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 warsztatem 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 zależa 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 skroniowożuchwowych). U osób z uzebieniem naturalnym siła zgryzowa i wydolność żucia należa do czynników mechanicznych. Jak zauważono w przegladzie 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 nierozerwalnie 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, zróżnicowane pod względem obciążeń tkanek

Cechą znamienną 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 (odchyłek 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 otwarta wiedze ilościowa, pozwalająca na dokonanie wielokryterialnej oceny agregatowej 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 pomoca złączy standardowych komercyjnych (K), którym z powodu stosowanych materiałów i braku bocznej podatności przypisano oznaczenie "twardych" oraz utrzymywane za pomoca złaczy 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 właczone 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

1 2		
	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 3. Kryteria oceny potencjału i atrakcyjności grup protez poddanych ocenie wpływu konstrukcji lub materiałów na perspektywy najszerszego zastosowania

Tablica 4. V	Vyniki	wielokry	vterialnej	analizy	grup	protez
--------------	--------	----------	------------	---------	------	--------

				Poter	ncjał			Atrakcyjność					
Symbol	Grupa protez	Kryterium 1	Kryterium 2	Kryterium 3	Kryterium 4	Kryterium 5	Średnia ważona	Kryterium 1	Kryterium 2	Kryterium 3	Kryterium 4	Kryterium 5	Średnia ważona
CD	Konwencjonal ne "twarde"	5	0,3	1	2	0,5	8,8	0,3	1,5	0,2	0,15	0,2	2,35
CD-P	Konwencjonal ne 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 efektom 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 odpłatowienia 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 zadecydowały 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 warstwowy 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 <u>utylitarnego (technicznego) celu</u> <u>pracy</u>, 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:

Opracowanie metodyki badań

 modelowania własności materiałowych
 badań materiałów w symulowanych warunkach obciażeń ekploatacyjnych

 Opracowanie założeń klinicznej i doświadczalnej weryfikacji

 opracowanych modeli
 wyników badań symulacyjnych

Weryfikacja modeli oraz wyników symulacji

Wykonanie badań symulacyjnych rozwiązań materiałowych protez w warunkach obciążeń eksploatacyjnych

Ocena wpływu własności materiałowych na biozgodne wykorzystanie nośności tkanek

Dostarczenie nowych danych dotyczących kształtowania własności użytkowych materiałow protez

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 przeciwstawną 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.

unulizy hoshosei ikunek					
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	» Wcisk / Luz 0.1 mm na wybranym lewym skrzydle protezy				
użytkowania spoczynkowego →	 » 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 				

Tablica 5. Zestawienie symulowanych warunków obciążeń eksploatacyjnych i kryteriówanalizy nośności tkanek

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 umożliwia 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 utylitarny 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 MPa i współczynnika Poissona v = 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 siodeł. Ostre krawędzie akrylowych siodeł zostały zaokrąglone, zgodnie z postępowaniem poprzedzającym podścielanie, 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 podścieleń z czynnikami wydolności czynnościowej protez badano dla zestawu wybranych materiałów podścielających opisanych stopniami twardości w skali Shore A lub bezpośrednio umownym modułem 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 v = 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 udział 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.

	Twardość	Moduł spreż.	Poz.
Materiał podscielający	Shore A, °Sh	podłuż. E, MPa	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 (winylowy 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 (winylowy 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 (winylowy 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]

Tablica 6. Zestawienie materiałów podścielających wg narastającej twardości



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, napylanie 5 µm platyny)

Tablica 7 zawiera zestawienie wytypowanych do badań 2- i 3-warstowych 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 = $3,89\pm1,46$ MPa [140], chociaż podaje się mniejsze wartości E = 1 MPa i v = 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, napylanie 5 μm platyny)

$Proteza \rightarrow$	Twarda "BP"	Podścielana "P"				
Tworzywo Protez	Twarde akryle	Np. Silikon Ufi Gel (+20-200 ppm Ag) [254]; Silikon Silastic (+2-10 Aerosil) [269]				
	Т	「warda				
Tworzywo błony śluzowej	Dobre zw Słabe zw	ilżanie $\mu = 0.16$				
	Elastyczna					
\downarrow Model numeryczny \downarrow	\rightarrow	\downarrow				
2- lub 3-warstwowy z odrywaniem i	BP BP	E5 E1 E0.5				
poślizgiem po błonie śluzowej	BP					

