, R.B. Johns, B. Lithner, S. McKenna, D.C. McNamara, I. Naert, R. Taylor, Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study, *The International Journal of Prosthodontics* 10 (1997) 345-354.
324. M. Behr, R. Lang, A. Leibrook, M. Rosentritt, G. Handel, Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants, *Clinical Oral Implants Research* 9 (1998) 51-58.
325. A. Ekfeldt, L.A. Johansson, S. Isaksson, Implant-supported overdenture therapy: a retrospective study, *The International Journal of Prosthodontics* 10 (1997) 366-374.
326. E. Klemetti, A. Chehade, Y. Takanashi, J.S.. Feine, Two-implant mandibular overdentures: simple to fabricate and easy to wear, *Journal of the Canadian Dental Association* 69/1 (2003) 29-33.
327. S. Winkler, J. Piermatti, A. Rothman, G. Siamos, An overview of the O-ring implant overdenture attachment: clinical reports, *The Journal of oral implantology* 28/2 (2002) 82-86.
328. S.J. Sadowsky, A.A. Caputo, Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 84 (2000) 327-334.
329. R. Mericske-Stern, T. Steinlin Schaffner, P. Marti, A.H. Geering, Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study, *Clinical Oral Implants Research* 5 (1994) 9-18.
330. J. Mau, A. Behneke, N. Behneke, C.U. Fritzeimer, G. Gomez-Roman, B. d’Hoedt, H. Spiekermann, V. Strunz, M. Yong, Randomized multicenter comparison of 2 IMZ and 4 TPS screw implants supporting bar-retained overdentures in 425 edentulous mandibles, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 18 (2003) 835-847.

331. K.Y. Liao, J.Y. Kan, K. Rungcharassaeng, J.L. Lozada, A.S. Herford, C.J. Goodacre, Immediate loading of two freestanding implants retaining a mandibular overdenture: 1-year pilot prospective study, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 25 (2010) 784-790.
332. A. Behneke, N. Behneke, B. d'Hoedt, A 5-year longitudinal study of the clinical effectiveness of ITI solid-screw implants in the treatment of mandibular edentulism, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 17/6 (2002) 799-810.
333. M.R. Fenlon, R.M. Palmer, P. Palmer, J.T. Newton, M. Sherriff, A prospective study of single stage surgery for implant-supported overdentures, *Clinical Oral Implants Research* 13 (2002) 365-370.
334. T. Ueda, U. Kremer, J. Katsoulis, R. Mericske-Stern, Long-term results of mandibular implants supporting an overdenture: implant survival, failures, and crestal bone level changes, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 26/2 (2011) 365-372.
335. T. Jemt, K. Book, B. Lindén, G. Urde, Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Brånemark implants in severely resorbed edentulous maxillae, a study from prosthetic treatment to first annual check-up, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 7 (1992) 162-167.
336. S. Palmqvist, K. Sondell, B. Swartz, Implant-supported maxillary overdentures: outcome in planned and emergency cases, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 9 (1994) 184-190.
337. M. Quirynen, I. Naert, D. van Steenberghe, Implant design and overload influence on marginal bone loss and implant success in the Brånemark system, *Clinical Oral Implants Research* 3 (1992) 104-111.
338. M.F. Chan, T.O. Narhi, C. de Baat, W. Kalk, Treatment of the atrophic edentulous maxilla with implant-supported overdentures: a review of the literature, *The International Journal of Prosthodontics* 11 (1998) 7-15.
339. J.E. Hutton, M.R. Heath, J.Y. Chai, J. Harnett, T. Jemt, R.B. Johns, S. McKenna, D.C. McNamara, D. van Steenberghe, R. Taylor, Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 10 (1995) 33-42.
340. R. Razavi, R.B. Zena, Z. Khan, A.R. Gould, Anatomic site evaluation of edentulous maxillae for dental implant placement, *Journal of Prosthodontics* 4 (1995) 90-94.
341. T. Bergendal, B. Engquist, Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 13 (1998) 253-262.
342. H. van Oosterwyck, J. Duyck, J. Vander Sloten, G. van der Perre, M. De Cooman, S. Lievens, R. Puers, I. Naert, The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants, *Clinical Oral Implants Research* 9 (1998) 407-418.
343. J. Żmudzki, W. Walke, W. Chladek, Influence of model discretization density in FEM numerical analysis on the determined stress level in bone surrounding dental implants, in: *Information technologies in biomedicine*, Eds: E. Piętko J. Kawa, Springer, Berlin, 2008, *Advances in Soft Computing* 47 (2008) 559-567.
