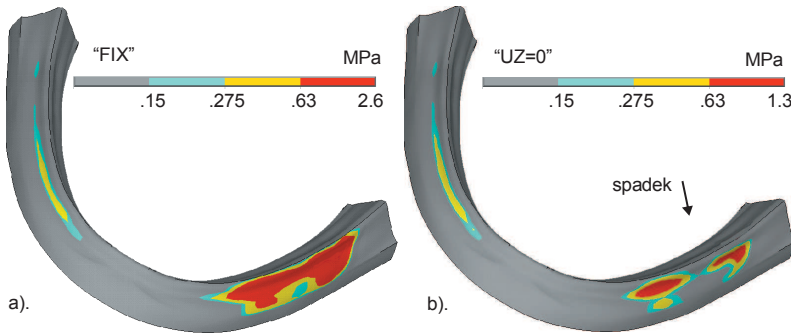


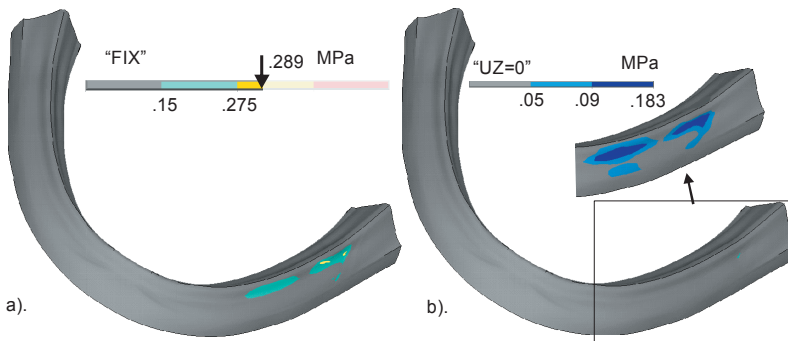
4. Wyniki badań własnych

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

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



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

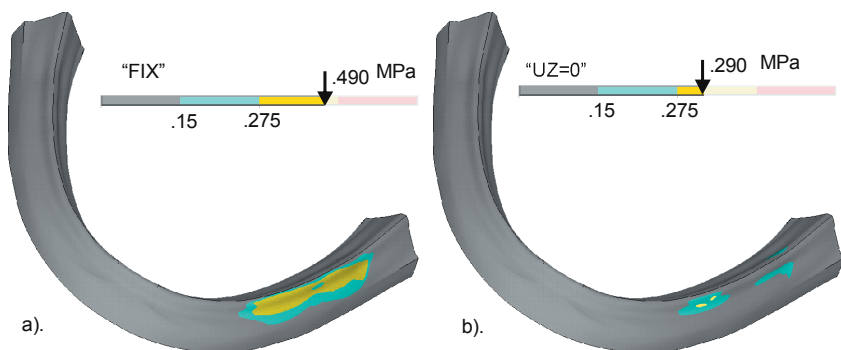


Rysunek 4.2. Naprężenia kontaktowe na powierzchni błony śluzowej elastycznej generowane na skutek założonej odchyłki wykonawczej w położeniu zaguzkowania centrycznego: (a) bez swobody przemieszczeń (FIX) lub (b) ze swobodą przemieszczeń poziomych (UZ=0)

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

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

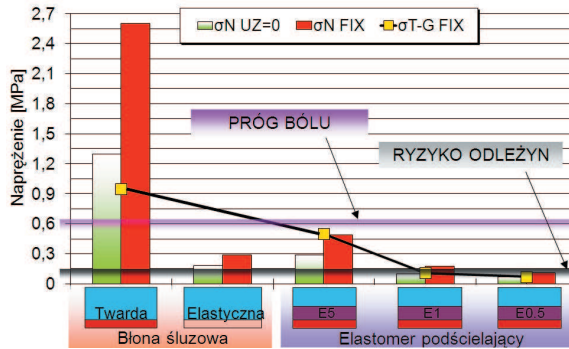
Rysunek 4.3 przedstawia wpływ podścielania protezy warstwą elastomerową „E5” na wartości obciążeń spoczynkowych w przypadku „twardej” błony śluzowej. Uwagę zwraca korzystny wpływ podścielania na znaczne zmniejszenie obciążeń spoczynkowych generowanych na skutek odchyłek technologii wykonawstwa (por.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



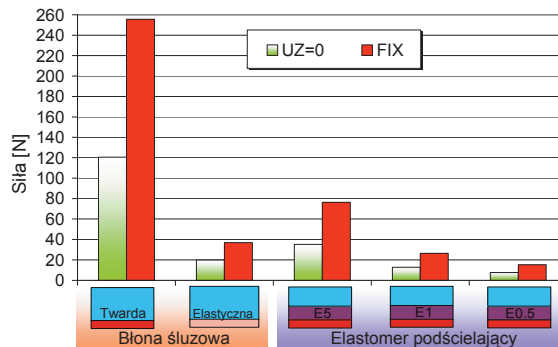
Rysunek 4.3. Naprężenia kontaktowe generowane na powierzchni „twardej” błony śluzowej w zaguzkowaniu centralnym: (a) bez swobody przemieszczeń poziomych (FIX) lub (b) ze swobodą przemieszczeń poziomych (UZ=0) na skutek odchyłki wykonawczej dośluzowej powierzchni pod protezą podścielaną materiałem „E5”

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

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

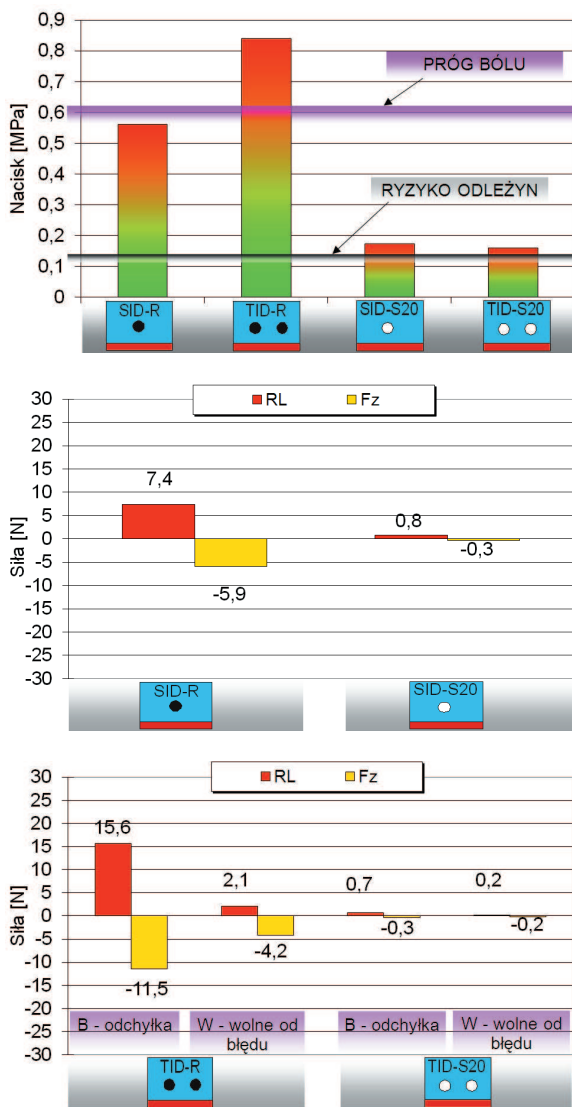


Rysunek 4.4. Wpływ materiału podścielającego na spadek nacisków oraz naprężeń zastępczych T-G generowanych na skutek odchyłki wykonawczej w zaguzkowaniu centrycznym ze swobodą (UZ=0) i bez swobody (FIX) przemieszczeń poziomych w odniesieniu do protezy niepodścielanej