Tablica 7. Zestawienie badanych materiałów w grupie protez konwencjonalnych

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

- dla błony śluzowej E = 5 MPa i v = 0,48 (błona "twarda" [140]) lub E = 1 MPa i v = 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 MPa, v = 0,3; kości gąbczastej E = 500 MPa, v = 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 (zgody komisji bioetycznej) oraz poszukiwania osobniczych przypadków reprezentujących warunki podłoża wytypowane do badań. Model numeryczny został przygotowany częściowo w oprogramowaniu AUTODESK INVENTORTM, 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 ANSYSTM (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 Rx ,Ry) i pionowej (Rz) 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 grubościa błony śluzowej, dawało 2,5 mm ramienia momentu zginającego implant. Uniwersalny charakter podejścia polega na możliwości zaniedbania w analizie szczegółów zróżnicowania konstrukcyjnego i przeniesienia problemu w obszar projektowania materiałowego, który pozwala na jednoznaczna ocene, które materiały znacząco wpływają na wydolność czynnościowa. 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 napreżeń 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 gestości 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 warstwa 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 zróżnicowane, 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. Zróżnicowanie 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 utylitarny 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 podatnościa złącza [82].

Projektowanie tworzyw elastomerowych na złącza daje znaczne możliwości sterowania sztywności 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, zaniedbując 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 cześć 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

	Grupa "R"		Grupa "M"		Grupa "S" O	
Diana <i>i</i> lumanua			Twarda			
Biona siuzowa			Elastyczr	na 💷 🔤]	
Materiał	Stop Ti, Nylon, Złoto		Złoto	Silikon Uf Silikon S	i Gel (+20-20 ilastic (+2-10	00ppm Ag) 0 Aerosil)
Sztywność N/mm boczna/ pionowa	1000/1	000 •	1000/ 1000 •	100/5 O	50/5 O	20/5 O
↓ Model numeryczny↓		\downarrow			\downarrow	-
Liczba złączy TID ● ● SID ●	SID-R	SID-R	SID-M	SID-S100	SID-S50	TID-S20 SID-S20 TID-S20 SID-S20 SID-S20
Podścielanie \rightarrow	\downarrow			\downarrow		\downarrow
	TID-R E5 SID-R ●			TID-S100 E0.5 SID-S100		SID-S20 E0.5 TID-S20
Liczba złączy TID ● ●	E5			E0.5		2 0.5 2
SID ●				5 0.5 5		3 0.5 3
						SID-S20 2 0.2 2

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

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

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

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

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

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

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

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

w kolejnych iteracjach (k) i (k+1), konstruuje się $K_{n+1}^{(k)}$ tzw. styczną macierz sztywności i wyznacza $\delta \mathbf{u}_{n+1}^{(k)}$. Zadanie zostaje rozwiązane w momencie spełnienia warunków równowagi z 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 **R**, co można przedstawić następująco [454]:

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

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

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

Podstawienie (13) do (12) daje:

$$\delta W = \int_{V_0} \mathbf{S} \left(\mathbf{B}_{\mathrm{L}} + \mathbf{B}_{\mathrm{NL}} (\mathbf{u}) \right) \delta \mathbf{u} \, \mathrm{d}V - \mathbf{F}^{\mathrm{ext}} \delta \mathbf{u} - \mathbf{R} \, \delta \mathbf{u} = \left(\mathbf{F}^{\mathrm{int}} - \mathbf{F}^{\mathrm{ext}} - \mathbf{R} \right) \, \delta \mathbf{u} \tag{14}$$

Biorąc pod uwagę, że:

$$\mathbf{F}^{\text{int}} = \int_{V_0} \mathbf{S} \left(\mathbf{B}_{\text{L}} + \mathbf{B}_{\text{NL}}(\mathbf{u}) \right) \mathrm{d} V$$
(15)

otrzymuje się równanie:

$$\mathbf{F}^{\text{ext}} - \mathbf{F}^{\text{int}} - \mathbf{R} = \mathbf{0} \tag{16}$$

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 implementacja 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 "śledząca" w funkcji odstępu/penetracji, badającej położenie powierzchni kontaktowej przynależnej do drugiego ciała. Powierzchnia protezy została a priori zdefiniowana jako "przechwytująca" ("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 napreżeń kontaktowych. Zageszczanie siatki nie poprawiło jakości obliczeń, lecz jeszcze ja pogorszyło, podobnie jak zastosowanie elementów tetraedrycznych 10-węzłowych drugiego rzędu. Wyjaśnienie wpływu sposobu dyskretyzacji na jakość obliczeń napreżeń kontaktowych zawiera praca [456]. Dyskretyzacja powierzchni kontaktowej skutkuje jej reprezentacja w postaci normalnych. Reprezentacja nie jest jednoznaczna, ponieważ normalne pomiędzy elementami nie są ciągłe. Wzrost zagęszczania siatki w analizowanym przypadku geometrii skutkował 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 sie powierzchnie dyskretyzowano w sposób koherentny (wyrównane położenie wezłów) [457]. Podejście takie jest możliwe w większości zagadnień kontaktu biomateriałów z tkankami, typu implant/łoże, kikut

