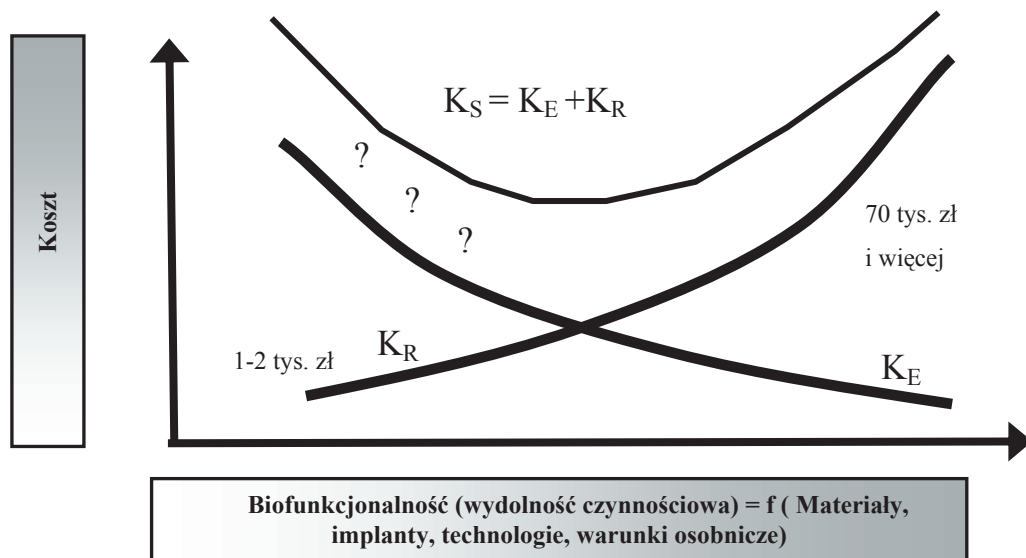


2. Analiza stanu wiedzy w zakresie leczenia bezzębia z zastosowaniem całkowitych osiadających protez zębowych

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

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



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

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

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

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

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

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

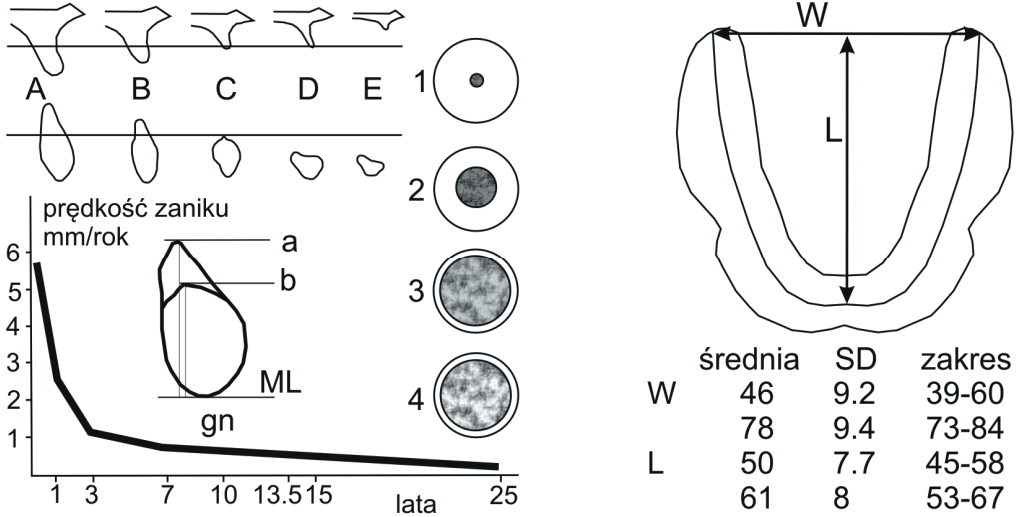
2.1. Charakterystyka biologicznych uwarunkowań wydolności czynnościowej protez osiadających