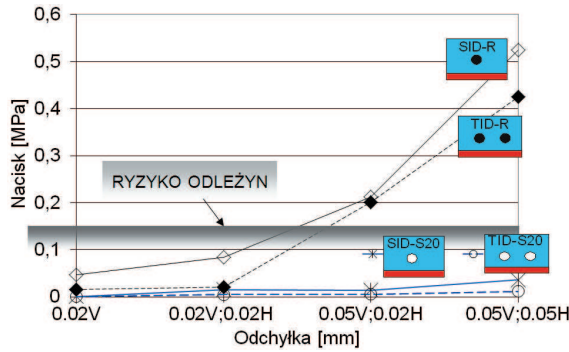
Rysunek 4.5. Wartości wypadkowej sił mięśniowych (reakcji podłoża RMM) konieczne do utrzymywania protezy z odchyłką w zaguzkowaniu centrycznym ze swobodą (UZ=0) i bez swobody (FIX) przemieszczeń poziomych w zależności od modułu sprężystości błony śluzowej lub elastomeru podścielającego

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

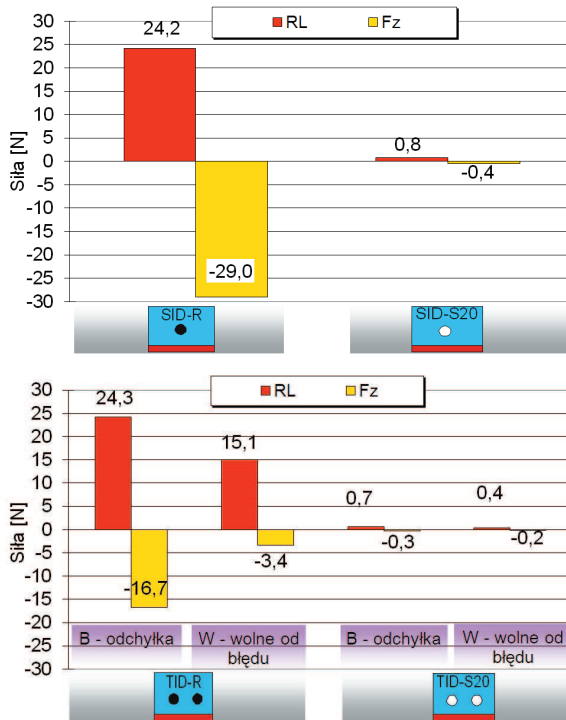


Rysunek 4.5. Wartości maksymalnego nacisku pod protezą oraz obciążenia złączy RL i FZ generowane na skutek odchyłki wykonawstwa dośluzowej powierzchni w SID i TID dla złączy grupy materiałowej „R” lub projektowanych materiałowo silikonowych (S20)

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



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



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

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

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

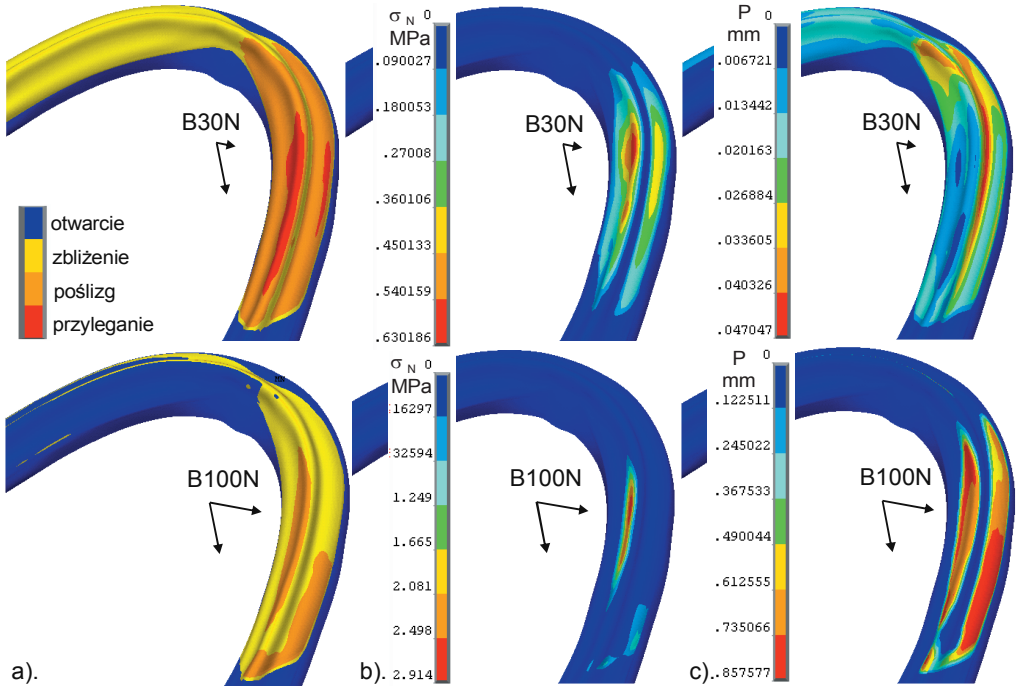
Spoczynkowe obciążenia złączy, generowane na skutek maksymalnej odchyłki pozycjonowania, przedstawiono na rysunku 4.8. Obciążenia złączy dla TID po stronie błędu pozycjonowania oznaczono „B”, po stronie wolnej od błędu oznaczono „W”. W przypadku złączy standardowych wartości były znaczne (większe od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

4.2. Badania materiałów protez w symulowanych warunkach obciążeń eksploatacyjnych żucia

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

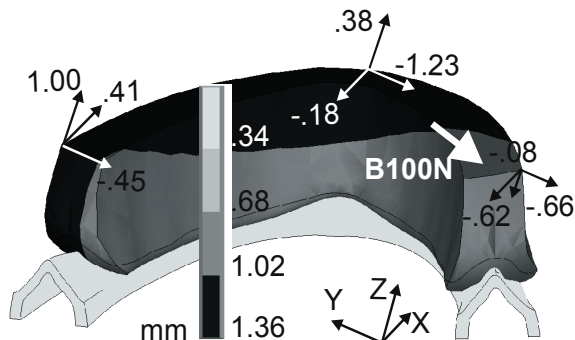
Biozgodne wykorzystanie tkanek oceniane było na podstawie wartości naprężeń kontaktowych pod protezą, poślizgu i pracy tarcia na powierzchni błony śluzowej. Do prezentacji wybrano charakterystyczne fazy realizacji bocznych sił okluzyjnych (pionowe „V100N” były już przedstawiane w rozdziale 3.6):

