

Małgorzata Idzior-Haufa

Ocena właściwości biomechanicznych protez typu
overdenture żuchwy wspartych na połączeniu
kładkowym z zastosowaniem implantów

Rozprawa

na stopień doktora nauk medycznych

Z Kliniki Protetyki Uniwersytetu Medycznego
im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Promotor: Prof. zw. dr hab. Wiesław Hędzerek

Poznań 2014

Serdecznie dziękuję

Panu Profesorowi Wiesławowi Hędzelkowi
za inspirację i stymulację do działań
naukowo – badawczych, których wynikiem
jest niniejsza praca.

SPIS TREŚCI

1. WSTĘP	5
1.1 Wykorzystanie protez typu overdenture żuchwy we współczesnej protetyce.....	5
1.2 Kierunki badań.....	11
1.3 Uzasadnienie podjęcia tematu	14
2. CELE PRACY	15
3. METODOLOGIA I ZADANIA BADAWCZE	17
3.1 Materiał badań	17
3.1.1 Przygotowanie modelu do badań.....	17
3.1.2 Sposób wykonania próbek.....	18
3.1.3 Wykonanie protezy całkowitej.....	19
3.1.4 Przygotowanie modelu komputerowego – model 3D	20
3.2 Symulacja numeryczna MES	29
3.3 Analizowane sytuacje kliniczne - obciążenia siłami	31
3.4 Modele numeryczne protezy	36
3.4.1 Układ pierwszy	36
3.4.1.1 Budowa oraz właściwości materiałowe	36
3.4.1.2 Siatka MES	37
3.4.2 Układ drugi	39
3.4.2.1 Budowa oraz właściwości materiałowe	39
3.4.2.2 Siatka MES	40
3.4.3 Układ trzeci.....	41
3.4.3.1 Budowa oraz właściwości materiałowe	41
3.4.3.2 Siatka MES	42
4. WIZUALIZACJA WYNIKÓW DLA OBCIĄŻENIA 50 N.....	43
4.1 Układ pierwszy – z belką typu „jeździec” vks-vsp	43
4.2 Układ drugi – z belką typu „jeździec” vks-vsp oraz zaczepami CEKA.....	50
4.3 Układ trzeci – z belką Doldera.....	57
5. WYNIKI BADAŃ I ICH OMÓWIENIE.....	64
5.1 Analiza przemieszczeń	64
5.1.1 Analiza przemieszczeń w obrębie układu pierwszego	64
5.1.2 Analiza przemieszczeń w obrębie układu drugiego.....	67
5.1.3 Analiza przemieszczeń w obrębie układu trzeciego	70
5.2 Analiza naprężeń	75
5.2.1 Analiza naprężeń w obrębie układu pierwszego	75

5.2.2 Analiza naprężeń w obrębie układu drugiego	78
5.2.3 Analiza naprężeń w obrębie układu trzeciego.....	82
5.3 Analiza odkształceń	87
5.4 Analiza ciśnień kontaktowych.....	96
6. DYSKUSJA.....	104
7. WNIOSKI	115
8. KIERUNKI DALSZYCH BADAŃ.....	116
9. STRESZCZENIE	117
10. SPIS RYCIN	121
11. SPIS TABEL	125
12. PIŚMIENNICTWO	126
13. ANEKS	140

WYKAZ SKRÓTÓW I OZNACZEŃ

CAD/CAM - zintegrowane oprogramowanie dla inżynierów z grup: (ang. *Computer Aided Manufacturing*) komputerowe wspomaganie wytwarzania i (ang. *Computer Aided Design*) komputerowe wspomaganie projektowania.

POM – tworzywo poli-oxy-metylenowe

PEEK – poli-eter-eter keton

MES – Metoda elementów skończonych

OVD – proteza typu overdenture

FSP – siła pionowa skierowana na ząb sieczny

FSS – siła skośna doprzeczna skierowana na ząb sieczny

FKP - siła pionowa skierowana na kieł

FKS - siła skośna skierowana na kieł

FTP - siła pionowa skierowana na ząb trzonowy

FTSB - siła skośna skierowana bocznie pod kątem 45° ku policzkowi na ząb trzonowy

FTSD - siła skośna doprzeczna skierowana na ząb trzonowy

Śruba L – śruba lewa

Śruba P – śruba prawa

Wszczep L – wszczep lewy

Wszczep P – wszczep prawy

Zatrząsk L – zatrząsk lewy

Zatrząsk P – zatrząsk prawy

Kość g. – kość gąbczasta

Kość k. – kość korowa

1. WSTĘP

1.1 Wykorzystanie protez typu overdenture żuchwy we współczesnej protetyce

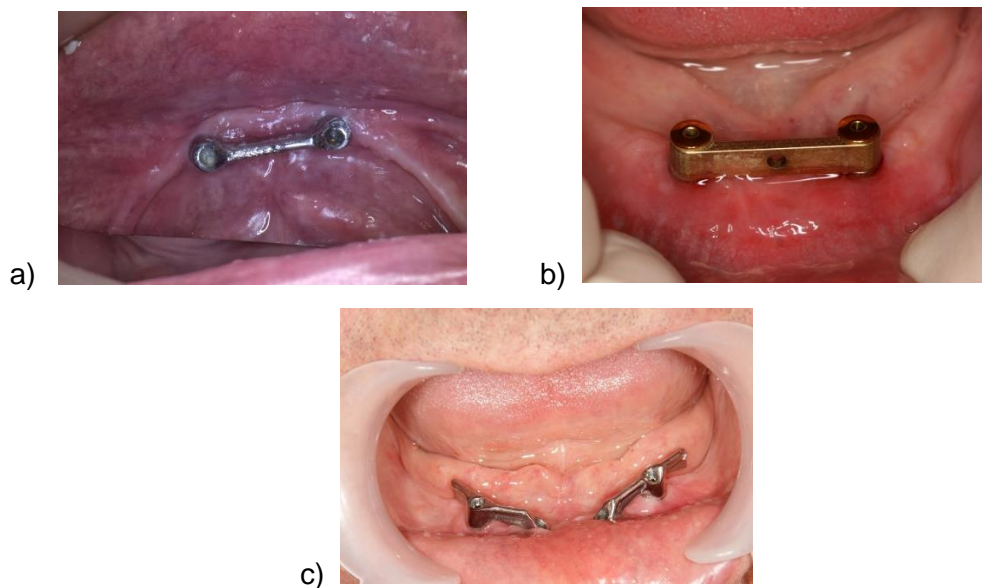
Protezy typu overdenture stanowią jedną z uznanych metod leczenia protetycznego w żuchwie [1,2]. Relatywnie niewygórowane koszty i nieskomplikowane postępowanie kliniczne przy zdecydowanej poprawie retencji i stabilizacji sprawiają, że uzupełnienia tego rodzaju są atrakcyjną opcją leczniczą, zarówno dla pacjenta, jak i lekarza. W uzupełnieniach tych wykorzystuje się, odpowiednio przygotowane, zachowane korzenie zębów własnych pacjenta lub implanty oraz precyzyjne elementy retencyjne, takie jak kładki, zatrzaski kulowe lub typu locator, korony teleskopowe i magnesy [3,4,5,6]. Elementy precyzyjne ograniczają ruchomość protezy zarówno w pionie, jak i w poziomie. Z punktu widzenia biomechaniki protezy nakładowe stanowią rozwiązanie optymalne, gdyż pozwalają na bardziej fizjologiczny rozkład sił żucia i ich oddziaływanie na błonę śluzową i kość wyrostka zębodołowego. Skrócone zęby pozwalają na bardziej osiowe ich obciążenie. Mnogość możliwych rozwiązań konstrukcyjnych protez typu overdenture, dotycząca zarówno liczby i lokalizacji wszczepów dentystycznych, jak i rodzajów zaczepów powodują, że racjonalne uzasadnienie obecności poszczególnych elementów składowych napotyka trudności. Mimo obfitej literatury przedmiotu projektowanie suprakonstrukcji odbywa się często w oparciu o tradycję kliniczną, bez wykorzystania dostępnej refleksji teoretycznej. Konsekwencje powyższego zaniechania, wraz z innymi błędami wykonawczymi lub brakiem opieki następowej, mogą doprowadzić do nieprzewidzianej i niekontrolowanej rotacji protezy, szybkiego zużycia lub uszkodzenia elementów protezy, czy też przeciążenia implantów.

Istnieje kilka koncepcji leczenia bezzębnej żuchwy przy pomocy protez typu overdenture. Zakładają one zakotwiczenie w kości od jednego, dwóch do sześciu implantów, które mogą być zablokowane belką lub stanowić samodzielny element retencyjny [7,8,9,10]. Liczba implantów zależy w dużym stopniu od warunków podłoża protetycznego i ma na celu uzyskanie jak najbardziej fizjologicznego rozkładu sił i obciążeń funkcjonalnych. Ważne jest, aby nie doprowadzić do przeciążenia wszczepów, co mogłoby spowodować wcześniejszą ich utratę. Obecnie najczęściej stosuje się dwa lub cztery implanty. W literaturze przedmiotu można znaleźć wiele doniesień popierających słuszność obu koncepcji. Zakotwiczenie dwóch implantów w kości w okolicy kłów i zablokowanie ich belką lub zamontowanie zatrzasków kulowych

należą do najprostszych rozwiązań, pozwalających uzyskać bardzo dobre wyniki pod względem retencji i stabilizacji [11]. Doświadczenia Gotfredsena i wsp. pokazały, że jest to wystarczająca liczba wszczepów, po pięciu latach użytkowania nie stwierdzono, w badanej grupie, w żadnym przypadku utraty implantu [12]. Alternatywą dla tej metody leczenia może być zastosowanie czterech wszczepów zakotwiczonych w okolicy kłów i przedtrzonowców bezzębnej żuchwy.

Dla prawidłowego rozkładu sił okluzyjnych istotną rolę odgrywa odpowiednie zakotwienie implantów w kości. Federick i wsp. przeprowadzili badania, w których oceniali obciążenie wszczepów w zależności od ich równoległej implantacji. Stworzyli oni dwa modele, w jednym umieścili dwa implanty równoległe do linii pośrodkowej, w drugim implanty zostały umieszczone rozbieżnie, pod kątem 17° do linii pośrodkowej. Badania potwierdziły, że preferowane jest równoległe rozmieszczenie implantów, przy którym obserwowane są mniejsze naprężenia [13]. Zagalak [14] zwrócił uwagę, że istotnym czynnikiem, który może prowadzić do komplikacji w postaci złamania wszczepu jest pionowy zanik kości wokół szyjki implantu, stąd istotne jest stosowanie wtórnych technik regeneracyjnych oraz kontroli zwarcia centrycznego i ekscentrycznego w przypadku istnienia widocznych zmian na zdjęciu rentgenowskim.

Liczba implantów i ich rozmieszczenie są niezwykle istotne dla doboru odpowiedniego elementu precyzyjnego. Wielu klinicystów uważa połączenia kładkowe za najlepsze spośród elementów precyzyjnych (Ryc.1.1). Belki zapewniają protezom nakładowym najwyższą retencję i stabilizację oraz warunkują rozkład sił zgodny z osią wszczepów [15]. Assuncao [16] porównywał rozkład naprężeń pomiędzy tradycyjną protezą całkowitą (grupa kontrolna), protezą typu overdenture wspartą na dwóch wszzczepach połączonych belką oraz protezą typu overdenture wspartą na dwóch nie zablokowanych wszzczepach. Badania prowadzono przy obciążeniu pionową siłą o wartości 100 N, skierowaną na lewy pierwszy ząb trzonowy. Wyniki pokazały, że w protezie nakładowej wspartej na dwóch wszzczepach połączonych belką występują mniejsze naprężenia niż w przypadku, gdy jest ona wsparta na dwóch nie zablokowanych implantach.



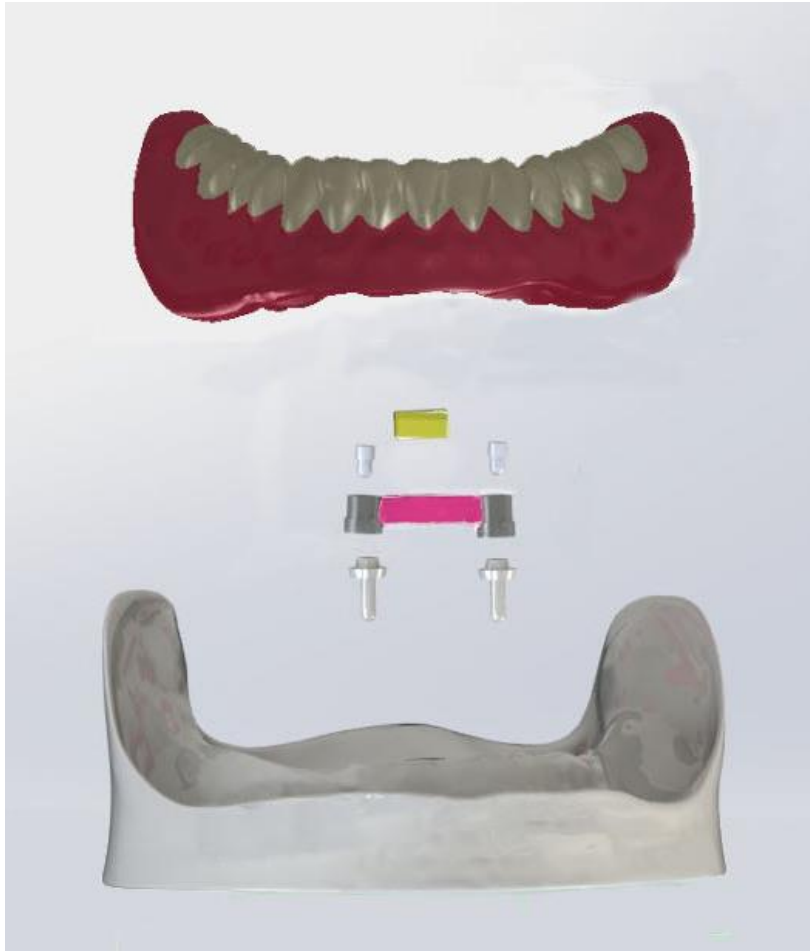
Ryc.1.1 Możliwości wykorzystania precyzyjnych elementów retencyjnych w protezach typu overdenture: a) belka prosta, b) belka z zamkiem ryglowym, c) belka łamana

Istnieje kilka rodzajów belek, które różnią się profilem i mogą być produkowane fabrycznie lub wykonane indywidualnie przez technika. Ze względu na kształt przekroju belki połączenia te można podzielić na: okrągłe, owalne, równoległe i nietypowe. Ze względu na kształt połączenia filarów między implantami na: proste (2 implanty), łamane (większa ilość implantów) i nietypowe (V kształt, półokrągłe). Poszczególne typy różnią się od siebie zakresem swobody ruchu, jaki posiada oparta na nich proteza typu overdenture. W przypadku belek prostych o przekroju okrągłym proteza posiada największą swobodę ruchu. Okrągły kształt pozwala na ruchy obrotowe protezy wokół długiej osi samej belki. Obciążenia okluzyjne przenoszone są głównie na śluzówkę. Belki proste o ścianach równoległych i oporowym kształcie blokują obroty protezy, przenosząc siły okluzyjne w głównej mierze na implanty. Belki owalne można określić jako belki półsztywne, które przenoszą siły na implanty i śluzówkę. Praktycznie wszystkie belki łamane są połączeniami typu sztywnego i szczególnie przy większej ilości implantów można je porównać do mostów warunkowo ruchomych, gdzie wszystkie siły okluzyjne przenoszone są bezpośrednio na implanty. Do najczęściej stosowanych połączeń kładkowych należą: kładka Doldera – o przekroju owalnym, której sztywna struktura warunkuje rozmieszczenie jej między filarami w linii prostej, kładka Hadera – o przekroju poprzecznym typu „jeźdźca”, który zapewnia podcień retencyjny dla matrycy oraz kładka Ackermanna – o przekroju

owalnym lub okrągłym, której struktura umożliwia wyprofilowanie jej zgodnie z kształtem wyrostka zębodołowego [17]. Kształt części zębodołowej żuchwy ma istotne znaczenie dla doboru odpowiedniego elementu precyzyjnego. W przypadku wąskiego łukowatego przedniego odcinka żuchwy korzystne wydaje się zastosowanie czterech implantów i zblokowanie ich kładką [18]. Gdy żuchwa ma kształt litery V postępowaniem z wyboru może być zamontowanie belki wspartej na trzech implantach. Jeden implant zostaje wówczas umieszczony centralnie a dwa symetrycznie po bokach, co pozwala na wyprofilowanie dojęzykowej powierzchni protezy. Rozbieżne ustawienie belek zapobiega znacznym ruchom rotacyjnym protezy i zmniejsza ryzyko powstawania przeciążeń [19].

Modyfikacją zespolenia kładkowego jest wydłużenie go, symetrycznie, w kierunku dystalnym, poza skrajne implanty. Powoduje to większą stabilność i pewne zakotwiczenie protezy na konstrukcji kładkowej [18]. Według Mericske-Stern [20] długość jednostronnie podparty wypustek (cantilever bar) może wynosić do ok. 1 cm i nie powinna przekraczać okolicy pierwszego zęba przedtrzonowego. Z kolei Elsyad [21] uważa, że optymalna długość wypustek to 7 mm. W porównaniu z wypustkami o długości 9 i 11 mm generowane są wówczas najmniejsze naprężenia, bez znaczących różnic wokół implantów. Obecnie zamiast tradycyjnych wypustek często stosuje się zatrzaski kulowe, umieszczone obustronnie, dystalnie do wszczepów.

Precyzyjny zaczepek retencyjny składa się najczęściej z dwóch elementów: matrycy – osadzonej w protezie i patrycy – połączonej z implantem (Ryc.1.2). Bywa także odwrotnie, gdy patryca znajduje się w protezie, a matryca umieszczona jest przy wszczepie. Dobre utrzymanie protez uzyskuje się dzięki wykorzystaniu sił tarcia między powierzchniami matrycy i patrycy. Do wykonania elementów precyzyjnych stosuje się stopy metali szlachetnych, tytan, stal chromowo-niklową, chromowo-kobaltową oraz stelity [22,23]. Matryce natomiast mogą być wykonane z metalu lub tworzyw polimerowych. Matryce plastikowe mogą być poli-oxy-metylenowe (POM) lub wykonane z poli-eter-eter-ketonu (PEEK), nie stwierdza się jednak znaczących różnic pomiędzy tymi materiałami [24]. Niekorzystna dla tej grupy materiałów jest z pewnością utrata właściwości elastycznych pod wpływem obciążeń cyklicznych. Stosunkowo łatwa jest natomiast procedura wymiany matrycy na nowe. W przypadku



Ryc.1.2 Protetyczno-implantologiczna koncepcja leczenia bezzębnej żuchwy

natomiast systemów, w których obie części są metalowe rzadziej dochodzi do utraty retencji, jednak procedura jej przywrócenia jest znacznie bardziej skomplikowana i kosztowna, a może nawet wiązać się z koniecznością wykonania nowego uzupełnienia. Zużycie elementów precyzyjnych jest istotnym problemem pojawiającym się w przypadku stosowania protez typu overdenture, ponieważ wiąże się z utratą retencji [25]. Przyczyną może być tutaj mała odporność tytanu na ścieranie. Za średni czas użytkowania matrycy polimerowej przyjmuje się 1 – 2 lata. Badania Gotfredsena [26] pokazały, iż w ciągu trzech lat od osadzenia protez wspartych na belkach wymiana matryc dla przywrócenia retencji była konieczna w 73% przypadków.

Skuteczne utrzymanie protez typu overdenture na podłożu można uzyskać wykorzystując rygle [17,27,28]. Usunięcie protezy z systemem ryglowym wymaga zastosowania specjalnego klucza otwierającego rygiel i wciśnięcia guzikowych przycisków umieszczonych najczęściej w dojęzykowej części protezy. Ciekawe badania przeprowadzili Sadowski i Caputo, którzy oceniali wpływ liczby implantów i rodzaju elementu retencyjnego na rozkład naprężeń. Badali oni protezy typu overdenture wsparte na belkach wraz z dystalnymi wypustkami, zakotwiczone na dwóch lub trzech implantach, z retencją uzyskaną przy pomocy matryc lub matryc i rygli. We wszystkich czterech grupach uzyskano niewielkie obciążenie wszczepów, jednak najbardziej jednolity rozkład naprężeń uzyskano w przypadku protez wspartych na dwóch implantach z zastosowaniem matryc i rygli [29]. Rygle zapewniają protezom dodatkową stabilizację, wymagają jednak skomplikowanych procedur laboratoryjnych, bardzo dobrej higieny jamy ustnej i są dość kosztowne, co powoduje, że rozwiązanie to jest rzadziej stosowane [27].

1.2 Kierunki badań

Rozwój biomechaniki i implantologii stomatologicznej umożliwiły opracowanie nowych metod postępowania u pacjentów bezzębnych. Postęp, jaki dokonał się w dziedzinie biomechaniki pozwolił na poznanie mechanizmów mających miejsce w obrębie jamy ustnej, rozkładu działających sił i obciążeń poszczególnych tkanek. Istnieje szereg metod badawczych, które umożliwiają przeprowadzanie bardzo wnikliwych badań. Szczególnie przydatne w stomatologii są badania, w których wykorzystuje się techniki CAD/CAM [16], metodę elementów skończonych [31,31,32], badania fotoelastyczne [29,33,34] i badania wytrzymałościowe [35,36].

Badania biomechaniczne w stomatologii można podzielić na prowadzone w warunkach in vivo i in vitro. Szczególnie cenne wydają się badania kliniczne [37,38,39,40], które obrazują nam zmiany zachodzące w jamie ustnej, a także pokazują objawy współistniejące. Pozwalają też określić schemat postępowania w leczeniu implantoprotetycznym oraz częstość występowania określonych powikłań. Przedstawiają konkretne sytuacje kliniczne. W przypadku protez typu overdenture, niektórzy autorzy podejmują się też w warunkach in vivo oceny utraty retencji przez elementy precyzyjne, choć są to badania niezwykle trudne, gdyż u każdego pacjenta występują nieco odmienne warunki podłoża protetycznego, co znacznie utrudnia analizę porównawczą. Z tej też przyczyny dla oceny właściwości biomechanicznych implantoprotez bardziej właściwe są badania in vitro. Badania te umożliwiają niezwykle dokładną analizę zjawisk zachodzących podczas obciążania protez typu overdenture, gdyż próby wykonywane są w tych samych warunkach. Do badań in vitro należą badania doświadczalne i badania numeryczne. Testy doświadczalne obejmują badania wytrzymałościowe i fotoelastyczne. W badaniach wytrzymałościowych autorzy wykorzystują uniwersalne urządzenie wytrzymałościowe typu Instron [36,41,42,43] lub maszyny własnej konstrukcji [25,44,45], gdzie do doboru określonej siły stosuje się siłownik pneumatyczny lub hydrauliczny. W badaniach fotoelastycznych natomiast wykorzystuje się zjawisko fotoelastyczności, czyli występowania lub zmiany dwójłomności pod wpływem naprężenia. Zjawisko to jest powszechnie stosowane do określania i wizualizacji rozkładu naprężeń w badanym materiale, zwłaszcza przy skomplikowanych lub nieregularnych kształtach, jak również w modulatorach akustyczno-optycznych. Do analizy odkształceń elementów kości oraz implantów można również stosować metodę interferometrii holograficznej. Jest to bardzo czuła metoda, która umożliwia bezdotykowe pomiary deformacji rzeczywistych

obiektów. Metodę tę stosuje się do pomiaru małych przemieszczeń punktów powierzchni ciała poddanego różnego rodzaju obciążeniom, np. mechanicznym, termicznym, drganiom oraz analizy niszczenia struktur kostnych [46].

W ostatnim czasie coraz szerzej do badań biomechanicznych stosuje się metody numeryczne. Za pomocą metody elementów skończonych bada się w mechanice komputerowej (CAE) wytrzymałość konstrukcji, symuluje odkształcenia, naprężenia, przemieszczenia, przepływ ciepła oraz przepływ cieczy. Ciekawe badania przeprowadził Tioosi [47], który porównywał badania fotoelastyczne i badania metodą elementów skończonych do określenia naprężeń protezy wspartej na implantach. W obu metodach otrzymał on zbliżone wyniki i obie metody określił, jako przydatne do oceny koncentracji naprężeń.

Większość prac dotyczących implantoprotetyki dotyczy analizy statycznej, czyli bada zjawiska zachodzące pod wpływem obciążania jednostkową siłą [48,49]. Bliższa warunkom rzeczywistym byłaby analiza dynamiczna, w której obciążenie jest zmienne w czasie, co pozwala uzyskać lepszą symulację czynności narządu żucia [14].

Doświadczenia można poszerzyć też o badania mikroskopowe [50], które pozwalają określić lokalizację i zakres mikrouszkodzeń powstałych pod wpływem obciążeń.

Rozwój implantologii przyczynił się do wprowadzenia nowych i ulepszonych materiałów oraz optymalizacji kształtów wszczepów. Obecnie jako najlepszy materiał na wszczepy należy traktować tytan. Do zalet tytanu Pryliński i Limanowska-Shaw [51] zaliczają: powszechność występowania w przyrodzie, brak smaku i zapachu, niski ciężar właściwy, odporność na korozję, niski współczynnik przewodnictwa cieplnego oraz stosunkowo wysoki stopień biogodności w kontakcie z żywą tkanką. Dzięki biokompatybilnym właściwościom tytanu możliwe stało się opracowanie metody leczenia stomatologicznego, polegającej na wszczepianiu w tkankę kostną pacjenta implantów i osadzaniu na nich uzupełnień protetycznych. Z tego materiału produkowana jest obecnie ogromna ilość różnych form implantatów i całych zestawów implantacyjnych [18]. Stosowanie tytanu wymaga wykorzystania nowoczesnych technik odlewniczych systemu próżniowo-ciśnieniowego oraz obróbki w technologii CAD/CAM, gdyż jest on metalem trudnym w obróbce. Metale szlachetne natomiast tj. stopy złota, platyny i palladu charakteryzujące się dobrą odpornością na korozję i dobrymi własnościami mechanicznymi, ze względu na ich wysoki koszt wykorzystuje

się obecnie głównie do pokrywania powierzchni implantów przeznaczonych dla osób wykazujących odczyn alergiczny na metale nieszlachetne [46].