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

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

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

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



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

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

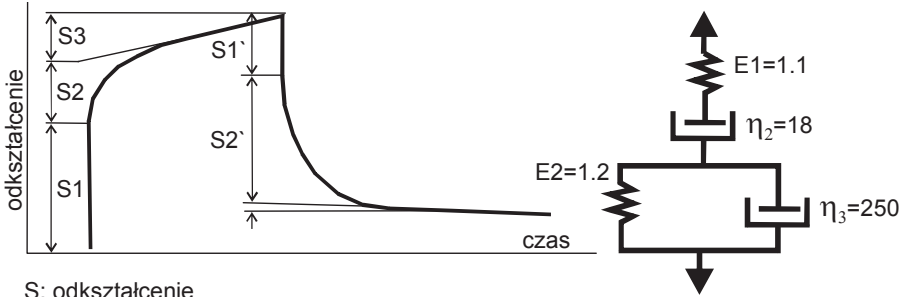
Jako wskaźnik ilościowy kości przyjmuje się gęstość składników mineralnych (BMD), która określa masę zmineralizowanej tkanki tworzącej strukturę kości. W minionej dekadzie wiele prac skupia się na ocenie wytrzymałości tkanki kostnej na podstawie komputerowej tomografii (CT) czy rezonansu magnetycznego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

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

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

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

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



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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Dogodnie jest wyrazić funkcjonal energii sprężystej w postaci wielomianowej przez

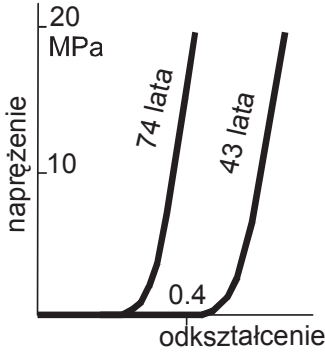
$$W = \sum_{i,j=1}^N C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k} (J - 1)^{2k} \quad (6)$$

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

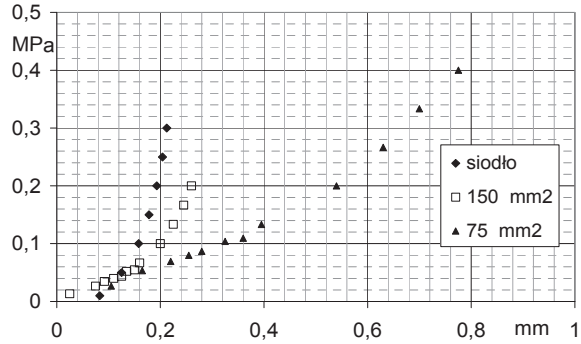
W przypadkach materiałów wykazujących niewielką ściśliwość ostatni składnik wyrażenia (6) pomija się. Również drugi składnik z indeksem j można pominąć, kiedy zasadnicze znaczenie ma pierwszy składnik i (opisujący sprężystość, wynikającą ze stopnia usieciowania w przypadku polimerów lub kolagenowej siatki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

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

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



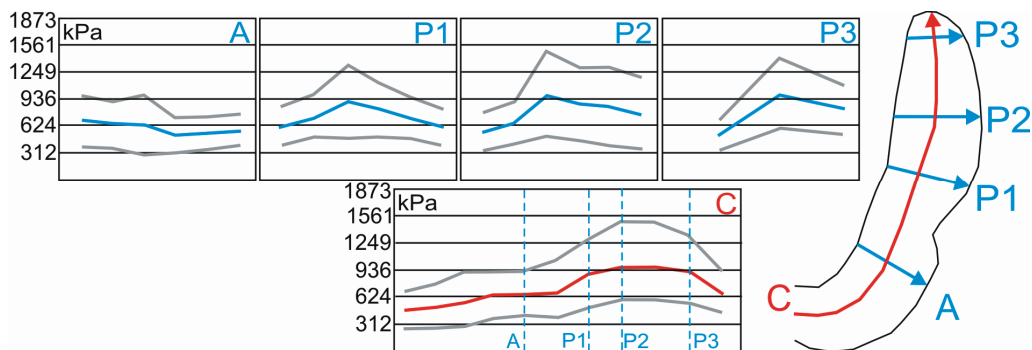
Rysunek 2.4. Postępujące wraz z wiekiem pogorszenie sprężystości skóry [135, 136]



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

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

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



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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