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

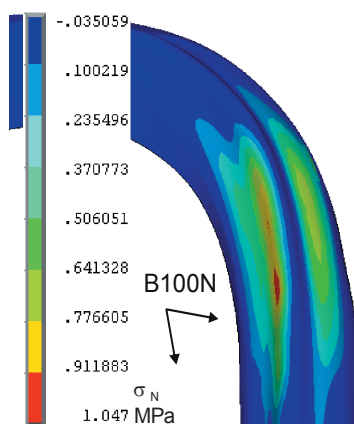


Rysunek 4.9. Warunki kontaktu na powierzchni błony śluzowej pod protezą (a); rozkład naprężeń normalnych (b) oraz rozkład poślizgu (c) w fazach realizacji obciążeń poziomej składowej sił żucia 30 N w poziomie „B30N” i 100 N w poziomie „B100N”

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



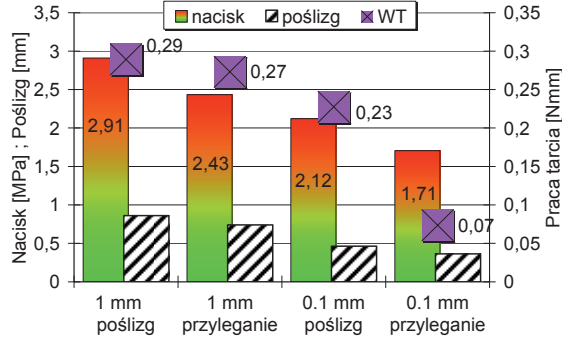
Rysunek 4.10. Przemieszczenia protezy w kierunkach X (przednio-tylnym), Y (bocznym) oraz Z (pionowym) wywołane skośną siłą żucia „B100N”



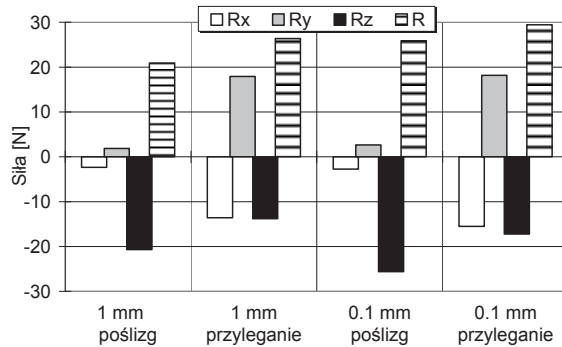
Rysunek 4.11. Rozkład naprężeń normalnych pod protezą obciążoną skośną siłą „B100N” w warunkach całkowitej adhezji do podłoża błony śluzowej

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

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



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

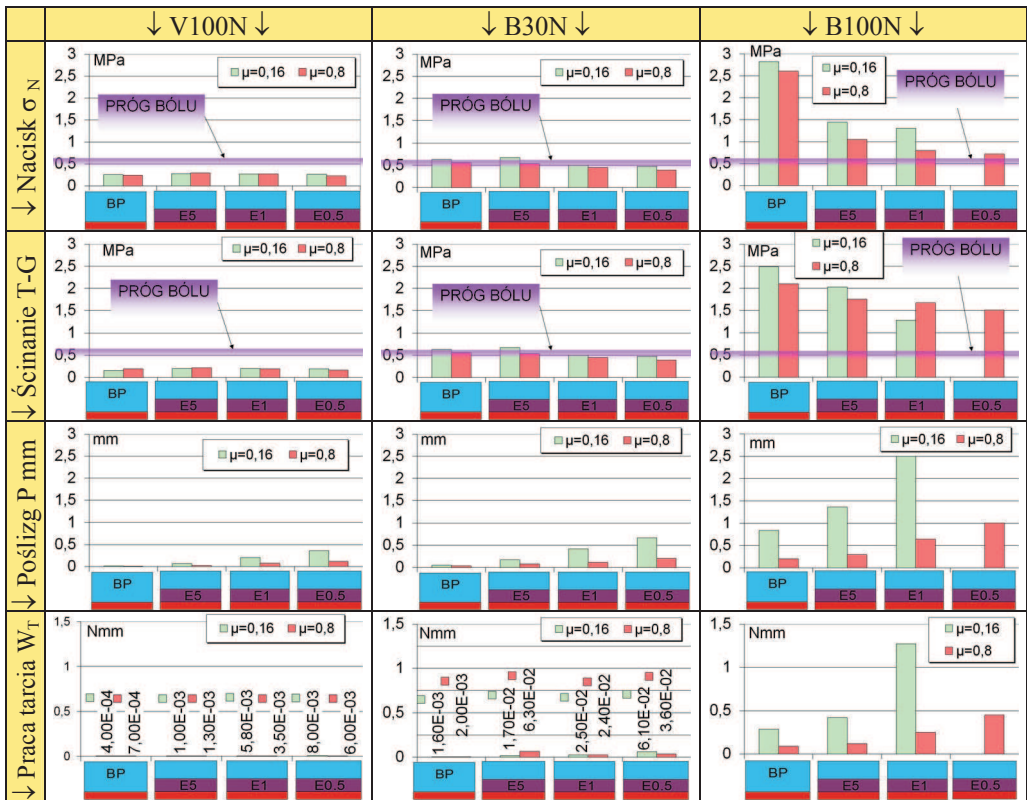


Rysunek 4.13. Wpływ warunków kontaktu balansującego na wartość reakcji na kontakcie balansującym (składowe oraz wypadkowa R) w fazie realizacji skośnej siły zgryzowej „B100N”

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

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

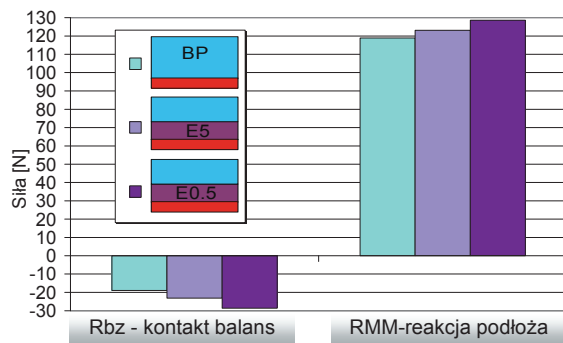
Wpływ zmiany własności tworzyw podścielających, powodowany dodatkiem nanowypełniaczy, na kryterialne wartości maksymalnych nacisków, poślizgu oraz pracy tarcia pod protezę w kolejnych fazach realizacji obciążeń okluzyjnych przedstawiono na rysunku 4.14. Przyjęto dodatkowe kryterium obciążenia tkanek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