Badania biomechaniczne mają na celu określenie wpływu naprężeń mechanicznych na żywe tkanki organizmu [52]. Poznanie tych zagadnień jest niezwykle istotne w zakresie implantoprotetyki. Umożliwia ono optymalne obciążenie tkanki kostnej i pozwala ograniczyć tempo jej zaniku. Pod wpływem cyklicznych obciążeń kości następuje zwiększenie przepływu cieczy w kanałach kości, dochodzi do bardziej efektywnego transportu między dostarczoną krwią a osteocytami, co w konsekwencji prowadzi do zwiększenia masy kości, wzrostu jej grubości oraz przyspiesza procesy gojenia [46]. Prawo Delpecha-Wolffa, stworzone przez niemieckiego chirurga i anatoma Juliusa Wolffa w XIX wieku, dotyczy prawidłowego wzrostu kości, który może nastąpić jedynie pod warunkiem działania równomiernie rozłożonych sił nacisku i pociągania. Kości u zdrowego człowieka lub zwierzęcia mają zdolność przystosowywania się do obciążeń. Jeśli kość będzie poddawana obciążeniu, po pewnym czasie stanie się silniejsza, natomiast zwolniona od obciążeń, staje się coraz słabsza. Ponadto zbyt duży nacisk powoduje zahamowanie lub zatrzymanie przebudowy kości po stronie, na którą działa [53]. Teoria ta znajduje swoje odzwierciedlenie w badaniach klinicznych. Doświadczenia Clintona [54] pokazały, że pod wpływem cyklicznych obciążeń kości, następuje w krótkim czasie wzrost masy kostnej do 24%, natomiast brak obciążeń lub obciążenia statyczne powodują jej spadek do 13%. Frost [55] natomiast wyróżnił obciążenia podprogowe, fizjologiczne i przeciążenia patologiczne, w zależności od wpływu działającej siły na tkankę kostną. Na skutek długotrwałych obciążeń może dochodzić w kości do powstawania mikrouszkodzeń, a ich naprawa następuje dzięki przebudowie kostnej, co zapewnia optymalną odporność kości na obciążenia mechaniczne [14,56]. Resorpcja tkanki kostnej najczęściej związana jest z osteoporozą, zaburzeniami gospodarki hormonalnej organizmu oraz długim okresem bezzębia [57,58,59]. Znaczne spowolnienie zaniku kości można uzyskać stosując protezy typu overdenture, w wymiarze pionowym, średnio z 5-6 mm do 0,6-0,9 mm w ciągu pięciu lat [15,60]. Również natychmiastowe zaopatrzenie protetyczne zmniejsza stopień zaniku kości [61,62], choć niektórzy autorzy uważają, że kliniczna wysokość wyrostka zębodołowego w szczęce nie jest uzależniona od czasu trwania bezzębia.

1.3 Uzasadnienie podjęcia tematu

Istnieje kilka koncepcji leczenia bezzębnej żuchwy. Jedynie najprostsza metoda, polegająca na wykonaniu konwencjonalnej akrylowej protezy całkowitej jest finansowana przez Narodowy Fundusz Zdrowia. Metoda ta jest jednak w wielu przypadkach niewystarczająca do skutecznej rehabilitacji narządu żucia i nie zapewnia pacjentom odpowiedniej jakości życia. Alternatywą dla tego rozwiązania może być stosowanie protez typu overdenture, dla których podparcie stanowi od jednego do sześciu implantów, zablokowanych belką lub będących samodzielnymi elementami retencyjnymi. Liczba implantów i ich umiejscowienie zależą od wielu czynników, między innymi warunków anatomicznych i sytuacji ekonomicznej pacjenta. Obecnie wielu klinicystów skłania się do stosowania dwóch implantów. Zdania są bardziej podzielone w kwestii doboru systemu precyzyjnego. Dwa podstawowe rozwiązania to: zespolenie kładkowe lub pojedyncze zaczepy kulowe. Decydując się na wykonanie połączenia kładkowego stajemy przed wyborem odpowiedniego kształtu belki i ewentualnego zastosowania elementów dodatkowych. Znajomość charakterystyki mechanicznej tego rodzaju zaczepów jest niezbędnym warunkiem racjonalnego doboru kształtu belki w zależności od sytuacji klinicznej, co pozwala na osiągnięcie długotrwałego sukcesu terapeutycznego. Dla przeprowadzenia analizy zakresu ruchu zachodzącego w obrębie protezy i elementu retencyjnego wymagane jest poznanie charakterystyki mechanicznej i zmęczeniowej każdej z części składowych.

2. CELE PRACY

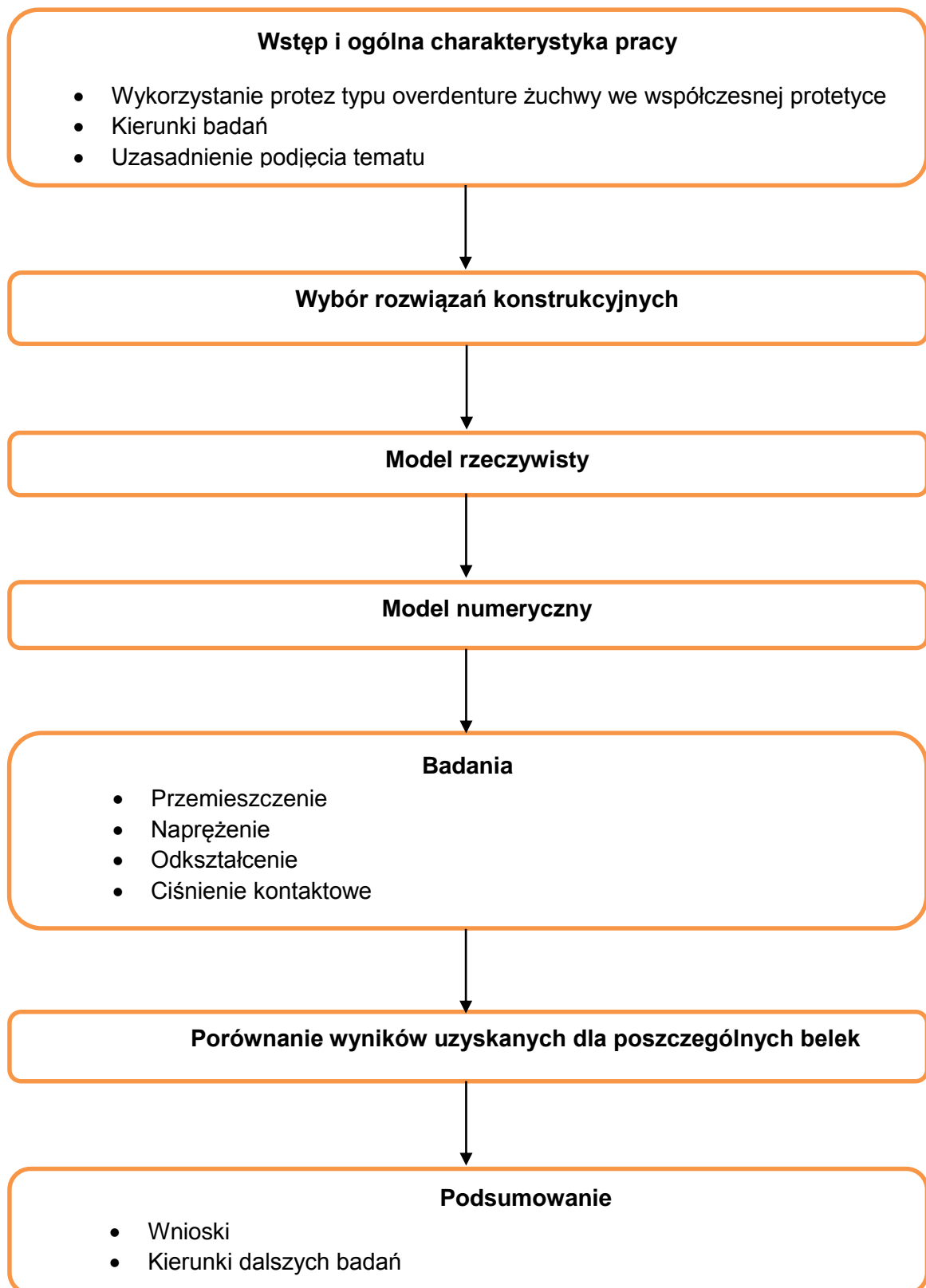
Brak jest jak dotąd precyzyjnie określonego algorytmu postępowania leczniczego w bezzębie żuchwy. Rozwiązanie powyższego problemu wymaga przeprowadzenia szeroko zaplanowanych badań, obejmujących poznanie właściwości biomechanicznych stosowanych powszechnie rozwiązań. Uzyskane dane pozwolą na porównanie skuteczności terapeutycznej poszczególnych konstrukcji. Dane te staną się podstawą do **określenia najlepszego rozwiązania protetycznego dla badanej sytuacji, co jest celem utylitarnym planowanej pracy doktorskiej.**

Do zrealizowania celu, na podstawie literatury oraz serii badań wstępnych opracowano schemat postępowania warunkujący układ pracy (Ryc.2.1) i określono następujące zadania szczegółowe pracy:

1. Ocena wybranych właściwości biomechanicznych protezy typu overdenture.
2. Ocena wpływu przemieszczeń protezy na rozkład sił w obrębie pola protetycznego.
3. Ocena wpływu kształtu belki na naprężenia powstające w obrębie implantów.

Założenia przyjęte w pracy:

1. Bezzębie żuchwy.
2. Dwa implanty o długości 14 mm i szerokości 4 mm zakotwiczone w okolicy kłów zblokowane kładką.
3. Sytuacja w łuku przeciwnym: proteza całkowita szczęki.



Ryc.2.1 Układ pracy ze schematem postępowania

3. METODOLOGIA I ZADANIA BADAWCZE

3.1 Materiał badań

3.1.1 Przygotowanie modelu do badań

Do badań przygotowano model bezzębnej żuchwy wykonany z formy firmy FRASACO, z wprowadzonymi dwoma implantami. Model wykonano z akrylu Probase Cold (Ivoclar Vivadent). Implanty umieszczono równolegle względem siebie w okolicy pomiędzy bocznymi zębami siecznymi i kłami. Kryterium rozmieszczenia implantów było maksymalne ich oddalenie, przy jednoczesnej możliwości przeprowadzenia belki w linii prostej na szczycie wyrostka zębodołowego. Zastosowano wszczepy dwuczęściowe Osteopant Base, o długości 14 mm i średnicy 4 mm [56,63]. Są to seryjnie wykonywane wszczepy, produkowane przez Fundację Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu. Base to implanty cylindryczno-stożkowe, które mogą być stosowane w każdym typie kości, głównie w procedurze implantacji odroczonej. Posiadają asymetryczny gwint pozbawiony ostrych krawędzi o skoku 0,7 mm, który optymalnie przenosi obciążenia na przyległą kość. Ich kształt umożliwia stabilne zakotwiczenie implantu nawet przy minimalnej ilości kości. Porowata powierzchnia uzyskana metodą selektywnej abrazji (SA-Al₂O₃) poprawia kontakt wszczepu z tkanką kostną. Wszczepy wykonane są z biokompatybilnego tytanu (cp Ti Grade IV). Z filarami protetycznymi implanty łączą się połączeniem heksgonialnym. Parametry elementów składowych implantów zostały podane w tabeli 3.1. Do implantów przykręcone zostały filary stożkowe o wysokości 1 mm wykonane ze stopu tytanowo-glinowo-wanadowego (Ti-6Al-4V ELI, wg ASTM F 136).

Tab.3.1 Parametry elementów składowych implantu

	REF	platforma	φ	h	materiał
implant BASE	11-4014		4,0 mm	14 mm	Ti4
filar stożkowy	31-4510	M	4,5 mm	1,0 mm	Ti 23
śruba filaru stożkowego	38-1000				
czapeczka techniczna	37-4511				POM

Kolejnym etapem badań było przygotowanie suprastruktury protetycznej. Jako materiał wybrano 3 rodzaje układów:

1. belka typu „jeździec” vks-vsp z matrycą silikonową żółtą (Bredent, Niemcy);
2. belka typu „jeździec” vks-vsp z matrycą silikonową żółtą (Bredent, Niemcy) oraz dwoma symetrycznie umieszczonymi w kierunku dystalnym zaczepami CEKA RE 0175 TI. Zaczepy te posiadają kulkę wykonaną ze stali szlachetnej o wysokości 3,8 mm i średnicy 3,4 mm (Alphadent, Belgia);
3. belka Doldera OT BAR z matrycą silikonową żółtą (Rhein, Włochy).

Materiał do badań dobrano kierując się poniższymi względami:

1. Wybrane belki wymagają procesu odlewniczego do wytworzenia zaczepu.
2. Wybrane belki zapewniają kształt retencyjny układom.
3. Matryce do belek wykonane są z tworzywa polimerowego.
4. Zaczep CEKA zastosowany jako element dodatkowy wykorzystuje tarcie metal-metal.
5. Wszystkie zastosowane rozwiązania są szeroko stosowane w naszym kraju.

3.1.2 Sposób wykonania próbek

Do wykonania suprastruktury protetycznej zastosowano czapeczki techniczne do odlewów Osteoplast. Przygotowany model umieszczono w paralelometrze i przy pomocy wosku odlewowego utwierdzono belkę do czapeczek technicznych. We wszystkich układach belka została umieszczona na środku części zębodołowej żuchwy, w odległości 1mm ponad brzegiem błony śluzowej. W drugim układzie osadzono symetrycznie w kierunku dystalnym zaczepy CEKA. Następnie odlano elementy retencyjne przy zastosowaniu metalu 4ALL. Filary protetyczne zostały umocowane w części chirurgicznej implantów przy pomocy śruby wykonanej ze stopu tytanowo-glinowo-wanadowego.

3.1.3 Wykonanie protezy całkowitej

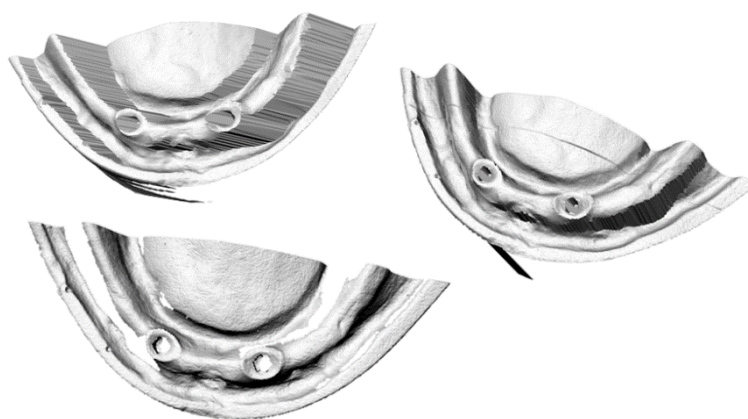
Kolejnym etapem badań było przygotowanie protezy całkowitej żuchwy (Ryc.3.1). W tym celu model powielono i odlano trzy modele z gipsu kl. IV wraz z analogami implantów. Do modelu nr 1 przykręcono belkę vks-vsp, do modelu nr 2 belkę vks-vsp z zaczepami CEKA, a do modelu nr 3 belkę Doldera. Dla każdego modelu przygotowano z wosku modelową próbną protezę. Zęby akrylowe (Wiedent) ustawiono do płaszczyzny sferycznej. Następnie w każdej woskowej protezie na powierzchni dodziąsłowej zatopiono odpowiednią obudowę do matrycy, w której umieszczono właściwą matrycę. Ponadto w układzie nr 2 zatopiono patryce metalowe zaczepów CEKA.



Ryc.3.1 Proteza całkowita żuchwy

3.1.4 Przygotowanie modelu komputerowego – model 3D

Model błony śluzowej żuchwy wraz z implantami poddano skanowaniu trójwymiarowemu na skanerze laserowym PICZA LPX-600 (Roland, Japonia). W celu zwiększenia dokładności zostały wykonane trzy niezależne pomiary z trzech różnych kierunków (Ryc.3.2). Taka procedura pozwala wyeliminować miejsca, w których głowica pomiarowa nie jest w stanie zarejestrować geometrii podczas pomiaru z jednego kierunku.

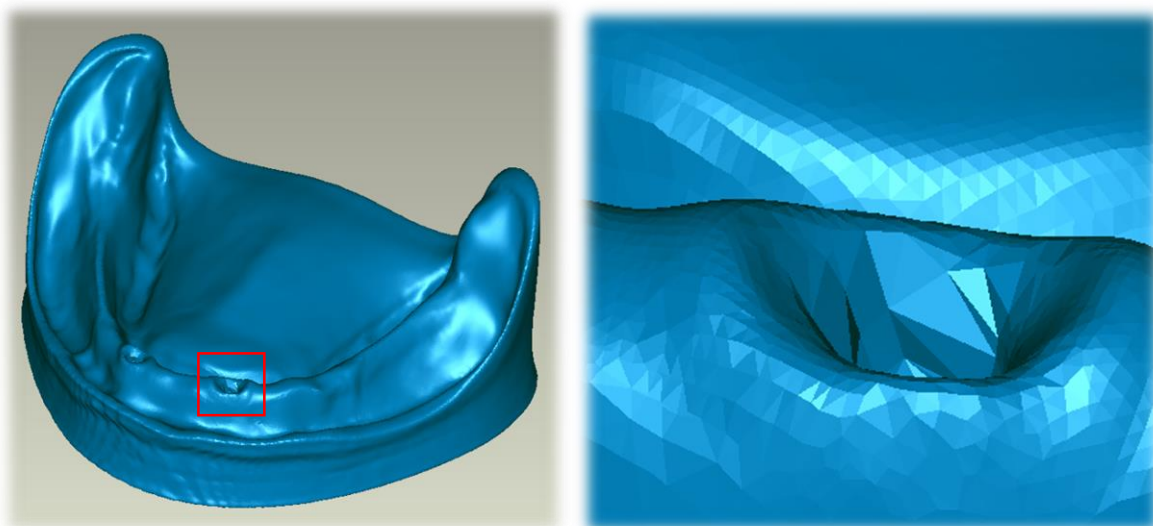


Ryc.3.2 Wizualizacja danych pomiarowych uzyskanych dla modelu błony śluzowej żuchwy w skanerze PICZA LPX-600

Dane pozyskane ze skanera 3D w postaci siatki powierzchniowej (zapisane w formacie STL) zostały przeniesione do programu Geomagic Studio, w którym dokonano dalszej obróbki. Obróbka ta polegała na dopasowaniu i nałożeniu na siebie poszczególnych zestawów danych pomiarowych (skany 3D), w taki sposób, aby z trzech różnych kierunków, uzyskać jeden model zawierający pełną geometrię żuchwy (Ryc.3.3). Podczas tego procesu wszystkie dane zostały przefiltrowane, wyeliminowano występujące w nich nieciągłości geometrii oraz usunięto wszystkie punkty znajdujące się poza obszarem żuchwy (np. przypadkowe elementy tła, stołu pomiarowego, itp.). Wszelkie zniekształcenia powierzchni powstające podczas procesu skanowania oraz nakładania danych również zostały zniwelowane w trakcie obróbki danych.

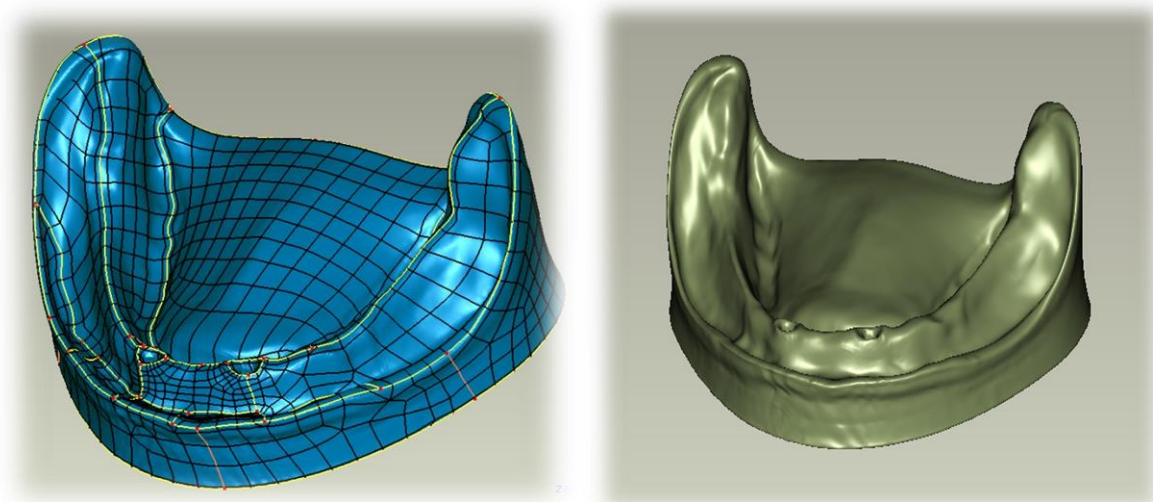
Otrzymaną w ten sposób powierzchniową siatkę trójkątów, poddano dalszemu przetwarzaniu. Programy typu MES do przeprowadzenia analiz wymagają opisu

geometrii zapisanych jako obiekty objętościowe. W tym celu w dalszych krokach wykonano operację zamiany opisu geometrii błony śluzowej żuchwy z trójkątnej siatki powierzchniowej na obiekt opisany powierzchniami typu NURBS (Ryc.3.4).



Ryc.3.3 Geometria błony śluzowej żuchwy opisana trójkątną siatką powierzchniową

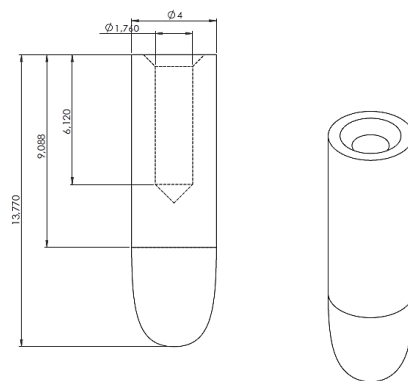
W celu wygenerowania powierzchni NURBS należało wyznaczyć kontury wraz z liniami podziałowymi poszczególnych obszarów żuchwy. Dzięki tym zabiegom w jednoznaczny sposób można kontrolować powstawanie powierzchni modelu.



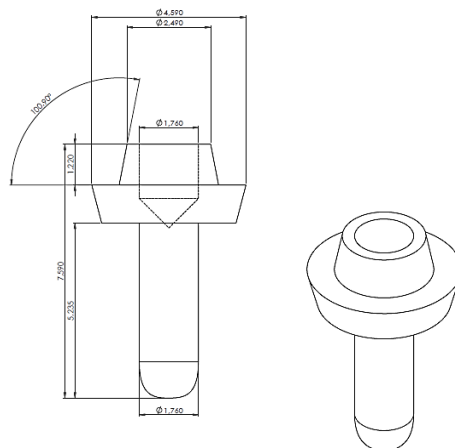
Ryc.3.4 Podział błony śluzowej żuchwy na obszary oraz widok modelu końcowego opisanego powierzchniami NURBS

Następnie na podstawie linii podziałowych utworzono siatkę powierzchni bryły. W zależności od skomplikowania lokalnej geometrii możliwe jest sterowanie gęstością siatki. Otrzymałą powierzchnię błony śluzowej żuchwy opisaną NURBS wyeksportowano za pomocą uniwersalnego pliku wymiany danych CAD.

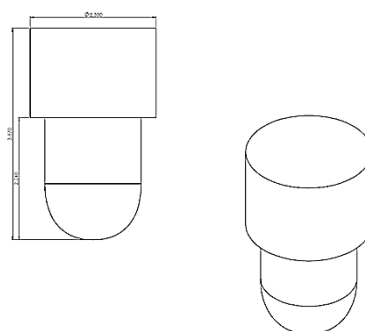
Pozostałe elementy składowe układu (w tym implanty, filary stożkowe, belka, itd.) bezpośrednio zamodelowano w oprogramowaniu SolidWorks – program CAD, ponieważ elementy metalowe dają w obrazie CT i ze skanera artefakt świetlny w postaci rozbłysku, co powoduje, że granica obiektu jest niewyraźna. Dane geometryczne poszczególnych części składowych pozyskano z dokumentacji producenta oraz z własnych pomiarów (Ryc.3.5). Rozstaw wypozycjonowano z obrazu CT, skanera i pomiarów kontrolnych. W celu uproszczenia obliczeń numerycznych zrezygnowano z odwzorowania połączeń gwintowych (zarys linii śrubowej gwintu), ze względu na ich znikome znaczenie dla danego badania, a znacznie wydłużyłoby to czas obliczeń. Do badań przyjęto ankylotyczne połączenie implantów z kością, tj. uznano połączenie gwintowe jako idealne i tym samym brak na nim jakichkolwiek luzów.