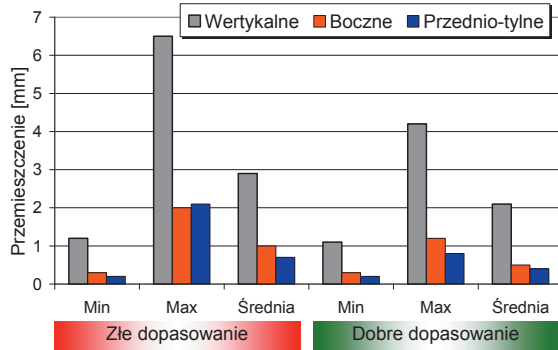
w relacji do warunków posadowienia wykazuje pewne wpływy na wydolność żucia, lecz zależności te są wyraźnie statystycznie skorelowane jedynie w przypadku typu okluzji językowej (dośrodkowego przesunięcia w stronę języka odcinków bocznych). Zastane indywidualne warunki często ograniczają możliwość wprowadzenia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

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

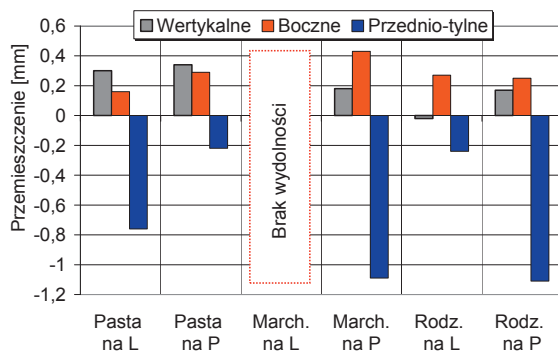
drodze, która nie przekracza 2-3 mm, przy czym zawsze w rozcierających ruchach bocznych zuchwy, a nigdy przednio-tylnych [190]. Założenie bocznego odchylenia siły żucia od pionu do 45° wskazuje się w niektórych pracach jako bardziej prawidłowe [191].

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

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



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



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

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

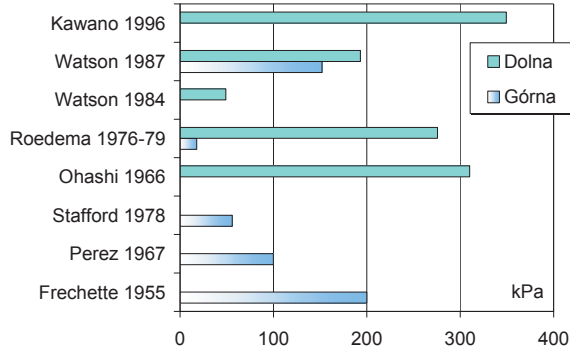
Zwraca uwagę błędne podejście do ruchomości protezy jako do wyłącznego wyniku deformacji podłoża błony śluzowej [202]. Błona śluzowa uciskana siedłami protezy nie może ulegać deformacjom sięgającym jej grubości. Zakres deformacji błony śluzowej odpowiadający naciskom siodeł zawiera się w przedziale 0,1-0,3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

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

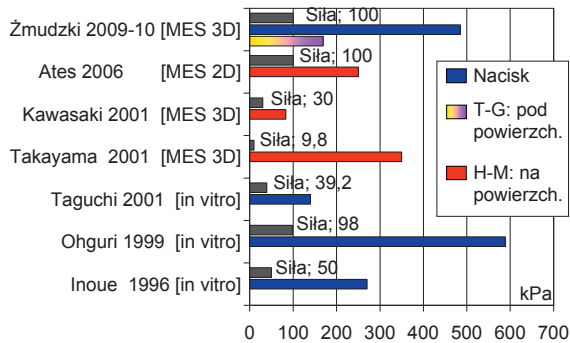
mierzone przemieszczenia protezy jako deformacje tkanki. Metody kinezygraficznego pomiaru przemieszczeń protez na podłożu zasadniczo nie nadają się do oceny deformacji błony śluzowej. Wartości 0,1-0,3 mm znajdują się w zakresie błędu metody pomiarowej. Aktualnie brakuje metody eksperymentalnej, która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