344. J. Żmudzki, W. Walke, W. Chladek, Stresses present in bone surrounding dental implants in FEM model experiments, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 27/1 (2008) 71-74.
345. T. Kitagawa, Y. Tanimoto, K. Nemoto, M. Aida, Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant, *Dental Materials Journal* 24/2 (2005) 219-224.
346. C.S. Petrie, J.L. Williams, Probabilistic analysis of periimplant strain predictions as influenced by uncertainties in bone properties and occlusal forces, *Clinical Oral Implants Research* 18 (2007) 611-619.
347. J. Żmudzki, Can typical overdentures attachments prevent from bone overloading around mini-implants?, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 43/2 (2010) 542-555.
348. J. Żmudzki, G. Chladek, J. Kasperski, Silicone attachment for avoidance of bone tissue overloading in single implant-retained denture, *Archives Materials Science and Engineering* 51/2 (2011) 107-115.
349. B. Balkin, D. Steflik, F. Naval, Mini-dental implant insertion with the auto-advance technique for ongoing applications, *The Journal of Oral implantology* 27 (2001) 32-37.
350. T.C. Griffins, C.P. Collins, P.C. Collins, Mini dental implants: an adjunct for retention, stability, and comfort for the edentulous patient, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 100 (2005) 81-84.

351. A. Ziółkowska, M Rybicki, Mini-implants – application in implantoprosthodontics with particular focus on long-term loading. Literature review, *Implantoprotetyka* VII/4 (2006) 47-49.
352. P. Vigolo, A. Givani, Clinical evaluation of single-tooth mini implant restoration: a five-year retrospective study, *Journal of Prosthetic Dentistry* 84 (2000) 50-54.
353. O.C. Dilek, E. Tezulas, Treatment of a narrow, single tooth edentulous area with mini-dental implants: a clinical report, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology* 103/2 (2007) 22-25.
354. C.S. Petrie, J.L. Williams, Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis, *Clinical Oral Implants Research* 16/4 (2005) 486-494.
355. V.C. Mow, R. Huiskes, *Basic orthopaedic biomechanics and mechano-biology*, Third Edition, Lippincott Williams and Wilkins, 2005, 136-137.
356. J. Jofre, P. Cendoya, P. Munoz, Effect of splinting mini-implants on marginal bone loss: a biomechanical model and clinical randomized study with mandibular overdentures, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 25/6 (2010) 1137-1144.
357. T. Albrektsson, G. Zarb, P. Worthington, A.R. Eriksson, The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1 (1986) 11-25.
358. G.A. Zarb, T. Albrektsson, Consensus report: towards optimized treatment outcomes for dental implants, *Journal of Prosthetic Dentistry* 80 (1998) 641.
359. R. Boyer, G. Welsch, E.W. Collings, *Materials properties handbook: Titanium Alloys*, eds. ASM International, Materials Park, OH, 1994.
360. A.O. Spazzin, M.B. Dos Santos, L.C. Sobrinho, R.L. Consani, M.F. Mesquita, Effects of horizontal misfit and bar framework material on the stress distribution of an overdenture-retaining bar system: a 3D finite element analysis, *Journal of Prosthodontics* 20/7 (2011) 517-522.
361. A. Haruta, Y. Matsushita, Y. Tsukiyama, Y. Sawae, N. Sakai, K. Koyano, Effects of mucosal thickness on the stress distribution and denture stability of mandibular implant-supported overdentures with unsplinted attachments in vitro, *Journal of Dental Biomechanics* (2011) 894-395.
362. G. Menicucci, M. Lorenzetti, P. Pera, G. Preti, Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 13/3 (1998) 369-376.
363. J. Duyck, H. van Oosterwyck, J. Vander Sloten, M. De Cooman, R. Puers, I. Naert, In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system, *Clinical Oral Investigations* 3/4 (1999) 201-207.
364. J.A. Porter Jr., V.C. Petropoulos, J.B. Brunski, Comparison of load distribution for implant overdenture attachments, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 17/5 (2002) 651-662.
365. M. Daas, G. Dubois, A.S. Bonnet, P. Lipinski, C. Rignon-Bret, A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations, *Medical Engineering and Physics* 30/2 (2008) 218-225.
366. Y. Maeda, M. Horisaka, K. Yagi, Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in vitro study, *Clinical Oral Implants Research* 19 (2008) 271-275.
367. T. Ichikawa, M. Horiuchi, R. Wigiato, N. Matsumoto, In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue, *The International Journal of Prosthodontics* 9/4 (1996) 394-399.