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

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

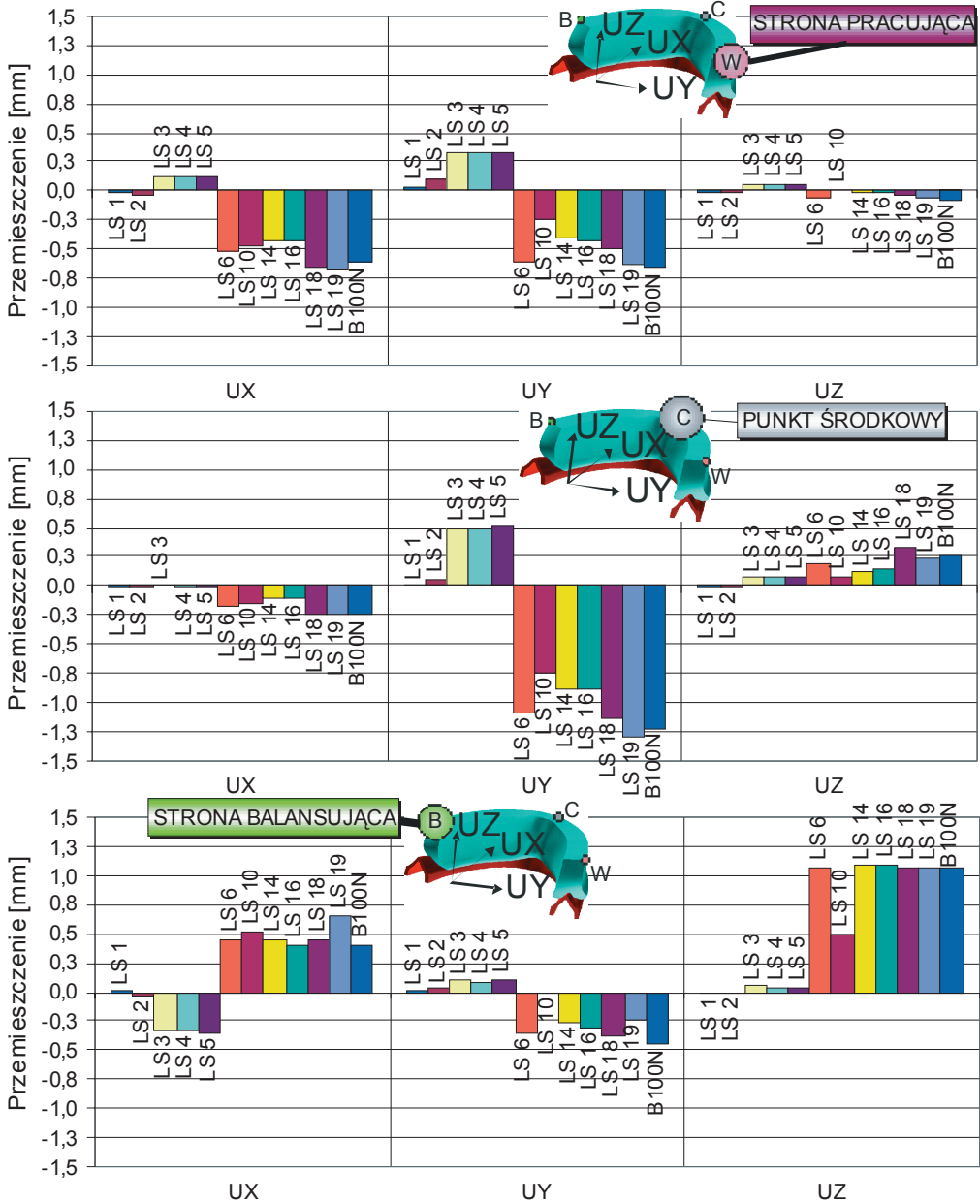
Zdecydowanie korzystny wpływ stosowania miękkich materiałów stwierdzono w przypadku działania maksimum skośnej siły okluzyjnej „B100N”. Dla materiału najbardziej elastycznego „E0,5” nie uzyskano zbieżności rozwiązania dla maksymalnych obciążeń „B100N”, niemniej wyniki uzyskane dla pozostałych materiałów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



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

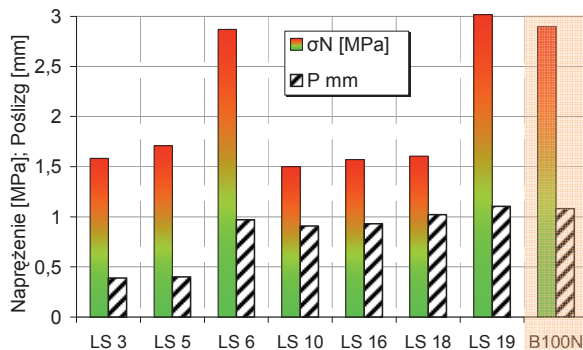
podścielenia występowało znaczne ponad 2-krotne zmniejszenie nacisków, jak również ścinania w głębi tkanek. Efekt wzrostu ścinania w głębi tkanek, który zaznaczał się w przypadku pionowego działania sił okluzyjnych nie występował w przypadku działania skośnych sił żucia. Do uzyskania stosunkowo największego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

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



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

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



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

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

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

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

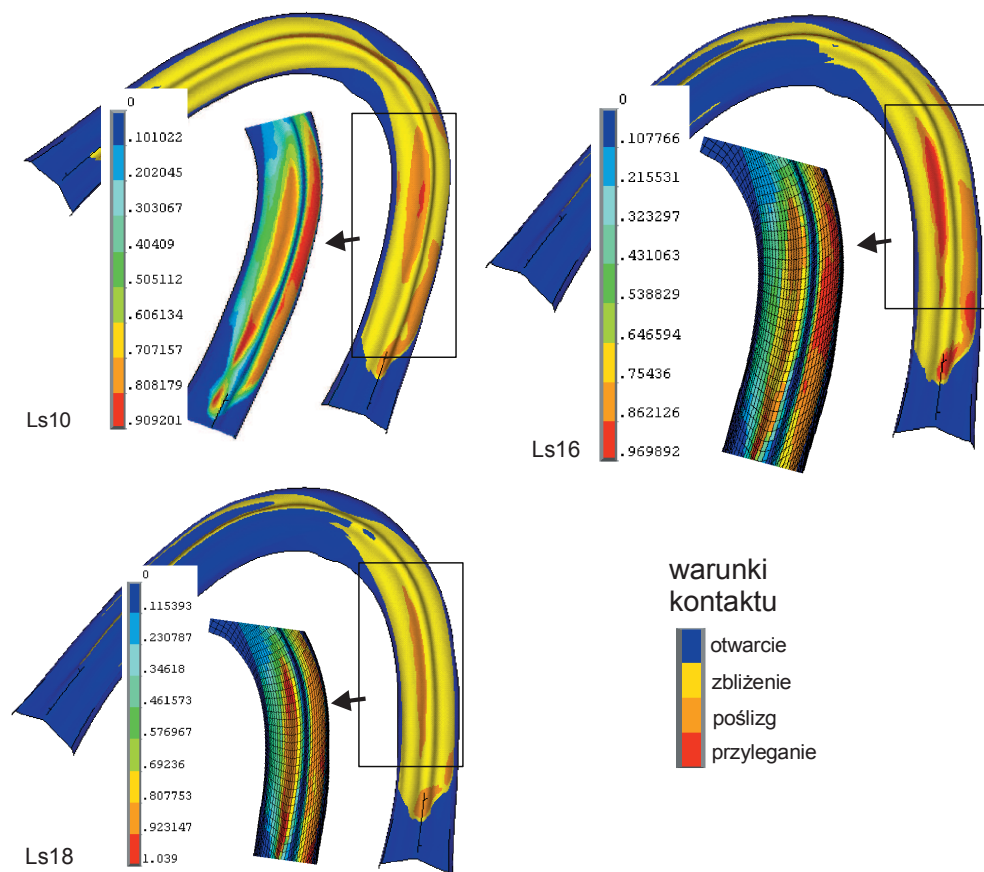
Zmiana kierunku działania siły okluzyjnej ku policzkowi spowodowała uniesienie skrzydła po stronie balansującej (zwiększenie pionowych przemieszczeń U_z), aż do kontaktu z przeciwną powierzchnią górnej protezy. Ocena efektów działania języka wymaga odniesienia wyników z kroku LS6 do stanu obciążenia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