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

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



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



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

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

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

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

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

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

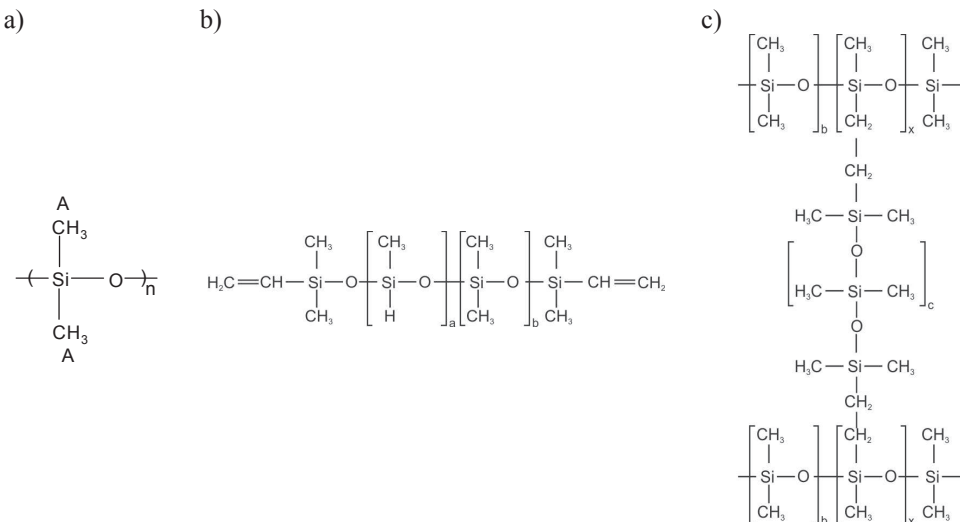
Zwraca uwagę, że rejestrowane wartości nacisków pod protezami są znacznie mniejsze od progu wrażliwości bólowej [143-145], co pozostaje w wyraźnej sprzeczności z dyskomfortem bólowym odczuwanym przez przeważającą część użytkowników protez. Przyczyną tej wyraźnej sprzeczności wydaje się niedostateczne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

2.2. Materiałowe i technologiczne uwarunkowania wydolności czynnościowej protez osiadających

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

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

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

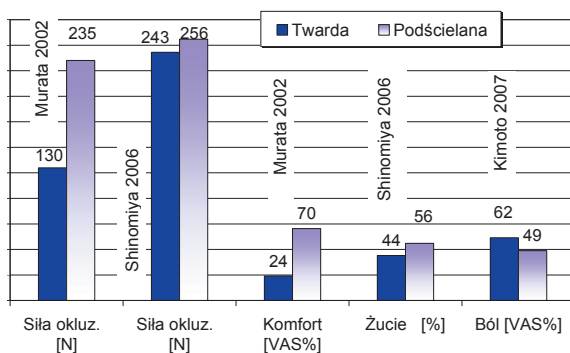


Rysunek 2.11. Schemat budowy polimeru siloksanowego [254]

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

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

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



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

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

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

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

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

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

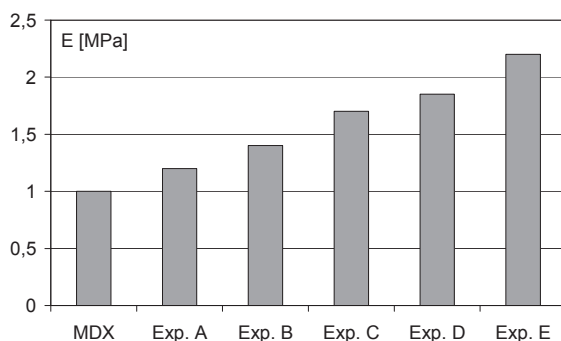
gdzie, ρ – gęstość mieszanki, R – stała gazowa, T – temperatura bezwzględna, Mc – masa molowa przeciętnego łańcucha. Cechami sprężystymi tworzyw polimeryzujących na gorąco można sterować poprzez dobór czasu lub temperatury polimeryzacji [267], jeżeli czynniki te wpływają na długość łańcuchów lub stopień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

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

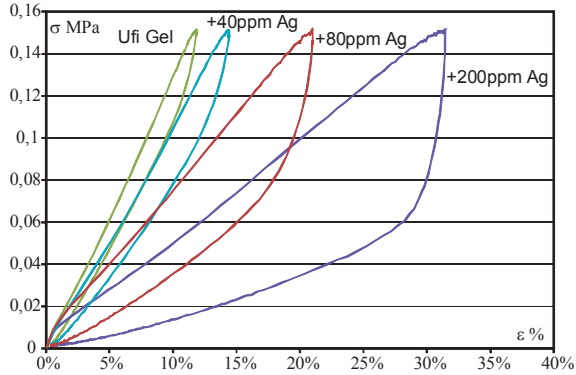
gdzie c – udział objętościowy wypełniacza.