368. M. Tokuhisa, Y. Matsushita, K. Koyano, In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability, *The International Journal of Prosthodontics* 16/2 (2003) 128-134.
369. J. Żmudzki, W. Chladek, J. Krukowska, Loading of overdenture attachments under simulated biting forces, *Archives of Materials Science Engineering* 32/1 (2008) 33-36.
370. J. Żmudzki, W. Chladek, J. Krukowska, Attachments of implant retained tissue supported denture under biting forces, *Archives of Computational Materials Science and Surface Engineering* 1/1 (2009) 13-22.

371. H.J. Chun, D.N. Park, C.H. Han, S.J. Heo, M.S. Heo, J.Y. Koak, Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments, *Journal of Oral Rehabilitation* 32/3 (2005) 193-205.
372. S. Harder, S. Wolfart, C. Egert, M. Kern, Three-year clinical outcome of single implant-retained mandibular overdentures – Results of preliminary prospective study, *Journal of Dentistry* 39 (2011) 656-661.
373. T. Gonda, Y. Maeda, J.N. Walton, M.I. MacEntee, Fracture incidence in mandibular overdentures retained by one or two implants, *Journal of Prosthetic Dentistry* 103/3 (2010) 178-181.
374. J. Żmudzki, W. Chladek, Rozpoznanie biomechaniki protez overdentures mocowanych do pojedynczego implantu, *Protetyka Stomatologiczna LX/1* (2010) 22-27.
375. G. He, P. Liu, Q. Tan, Porous titanium materials with entangled wire structure for load-bearing biomedical applications, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 5/1 (2012) 16-31.
376. A.F. Shernoff, L.W. Battle, C.J. Jarosz, An alternative to conventional overdenture attachments with Molloplast-B: a technique, *Journal of Prosthetic Dentistry* 52 (1984) 305-307.
377. J.R. Cain, D.L. Mitchell, Soft liner-retained, implant-supported overdenture: a technical note, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 13/6 (1998) 857-860.
378. E.D. Adrian, W.A. Krantz, J.R. Ivanhoe, The use of processed silicone to retain the implant-supported tissue-borne overdenture, *Journal of Prosthetic Dentistry* 67 (1992) 219-222.
379. S. Kiat-Amnuay, T. Mekayarajjanonh, C.C. Cron, Z. Khan, L. Gettleman, Simplified methods for fabricating tissue-supported implant-retained overdentures with retention from a resilient liner, *Journal of Prosthetic Dentistry* 82 (1999) 242-245.
380. S. Kiat-Amnuay, Z. Khan, L. Gettleman, Overdenture retention of four resilient liners over an implant bar, *Journal of Prosthetic Dentistry* 81/5 (1999) 568-573.
381. M. Kiernicka, R. Łobodziński, "Komfortowa proteza"- innowacyjny system stabilizacji protez na wyrostkach atroficznych, *Implants* 3 (2008) 26-31.
382. W. Chladek, M. Wrzuś-Wieliński, The evaluation of selected attachment systems for implant-retained overdenture based on retention characteristics analysis, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 12/3 (2010) 75-83.
383. J. Żmudzki, W. Chladek, Elastic silicone matrices as a tool for load relief in overdenture implants, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 10/4 (2008) 1-8.
384. M. Wrzuś-Wieliński, Próba wykorzystania silikonów dentystycznych do bezpośredniego mocowania protez overdenture. Praca doktorska, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, 2009.
385. P.L. Keenan, D.R. Radford, R.K. Clark, Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing, *Journal of Prosthetic Dentistry* 89/1 (2003) 37-44.
386. N. Polychronakis, S. Yannikakis, A. Zissis, A clinical 5-year longitudinal study on the dimensional changes of complete maxillary dentures, *The International Journal of Prosthodontics* 16/1 (2003) 78-81.
387. P. Atashrazm, M.H. Dashti, M.R. Mobeinie, Prevalence of interceptive contacts in centric relation in complete denture wearers, *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences* 5/4 (2008) 179-184.
388. H.Y. Wang, Y.C. Lu, Y.Y. Shiau, D. Tsou, Vertical distortion in distal extension ridges and palatal area of casts made by different techniques, *Journal of Prosthetic Dentistry* 75/3 (1996) 302-308.
389. R. Jacobs, D. van Steenberghe, Role of periodontal ligament receptors in the tactile function of teeth: a review, *Journal of Periodontal Research* 29 (1994) 153-167.