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

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

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

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



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

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

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

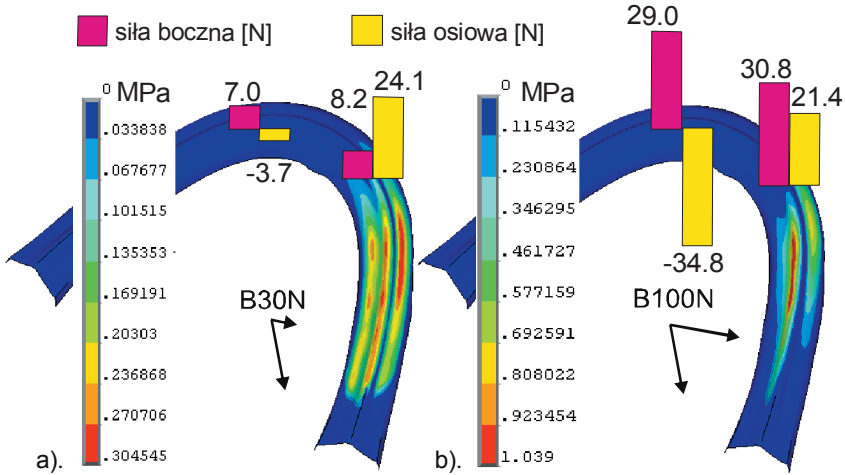
W ostatnim kroku LS19 ujawniły się niekorzystne efekty docisku języka na tylne obszary unoszącego się skrzydła balansującego. Ze względu na zwiększenie przemieszczeń w kierunku przednim naciski i poślizg pod protezą zwiększyły się.

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

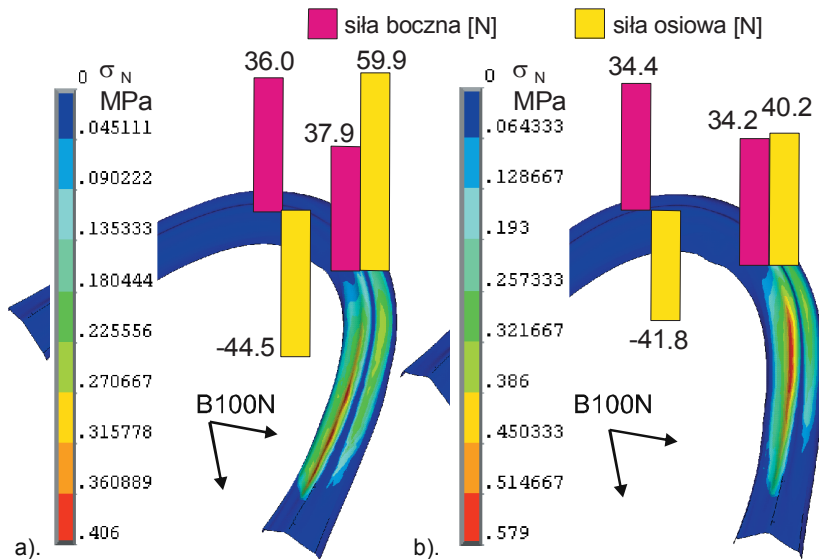
- kryterium obciążeń implantu stanowiły siły przejmowane przez złącza i przekazywane na implanty, zwłaszcza siły boczne warunkujące ryzyko występowania przeciążeniowego zaniku tkanki kostnej otaczającej implant oraz warunkujące niezawodność działania konstrukcji implantologicznej i złącza,
- wydolność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

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

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



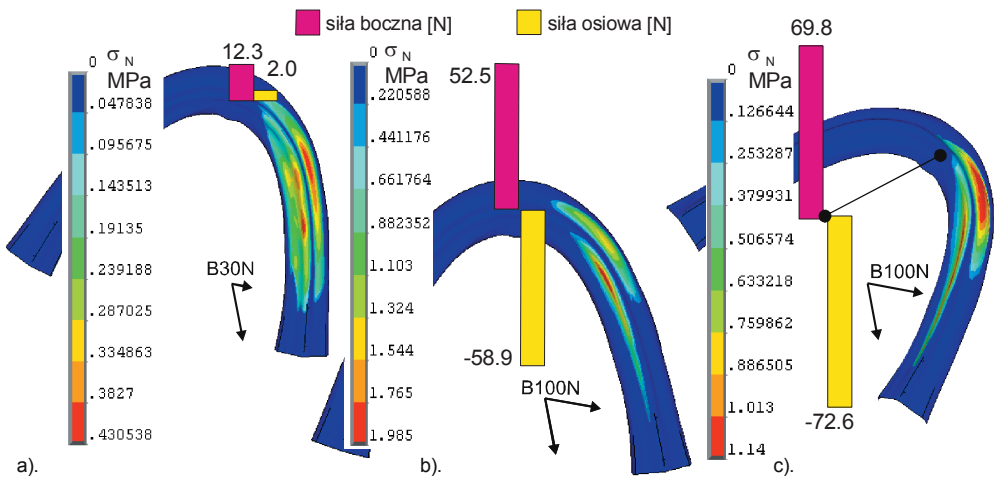
Rysunek 4.19. Wpływ złączy grupy materiałowej „R” na nośność naturalnych tkanek podłoża: boczne i osiowe obciążenia złączy oraz naprężenia kontaktowe (nacisk) pod protezą TID w warunkach przenoszenia obciążeń okluzyjnych: (a) „B30N” (b) „B100N”



Rysunek 4.20. Dystrybucja skośnych obciążeń okluzyjnych B100N na podłożu błony śluzowej oraz złącza zależnie od warunków posadwienia protezy: (a) błona śluzowa elastyczna $E = 1 \text{ MPa}$ oraz $\nu = 0,37$ (b) błona „twarda” pod protezę podścielaną elastomerem o module sprężystości podłużnej 5 MPa

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

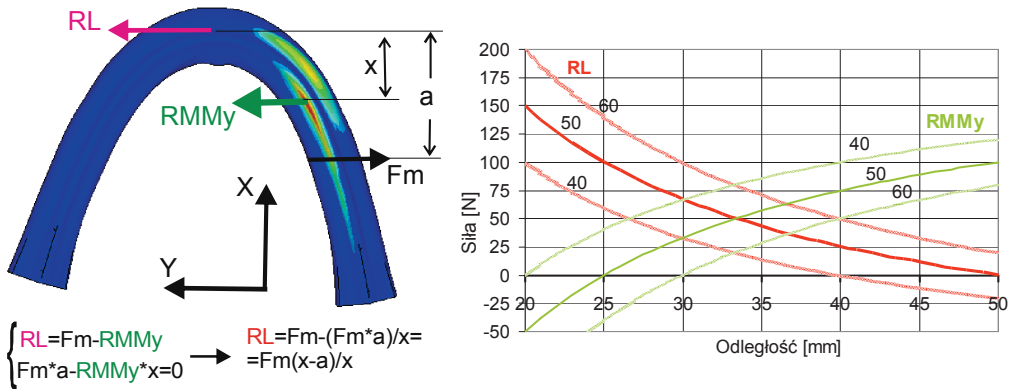
Wyniki badań złączy grupy materiałowej „R” w przypadku rozwiązań protez stabilizowanych za pomocą pojedynczego implantu przedstawiono na rysunku 4.21. Wykresy przedstawiają wzrost obciążeń pod protezą postępujący wraz z realizacją skośnej siły żucia. Obciążenia pojedynczego złącza osiągnęły większe wartości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