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

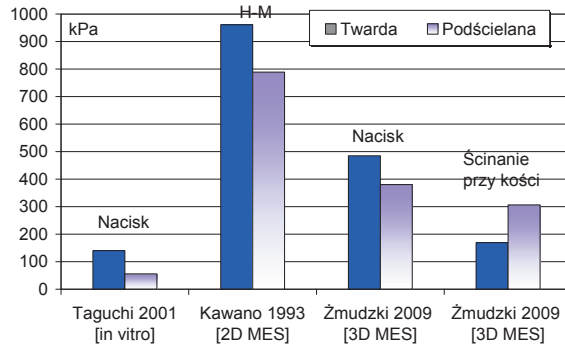
Generalnie, dostępne są technologie umożliwiające kształtowanie warstw podścielających znacznie zróżnicowanych pod względem cech sprężystych, brakuje natomiast zasady projektowania materiałowego w funkcji rzeczywistych obciążeń eksploatacyjnych, decydujących o wydolności czynnościowej uzupełnienia protetycznego.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



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

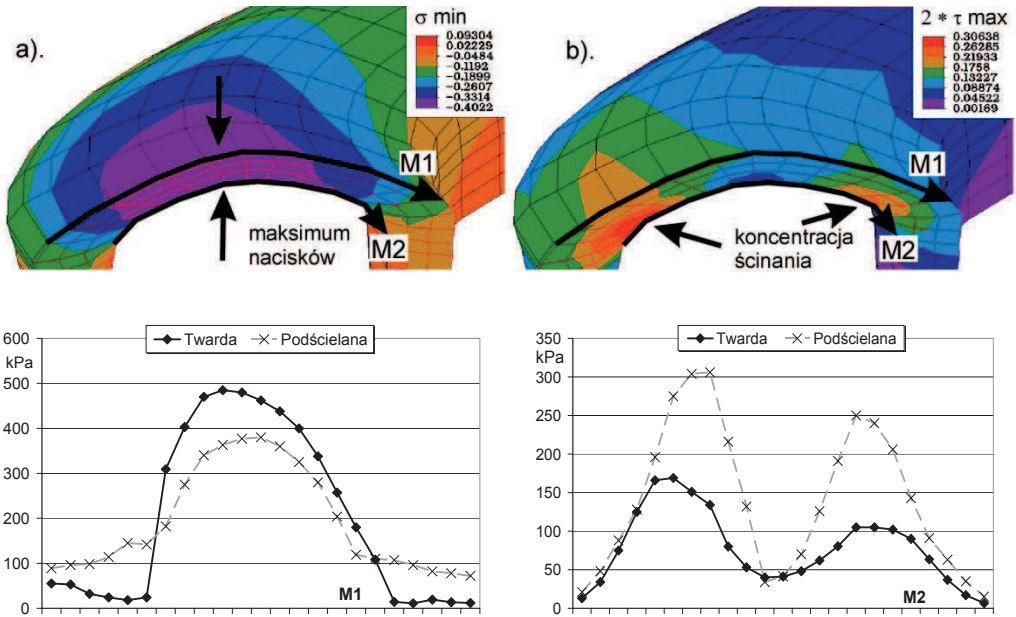


Rysunek 2.14. Zmiany cech sprężystych poli(dimetylosiloksanu) Ufi Gel powodowane dodatkiem nanosrebra [254]



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

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



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

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

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

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

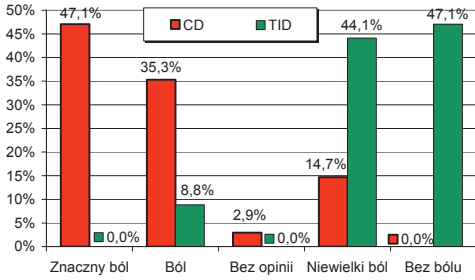
W pierwszych dwóch rozwiązaniach obciążenia okluzyjne są całkowicie przekazywane na podpory implantologiczne. W tego typu rozwiązaniach najbardziej efektywnym, i w zasadzie jedynym, sposobem zapobiegania przeciążeniu kości wokół implantów jest zwiększanie ich liczby, co przysparza dodatkowych kosztów.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