390. S. Karlsson, M. Molin, Effects of gold and bonded ceramic inlays on the ability to perceive occlusal thickness, *Journal of Oral Rehabilitation* 22 (1995) 9-13.
391. O. Komiya, H. Saeki, M. Kawara, K. Kobayashi, S. Otake, Effects of relief space and escape holes on pressure characteristics of maxillary edentulous impressions, *Journal of Prosthetic Dentistry* 91/6 (2004) 570-576.
392. G.A. Zarb, C.L. Bolender, S.E. Eckert, A.H. Fenton, R.F. Jacob, R. Mericske-Stern, *Prosthodontic treatment for edentulous patients: complete dentures and implant-supported prostheses*, Twelfth Editions, St. Louis, Mosby, 2003, 402-426.
393. R. Loney, Diagnosing denture pain: principles and practice, *Journal of the Canadian Dental Association* 72 (2006) 137-141.

394. C.R. Rodegerdts, The relationship of pressure spots in complete denture impressions with mucosal irritations, *Journal of Prosthetic Dentistry* 14/6 (1964) 1040-1049.
395. J.S. Brudvik, Complete dentures for the graduate student in prosthodontics, University of Washington, 1996, 44.
396. T. Ma, J.I. Nicholls, J.E. Rubenstein, Tolerance measurements of various implant components, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 12/3 (1997) 371-375.
397. P. Vigolo, Z. Majzoub, G. Cordioli, Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions, *Journal of Prosthetic Dentistry* 89/2 (2003) 186-192.
398. M.A. Del'Acqua, A.M. Chávez, M.A. Compagnoni, A. Molo Fde Jr., Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 25/4 (2010) 715-721.
399. S.H. Jo, K.I. Kim, J.M. Seo, K.Y. Song, J.M. Park, S.G. Ahn, Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study, *Journal of Advanced Prosthodontics* 2/4 (2010) 128-133.
400. J.E. De La Cruz, P.D. Funkenbusch, C. Ercoli, M.E. Moss, G.N. Graser, R.H. Tallents, Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials, *Journal of Prosthetic Dentistry* 88 (2002) 329-336.
401. M.A. Del'Acqua, J.N. Arioli-Filho, M.A. Compagnoni, A. Mollo Fde Jr., Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 23/2 (2008) 226-236.
402. S.A. Al-Fadda, G.A. Zarb, Y. Finer, A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks, *The International Journal of Prosthodontics* 20/2 (2007) 125-131.
403. R. Sorrentino, E.F. Gherlone, G. Calesini, F. Zarone, Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study, *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 12/1 (2010) 63-76.
404. D. Tavelin, J. Psillakis, Adjustment of complete denture occlusion with the coble balancer: A case report. *Columbia Dental Review* 11 (2006-2007) 15-18.
405. R. Yemm, Stress-induced muscle activity: a possible factor in denture soreness, *Journal of Prosthetic Dentistry* 28/2 (1972) 132-140.
406. G.A. Zarb, Biomechanics of the edentulous state, in: G.A. Zarb, C.L. Bolender, G.E. Carlsson. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients, Eleventh Edition, Mosby, 1997, 20-23.
407. J.S. Brudvik, W.D. Gay, W.J. Selting, Tissue pressure under complete maxillary dentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 35/2 (1976) 160-170.
408. G. Agerberg, Mandibular function and dysfunction in complete denture wearers. A literature review, *Journal of Oral Rehabilitation* 15/3 (1988) 237-249.
409. M.D.F. Mercado, K.D.B. Faulkner, The prevalence of craniomandibular disorders in completely edentulous denture wearing subjects, *Journal of Oral Rehabilitation* 18/3 (1991) 231-242.
410. E. Choy, D.E. Smith, The prevalence of temporomandibular joint disturbances in complete denture patients, *Journal of Oral Rehabilitation* 7/4 (1980) 331-352.
411. U.R. Darbar, R Huggett, A. Harrison, Stress analysis techniques in complete dentures, *Journal of Dentistry* 22 (1994) 259-264.
412. Dental Practice Board. Dental practice board annual report, Eastbourn, UK, 1997.
413. U.R. Darbar, R Hugget, A. Harrison, Denture fracture – a survey, *British Dental Journal* 176 (1994) 342-345.
414. A.E. Prombonas, D.S. Vlissidis, Comparison of the midline stress fields in maxillary and mandibular complete dentures: A pilot study, *Journal of Prosthetic Dentistry* 95 (2006) 63-70.