Uwarunkowania materiałowe wydolności czynnościowej całkowitych osiadających protez zębowych

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 wyłacznie 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 wzgledu na mała ściśliwość tkanek miekkich zbadano wpływ efektu "blokady objetościowej". Analizy testujace rozwiazania w sformułowaniu mieszanym przemieszczeniowo-napreżeniowym przy ograniczonej liczbie punktów całkowania nie wykazały wpływu niewielkiej ściśliwości tkanek na nadmierny wzrost napreżeń. Na tej podstawie w symulacjach stosowano sformułowanie przemieszczeniowe. W symulacjach stosowano bardziej efektywne obliczeniowo elementy liniowe 8-wezłowe. Testowano również model dla typu elementów 20-wezłowych 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, dopuszczalna 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, sa 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 mikropoślizgów [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 Fz i boczna pozioma Fy) z możliwością zaistnienia kontaktu balansującego po stronie balansującej z protezą przeciwstawną 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 przeciwstawną.

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

(utraty 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 proteza górna. Rzeczywisty kontakt protez na powierzchniach żujących może prowadzić do blokowania przesuwu protez względem siebie. Podobnie jak klinowanie na twardszych kesach 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 analize przy założeniu, że dla wezłów siatki, które znalazły się w kontakcie balansującym z protezą przeciwstawną, 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 wariancie 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 przesuwów. Stad, 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 zwarciowego 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 wskazuja, że w przypadku protez konwencjonalnych podstawe 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, stad 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 sił 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 biozgodnego 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 przypadjącą na jednostkę kroku czasowego t_i podczas realizacji obciążenia (efekty działania sił stycznych F_T na drodze poślizgu S_i) wg:

$$W_T = F_T S_i / t_i \tag{17}$$

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

Uwarunkowania materiałowe wydolności czynnościowej całkowitych osiadających protez zębowych

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 ilustruje lokalizacje, 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).

	Silv 70	ryzowe		Akcja j	ęzyka	
L.p.	5119 25	i yzowe	Po stronie balansującej		Po stronie	pracującej
	O _{MLz}	M Ly	O T"B" Fz	∆ т"в" 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			·
			O _{T"BM"Fz}	∆ _{T"BM"Fy}		
LS 19	-100	-100	-15	15		

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

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 zwarciu 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 Ux, Uy, Uz. W TID strona wolna od odchyłki "W", natomiast strona z odchyłkami – "B"

Napreżenia kontaktowe pod proteza, 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 zwarciu. Założono również drugi wariant obciążeniowy. W praktyce klinicznej dąży się, by okluzja protez osiadających pozwalała na pewną swobodę ruchu w centralnym zwarciu [1, 10, 460], co ma zapobiegać tendencji do destabilizacji protezy podczas przyjmowania pozycji zaguzkowania. W związku z wymienionym zaleceniem praktycznym, w drugim wariancie 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 maksymalna elastycznościa E = 1 MPa oraz v = 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

gniazd 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 obciażania układu liniowymi odchyłkami w kierunkach kartezjańskiego układu przedstawiono na rysunku 3.15. W pierwszym kroku wprowadzono ujemną liniowa odchyłke w kierunku pionowym Uz = -0.02 mm (oznaczona "V"), która skutkuje dociskiem protezy do podłoża. Następnie, w płaszczyźnie poziomej, względem położenia osi implantu, wprowadzono odchyłki liniowe Ux = 0.02; Uy = 0.02 (oznaczone jako odchyłka pozioma "H"), które skutkuja uciskiem w obszarze kła, po stronie jezykowej wyrostka. W dalszej kolejności, zwiększono odchyłke pionowa 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 sprężyście 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]:

Weryfikacja sformułowania modelowego						
Model	Symulacja	Dane rzeczywiste				
	Weryfikacja 1: σ _N	Naprężenia stykowe obliczone analitycznie wg równania (18) [461-463]				
BP	Weryfikacja 2: U Weryfikacja 3: σ _N	[2, 138, 203, 204] [14, 214-220]				
TID-R SID-R ●	Weryfikacja 4: R _L	[366]				

Tablica 10. Plan weryfikacji modelu z wyszczególnieniem źródeł danych rzeczywistych

Uwarunkowania materiałowe wydolności czynnościowej całkowitych osiadających protez zębowych

$$\sigma_{N} = \sqrt{\frac{2F}{b\frac{1}{2}(\frac{1}{E_{1}} + \frac{1}{E_{2}})} \cdot \frac{1}{2}(\frac{1}{r_{1}} \pm \frac{1}{r_{2}}) \cdot \frac{1}{2\pi(1 - v^{2})}}$$
(18)

gdzie, F – siła ściskająca; E₁, E₂ – moduły sprężystości podłużnej walców; ν – współczynnik Poissona; b – długość styku wzdłuż osi walców; r₁ i r₂ – promienie walców.