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

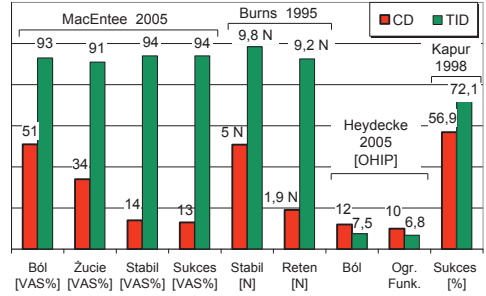
mechanicznych. Do nierozwiązanych problemów należy obłuzowywanie łączników pod wpływem sił żucia. Zwiększanie naciągu wstępnego śruby skręcającej łącznik z implantem niestety nie rozwiązuje problemu. Początek gwintu stanowi obszar inicjacji pęknięć i prowadzi do typowego dla połączeń śrubowych zmęczeniowego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

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

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



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



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

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

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

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

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

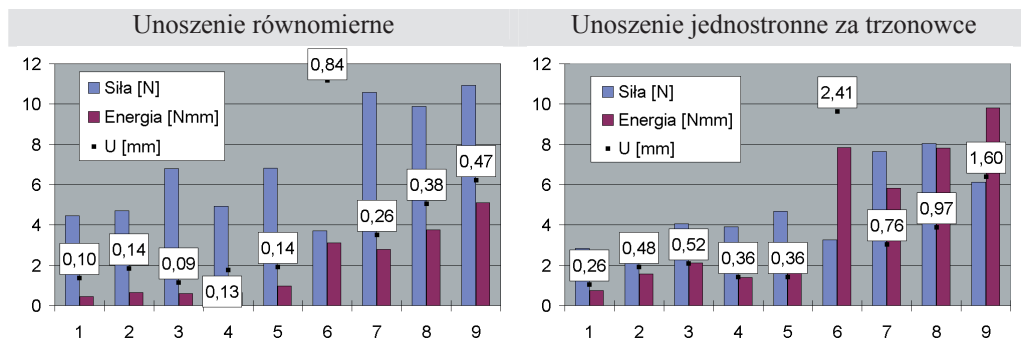
Tablica 2. Materiały stosowane w złączach protez z implantami

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

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

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

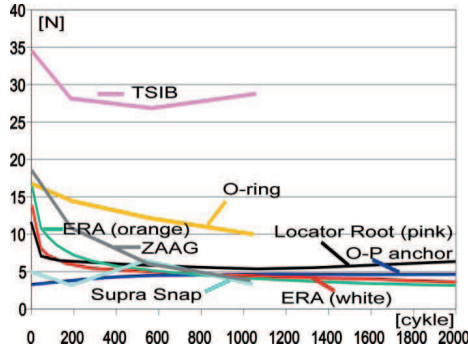
W kryterium energii retencji, złącze o większej sile utrzymania niekoniecznie odznacza się większą zdolnością retencyjną. W pracy [298] niestety nie podano wartości przemieszczeń skrzydła, przy których dochodziło do destabilizacji złączy. Wartości przemieszczeń zostały oszacowane przez Autora na podstawie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



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

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

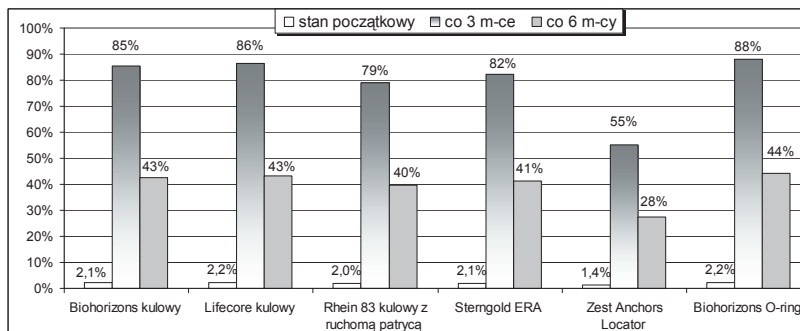
W piśmiennictwie licznie prezentowane są wyniki badań dotyczących wpływu cykli zakładania protez na utratę cech funkcjonalnych złączy [300-303]. Początkowe, często bardzo wysokie wartości sił retencji już w trakcie wstępnych cykli otwierania i zamykania złączy znacznie się zmniejszają [300, 304, 305].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