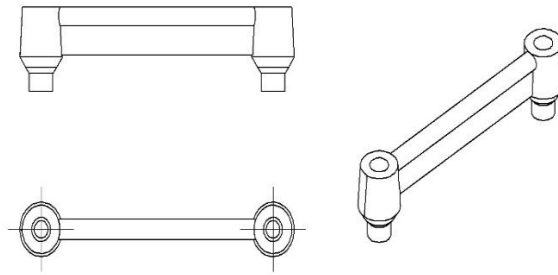
a) Implant



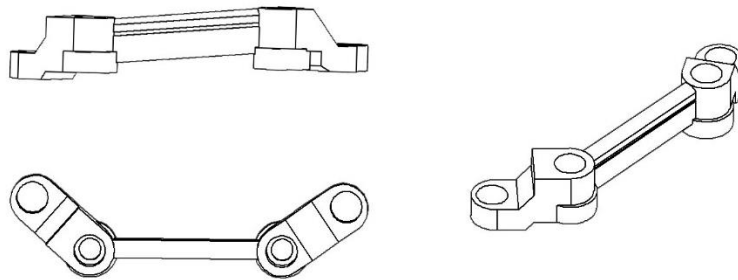
b) Filar stożkowy



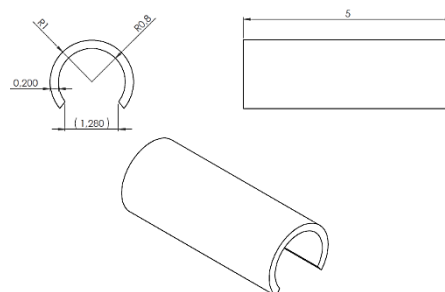
c) Śruba



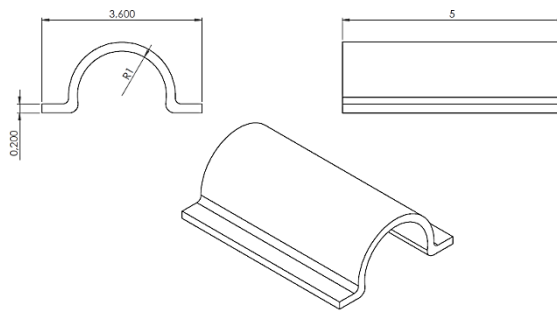
d) Belka vks-vsp



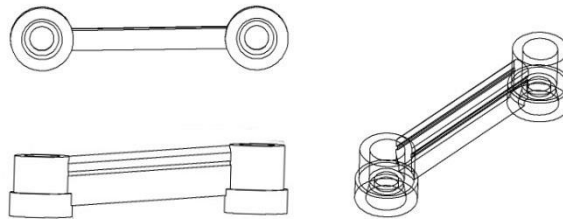
e) Belka vks-vsp z zaczepami CEKA



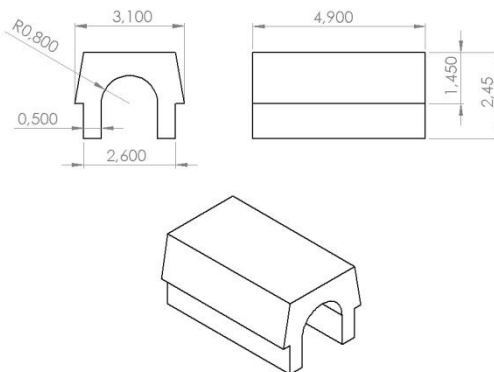
f) Matryca dla belki vks-vsp



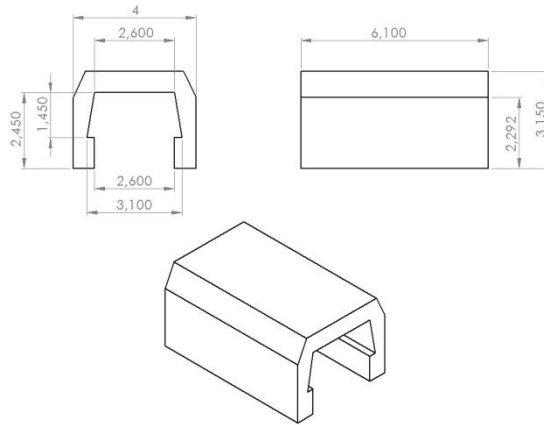
g) Obudowa matrycy dla belki vks-vsp



h) Belka Doldera



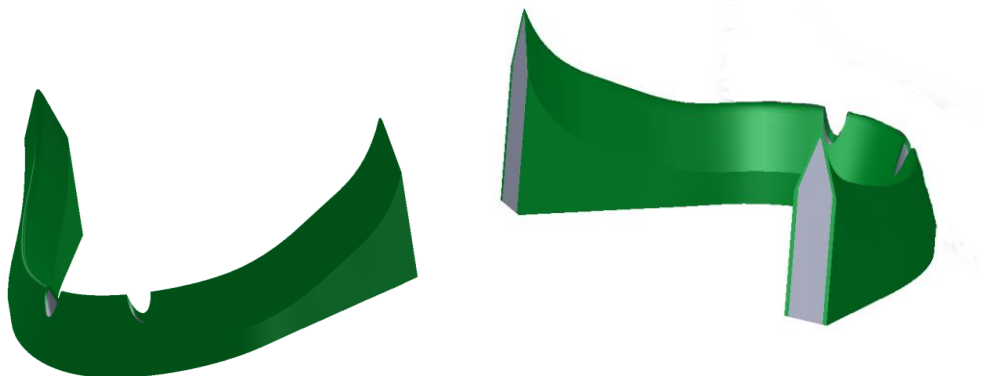
i) Matryca dla belki Doldera



j) Obudowa matrycy dla belki Doldera

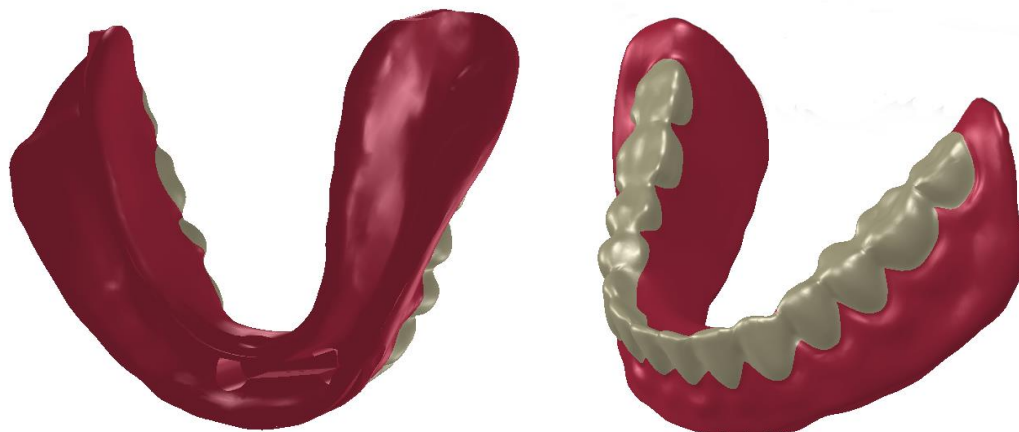
Ryc.3.5 Elementy poddane modelowaniu w programie SolidWorks: a) implant, b) filar stożkowy, c) śruba, d) belka vks-vsp, e) belka vks-vsp z zaczepami CEKA, f) matryca dla belki vks-vsp, g) obudowa matrycy dla belki vks-vsp, h) belka Doldera, i) matryca dla belki Doldera, j) obudowa matrycy dla belki Doldera

Kość zbity i gąbczasta zostały odpowiednio dopasowane do modelu żuchwy, w odniesieniu do błony śluzowej (Ryc.3.6).



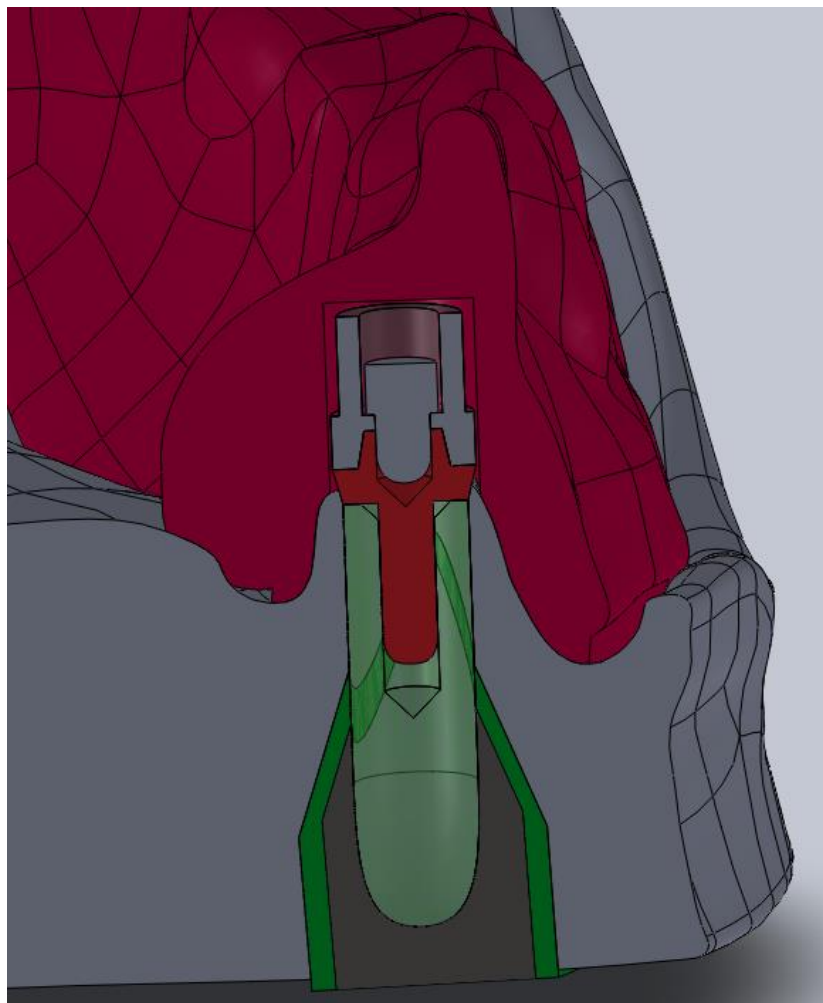
Ryc.3.6 Model komputerowy kości zbitej i gąbczastej

Proteza – została opracowana z użyciem skanera 3D oraz procedury obróbki danych analogicznie do procesu, jaki był zastosowany przy modelowaniu żuchwy (Ryc.3.7). Proteza została dopasowana do geometrii żuchwy. Założono idealne przyleganie protezy do tkanek podłoża protetycznego.



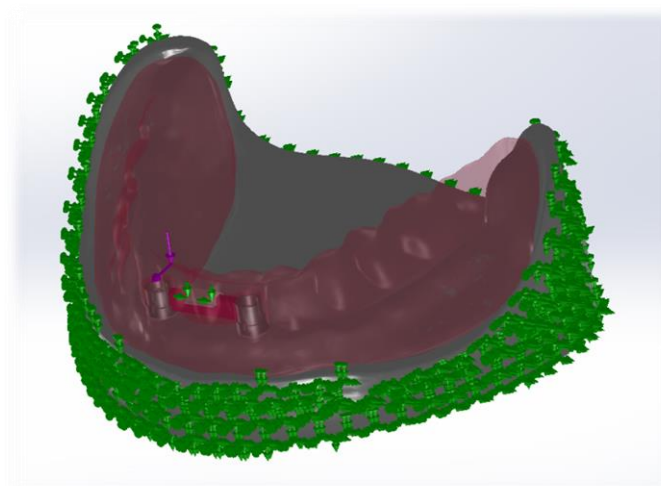
Ryc.3.7 Model 3D protezy OVD żuchwy

Wszystkie elementy zostały wzajemnie usytuowane i związane relacjami geometrycznymi, tak, jak ma to miejsce w rzeczywistości (Ryc.3.8).



Ryc.3.8 Przekrój przez połączenie poszczególnych elementów układu z kością

Model numeryczny utwierdzono na płaszczyźnie dolnej kości gąbczastej i korowej oraz na powierzchni zewnętrznej modelu, aby uniknąć efektu niekontrolowanego „płynięcia” błony śluzowej pod wpływem nacisku sił (Ryc.3.9).



Ryc.3.9 Wizualizacja utwierdzenia modelu numerycznego

Parametry określające grubość błony śluzowej, kość zbitą i gąbczastą zostały określone zgodnie z danymi literaturowymi. Dla błony śluzowej przyjęto grubość równą 1,5 mm, moduł Younga $E = 5$ MPa oraz dość wysoki współczynnik Poissona $\nu = 0,49$, który w pewnym zakresie odwzorowywał jej nieściśliwość [64,65]. Dla kości korowej przyjęto moduł Younga $E = 17$ GPa; dla kości gąbczastej $E = 600$ MPa; przy współczynnikach Poissona równych w obydwu przypadkach $\nu = 0,3$. Cechy materiałowe protezy opisano danymi $E = 3500$ MPa oraz $\nu = 0,35$ [66,67].

3.2 Symulacja numeryczna MES

Przygotowany model wyeksportowano do modułu obliczeniowego MES. Metoda elementów skończonych umożliwia ocenę rozkładu sił wewnętrznych badanego obiektu pod wpływem działania obciążeń zewnętrznych. W obciążonych elementach konstrukcyjnych występują dwa stany: stan naprężenia (powszechnie siła obciążająca podzielona przez pole przekroju elementu, np. implantu) oraz stan odkształcenia, czyli deformacja, zmiana geometrii elementu. Połączenie tych stanów wzorem matematycznym tworzy tzw. model matematyczny, np. sprężystość [68,69,70].

Badania przeprowadzono przy współpracy z Zakładem Metod Projektowania Maszyn Politechniki Poznańskiej. Zbadano przemieszczenia w trzech kierunkach XYZ

i wypadkowe, naprężenia zredukowane wg von Misesa, odkształcenia i ciśnienia kontaktowe.

Przemieszczenie jest to zmiana położenia dowolnego punktu, czyli różnica między końcowym położeniem a początkowym, np. wydłużenie, ugięcie, kąt skręcenia. Jednostką jego są metry [m] lub stopnie [°] [68,69,70]. Aby możliwe było mówienie o przemieszczeniu, konieczne jest wyróżnienie pewnego stanu ciała (układu) zwanego stanem nieodkształconym. Jest to pewien dowolny, umowny stan, w którym znane są położenia wszystkich elementów ciała (punktów). Oznacza to, że znana jest funkcja:

$$\vec{R}_0 : \Omega \rightarrow P,$$

gdzie: \vec{R}_0 – wektor położenia, Ω – zbiór wszystkich punktów ciała, P – zbiór wszystkich punktów przestrzeni, w której "zawieszono" jest ciało. W praktyce takim stanem najczęściej jest sytuacja, w której do ciała nie są przyłożone żadne siły. Rozpatrując dowolny, inny stan ciała możliwe jest określenie położenia punktów ciała \vec{R}_1 . Przy takich założeniach, przemieszczeniem jest różnica:

$$\vec{u} = \vec{R}_1 - \vec{R}_0$$

Oznacza to, że przemieszczenie jest polem wektorowym, czyli przyporządkowaniem każdemu punktowi ciała wektora przemieszczenia \vec{u} .

Do oceny naprężeń wykorzystano zmodyfikowane kryterium von Misesa, według którego materiał ulegnie zniszczeniu, gdy wartość naprężenia zredukowanego przekroczy wartość wytrzymałości tego materiału na rozciąganie [71]. Rozkłady naprężeń uzyskane w wyniku symulacji komputerowych zobrazowano przy pomocy map konturowych.

Odształcenie, albo odkształcenie względne, to stosunek przemieszczenia do wymiarów początkowych, np. dla rozciągania:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{l_k - l_0}{l_0}$$

l_0 – długość początkowa

l_k – długość końcowa

Jest to wielkość bezwymiarowa (lub w %) [68,69,70].

Ciśnienie kontaktowe jest to skalarna wartość (reprezentowana przez jedną liczbę rzeczywistą oraz jednostkę wielkości fizycznej, w tym przypadku np. Pa, bar) siły rozłożona na określonej powierzchni ciała. Powstaje ona w wyniku nacisku na siebie dwóch powierzchni - tego samego lub dwóch różnych ciał.

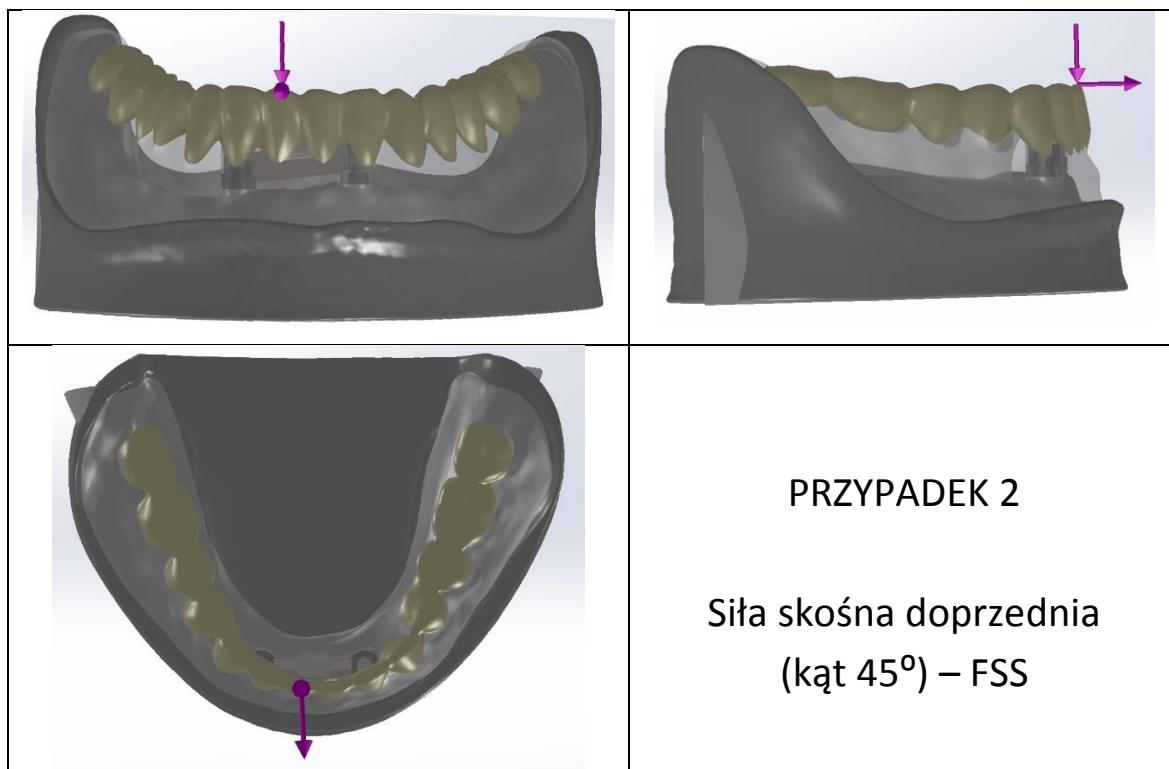
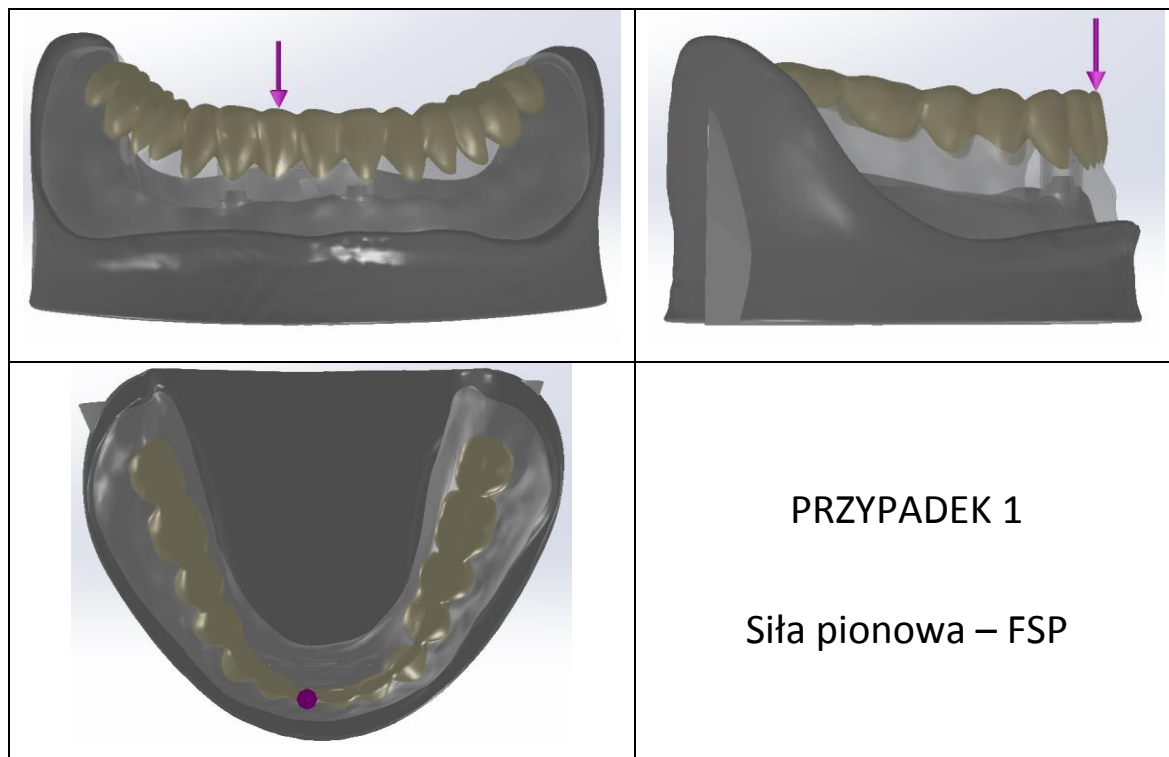
Uzyskane wyniki poddano analizie a rezultaty przedstawiono graficznie w postaci tabel, wykresów i map konturowych.

3.3 Analizowane sytuacje kliniczne - obciążenia siłami

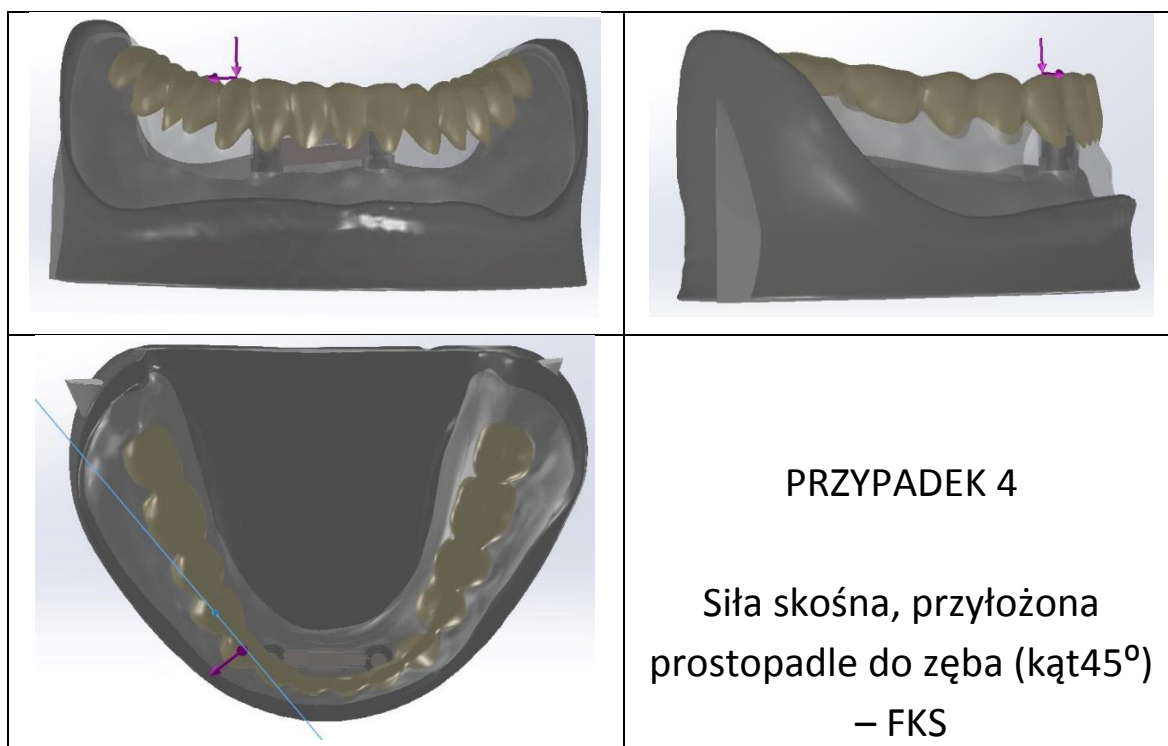
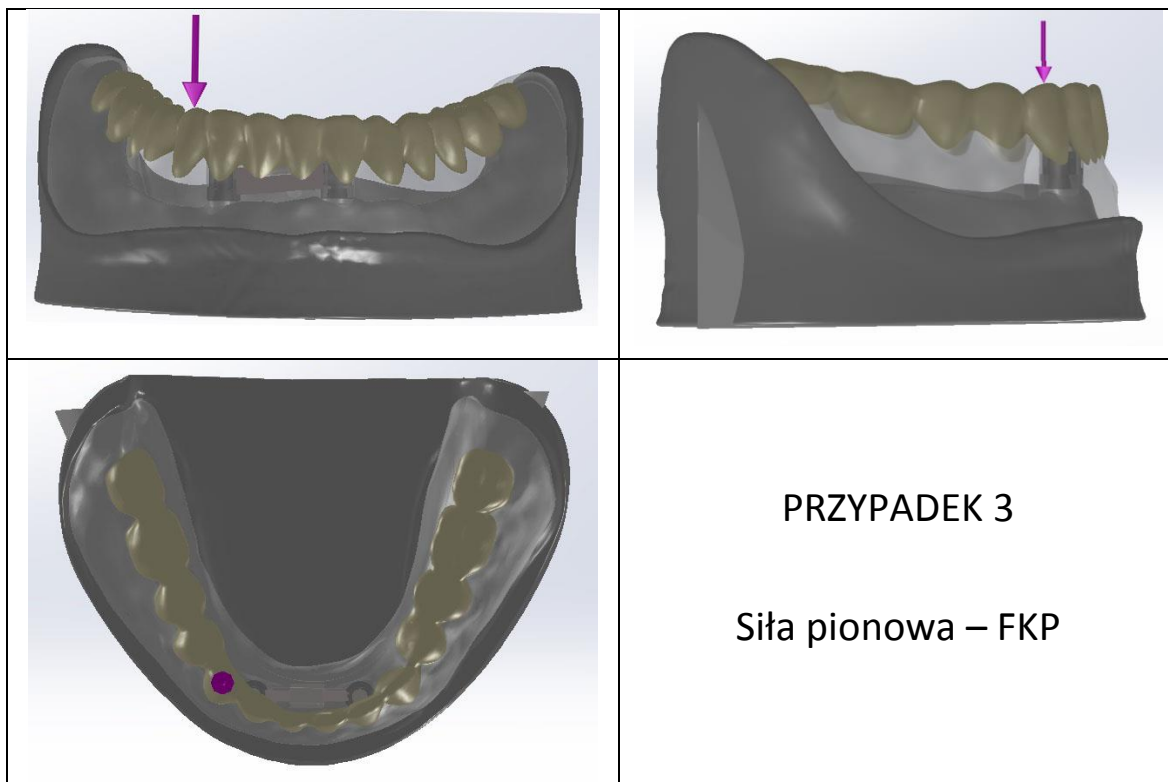
Przyłożono siły o wartościach 20 i 50 N pod kątem 0° i 45° oraz 100 N pod kątem 0° [14,16,66]. Te wartości sił odpowiadają przeciętnym i maksymalnym obciążeniom zwarcia zębów. Należy dodać, że u pacjentów użytkujących protezy ruchome, podczas żucia wyzwalane są siły o mniejszych wartościach. Zakres wielkości sił okluzyjnych od 20 do 90 N pozwala uzyskać satysfakcjonującą wydolność mechaniczną protezy. Maksymalne akceptowalne wartości sił okluzyjnych wahają się natomiast od 20 do 100 N [72].