415. M. Redford, T.F. Drury, A. Kingman, L.J. Brown, Denture use and the technical quality of dental prostheses among persons 18–74 years of age: United States, 1988–1991, *Journal of Dental Research* 75 (1996) 714-725.
416. S. Hussain, Textbook of dental materials, Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd, New Delhi, 2004.
417. R. Craig, J. Powers, Restorative dental materials, 11th ed. St. Louis, Mosby, 2002, 238-292.

418. C. Bortun, N. Faur, L. Marsavina, A. Cernescu, O. Gombos, L. Szabo, Durability experimental tests for a superacryl plus complete denture, *Timisoara Medical Journal* 60/4 (2010) 269-273.
419. L.A. Dobrzański, *Podstawy metodologii projektowania materiałowego*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2009.
420. J. Kubik, *Mechnika konstrukcji warstwowych*, Wydawnictwo TiT. Opole, 1993.
421. K. Oblój, *Strategia sukcesu firmy*, Polskie Wydawnictwo Ekonomiczne, Warszawa, 1994.
422. A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, Foresight methods for technology validation, road-mapping and development in the surface engineering area, *Archives of Materials Science Engineering* 44/2 (2010) 69-86.
423. A.D. Dobrzańska-Danikiewicz, Computer integrated development prediction methodology in materials surface engineering, *Open Access Library, Volume 1(7)* (2012) 1-289.
424. K. Marks, M. Jaworska-Zaremba, T.K. Fábíán, E. Mierzwińska-Nastalska, Analiza poziomu lęku przed leczeniem stomatologicznym w populacji polskiej mniejszości narodowej żyjącej na Węgrzech. *Protetyka Stomatologiczna, LX/ 2* (2010) 102-111.
425. T.S. Kuhn, *The structure od scientific revolutions*, University of Chicago Press, Chicago, 1962.
426. J. Okrajni, M. Plaza, S. Ziemba, Computer modelling of the heat flow in surgical cement during endoprosthesis, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 20 (2007) 311-314.
427. G. Milewski, A.Hille, Experimental strength analysis of orthodontic extrusion of human anterior teeth, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 14/1 (2012) 15-21.
428. M.J. Nevalainen, T.O. Närhi, A. Ainamo, Oral mucosal lesions and oral hygiene habits in the home-living elderly, *Journal of Oral Rehabilitation* 24 (1997) 332-337.
429. Q. Xie, T.O. Närhi, J.M. Nevalainen, J. Wolf, A. Ainamo, Oral status and prosthetic factors related to residual ridge resorption in elderly subjects, *Acta Odontologica Scandinavica* 55 (1997) 306-313.
430. Tokuyama Dental Corporation, Durable soft relene material "Sofreliner Tough Soft", Technical Report, www.tokuyama-dental.com.
431. S. Kiat-Amnuay, L. Gettleman, T. Mekayarajjanononth, Z. Khan, L.J. Goldsmith, The influence of water storage on durometer hardness of 5 soft denture liners over time, *Journal of Prosthodontics* 14/1 (2005) 19-24.
432. I. Hayakawa, E.S. Keh, M. Morizawa, G. Muraoka, S. Hirano, A new polyisoprene-based light-curing denture soft lining material, *Journal of Dentistry* 31 (2003) 269-274.
433. A. Siddiqui, M. Braden, M.P. Patel, S. Parker, An experimental and theoretical study of the effect of sample thickness on the Shore hardness of elastomers, *Dental Materials* 26 (2010) 560-564
434. Y. Kasuga, H. Takahashi, N. Akiba, S. Minakuchi, N. Matsushita, M. Hishimoto, Basic evaluation on physical properties of experimental fluorinated soft lining materials, *Dental Materials Journal* 30/1 (2011) 45-51
435. K.R. Williams, R.G. Jagger, S. Sadamori, M.G.J. Waters, Cyclical deformation behaviour of denture soft lining materials, *Journal of Dentistry* 24/4 (1996) 301-308.
436. A.L. Machado, L.C. Breeding, A.D. Puckett, Effect of microwave disinfection on the hardness and adhesion of two resilient liners, *Journal of Prosthetic Dentistry* 94 (2005) 183-189.
437. A. Mese, K.G. Guzel, Effect of storage duration on the hardness and tensile bond strength of silicone- and acrylic resin-based resilient denture liners to a processed denture base acrylic resin, *Journal of Prosthetic Dentistry* 99 (2008) 153-159.
438. V.E. Beresin, F.J. Schiesser, The neutral zone in complete dentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 36/4 (1976) 356-367.