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

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

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



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

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

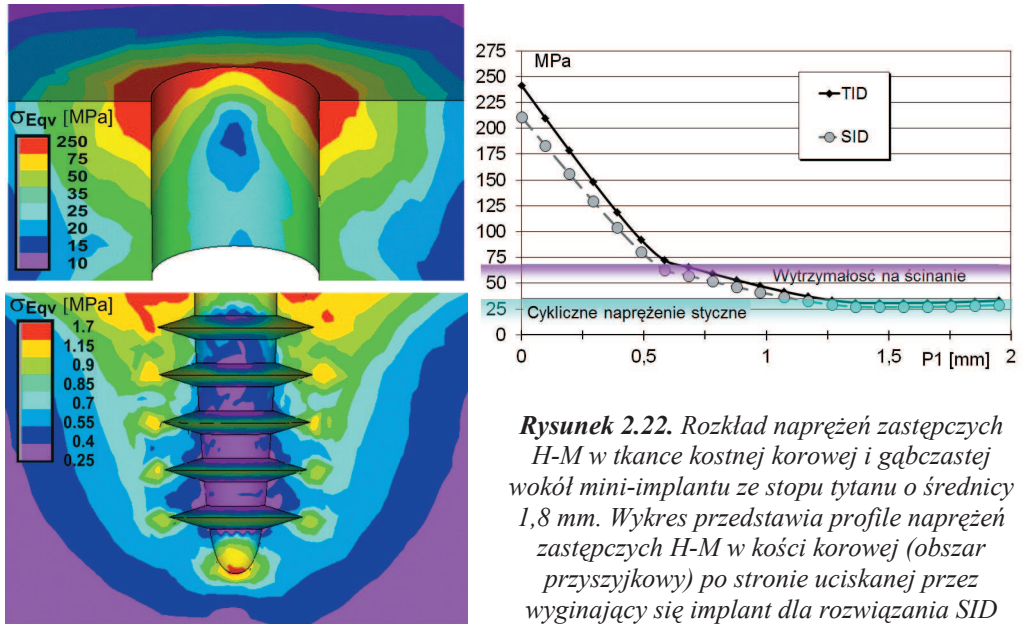
Złącza są zawodne nie tylko ze względu na zużycie ciernie. W skali masowej ulegają uszkodzeniom, co przysparza znacznych dodatkowych kosztów [319-321]. Zniszczenia na skutek pęknięcia elementów retencyjnych sięgają około 1/3 przypadków [322-324]. Konieczność regulacji złączy występuje aż w 2/3 przypadków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

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

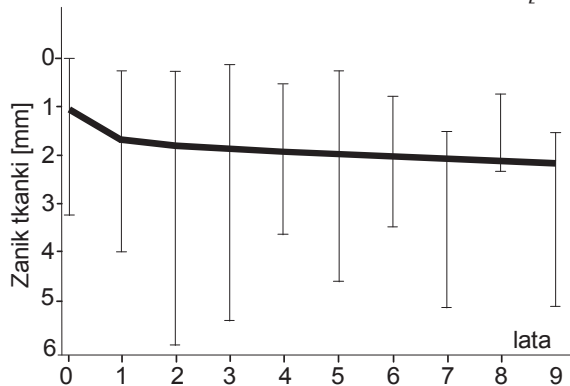
Pomimo licznych wad TIDs są bardzo popularne. W przypadku TIDs, pod rygiem odpowiedniej selekcji przypadków pod względem stanu podłoża kostnego żuchwy, możliwe jest utrzymanie stosunkowo wysokiego poziomu powodzenia 90-97% w utrzymaniu implantów w kości [258, 329-332], który jest głównym wyznacznikiem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