W badaniach przeprowadzono symulację obciążeń występujących podczas żucia, kiedy to proteza jest obciążana nie tylko w płaszczyźnie pionowej, ale także poziomej. W pierwszym przypadku siłę przyłożono na prawy ząb sieczny centralny pod kątem 0° (FSP), w drugim przypadku obciążano ten sam ząb siłą skierowaną doprzeczo pod kątem 45° (FSS) (Ryc.3.10). W trzecim i czwartym przypadku siły skierowano na prawy kieł (Ryc.3.11). W trzecim przypadku działało siłą pod kątem 0° (FKP), w czwartym skośnie, pod kątem 45° , prostopadle do zęba (FKS). W piątym, szóstym i siódmym przypadku siły skierowano na prawy ząb trzonowy pierwszy. W piątym przypadku działało siłą pod kątem 0° (FTP), w szóstym siłą skierowaną pod kątem 45° , bocznie ku policzkowi (FTSB), w siódmym siłą skierowaną pod kątem 45° poprzecznie (FTSD) (Ryc.3.12).

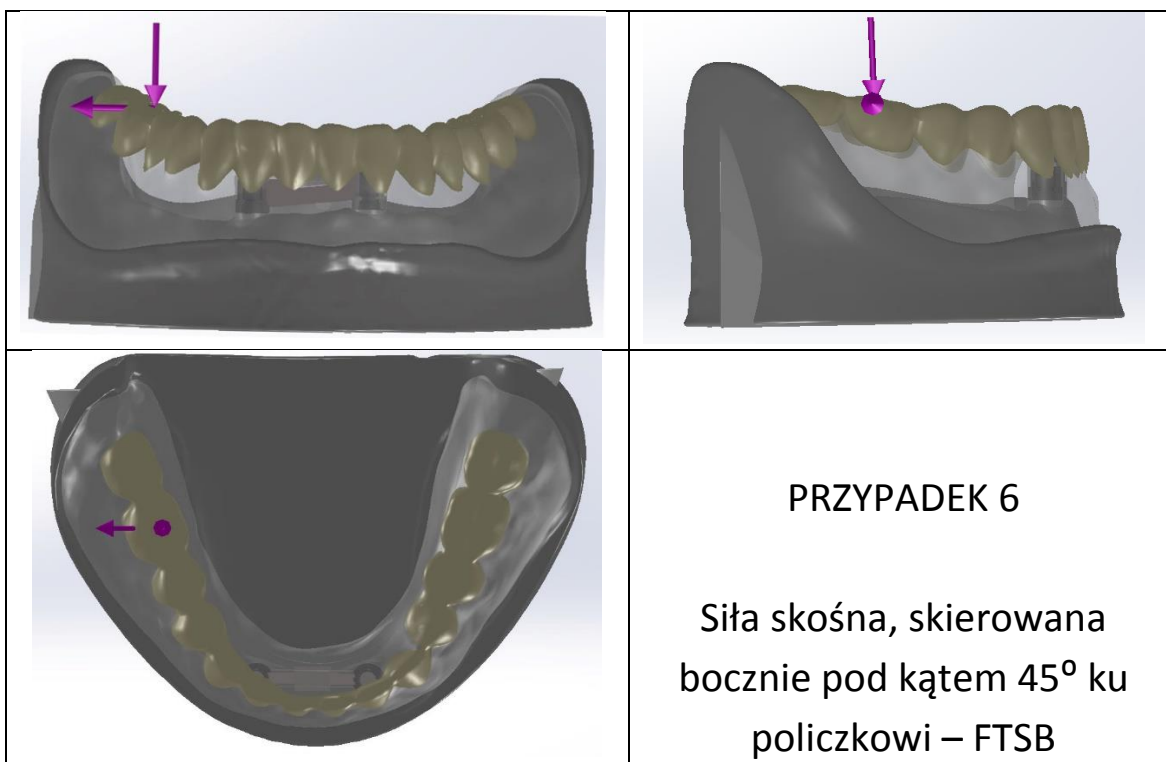
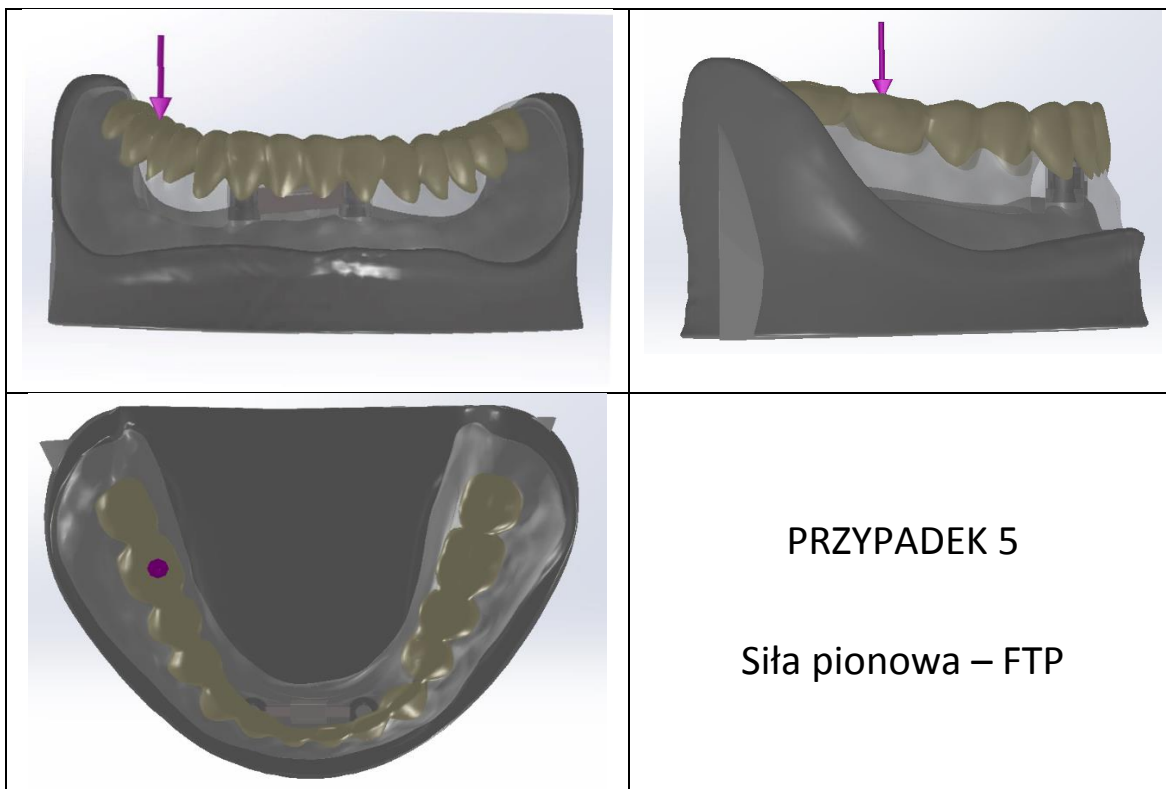
Poniżej zestawiono analizowane układy położenia sił zastosowane podczas badań numerycznych.

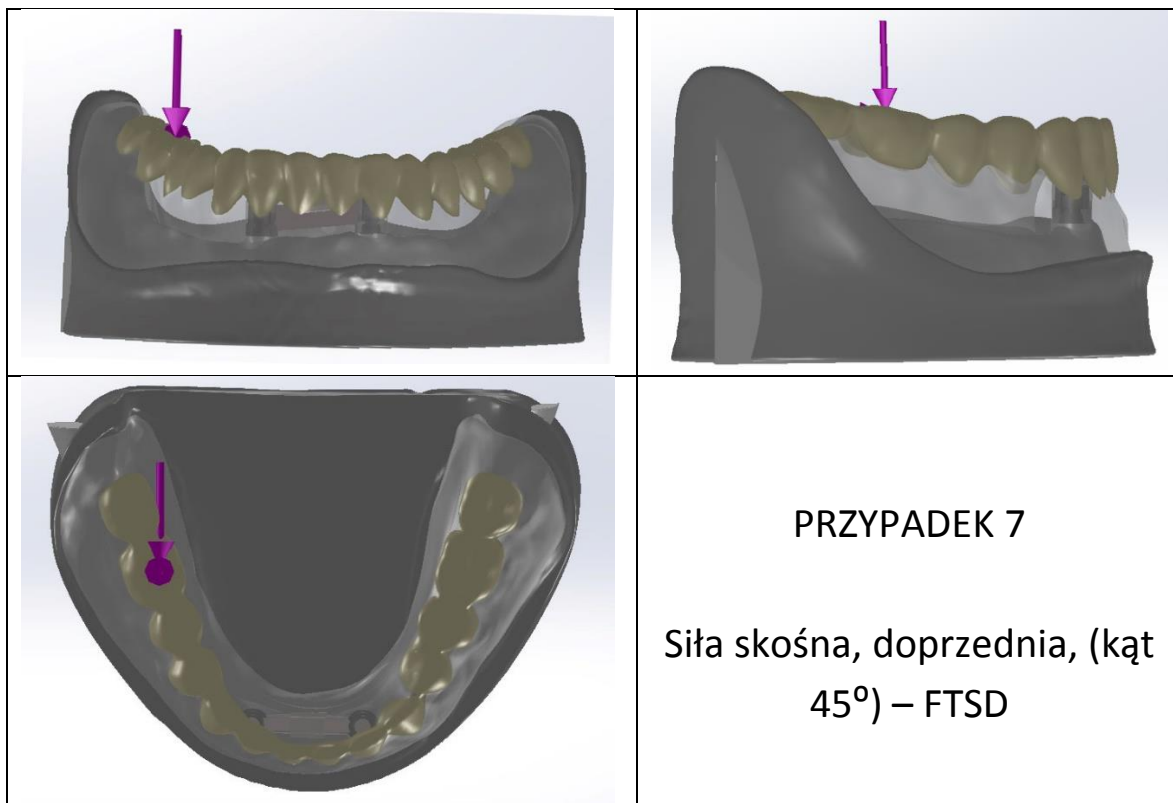


Ryc.3.10 Obciążenia osiowe i skośne prawego zęba siecznego centralnego w protezie OVD



Ryc.3.11 Obciążenia osiowe i skośne prawego kła w protezie OVD





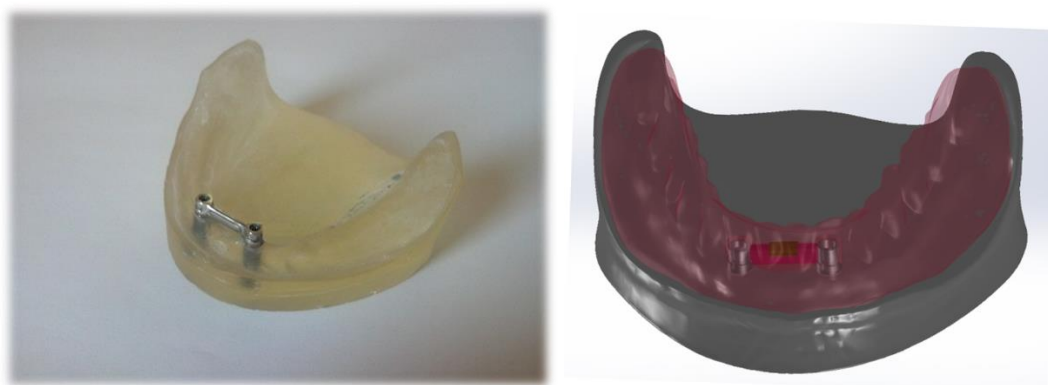
Ryc.3.12 Obciążenia osiowe i skośne prawego zęba trzonowego pierwszego w protezie OVD

3.4 Modele numeryczne protezy

3.4.1 Układ pierwszy

3.4.1.1 Budowa oraz właściwości materiałowe

W pierwszym analizowanym modelu zastosowano belkę typu „jeździec” wks-
vsp z matrycą silikonową żółtą (Bredent, Niemcy) (Ryc.3.13). W takiej sytuacji
klinicznej proteza podparta jest przede wszystkim bezpośrednio na śluzówce, belka
natomiast zapewnia odpowiednią retencję.



Ryc.3.13 Model rzeczywisty oraz model komputerowy pierwszego badanego układu

Wartości podstawowych właściwości materiałowych poszczególnych elementów protezy ustalono na podstawie danych literaturowych (Tab.3.2) [64,65,66,67].

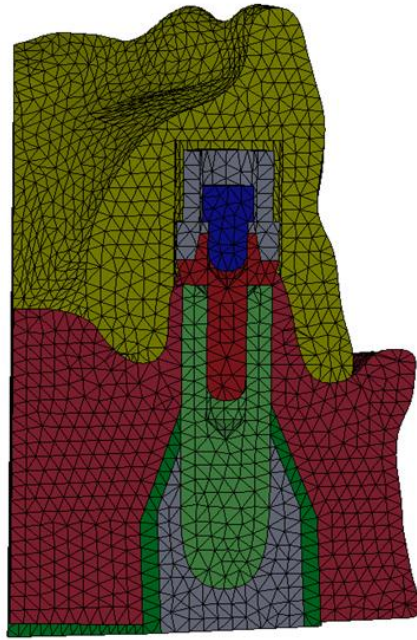
Tab.3.2 Właściwości materiałowe dla układu pierwszego

Nazwa części	Moduł Younga [GPa]	Liczba Poissona	Gęstość $\left[\frac{kg}{m^3}\right]$	Granica plastyczności $\left[\frac{N}{mm^2}\right]$
Proteza	3,5	0,35	1190	ok 17,5
Obudowa matrycy	200	0,26	517,02	206,81
Matryca	1,4-7	0,39	1330-1610	45-65
Śruba	110,3	0,31	4480	744,63
Belka	2	0,3	8900	827
Filar stożkowy	113,8	0,342	8900	827
Implant	105,2	0,37	4510	500
Błona śluzowa	0,005	0,49	1000	9,5
Kość korowa	17	0,3	1900	48
Kość gąbczasta (beleczkowa)	0,6	0,3	380	48

Parametry powyższe zostały wykorzystane w obliczeniach numerycznych. Podobnie postępowano dla układu drugiego i trzeciego.

3.4.1.2 Siatka MES

Siatka elementów skończonych powstała w module obliczeniowym SolidWorks Simulation programu SolidWorks (Ryc.3.14). Parametry siatki MES dla układu pierwszego podano w tabeli 3.3. W celu wygenerowania siatki elementów skończonych o wielkości elementów możliwie najlepiej dopasowanych do zadania obliczeniowego, wykonano kilka prób o różnym stopniu zagęszczenia (siatka jednorodna). Niedogodnością przy tworzeniu siatki w tym programie jest brak możliwości tworzenia niejednorodnej siatki i zróżnicowania wielkości elementów dla poszczególnych części. Skutkuje to tym, że dla dużego obiektu, jakim np. jest powierzchnia błony śluzowej żuchwy, musi być podzielone na elementy takiej wielkości, aby były również wystarczające dla małych części, jakimi są matryce. Powoduje to konieczność stworzenia znacznej liczby elementów dla większych części, co zdecydowanie wpływa na wydłużenie czasu obliczeń.



Ryc.3.14 Wizualizacja wygenerowanej siatki MES - przekrój przez mocowanie belki

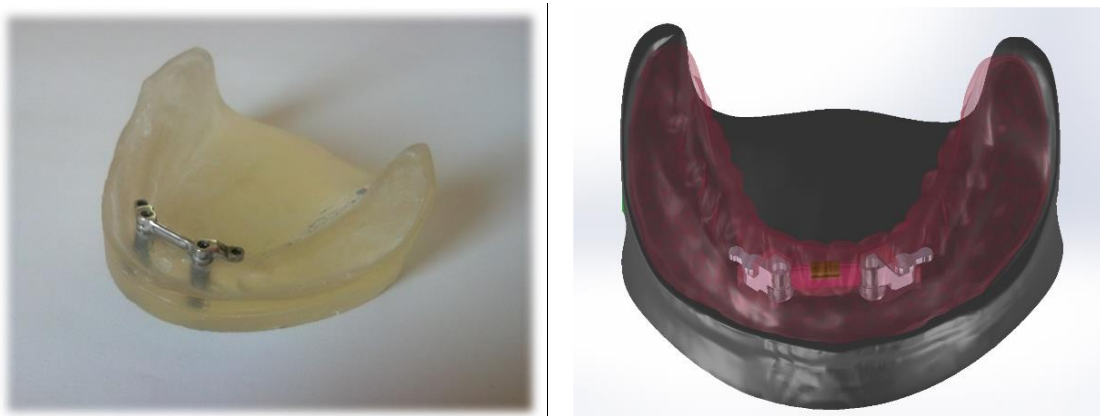
Tab.3.3 Parametry siatki MES dla układu pierwszego

Nazwa badania	Belka 1
Typ siatki	Siatka bryłowa
Użyty generator siatki	Siatka standardowa
Automatyczne przejście	Wyłączone
Uwzględnij automatyczne pętle siatki	Wyłączone
Punkty jakobianu	4 punktów
Sterowanie siatki	Zdefiniowane
Rozmiar elementu	1,5 mm
Tolerancja	0,02 mm
Jakość siatki	Wysoka
Całkowita liczba węzłów	659329
Całkowita liczba elementów	431348
Maksymalny współczynnik kształtu	263,08
o współczynniku kształtu < 3	95,9
o współczynniku kształtu > 10	0,231

3.4.2 Układ drugi

3.4.2.1 Budowa oraz właściwości materiałowe

W drugim badanym modelu zastosowano belkę typu „jeździec” vks-vsp z matrycą silikonową żółtą (Bredent, Niemcy) oraz dwoma symetrycznie umieszczonymi w kierunku dystalnym zaczepami CEKA RE 0175 TI (Ryc.3.15). W tym układzie części obejmujące żuchwę wraz z implantami i belką są takie same, jak w układzie pierwszym, zmianie natomiast ulega sposób mocowania protezy. Proteza podparta jest w głównej części bezpośrednio na śluzówce, belka spełnia funkcję ustalającą, natomiast funkcję retencyjną dla całego układu pełnią zatrzaski. Z tego powodu całą procedurę modelowania nowych elementów wykonano analogicznie oraz przy użyciu tych samych narzędzi i programów, jak dla pierwszego układu. Właściwości materiałowe dla układu drugiego podano w tabeli 3.4.



Ryc.3.15 Model rzeczywisty oraz model komputerowy drugiego badanego układu

Tab.3.4 Właściwości materiałowe dla układu drugiego

Nazwa części	Moduł Younga [GPa]	Liczba Poissona	Gęstość $\left[\frac{kg}{m^3}\right]$	Granica plastyczności $\left[\frac{N}{mm^2}\right]$
Proteza	3,5	0,35	1190	ok 17,5
Obudowa matrycy	200	0,26	517,02	206,81
Matryca	1,4-7	0,39	1330-1610	45-65
Śruba	110,3	0,31	4480	744,63
Belka	2	0,3	8900	827
Filar stożkowy	113,8	0,342	8900	827
Implant	105, 2	0,37	4510	500
Błona śluzowa	0,005	0,49	1000	9,5
Kość korowa	17	0,3	1900	48
Kość gąbczasta (beleczkowa)	0,6	0,3	380	48
Zatrząsk	113,8	0,342	8900	827

3.4.2.2 Siatka MES

Siatka elementów skończonych, podobnie jak poprzednio, powstała w module obliczeniowym SolidWorks Simulation programu SolidWorks (Tab.3.5). Do stworzenia siatki wykorzystano natomiast inny generator siatki. Siatka została oparta na krzywiznie elementów.

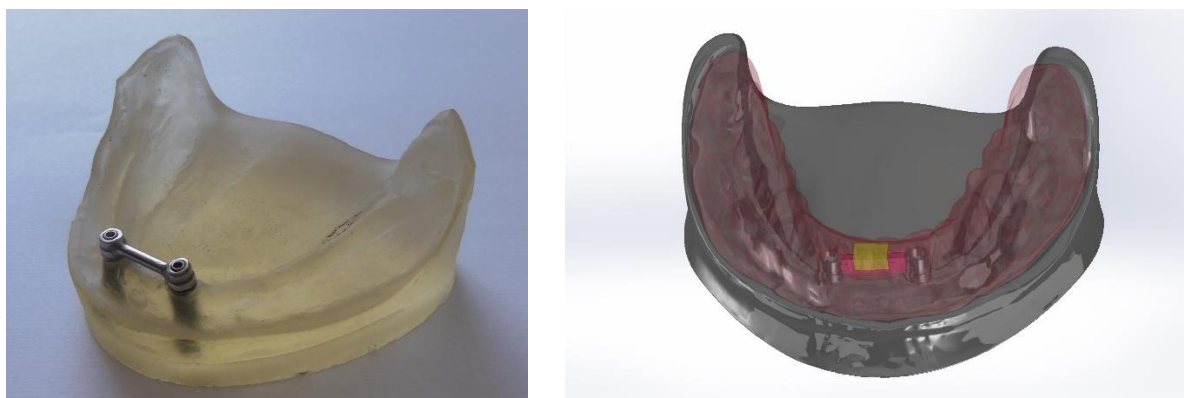
Tab.3.5 Parametry siatki MES dla układu drugiego

Nazwa badania	Belka 2
Typ siatki	Siatka bryłowa
Użyty generator siatki	Siatka oparta na krzywiznie
Punkty jacobianu	4 punktów
Sterowanie siatki	Zdefiniowane
Maksymalny rozmiar elementu	7,86174 mm
Minimalny rozmiar elementu	1,25788 mm
Jakość siatki	Wysoka
Całkowita liczba węzłów	784006
Całkowita liczba elementów	518639
Maksymalny współczynnik kształtu	509,35
o współczynniku kształtu < 3	97,6
o współczynniku kształtu > 10	0,115

3.4.3 Układ trzeci

3.4.3.1 Budowa oraz właściwości materiałowe

W trzecim badanym modelu zastosowano belkę Doldera (Ryc.18). W tym układzie części obejmujące żuchwę wraz z implantami są takie same, jak w układzie pierwszym, inny natomiast jest kształt belki i sposób mocowania protezy. Proteza podparta jest głównie bezpośrednio na słuzówce, a belka spełnia funkcję ustalającą i retencyjną. Procedurę modelowania nowych elementów (belki, matrycy oraz obudowy matrycy) wykonano analogicznie oraz przy użyciu tych samych narzędzi i programów, jak dla pierwszego układu. Właściwości materiałowe dla układu trzeciego podano w tabeli 3.6.



Ryc.3.16 Model rzeczywisty oraz model komputerowy trzeciego badanego układu

Tab.3.6 Właściwości materiałowe dla układu trzeciego

Nazwa części	Moduł Younga [GPa]	Liczba Poissona	Gęstość $[\frac{kg}{m^3}]$	Granica plastyczności $[\frac{N}{mm^2}]$
Proteza	3,5	0,35	1190	ok 17,5
Obudowa matrycy	2	0,3	8900	827
Matryca	7	0,394	1020	65
Śruba	110,3	0,31	4480	744,63
Belka	2	0,3	8900	827
Filar stożkowy	113,8	0,342	8900	827
Implant	105 ,2	0,37	4510	500
Błona śluzowa	0,005	0,49	1000	9,5
Kość korowa	17	0,3	1900	48
Kość gąbczasta (beleczkowa)	0,6	0,3	380	48

3.4.3.2 Siatka MES

Siatka elementów skończonych, podobnie jak poprzednio, powstała w module obliczeniowym SolidWorks Simulation programu SolidWorks (Tab.3.7). Do stworzenia siatki wykorzystano natomiast inny generator siatki. Siatka została oparta na krzywiznie elementów.