439. Oprogramowanie Katedry Transportu Szybnego Politechniki Śląskiej.
440. A.N. Natali, E.A. Meroi, K.R. Williams, L. Calabrese, Investigation of the integration process of dental implants by means of a numerical analysis of dynamic response, *Dental Materials* 13/5 (1997) 325-332.
441. C.L. Lin, J.C. Wang, Y.C. Kuo, Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections, *Journal of Biomechanics* 39 (2006) 453-463.

442. K. Vandamme, I. Naert, L. Geris, J. Vander Sloten, R. Puers, J. Duyck, The effect of micromotion on the tissue response around immediately loaded roughened titanium implants in the rabbit, *European Journal of Oral Science* 115 (2007) 21-29.
443. H.L. Huang, J.T. Hsu, L.J. Fuh, D.J. Lin, M.Y. Chen, Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant, *Computers in Biology and Medicine* 40/5 (2010) 525-532.
444. A.M. O'Mahony, J.L. Williams, P. Spencer, Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading, *Clinical Oral Implants Research* 12/6 (2001) 648-657.
445. A. Mellal, H.W. Wiskott, J. Botsis, S.S. Scherrer, U.C. Belser, Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data, *Clinical Oral Implants Research* 15/2 (2004) 239-248.
446. R. Brånemark, R. Skalak, An in-vivo method for biomechanical characterization of bone anchored implants, *Medical Engineering and Physics* 20 (1998) 216-219.
447. M. Soncini, Y. Rodriguez, R. Pietrabissa, V. Quaglini, S. Rizzo, D. Zaffe, Experimental procedure for the evaluation of the mechanical properties of the bone surrounding dental implants, *Biomaterials* 23 (2002) 9-17.
448. E. Panagiotouni, A. Pissiotis, D. Kapari, A. Kaloyannides, Retentive ability of various denture adhesive materials: An in vitro study, *Journal of Prosthetic Dentistry* 73 (1995) 578-585.
449. J.F. Mañes, E.J. Selva, A. De-Barutell, K. Bouazza, Comparison of the retention strengths of three complete denture adhesives: An in vivo study, *Medicina Oral Patologia Oral Cirurgia Bucal* 16/1 (2011) 132-136.
450. H. Ranc, A. Elkhyat, C. Servais, S. Mac-Mary, B. Launay, P. Humbert, Friction coefficient and wettability of oral mucosal tissue: Changes induced by a salivary layer, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects* 276 (2006) 155-161.
451. T. Laursen, J. Simo, A continuum based finite element formulation for the implicit solution of multibody, large deformation frictional contact problems, *International Journal for Numerical Methods in Engineering* 36 (1993) 3451-3485.
452. J.H. Chung, V. Rajagopal, T.A. Laursen, P.M.F. Nielsen, M.P. Nash, Frictional contact mechanics methods for soft materials: Application to tracking breast cancers, *Journal of Biomechanics* 41 (2008) 69-77.
453. J. Rojek, Modelowanie i symulacja komputerowa złożonych zagadnień mechaniki nieliniowej metodami elementów skończonych i dyskretnych, *Prace IPPT*, 4, Warszawa, 2007.
454. Z.Q. Feng, F. Peyraut, N. Laped, Solution of large deformation contact problems with friction between Blatz-Ko hyperelastic, *International Journal of Engineering Science* 41 (2003) 2213-2225.
455. S. Stupkiewicz, J. Lengiewicz, J. Korelc, Sensitivity analysis for frictional contact problems in the augmented Lagrangian formulation, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 199/33-36 (2010) 2165-2176.
456. O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor, *The finite element method for solid and structural mechanics*, Sixth Edition, Elsevier Butterworth-Heinemann, 2005, 191-224.
457. S. Sezer, An evaluation of Ansys contact elements. A Thesis the Master Degree of Mechanical Engineering, Yildiz Technical University, 2005.
458. H. Ranc, C. Servais, P.-F. Chauvy, S. Debaud, S. Mischler, Effect of surface structure on frictional behaviour of a tongue/palate tribological system, *Tribology International* 39 (2006) 1518-1526.
459. J. Żmudzki, G. Chladek, J. Kasperski, Single implant-retained dentures: loading of various attachment types under oblique occlusal forces, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 12/5 (2012) in press.
460. K. Taraszkiewicz-Sulik, M. Łapuć, A. Gołębowska, M. Gołębowska, Subluksacja stawów skroniowo-żuchwowych jako powikłanie po leczeniu protetycznym – opis przypadku, *Protetyka Stomatologiczna* LVIII/6 (2008) 449-454.