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

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

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

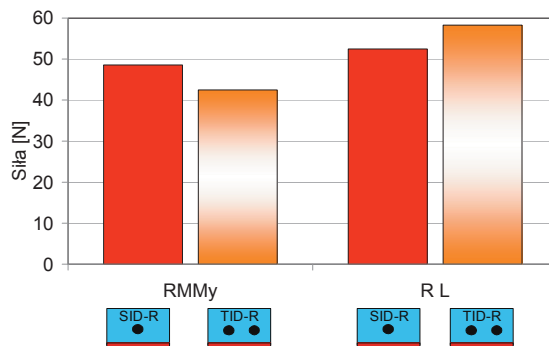


Rysunek 4.22. Balans sił bocznych w płaszczyźnie poziomej uwidaczniający wpływ przesunięcia ku przodowi reakcji podłoża $RMMMy$ na wzrost reakcji bocznej RL spowodowany zmniejszeniem wartości momentu $RMMMy \cdot x$, równoważącego moment siły żucia F_m na ramieniu „ a ”. Wykres przedstawia wartości sił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

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

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

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

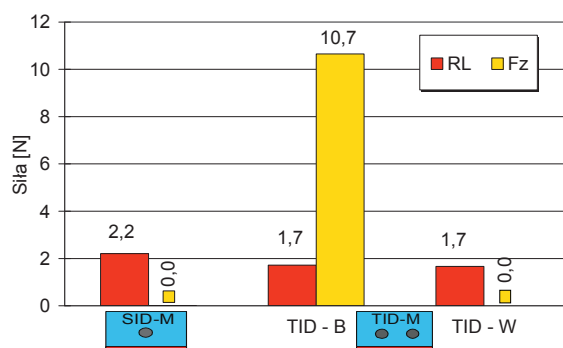


Rysunek 4.23. Porównanie rozwiązań SID i TID pod względem wartości poziomej składowej reakcji podłoża RMM_y i boczno obciążenia złącza RL

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

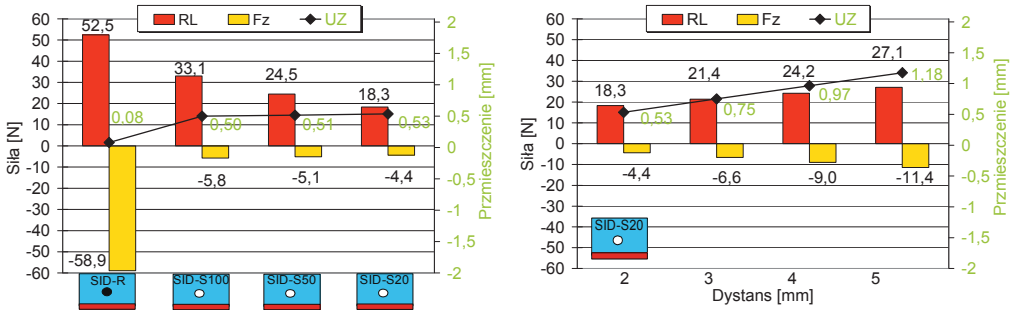
Wyniki badań wpływu podatności osiowej złączy typu „M” na wydolność czynnościową protezy zaprezentowano na rysunku 4.24, w postaci wykresu słupkowego, na którym zestawiono obciążenia złączy. Osiowa podatność pozwoliła na wyeliminowanie wyłącznie wciskania implantu w kość w sytuacji obciążenia protezy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

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

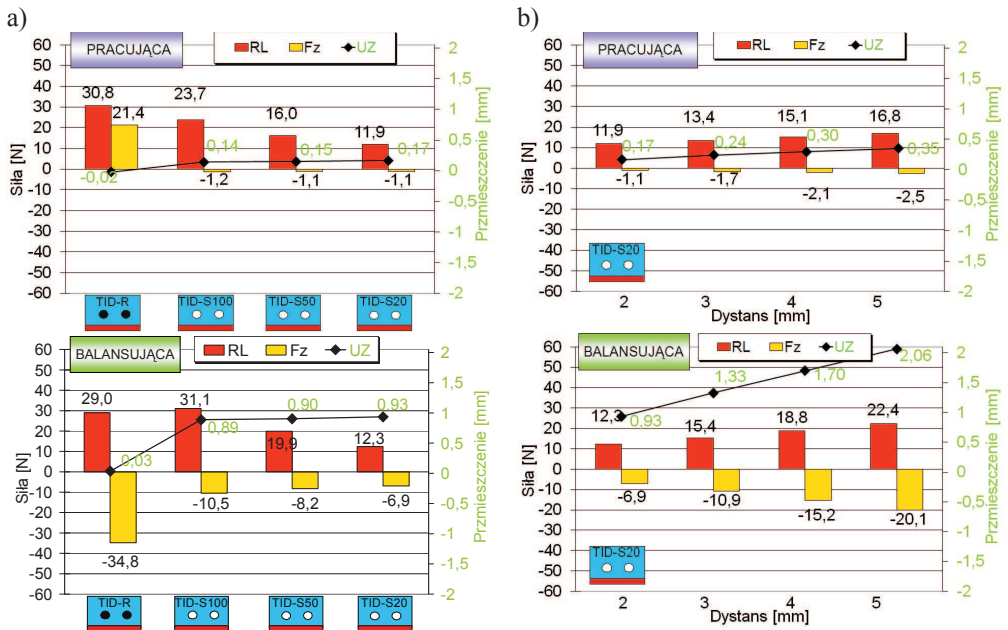


Rysunek 4.24. Obciążenia przejmowane przez złącza podatne osiowo (typu „M”) podczas transmisji pionowej siły okluzyjnej w SID i TID. TID-B: strona balansująca; TID-W: pracująca

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



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



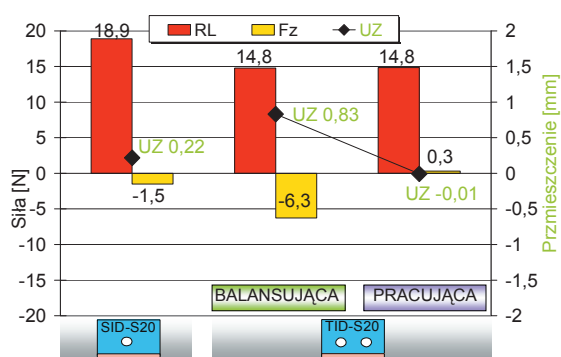
Rysunek 4.26. Obciążenia boczne RL i osiowe Fz oraz przemieszczenia pionowe UZ złącza w TID po stronie pracującej i balansującej w zależności od: (a) badanego materiału złącza, przy dystansie do kontaktu balansującego 2 mm (b) w zależności od zwiększania dystansu do kontaktu balansującego pomiędzy 2-5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