Założono jednakowe promienie walców 10 mm i długość styku 10 mm, v = 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 wytężenia 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 jezykowej. W pracach [14, 214-218] wartości nacisków siegaja 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 proteza dochodziły do wartości 252 kPa (rys. 3.18c) w przypadku typu elementów skończonych liniowych 8-wezłowych, natomiast zastosowanie elementów 20-wezłowych drugiego rzędu wpłyneło na zwiększenie wartości napreżeń w obszarze szczytów wierzchołków zebodołowych do 447 kPa. Wyniki dla elementów dostosowanych uważa się za dokładniejsze [456]. Wieksze 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-wezłowych 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, stad wpływ rozmiaru elementu w stosunku do krzywizny stykających się powierzchni był nieznaczny, jak wykazano w weryfikacji 1. Biorac pod uwage wyniki weryfikacji 1 i 2 oraz istotna 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 przejmowanych 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 wypadkowej, 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 skutkowała 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 tablicy 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 utylitarnego 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.

Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach żucia				
Model	Symulacja	Dane rzeczywiste		
BP	$\begin{array}{l} Wydolność żucia:\\ \sigma_{N_}P, W_{T}, R\\ U, RMM\\ Złamania protez:\\ \sigma_{T-G} \sigma_{H-M} \end{array}$	Przemieszczenia protezy w fazie miażdżenia [198] Ból i urazy – otarcia [156] Niewydolność żucia [489] Zbalansowanie okluzji [1, 198] Złamania poprzeczne protez [413-415]		

 Tablica11. Plan badań materiałowych protez w symulowanych warunkach obciążeń żucia

 lub użytkowania spoczynkowego

Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach żucia						
Model	Symulacja	Dane rzeczywiste				
BP	Identyfikacja wpływu warunków adhezji i smarowania	Wpływ preparatów adhezyjnych na wydolność żucia i komfort [489] Kserostomia – otarcia [1, 12]				
E5 E1 E0.5	Wydolność żucia: σ _N , P, W _T , R, σ _{T-G} U, RMM	Wzrost komfortu [141, 256] Tendencja wzrostu siły okluzyjnej [256] Wzrost wydolności żucia [172, 256]				
TID-R SID-R TID-M TID-R SID-R TID-R	Wydolność żucia: $\sigma_{N_{.}}P, W_{T}, R, U$ Implant: R_{L}, F_{Z}	Zaniki przyszyjkowe [258, 356-358] Zużycie i uszkodzenia złączy [258, 319, 327, 373, 501] Wzrost komfortu [283-285]				
E5 SID-R ● E5 E5	$ \begin{array}{l} Wydolność żucia: \\ \sigma_{N,}P, W_{T}, R, U \\ Implant: R_{L}, F_{Z} \end{array} $	Zmniejszenie liczby urazów [258-260]				
TID-S20 O O SID-S20 O	$Wydolność żucia: \sigma_N, P, WT, RImplant: RL, FZ$	Dobra stabilizacja [382, 384] Tendencja do spowolnienia przyszyjkowych zaników kości [384] Brak urazów [384]				
TID-S100 SID-S100 TID-S50 SID-S50 TID-S20 SID-S20 TID-S100 SID-S100 E0.5 E0.5 SID-S20 TID-S100 E0.5 5 SID-S20 TID-S100 E0.5 SID-S20 TID-S100 SID-S100 E0.5 5 SID-S20 TID-S100 SID-S20 Z ID-S20 Z Z 0.5	Wydolność żucia: σ_{N} , P, W _T , R, U Implant: R_L , F_Z					

Badania materiałowe w symulowanych obciążeniach spoczynkowych				
Model	Symulacja	Dane rzeczywiste		
BP BP	Wydolność spoczynkowa: σ _N , RMM	Zachowania nawykowe [405-410] Urazy, odleżyny; Korekty [153]; [480]		
E5 E1	Wydolność spoczynkowa: σ _N , RMM	Zmniejszenie urazów [153] Mniejsza liczba korekt powykonawczych [141]		
TID-R ●●	Implant: R_L , F_Z	Uszkodzenia Problemy montażowe [360] Urazy		
TID-S20 O O O O	Implant: R_L , F_Z	Brak uszkodzeń [384] Brak urazów [384]		