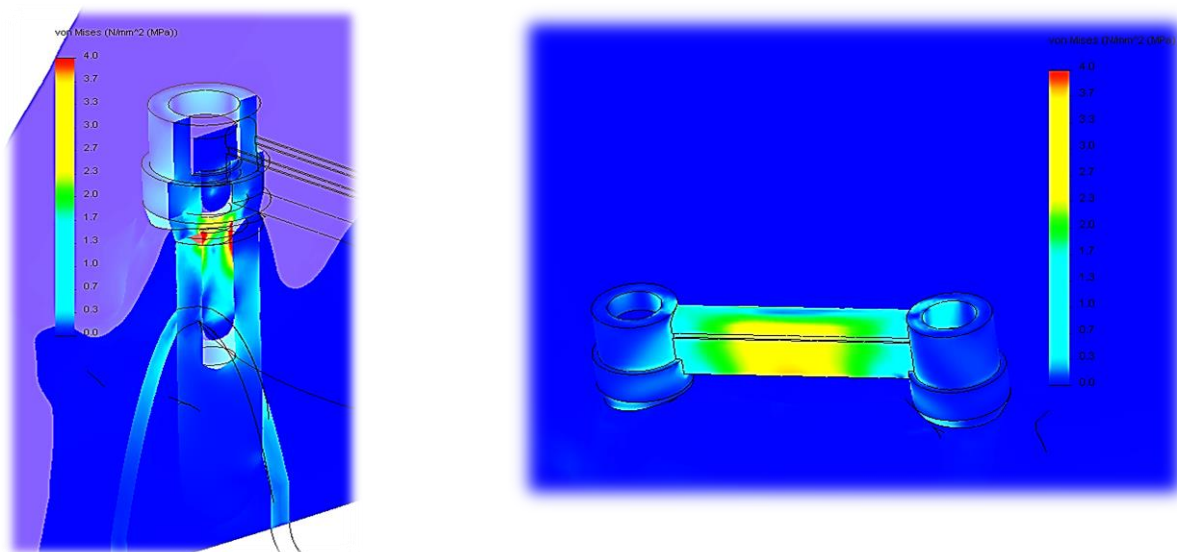
Tab.3.7 Parametry siatki MES dla układu trzeciego

Nazwa badania	Belka 3
Typ siatki	Siatka bryłowa
Użyty generator siatki	Siatka standardowa
Automatyczne przejście	Wyłączone
Uwzględnij automatyczne pętle siatki	Wyłączone
Punkty jacobianu	4 punktów
Sterowanie siatki	Zdefiniowane
Rozmiar elementu	1,5 mm
Tolerancja	0,045 mm
Jakość siatki	Wysoka
Całkowita liczba węzłów	1109927
Całkowita liczba elementów	751252
Maksymalny współczynnik kształtu	271,25
o współczynniku kształtu < 3	97,6
o współczynniku kształtu > 10	0.0777

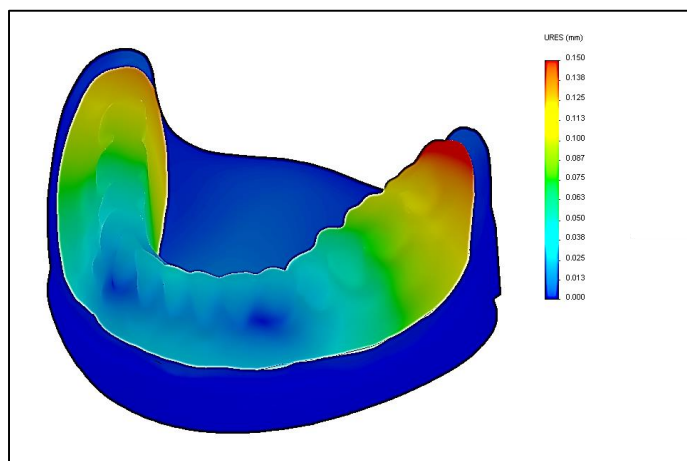
4. WIZUALIZACJA WYNIKÓW DLA OBCIĄŻENIA 50 N

Do zaprezentowania wyników wybrano obciążenie siłą o wartości 50 N (Ryc. 4.1 - 4.21). Na mapach konturowych przedstawiono miejsca koncentracji największych naprężeń w obrębie zespolenia kładkowego i zaczepów oraz w okolicy implantów. Zobrazowano również miejsca, w których proteza ulega największym przemieszczeniom.

4.1 Układ pierwszy – z belką typu „jeździec” vks-vsp¹



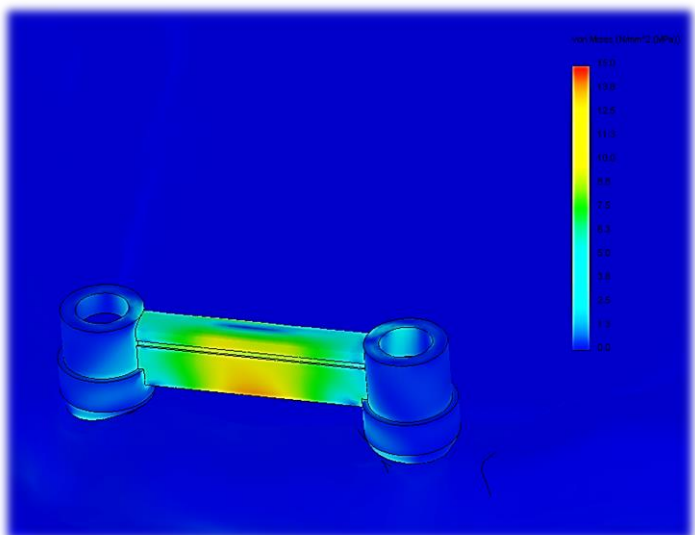
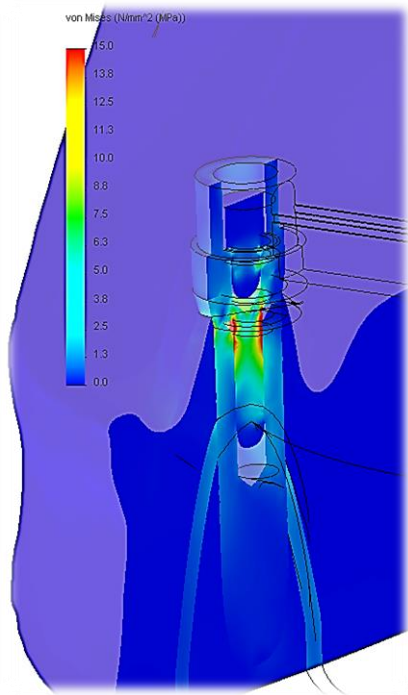
a)



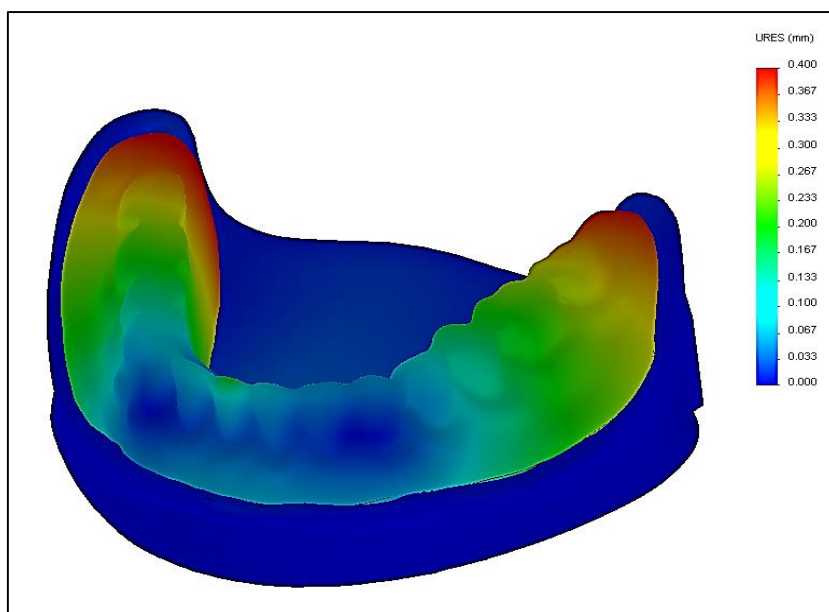
b)

Ryc.4.1 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FSP dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

¹ Wprowadzona w miejsce ułamkowych wartości kropka zamiast obowiązującego przecinka wynika ze specyfiki wykorzystywanych programów obliczeniowych.

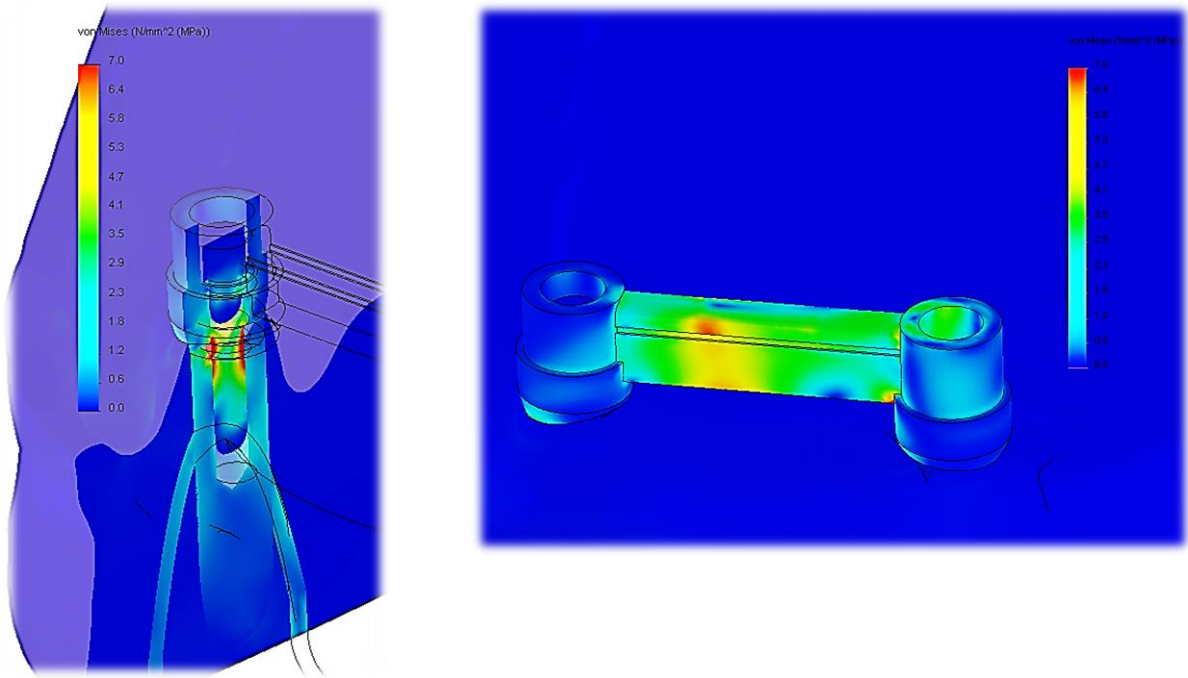


a)

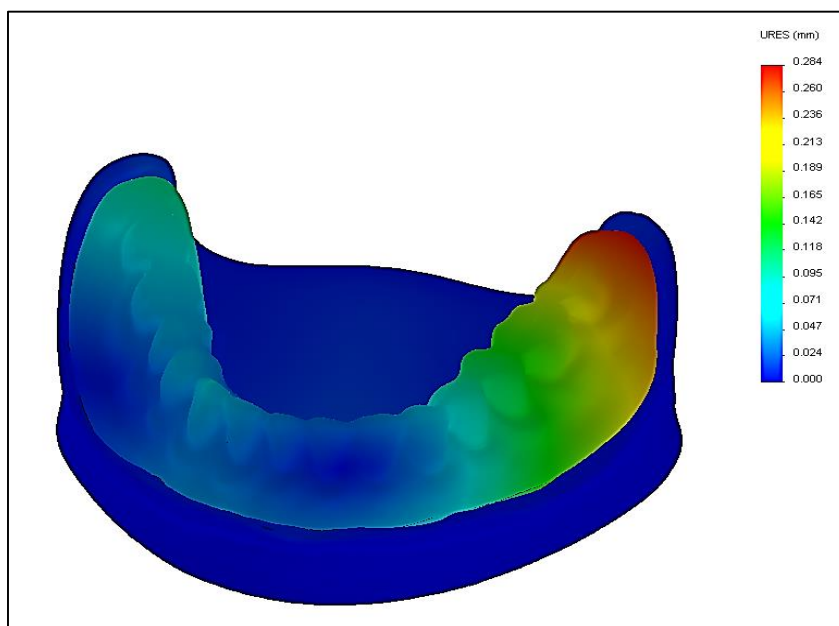


b)

Ryc.4.2 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FSS dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

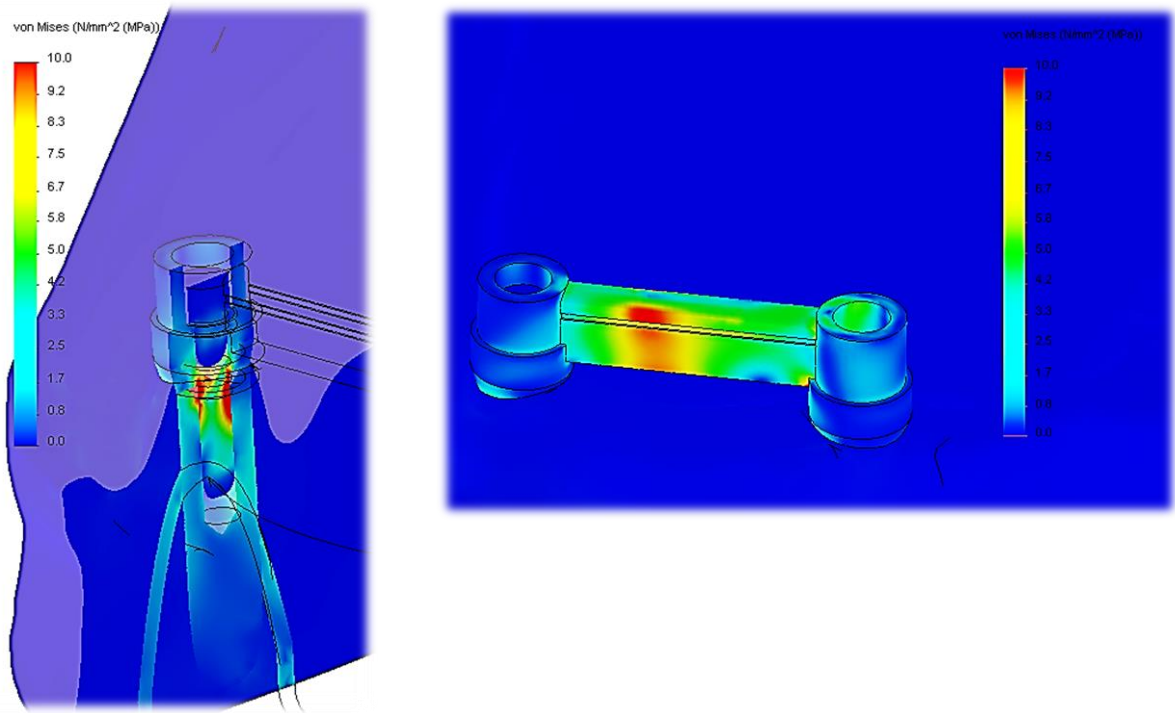


a)

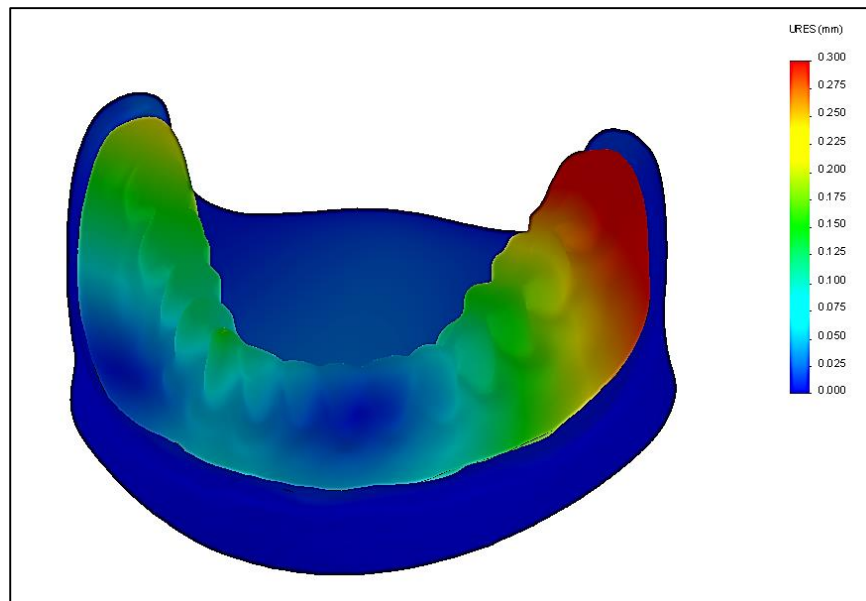


b)

Ryc.4.3 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKP dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

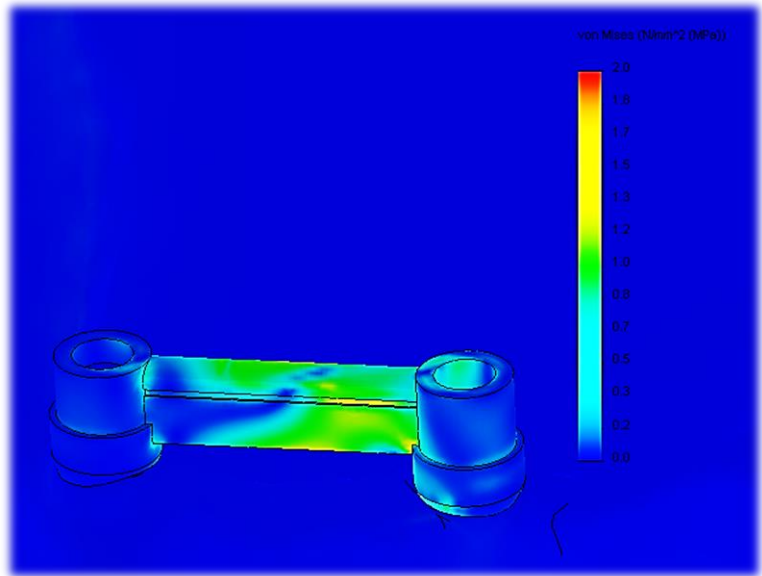
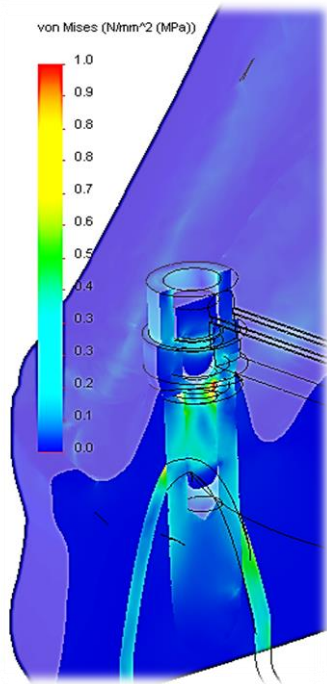


a)

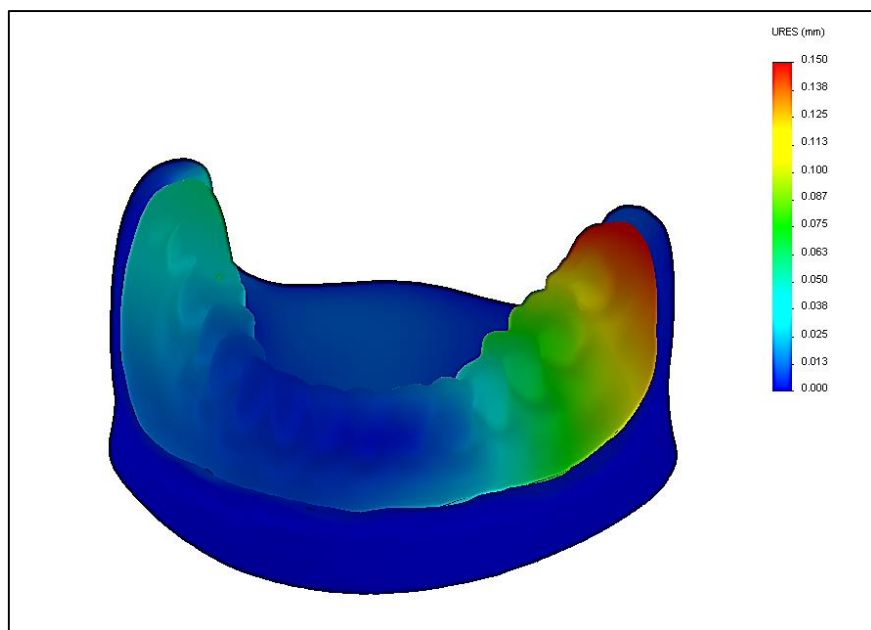


b)

Ryc.4.4 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKS dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

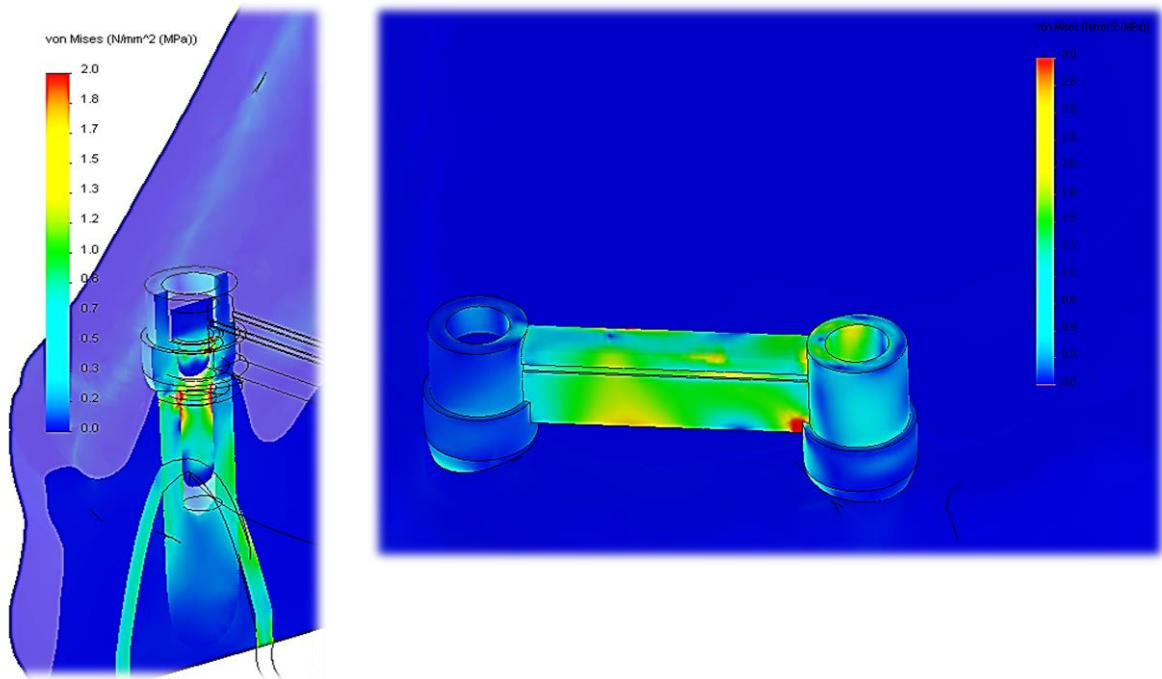


a)

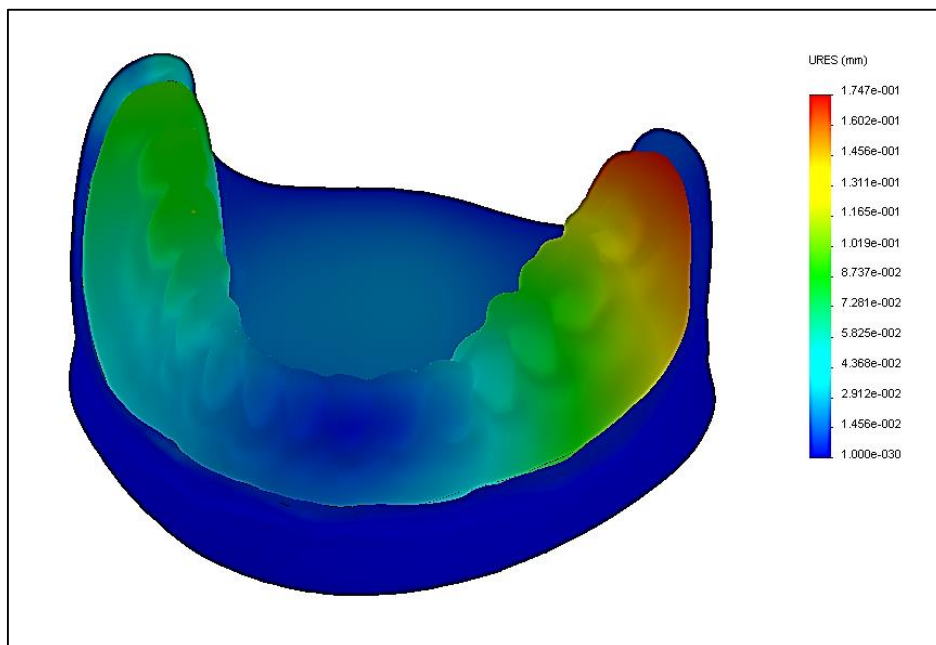


b)

Ryc.4.5 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTP dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

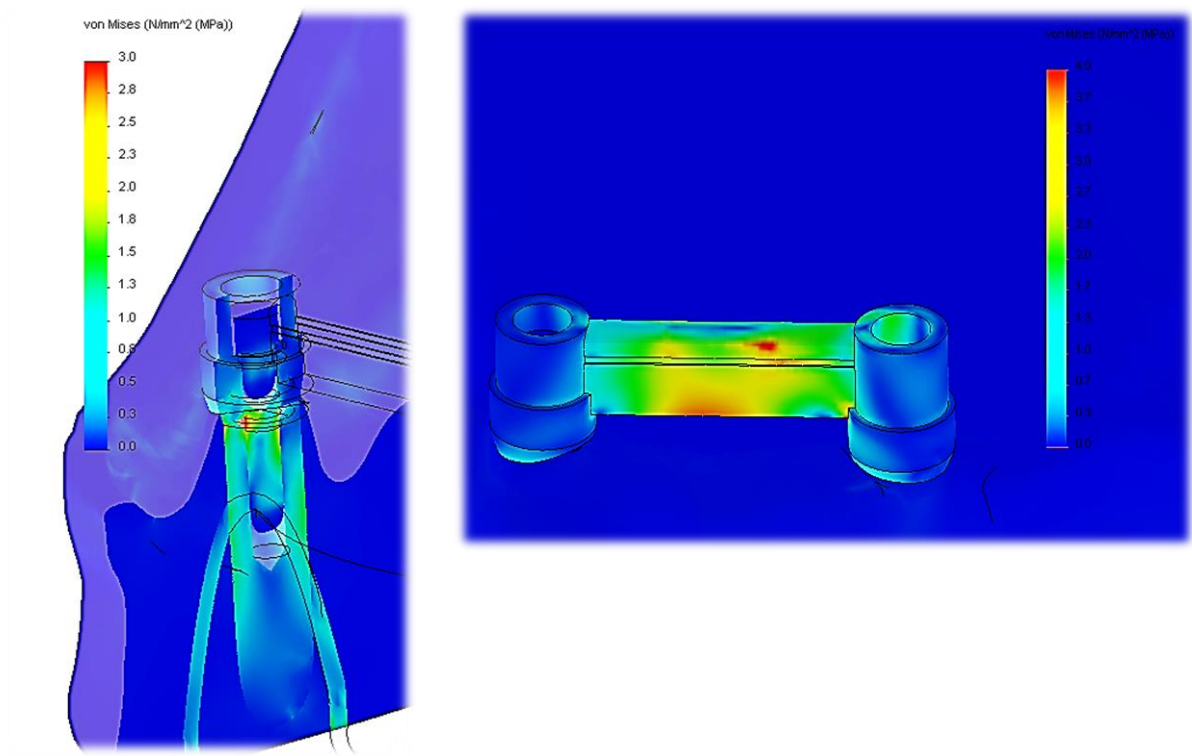


a)