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

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



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



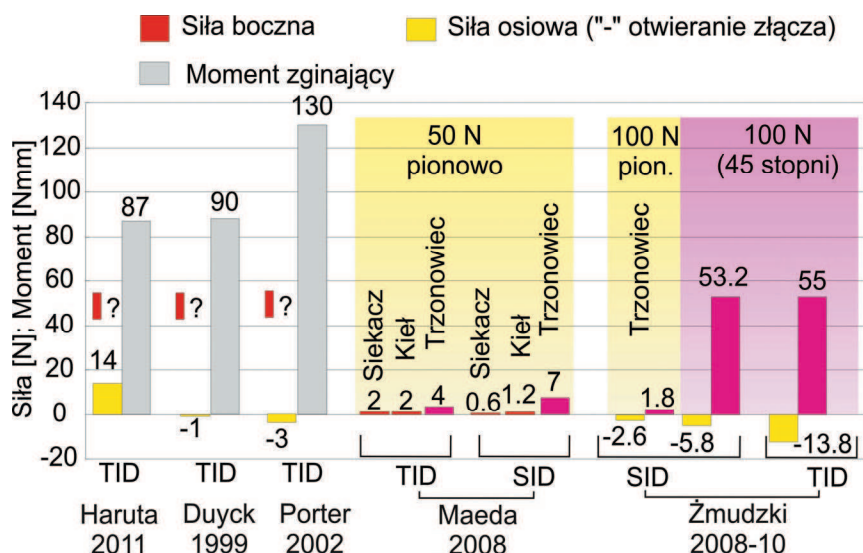
Rysunek 2.23. Zaniki tkanki korowej w strefie przyszyjkowej implantu [258]

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

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

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

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



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

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

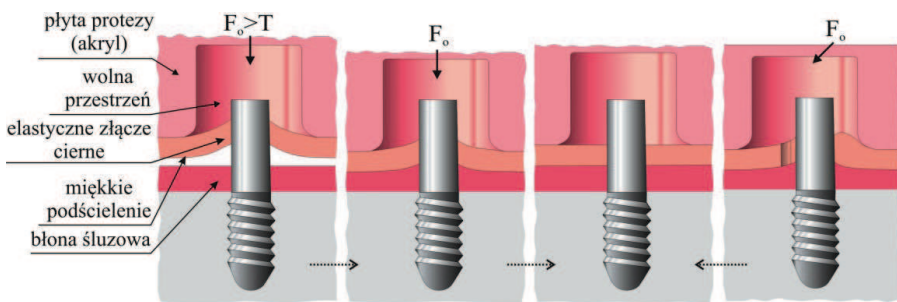
do jednego stwarza dalsze możliwości obniżenia kosztów leczenia implantologicznego. Dotychczasowe próby kliniczne przedstawiają się obiecująco [314, 372].

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

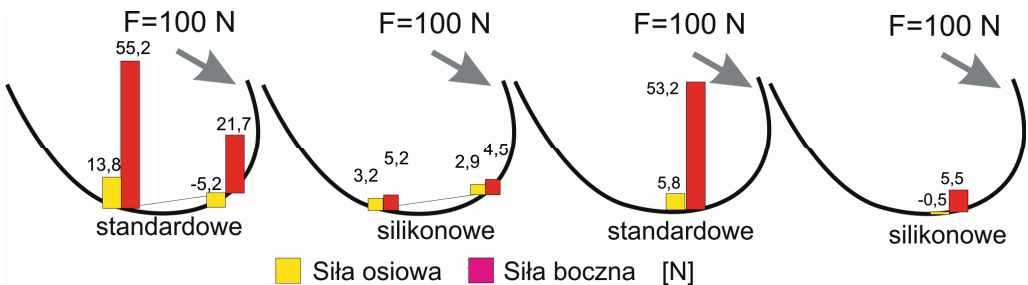
W praktyce, jedyną dostępną metodą przeciwdziałania zanikom kostnym jest minimalizacja obciążeń kości poprzez zwiększanie średnicy implantu do optymalnego zakresu 3,75-4,0 mm [354]. Pewną nowością są implanty o zmiennym na przekroju module sprężystości [75], produkowane metodą selektywnego laserowego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

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

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



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



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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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