461. S. Berczyński, Z. Grządziel, S. Rukowicz, Analiza porównawcza naprężeń kontaktowych w ząbieniu przekładni zębatej napędu wału rozrządu silnika Sulzer RTA48T-B, *Zeszyty Naukowe, Akademia Morska w Szczecinie* 10/82 (2006) 51-59.

462. K. Ochęduszek, Koła zębate. Tom 1, WNT, Warszawa, 1985.
463. Z. Dyląg, A. Jakubowicz, Z. Orłoś, Wytrzymałość materiałów. Tom 2, WNT, Warszawa, 2009.
464. M.S. Beyli, J.A. von Fraunhofer, An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 46 (1981) 238-241.
465. J. Pandurić, M. Husnjak, K. Guljas, K. Kraljević, J. Zivko-Babić, The simulation and calculation of the fatigue of the lower complete denture in function by means of the finite element analysis, *Journal of Oral Rehabilitation* 25/7 (1998) 560-565.
466. EN ISO 10139-2:2009 Dentistry - Soft lining materials for removable dentures – Part 2: Materials for long-term use.
467. W. Chladek, J. Krukowska, J. Żmudzki, Effort changes of lower complete denture material caused by relining, *Archives of Materials Science and Engineering* 31/2 (2008) 79-82.
468. C.M. Becker, D.E. Smith, J.I. Nicholls, The comparison of denture base processing techniques. II. Dimensional changes due to processing, *Journal of Prosthetic Dentistry* 37 (1977) 450-459.
469. A.D. Jackson, R.J. Grisius, R.K. Fenster, B.R. Lang, Dimensional accuracy of two denture base processing methods, *The International Journal of Prosthodontics* 2 (1989) 421-428.
470. T. Takamata, J. Setcos, R. Phillips, M.E. Boone, Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization, *The Journal of the American Dental Association* 119 (1989) 271-276.
471. R.L.X. Consani, S.S. Domitti, M.F. Mesquita, S. Consani, Effect of packing types on the dimensional accuracy of denture base resin cured by the conventional cycle in relation to post-pressing times, *Brazilian Dental Journal* 15/1 (2004) 63-67.
472. S.K. Lechner, G.A. Thomas, Changes caused by processing complete mandibular dentures, *Journal of Prosthetic Dentistry* 72/6 (1994) 606-613.
473. S. Thongthammachat, B.K. Moore, M.T. Barco 2nd, S. Hovijitra, D.T. Brown, C.J. Andres, Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time, *Journal of Prosthodontics* 11/2 (2002) 98-108.
474. S.M. Ganzarolli, R.N. Rached, R.C. Garcia, A.A. Del Bel Cury, Effect of cooling procedure on final denture base adaptation, *Journal of Oral Rehabilitation* 29/8 (2002) 787-790.
475. E.H. Pow, T.W. Chow, R.K. Clark, Linear dimensional change of heat-cured acrylic resin complete dentures after relining and rebase, *Journal of Prosthetic Dentistry* 80/2 (1998) 238-245.
476. R.J. Leupold, R.J. Flint, D.L. Pfeifer, Comparison of vertical movement occurring during loading of distal-extension removable partial denture bases made by three impression techniques, *Dentistry Update* 37/3 (2010) 154-156;158-160.
477. G.L. Polyzois, H.C. Karkazis, A.J. Zissis, P.P. Demetriou, Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: a comparative study, *Journal of Prosthetic Dentistry* 57/5 (1987) 639-647.
478. R.L. Consani, S.S. Domitti, S. Consani, Effect of a new tension system, used in acrylic resin flasking, on the dimensional stability of denture bases, *Journal of Prosthetic Dentistry* 88/3 (2002) 285-289.
479. T. Sierpińska, G. Pakieła, M. Gołębiwska, Przebieg adaptacji do nowych protez całkowitych w aspekcie zmiany warunków zwarciowo-artykulacyjnych, *Protetyka Stomatologiczna* LV/4 (2005) 258-262.
480. P. Kivovics, M. Jahn, J. Borbély, K. Márton, Frequency and location of traumatic ulcerations following placement of complete dentures, *The International Journal of Prosthodontics* 20/4 (2007) 397-401.
481. K. Okuma, S. Hirano, I. Hayakawa, Occlusal pressure pattern analysis of complete dentures for evaluation of occlusal adjustment, *Journal of Medical and Dental Sciences* 51/4 (2004) 197-203.
482. A.M. Dubojska, G.E. White, S. Pasiek, The importance of occlusal balance in the control of complete dentures, *Quintessence International* 29/6 (1998) 389-394.