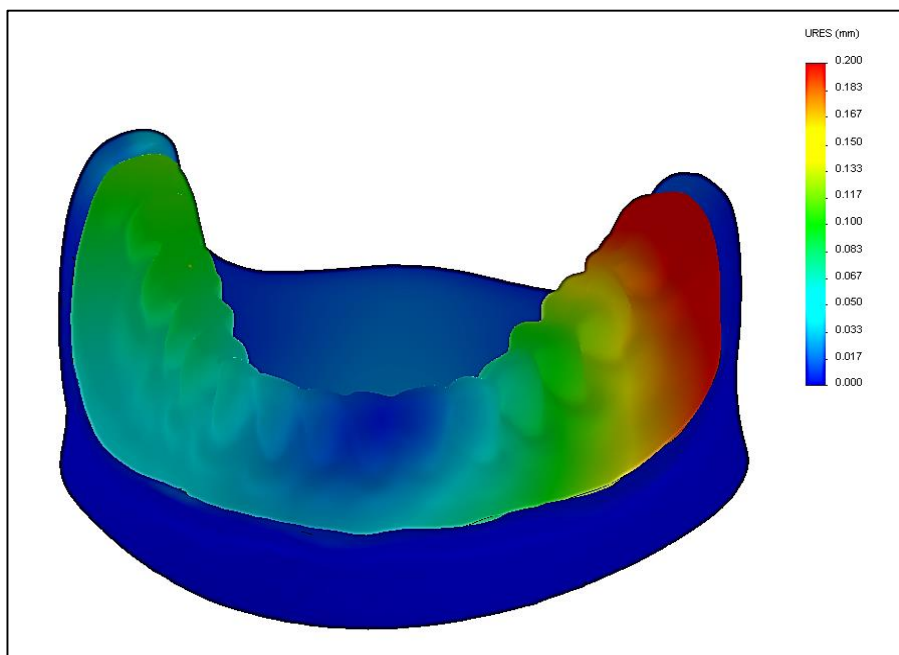


b)

Ryc.4.6 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSB dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy



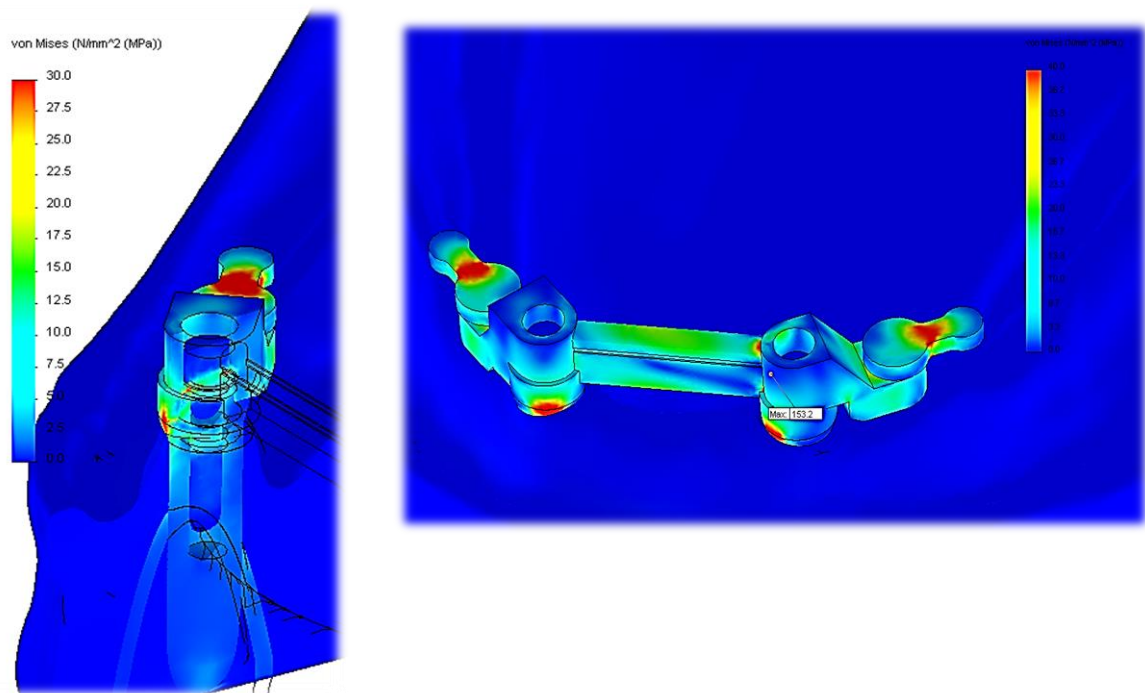
a)



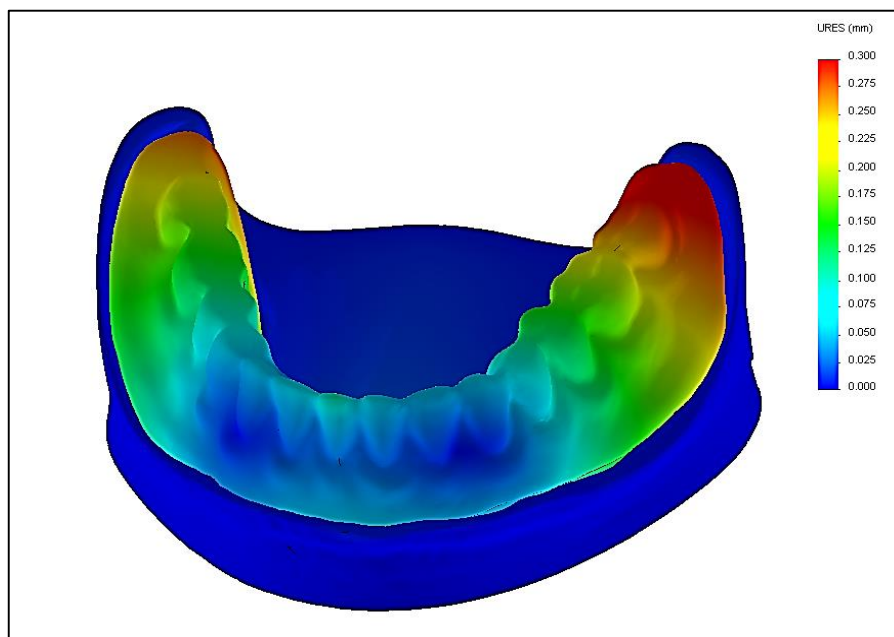
b)

Ryc.4.7 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSD dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

4.2 Układ drugi – z belką typu „jeździec” vks-vsp oraz zaczepami CEKA

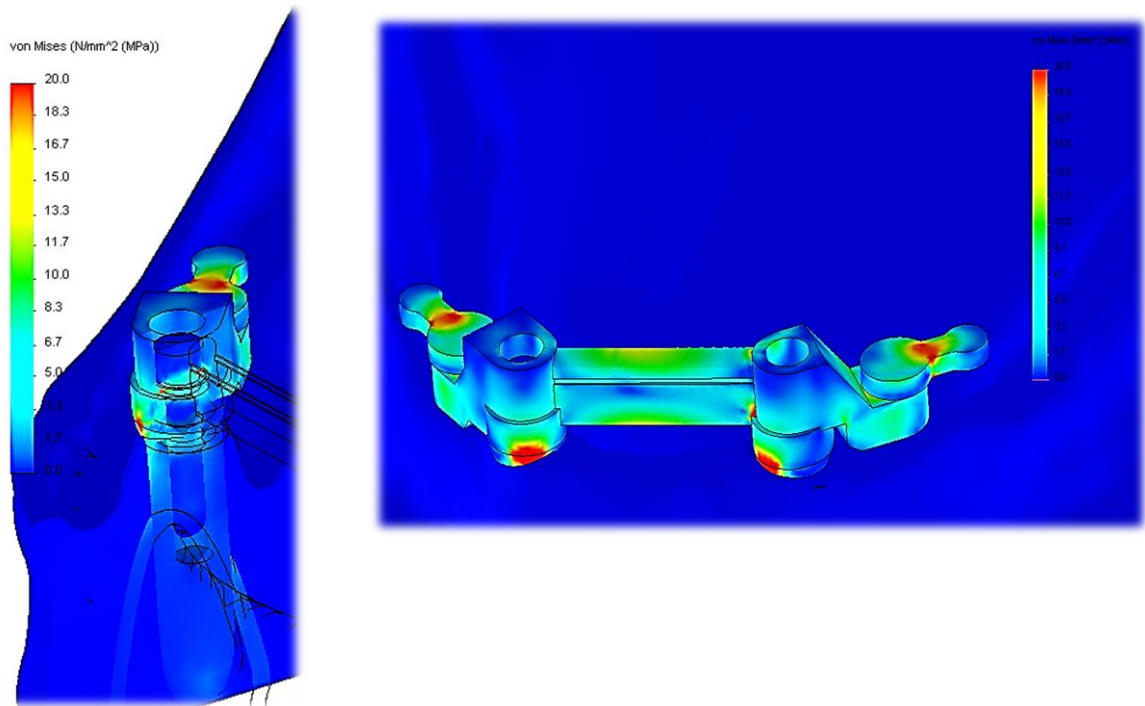


a)

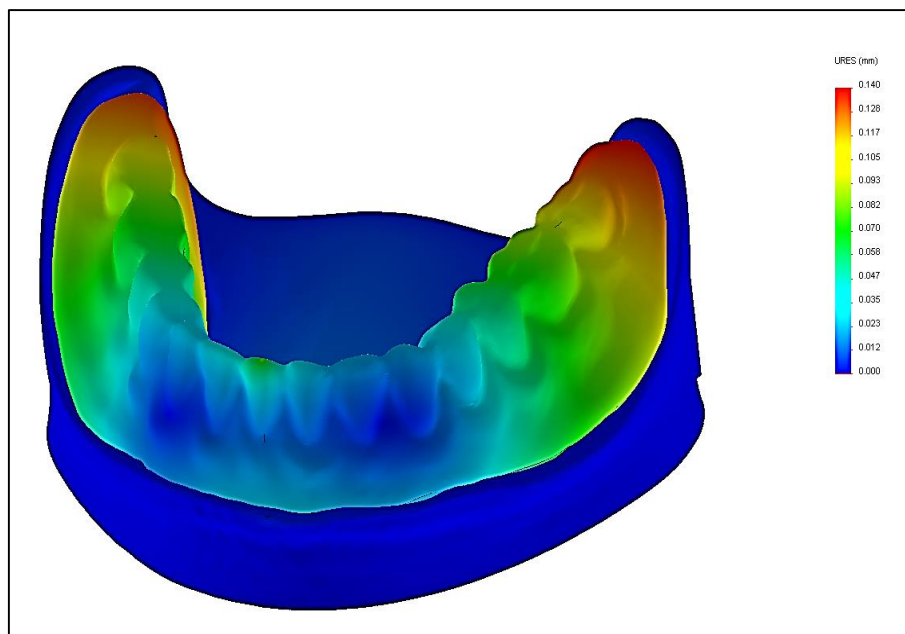


b)

Ryc.4.8 Wizualizacje wyników przy obciążeniu FSP dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

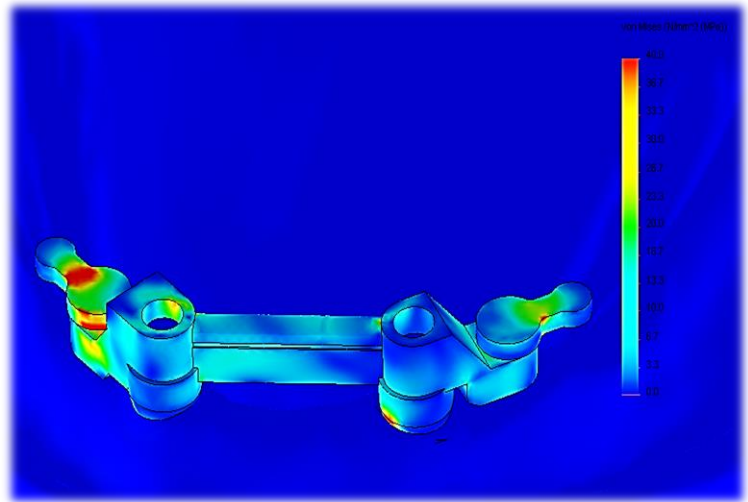
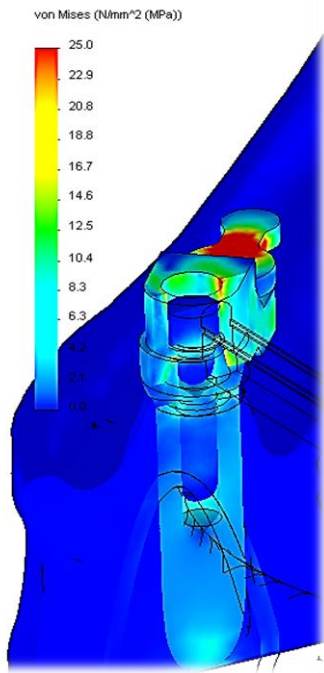


a)

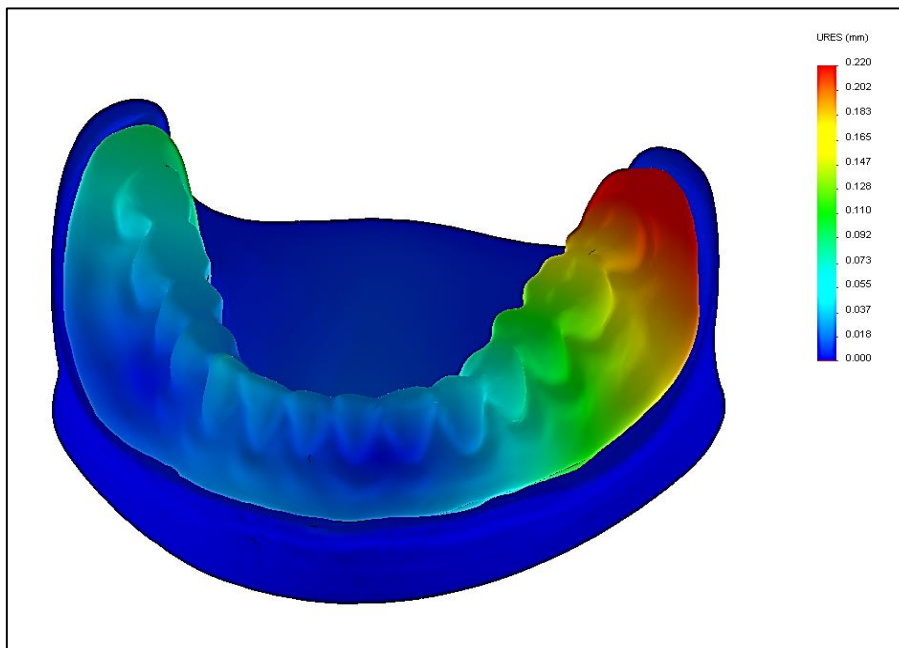


b)

Ryc.4.9 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FSS dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

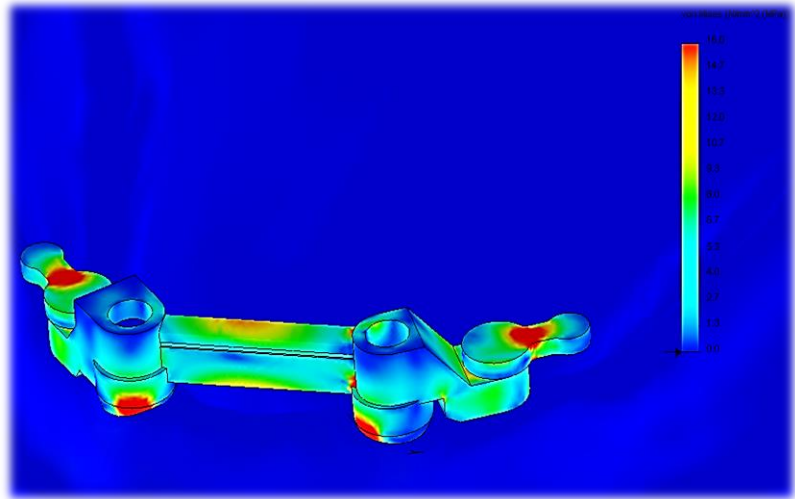
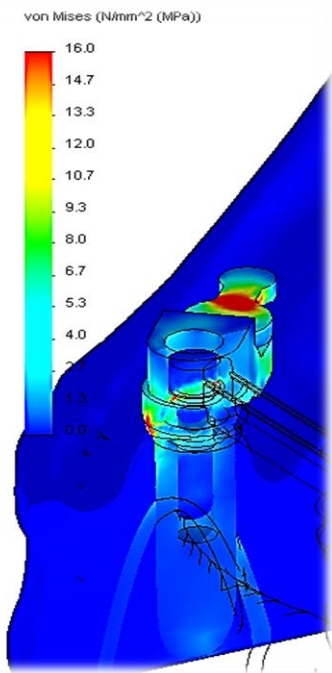


a)

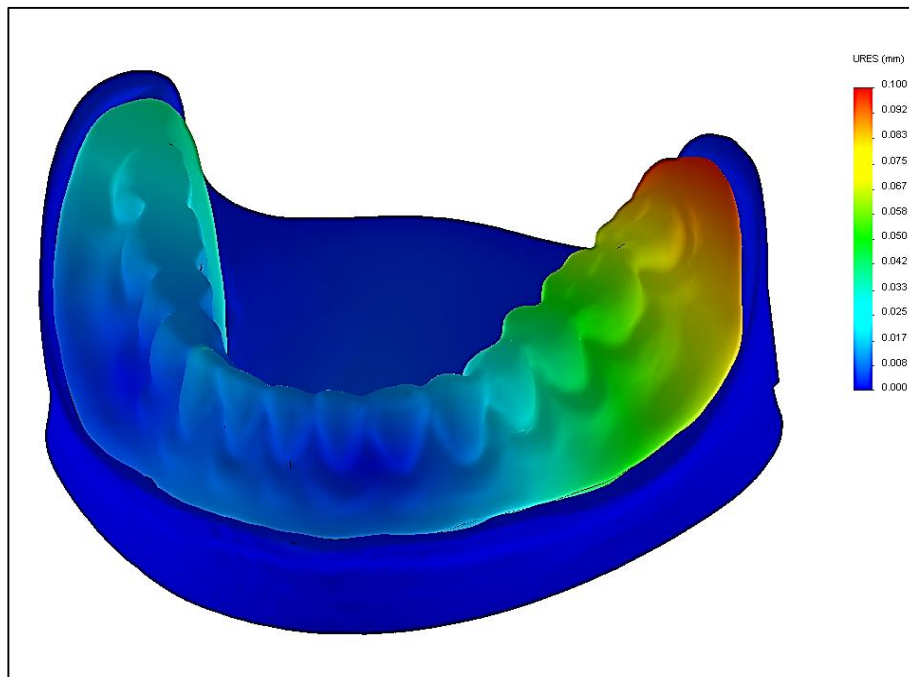


b)

Ryc.4.10 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKP dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

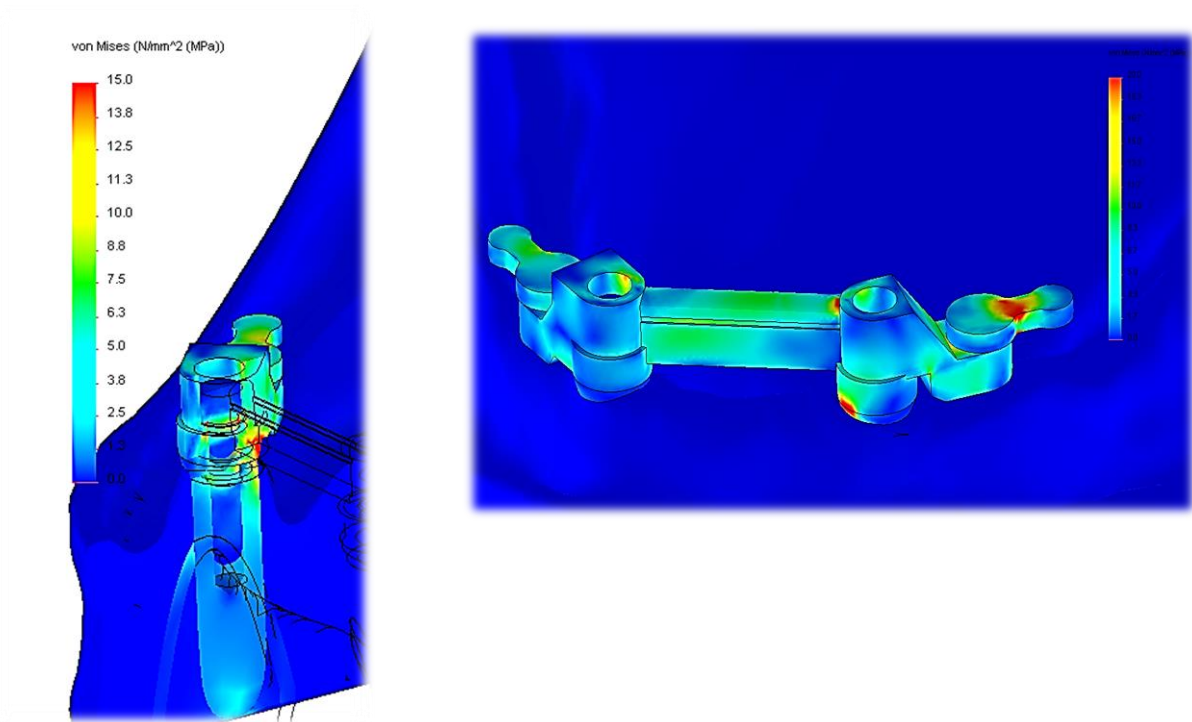


a)

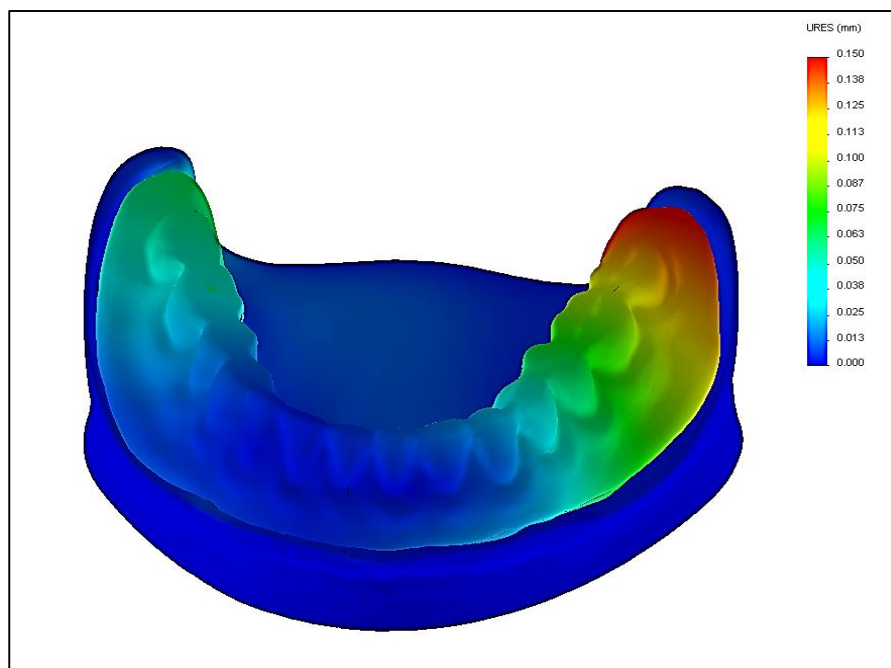


b)

Ryc.4.11 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKS dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

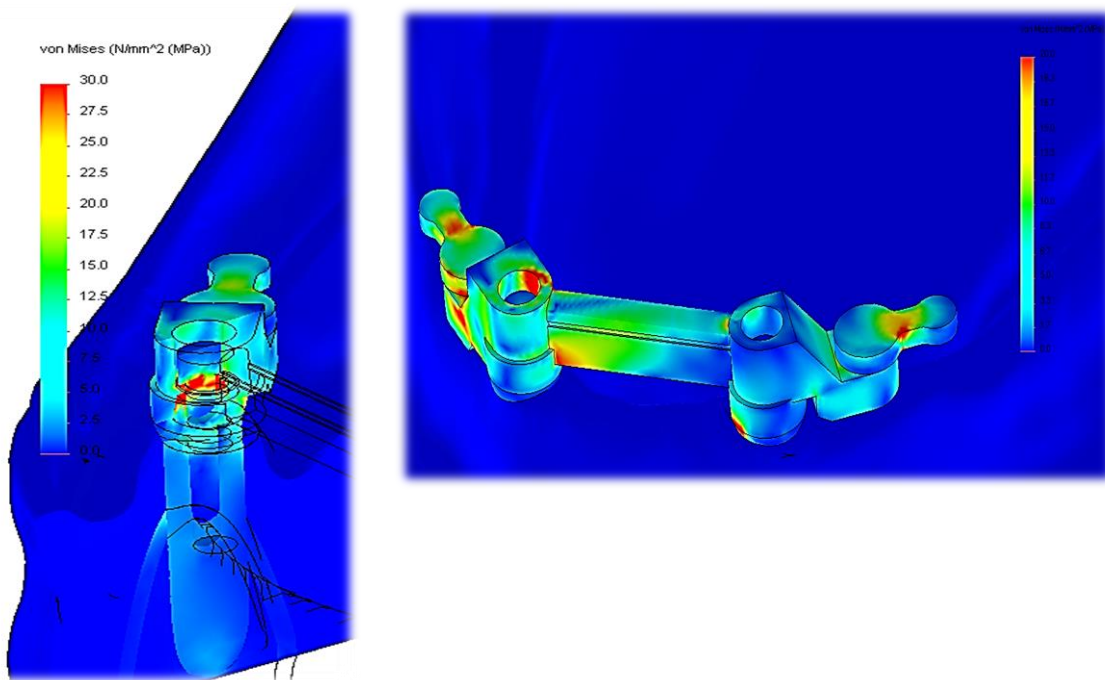


a)