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

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

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

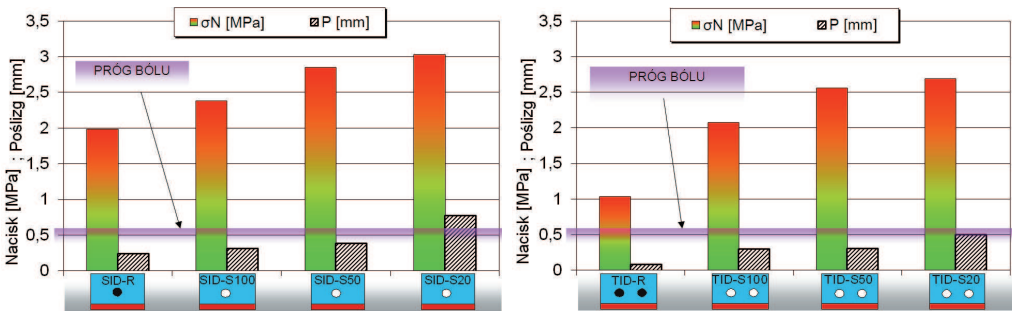
W przypadku bardziej elastycznej błony śluzowej, w rozwiązaniach SID obciążenia boczne dla grupy złączy „R” nie podlegały kontroli i wzrosły w porównaniu do współpracy protezy na podłożu „twardej” błony śluzowej o wartość 17,3 N, osiągając 69,8 N (rys. 4.21). Podobnie gorsze były warunki stabilizacji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



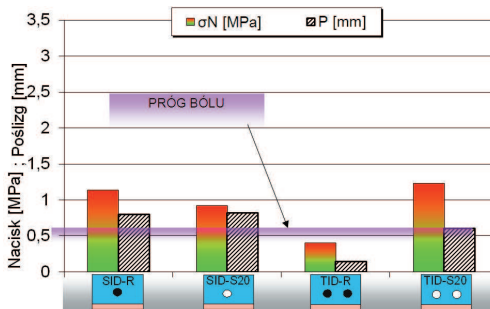
Rysunek 4.27. Obciążenia złączy w SID "S20" lub w TID "S20" w przypadku elastycznej błony śluzowej. Dystans do kontaktu balansującego 2 mm

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

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



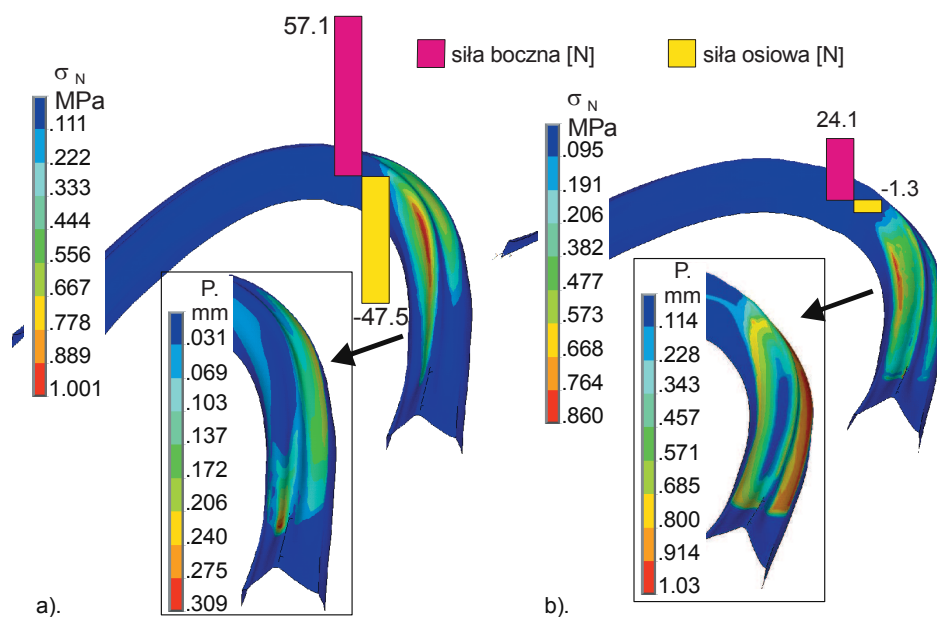
Rysunek 4.28. Wpływ badanych tworzyw silikonowych złączy na maksymalne wartości nacisku i poślizgu w przypadku „twardej” błony śluzowej w SID lub TID



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

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

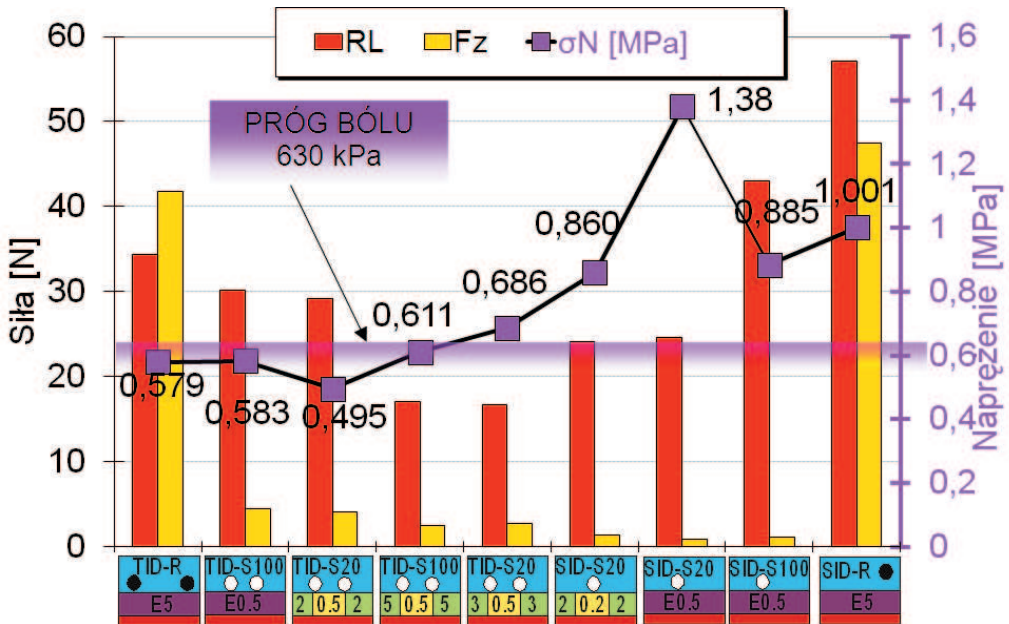
Nacisk na błonę śluzową udało się rozłożyć równomiernie dzięki funkcjonalnej gradacji materiału warstwy podścielającej „E 0,2/2”, doprowadzając do wartości 860 kPa, co wynosiło mniej niż dla rozwiązania standardowego. Niemniej, naciski przekraczały poziom wrażliwości bólowej. Jednocześnie 3-krotnie zwiększyła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