483. J. Kasperski, G. Chladek, I. Walawender, T. Lipski, Badania wpływu ilości śliny na generowane siły wiążące oraz rozciągliwość wybranych kremów adhezyjnych, *Protetyka Stomatologiczna* LTXI/1 (2011) 19-27.
484. R. Koppang, E. Berg, S. Dahm, C. Real, F. Fløystrand, A method for testing denture adhesives, *Journal of Prosthetic Dentistry* 73/5 (1995) 486-491.
485. J. Kasperski, G. Chladek, J. Żmudzki, T. Lipski, The effect of saturation by artificial saliva on the effectiveness of denture adhesives, *Archives of Materials Science and Engineering* 51/1 (2011) 25-32.

486. J.K. Rendell, T. Gay, J.E. Grasso, R.A. Baker, J.L. Winston, The effect of denture adhesive on mandibular movement during chewing, *The Journal of the American Dental Association* 131/7 (2000) 981-986.
487. J.J. Psillakis, R.F. Wright, J.T. Grbic, I.B. Lamster, In practice evaluation of a denture adhesive using a gnathometer, *Journal of Prosthodontics* 13/4 (2004) 244-250.
488. Y. Kulak, M. Ozcan, A. Arikian, Subjective assessment by patients of the efficiency of two denture adhesive pastes, *Journal of Prosthodontics* 14/4 (2005) 248-252.
489. G. Hong, T. Maeda, T. Hamada, The effect of denture adhesive on bite force until denture dislodgement using a gnathometer, *International Chinese Journal of Dentistry* 10 (2010) 41-45.
490. T. Fujimori, S. Hirano, I. Hayakawa, Effects of a denture adhesive on masticatory functions for complete denture wearers. Consideration for the condition of denture-bearing tissues, *Journal of Medical and Dental Sciences* 49 (2002) 151-156.
491. H. Murata, R.C. Haberham, T. Hamada, N. Taguchi, Setting and stress relaxation behavior of resilient denture liners, *Journal of Prosthetic Dentistry* 80 (1998) 714-722.
492. W.F. Schmidt Jr., D.E. Smith, A six year retrospective study of Molloplast-B-lined dentures. Part II: Liner serviceability, *Journal of Prosthetic Dentistry* 50 (1983) 459-465.
493. S. Ciliberto, C. Laroche, Energy dissipation in solid friction, *European Physical Journal B9* (1999) 551-558.
494. P.F.D. Naylor, The skin surface and friction, *British Journal of Dermatology* 67 (1955) 239-248.
495. P.F.D. Naylor, Experimental friction blisters, *British Journal of Dermatology* 67 (1955) 327-342.
496. M. Zhang, A.R. Turner-Smith, A. Tanner, V.C. Roberts, Clinical investigation of the pressure and shear stress on the transtibial stump with a prosthesis, *Medical Engineering and Physics* 20 (1998) 188-198.
497. A. Kraśnicka-Ściborska, T. Maślanka, E. Kalecińska, H. Krawczykowska, Leczenie pacjenta bezzębego z artropatią stawów skroniowo–żuchwowych – opis przypadku, *Dental and Medical Problems* 43/1 (2006) 139-144.
498. A. Wieczorek, Najczęściej występujące objawy kliniczne zaburzeń czynnościowych u pacjentów użytkujących protezy całkowite, *Protetyka Stomatologiczna LV/4* (2005) 263-266.
499. S. Majewski, P. Majewski, Okluzja jako kluczowy problem w implantologii dentystycznej, *Implantoprotetyka* 4/37 (2009) 4-10.
500. J. Setz, S.H. Lee, E. Engel, Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: An in vitro study, *Journal of Prosthetic Dentistry* 80 (1998) 323-329.
501. N.H.M. Alsabeeha, A.G.T. Payne, R.K. De Silva, W.M. Thomson, Mandibular single-implant overdentures: preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems, *Clinical Oral Implant Research* 22 (2011) 330-337.
502. J. Żmudzki, Computer aided alternative method of dental implants placement, in: *Information technologies in biomedicine*, vol. 2. Eds: E. Piętka, J. Kawa, Springer, Berlin, 2010, 211-216.
503. W. Chladek, G. Chladek, M. Wrzuś-Wieliński, J. Żmudzki, Examinations on retention of overdentures with elastic frictional attachments, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 43/1 (2010) 205-213.

ISSN 2083-5191

ISBN 987-83-63553-02-9

EAN 9788363553029