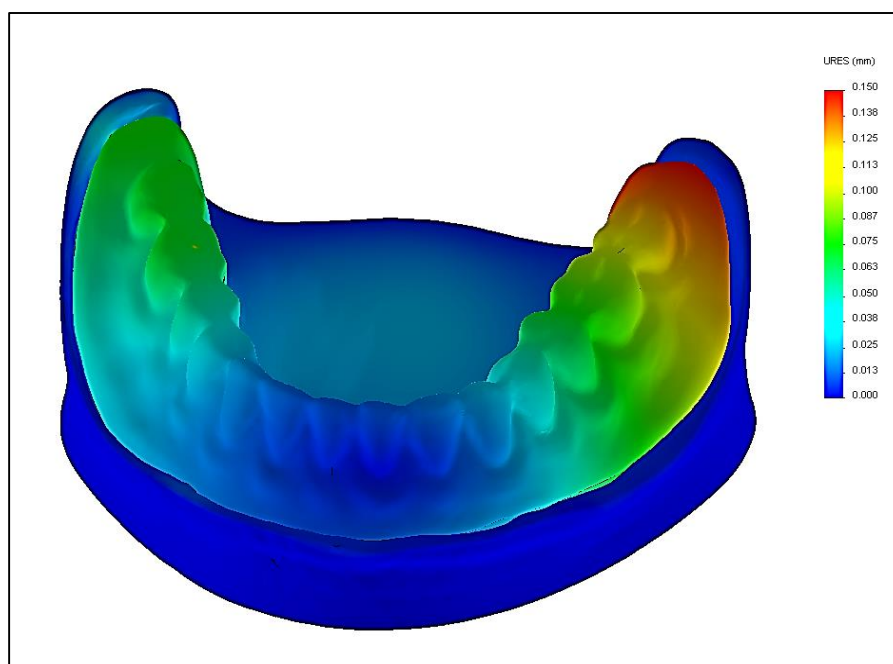


b)

Ryc.4.12 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTP dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

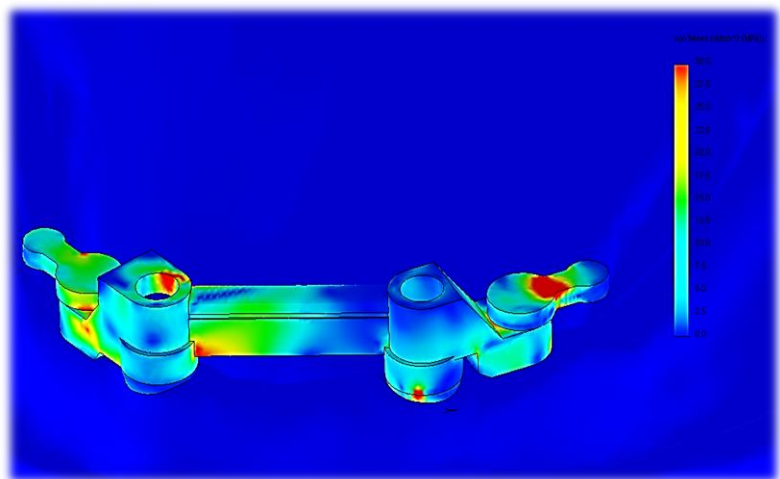
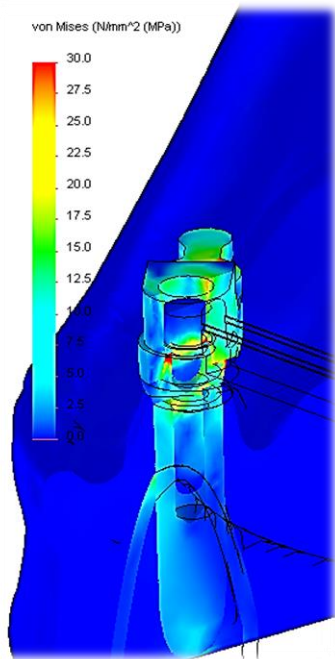


a)

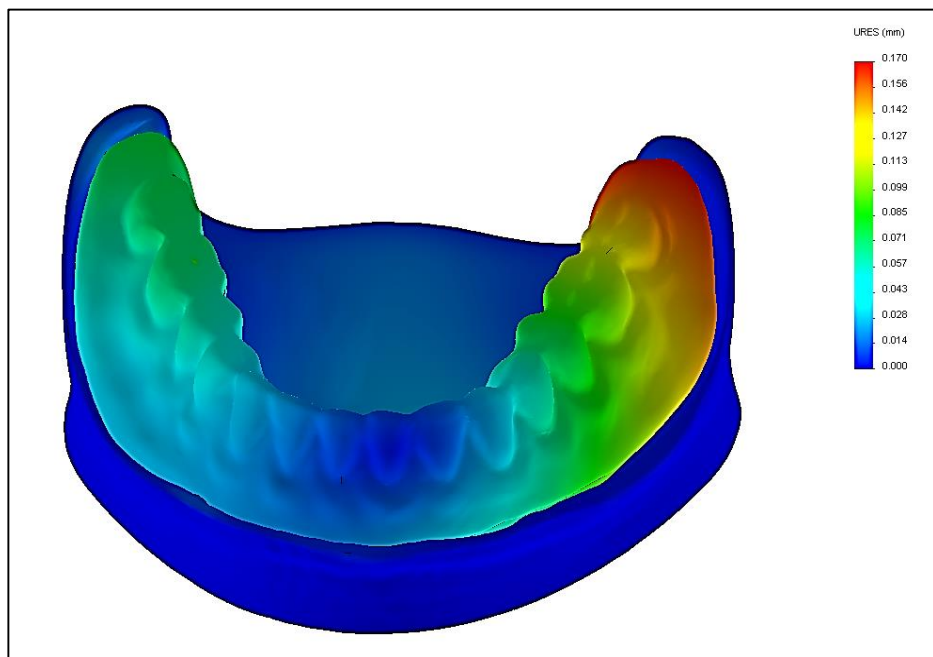


b)

Ryc.4.13 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSB dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy



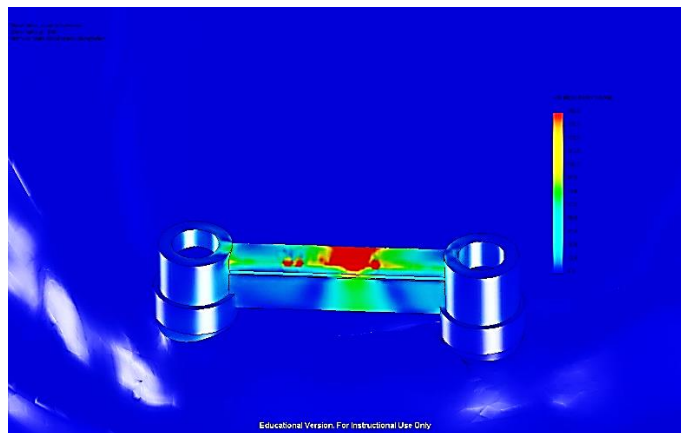
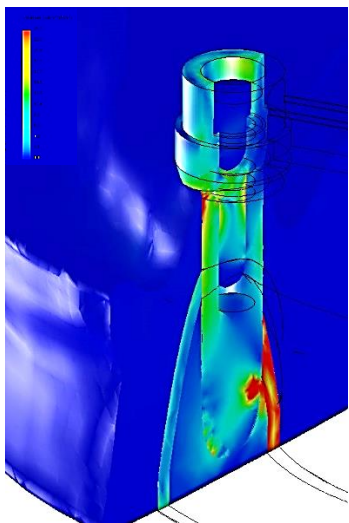
a)



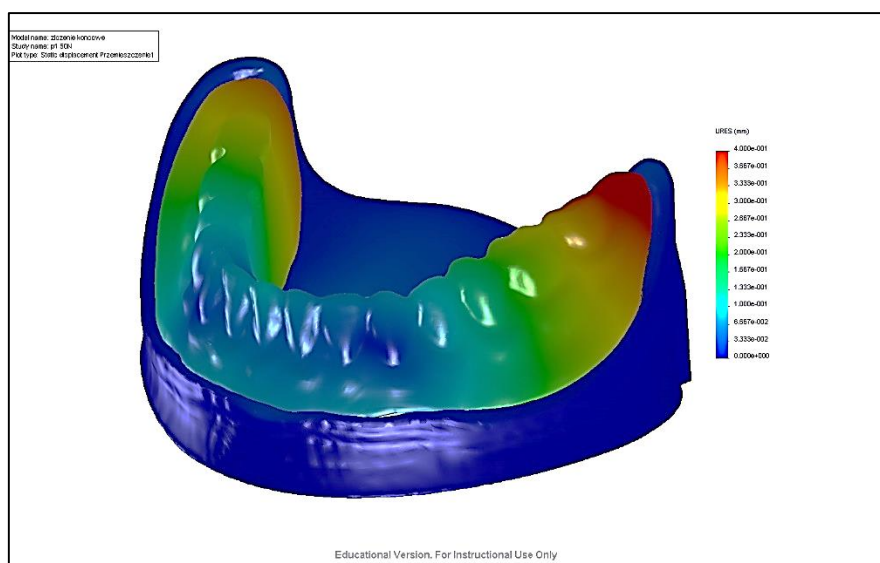
b)

Ryc.4.14 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSD dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

4.3 Układ trzeci – z belką Doldera

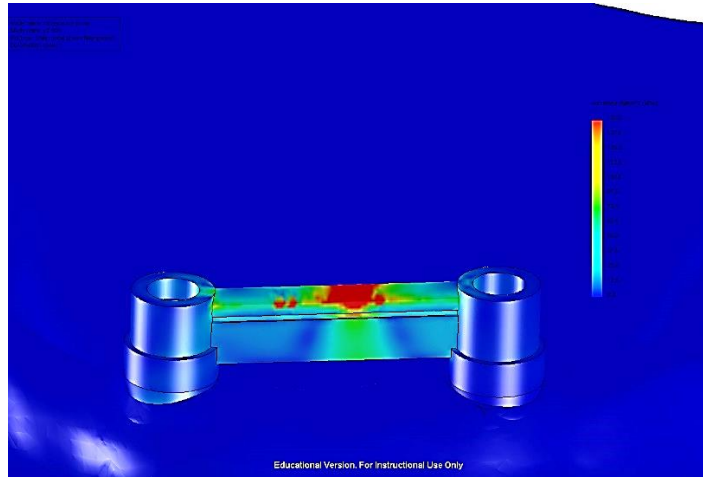
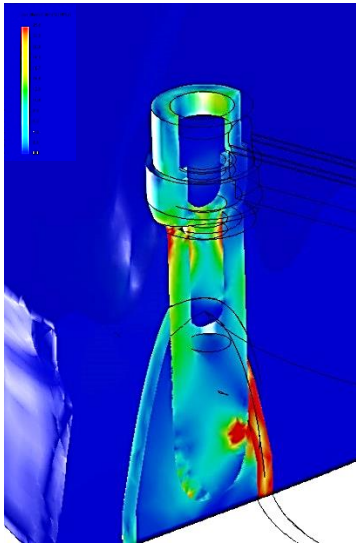


a)

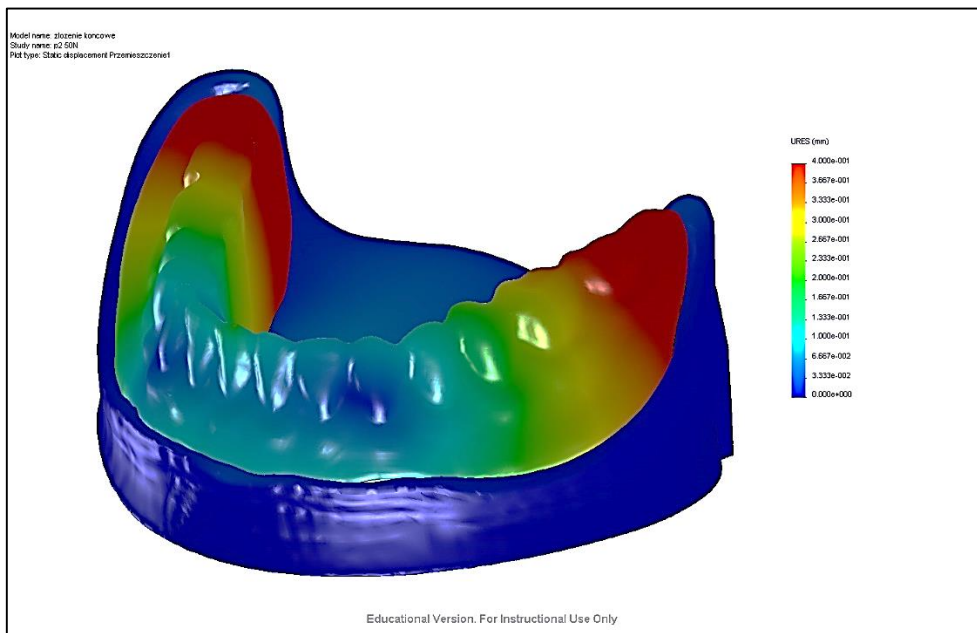


b)

Ryc.4.15 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FSP dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

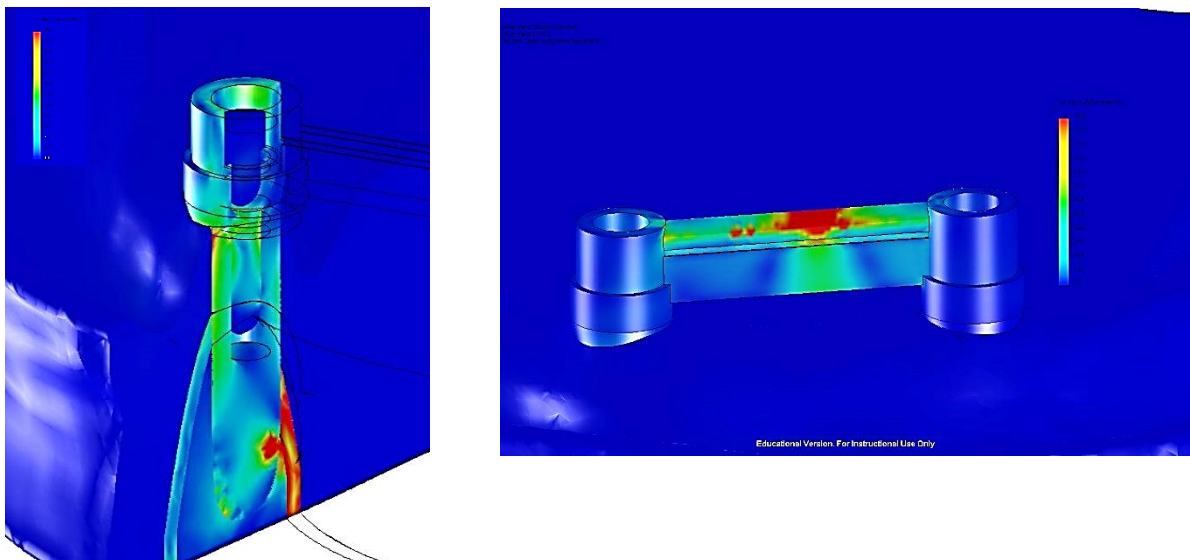


a)

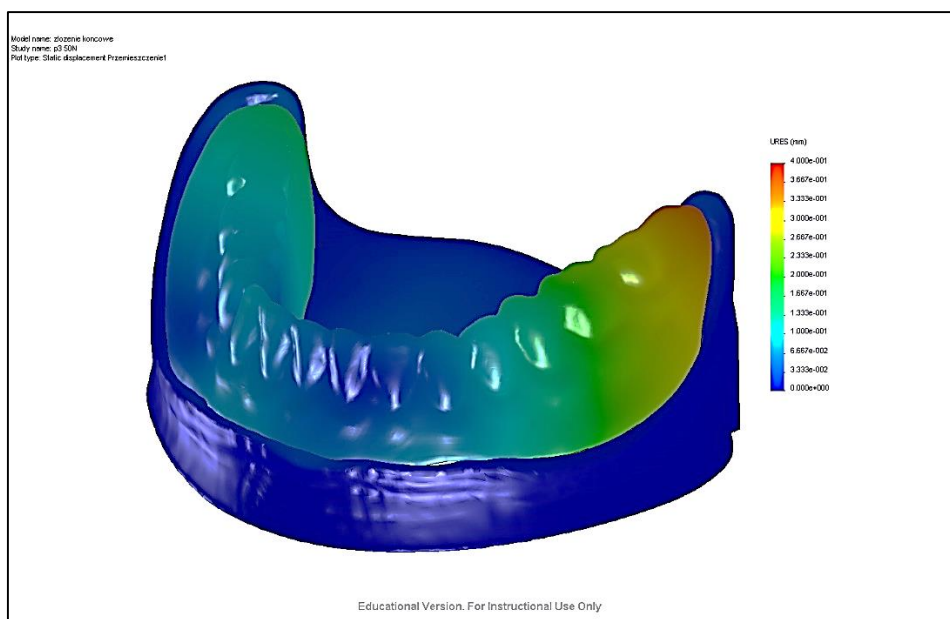


b)

Ryc.4.16 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FSS dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

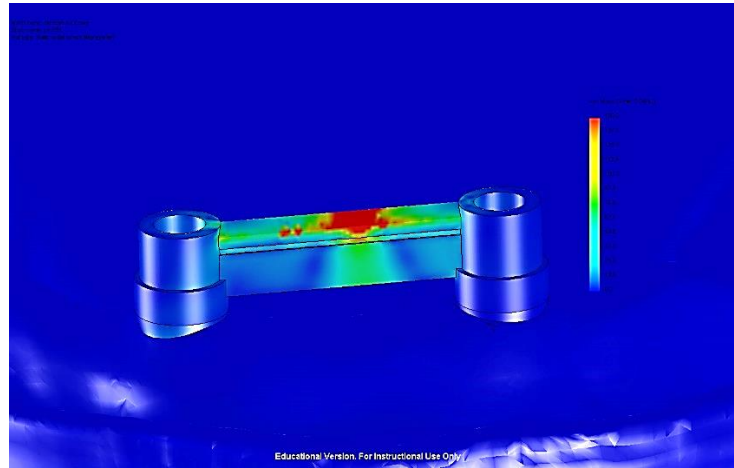
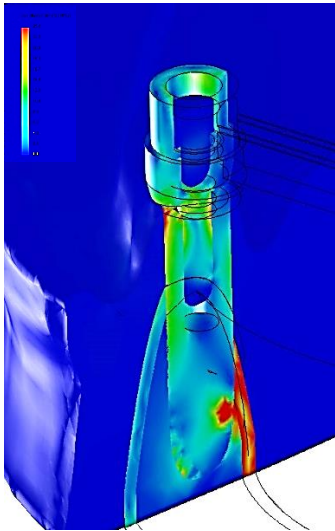


a)

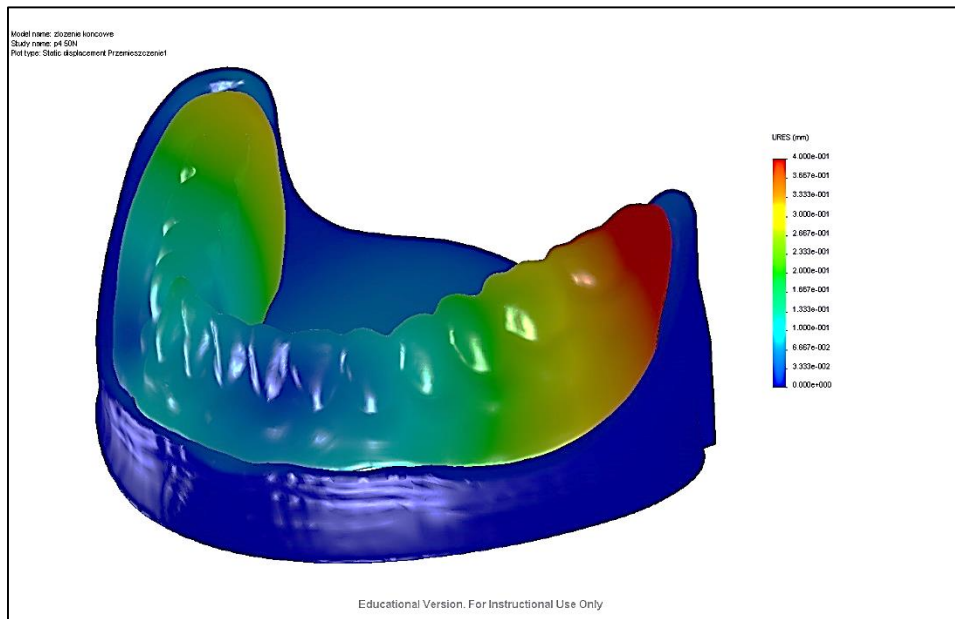


b)

Ryc.4.17 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKP dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

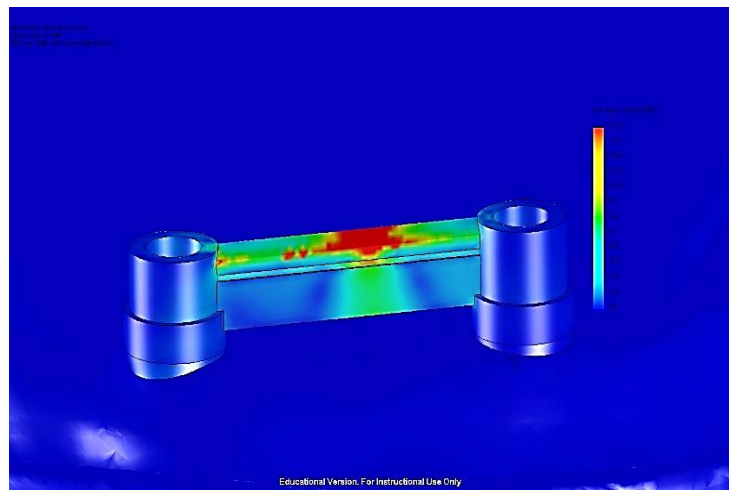
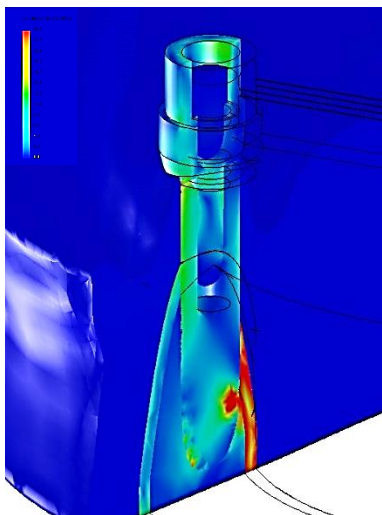


a)

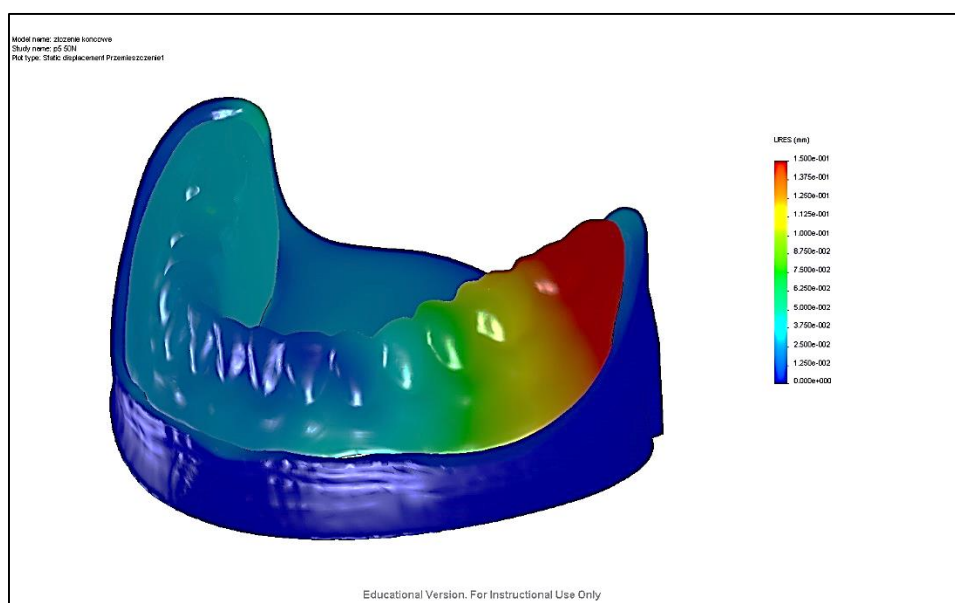


b)

Ryc.4.18 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKS dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

