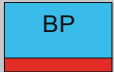







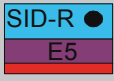













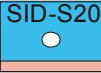





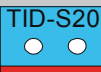
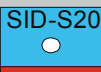





5. Dyskusja wyników badań materiałów w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych

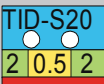



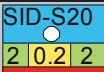



Weryfikacja tezy pracy wymagała udowodnienia, że wybrane narzędzie badawcze dostarcza wyników badań zgodnych ze znanymi faktami, a jednocześnie jest zdatne do poznania naukowego w wytyczonym obszarze, za jaki przyjęto projektowanie materiałowe protez w kryteriach nośności tkanek podpierających protezy. 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 *
	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		
		↑			
	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	
 TID-S20 2 0.5 2			nie dotyczy		
 SID-S20 2 0.2 2					

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 protezą, 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 podścielających, 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 podścielających, 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 dyskluzyj 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. Chociaż 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 zwarciovych, 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 znacznego bólu 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.