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

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

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



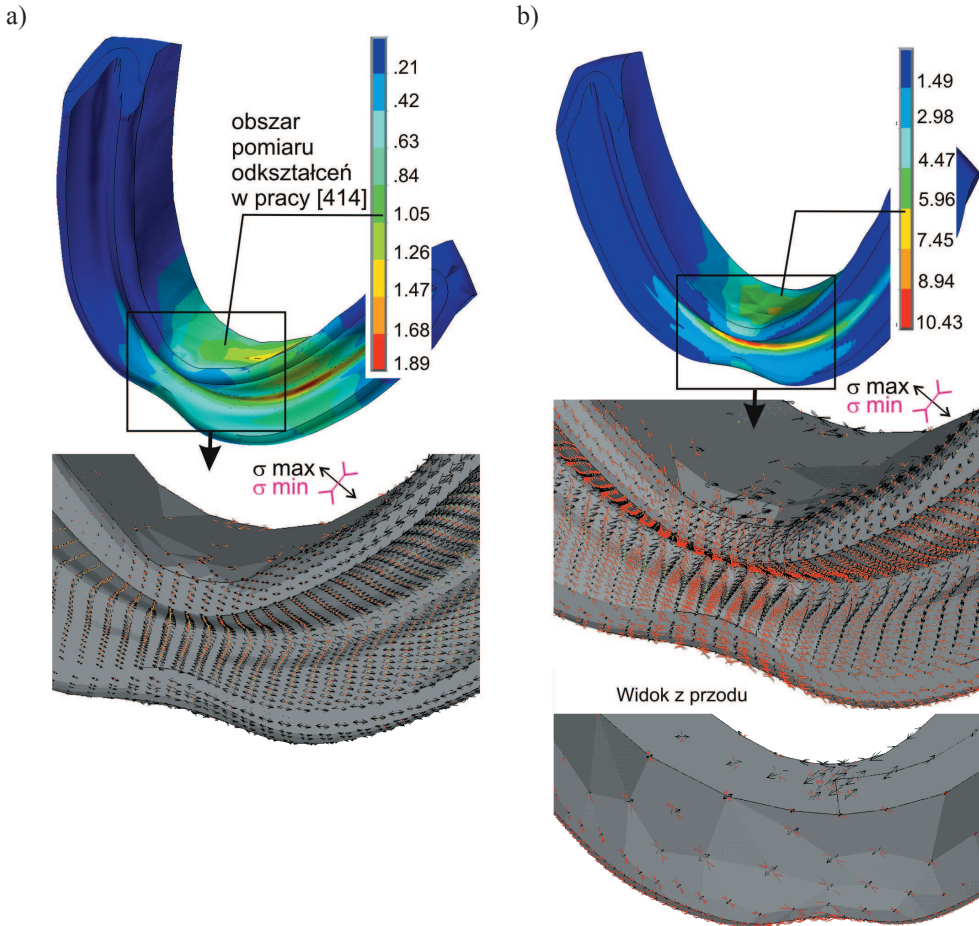
Rysunek 4.31. Wyniki projektowania materiałowego silikonowych złączy (S20 lub S100) oraz jednoczesnego podścielenia materiałami o różnych modułach sprężystości, w tym z funkcjonalną gradacją modułu sprężystości na dystrybucję skośnej siły żucia pomiędzy złącza (RL – maksymalna siła boczna; Fz – siła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

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

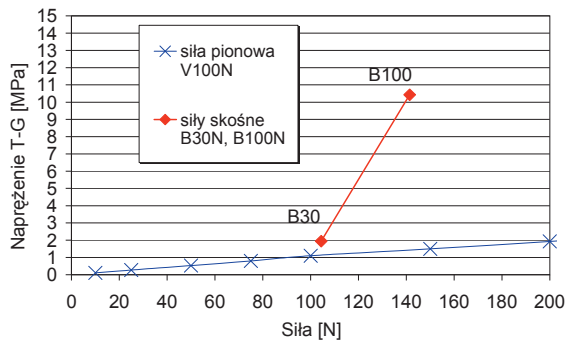
4.3. Identyfikacja obciążeń niebezpiecznych dla złamań akrylowej struktury nośnej i niszczenia warstw elastomerowych

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

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

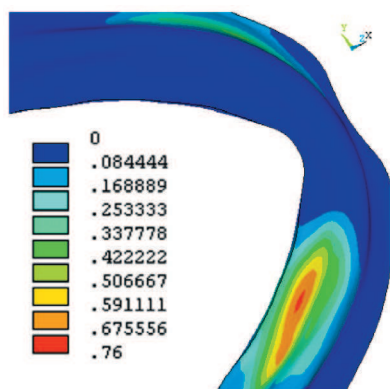


Rysunek 4.32. Rozkład naprężeń zastępczych T-G (MPa) oraz kierunki naprężeń głównych przy obciążeniu protezy: (a) pionową siłą 100 N i (b) destabilizacji skośną siłą B100N

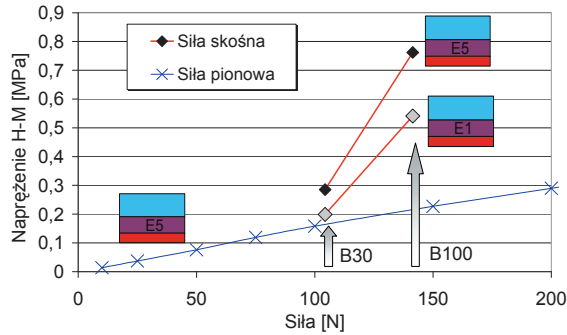


Rysunek 4.33. Maksymalne wartości naprężeń zastępczych T-G w akrylowej strukturze nośnej wywołanych działaniem sił pionowych lub skośnych

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



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

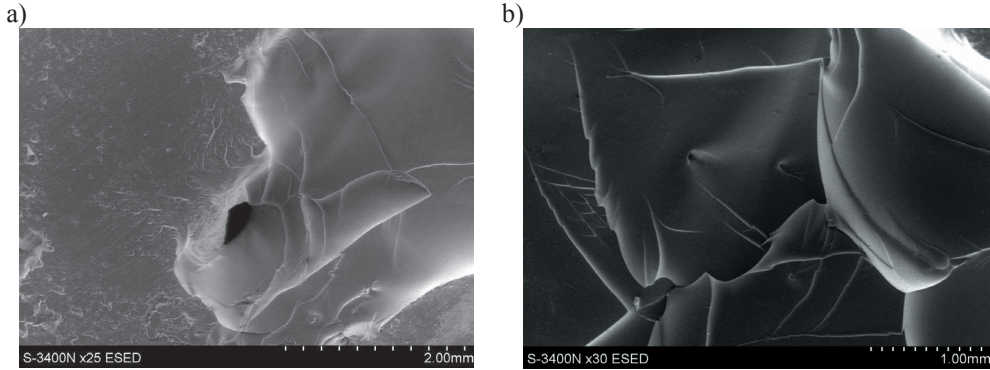


Rysunek 4.35. Wartości naprężeń zastępczych H-M w warstwie podścielającej na powierzchni połączenia z protezą w zależności od warunków obciążeń siłami okluzyjnymi oraz modułu sprężystości elastomeru

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

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

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



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

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