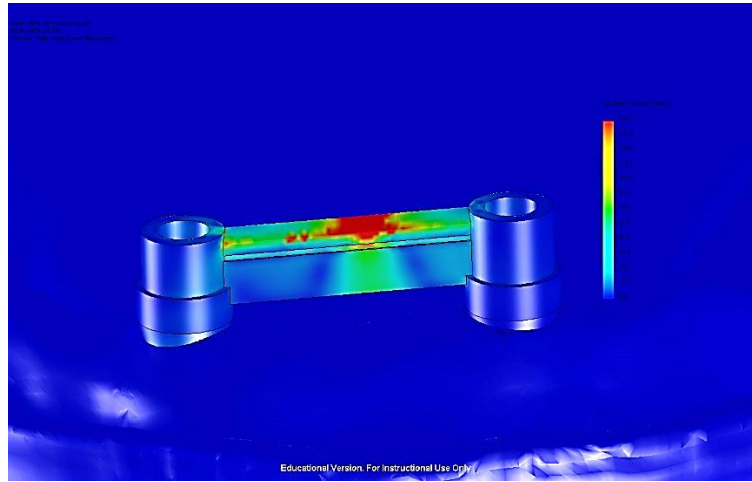
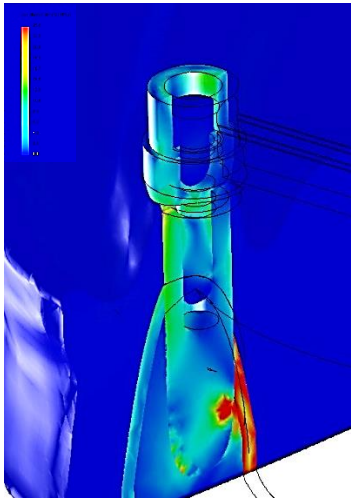


a)

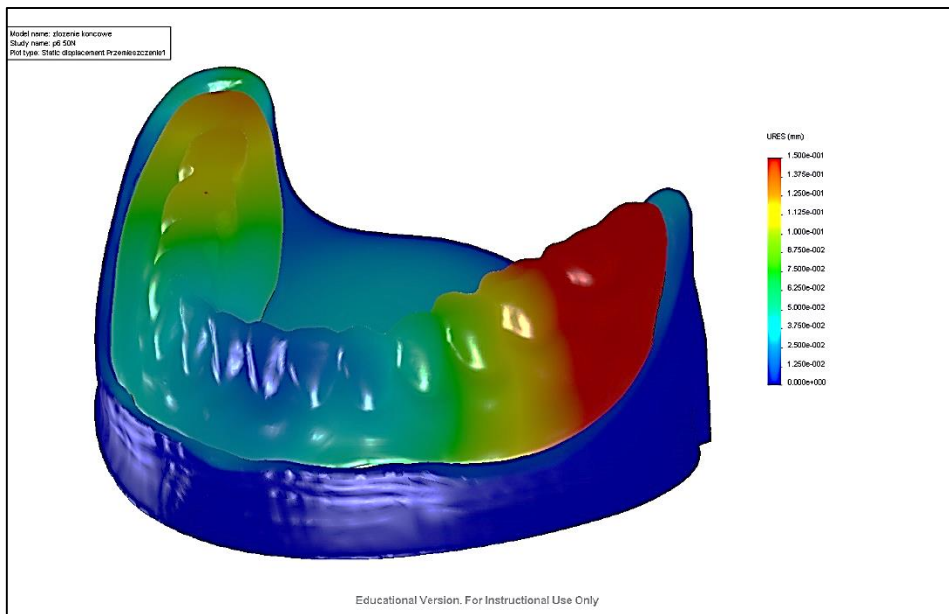


b)

Ryc.4.19 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTP dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

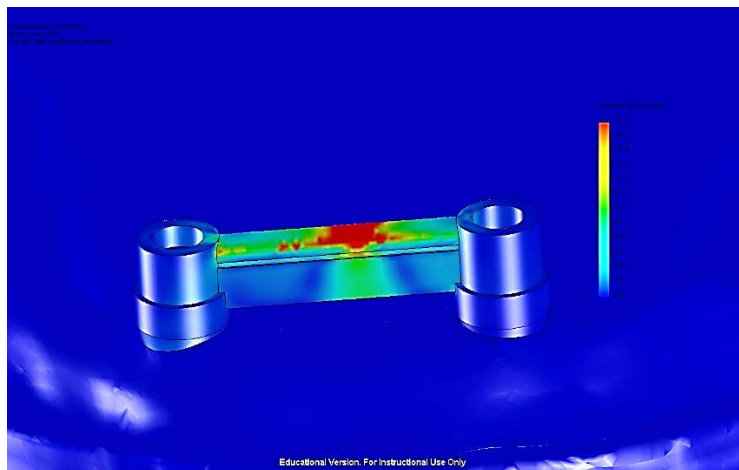
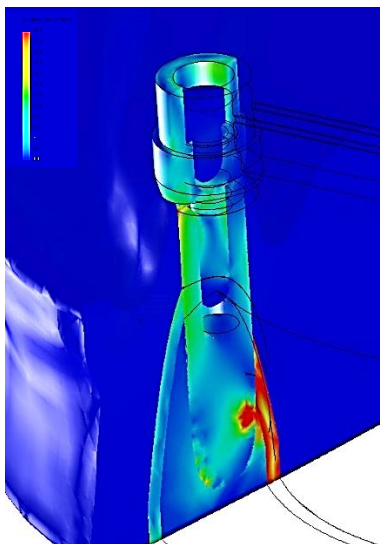


a)

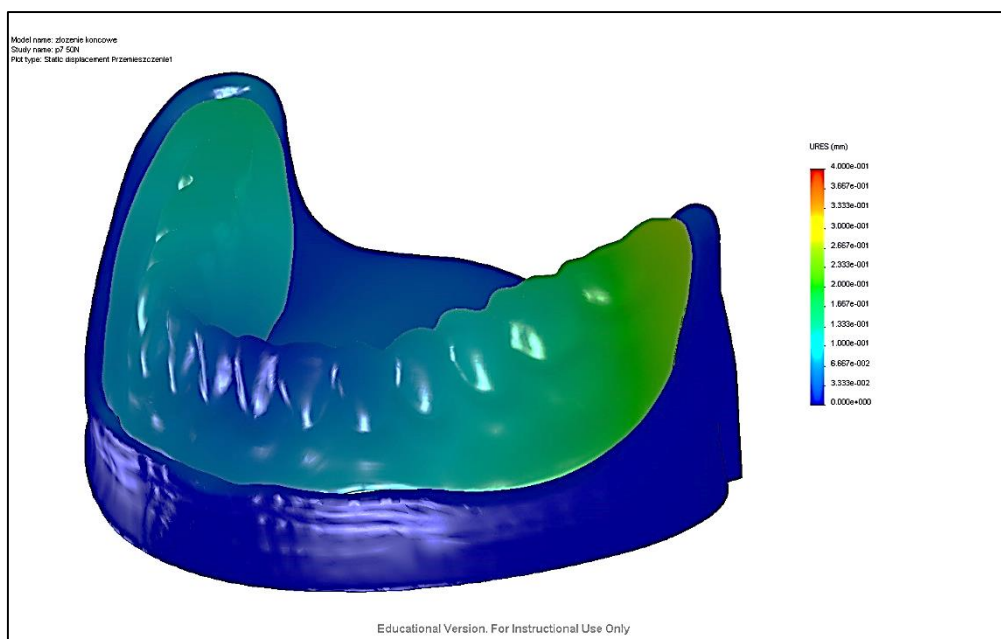


b)

Ryc.4.20 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSB dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy



a)



b)

Ryc.4.21 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSD dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

5. WYNIKI BADAŃ I ICH OMÓWIENIE

5.1 Analiza przemieszczeń

5.1.1 Analiza przemieszczeń w obrębie układu pierwszego

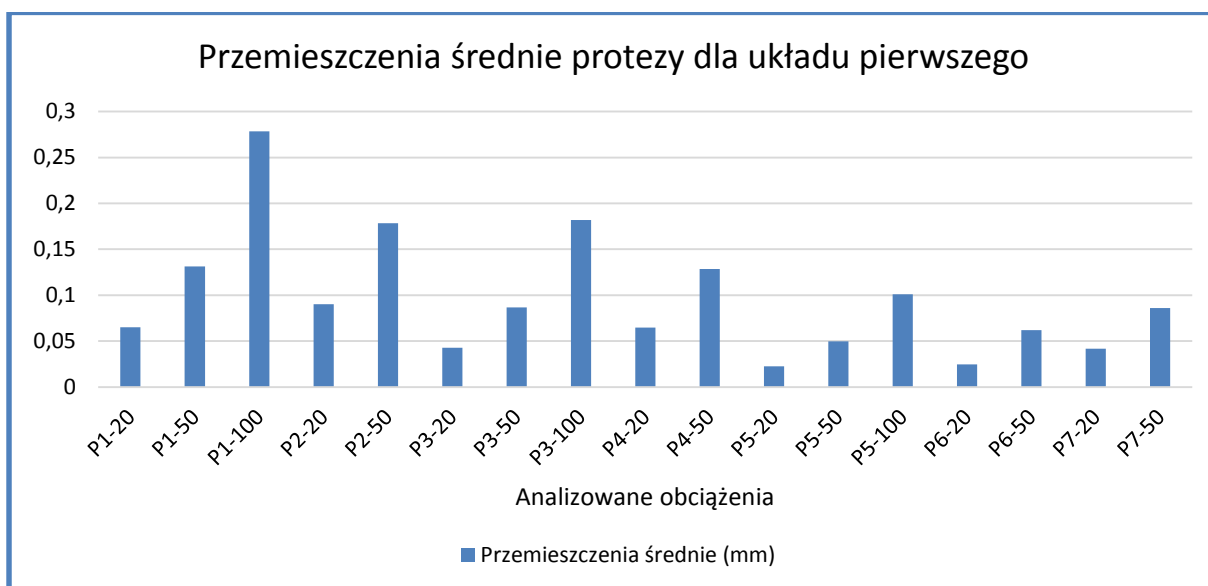
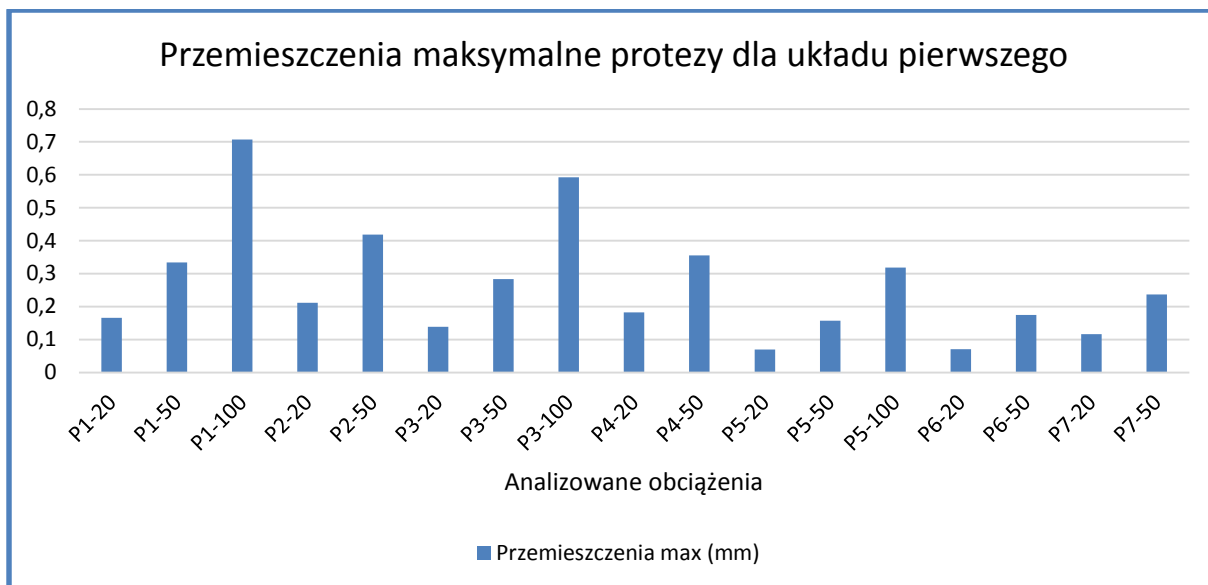
W obrębie badanego układu elementem, który ulega największym przemieszczeniom jest proteza (Ryc.5.1). Przemieszczenia protezy wahają się od 0,002¹ do 0,7067 mm. Największe przemieszczenia odnotowano dla sił działających na ząb sieczny. Wartości maksymalne uzyskano dla siły 100 N działającej pionowo (0,7067 mm), jednakże, gdy porównamy wartości przemieszczenia przy obciążaniu siłami o tej samej wartości, większe przemieszczenia uzyskano dla sił skośnych (dla siły 50 N skierowanej pionowo jest to 0,3336 mm, dla siły skośnej 0,4189 mm). Maksymalne wartości przemieszczenia protezy dla sił działających na kieł to 0,5925 mm dla obciążenia pionową siłą 100 N i 0,3558 mm dla obciążenia siłą skośną o wartości 50 N. Natomiast w przypadku obciążania zęba trzonowego dla siły pionowej o wartości 100 N największe przemieszczenie wynosi 0,3187 mm, a dla sił skośnych o wartości 50 N jest to odpowiednio 0,1747 mm dla siły FTSB i 0,2371 mm dla siły FTSD.

Drugim elementem układu, który ulega przemieszczeniom pod wpływem obciążania są śruby. Wartości przemieszczenia śrub wahają się od 0,0016 do 0,7350 mm. Zdecydowanie największe przemieszczenia śrub odnotowano dla siły 100 N działającej pionowo na ząb trzonowy (0,7352 mm po stronie balansującej i 0,3432 mm po stronie pracującej). Przy pozostałych obciążeniach wartość przemieszczenia nie przekroczyła 0,1024 mm (lewa śruba, dla siły 50 N skierowanej bocznie ku policzkowi na trzonowca - FTSB).

Dla pozostałych elementów układu odnotowano niewielkie przemieszczenia. Wartości przemieszczenia implantów wahają się od 0,0000 do 0,0103 mm. Największe przemieszczenie odnotowano na implancie po stronie pracującej, gdy działano siłą 100 N pionowo na kieł. Dla sił skośnych największe przemieszczenie implantów uzyskano dla siły 50 N działającej na kieł (0,0074 mm dla implantu po stronie pracującej). Wartości przemieszczenia filarów stożkowych wahają się od 0,0001 do 0,0110 mm. Największe przemieszczenie odnotowano po stronie pracującej dla siły pionowej

¹ Dokładność wartości do czterech miejsc po przecinku wynika z programu, w którym przeprowadzono badania.

o wartości 100 N skierowanej na kieł. Dla sił skośnych największe przemieszczenie uzyskano dla siły 50 N działającej na kieł (0,0079 mm po stronie pracującej). Wartości przemieszczenia belki wahają się od 0,0002 do 0,0110 mm. Największe przemieszczenia odnotowano dla siły 100 N skierowanej pionowo na kieł. Dla sił skośnych największe przemieszczenie belki występuje dla siły 50 N skierowanej na kieł (0,0079 mm). Przemieszczenia matrycy polimerowej wahają się w granicach od 0,0000 do 0,0223 mm. Największe wartości odnotowano dla siły 20 N skośnej działającej na kieł. Przemieszczenia obudowy matrycy wahają się od 0,0000 do 0,0252 mm. Największe wartości uzyskano dla siły 100 N pionowo skierowanej na kieł. Dla sił skośnych największe przemieszczenia uzyskano dla siły 50 N również skierowanej na kieł.



Ryc.5.1 Przemieszczenia maksymalne i średnie protezy dla układu pierwszego

5.1.2 Analiza przemieszczeń w obrębie układu drugiego

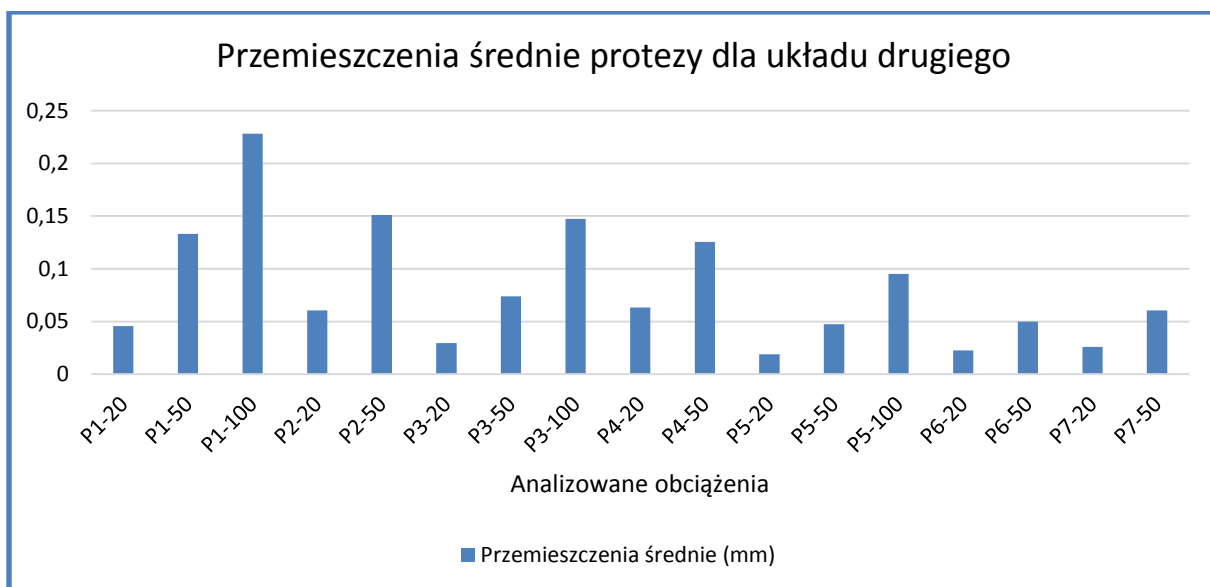
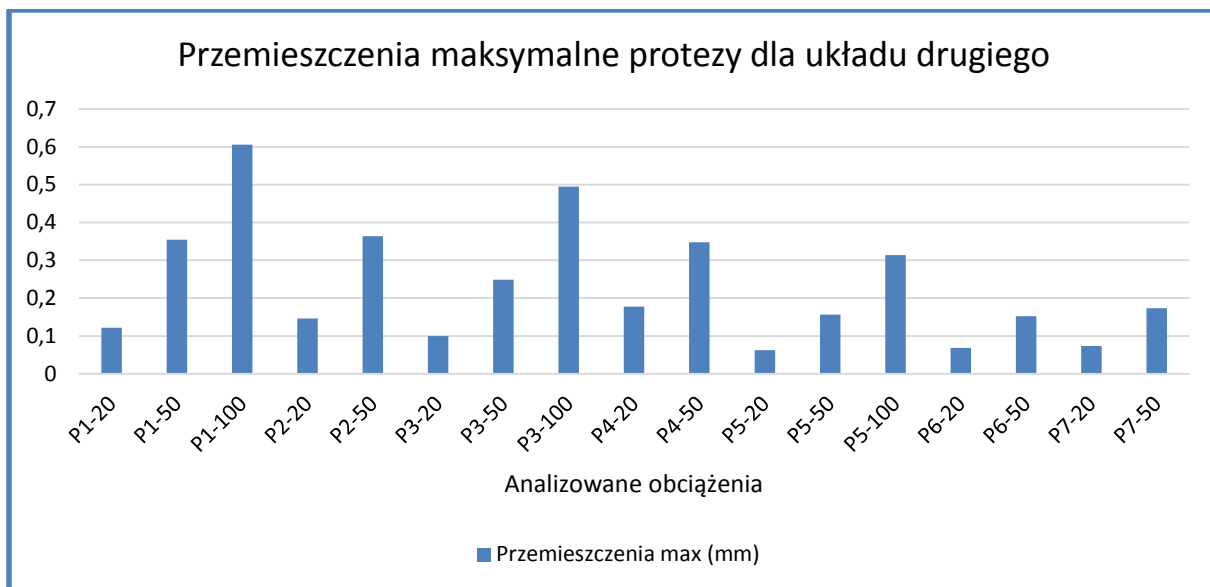
W obrębie badanego układu największe przemieszczenia występują dla protezy (Ryc.5.2). Wartości przemieszczenia wahają się od 0,000 do 0,6058 mm. Największe przemieszczenia odnotowano dla sił działających na ząb sieczny. Wartości maksymalne uzyskano dla siły 100 N działającej pionowo (0,6058 mm). Przy obciążaniu siłami skośnymi o tej samej wartości uzyskano zbliżone wartości przemieszczenia (dla siły 50 N skierowanej pionowo jest to 0,3543 mm, dla siły skośnej - 0,3634 mm). Maksymalne wartości przemieszczenia protezy dla sił działających na kieł to 0,4945 mm dla obciążenia pionową siłą 100 N i 0,3476 mm dla obciążenia siłą skośną o wartości 50 N. Natomiast w przypadku obciążania zęba trzonowego dla siły pionowej o wartości 100 N największe przemieszczenie wynosi 0,3136 mm, a dla sił skośnych o wartości 50 N jest to odpowiednio 0,1522 mm dla siły FTSB i 0,1731 mm dla siły FTSD.

Drugim elementem układu, który ulega przemieszczeniom pod wpływem obciążania są śruby. Wartości przemieszczenia śrub wahają się od 0,0009 do 0,2385 mm. Największym przemieszczeniom ulega lewa śruba podczas pionowego obciążania zęba trzonowego. W przypadku działania sił skośnych największe przemieszczenie występuje po stronie pracującej dla siły 50 N skierowanej bocznie ku policzkowi na trzonowca (FTSB – 0,1920 mm). Znacząco mniejsze przemieszczenie uzyskano dla siły skośnej skierowanej doprzędnie (wartość maksymalna – 0,0586 mm dla śruby lewej).

Kolejnym elementem w obrębie tego układu, który ulega przemieszczeniom są zaczepy CEKA. Wartości przemieszczenia wahają się od 0,0012 do 0,1268 mm. Największe przemieszczenie występuje przy obciążaniu kła pionową siłą 100 N. Podczas obciążania zęba siecznego i zęba trzonowego większe przemieszczenia występują dla obu zaczepów dla sił skośnych, jednak przy obciążaniu kła siły skośne powodują większe przemieszczenie tylko prawego zaczepu, natomiast dla lewego zaczepu bardziej niekorzystne są siły pionowe (dla siły 50 N jest to 0,0637 mm dla siły pionowej, 0,0376 mm dla siły skośnej). W przypadku zastosowania zaczepów CEKA większym przemieszczeniom ulega belka. Wartości przemieszczenia wahają się od 0,000 do 0,0677 mm. Największe przemieszczenia występują przy obciążaniu zęba siecznego, nieznacznie większe dla sił skośnych. Podczas obciążania kła większe

przemieszczenie zaobserwowano dla siły pionowej niż skośnej (przy obciążeniu 50 N: 0,0314 mm dla siły pionowej, 0,0077 mm dla siły skośnej). Przy obciążaniu zęba trzonowego największe przemieszczenia występują dla pionowej siły 100 N (0,0314 mm) oraz siły skośnej skierowanej doprzeczo (0,0275 mm).

Dla pozostałych elementów układu odnotowano niewielkie przemieszczenia. Wartości przemieszczenia implantów wahają się od 0,0002 do 0,0110 mm. Wartości przemieszczenia filarów stożkowych wahają się od 0,0005 do 0,0127 mm. Przemieszczenia matrycy polimerowej wahają się w granicach od 0,0000 do 0,0218 mm. Przemieszczenia obudowy matrycy wahają się od 0,0000 do 0,0193 mm. Największe wartości przemieszczenia implantów, filarów stożkowych i obudowy matrycy uzyskano podczas obciążania zęba siecznego pionową siłą 100 N, przy czym uzyskiwano nieznacznie większe wartości przemieszczenia dla sił skośnych przy tej samej wartości obciążenia. Dla matrycy polimerowej natomiast największe przemieszczenia odnotowano dla siły 20 N skośnej działającej na kiel.



Ryc.5.2 Przemieszczenia maksymalne i średnie protezy dla układu drugiego

5.1.3 Analiza przemieszczeń w obrębie układu trzeciego

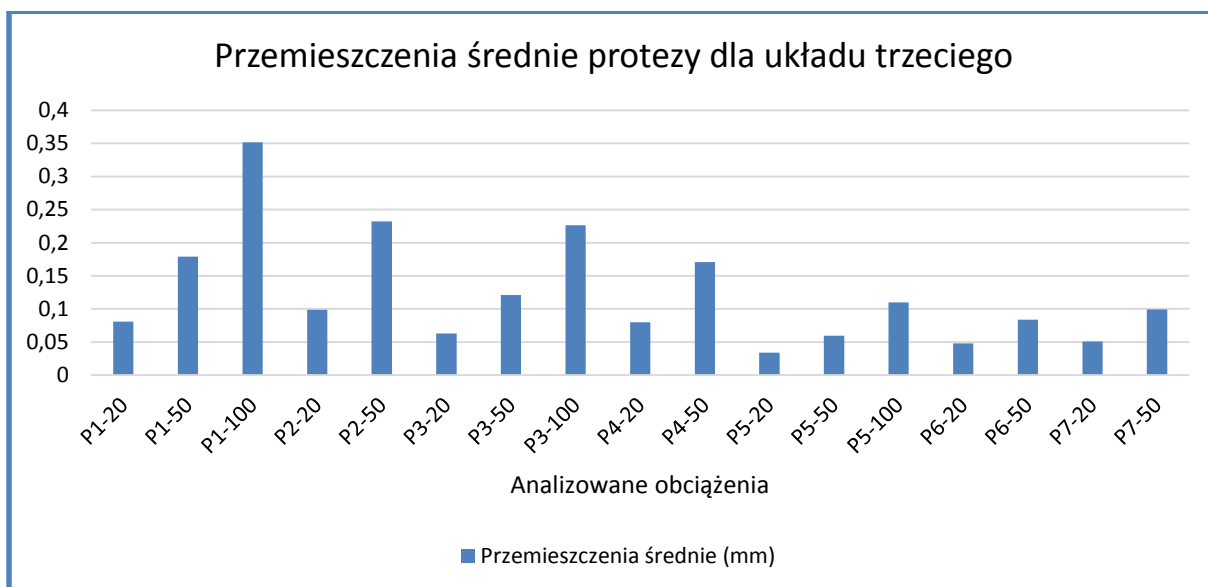
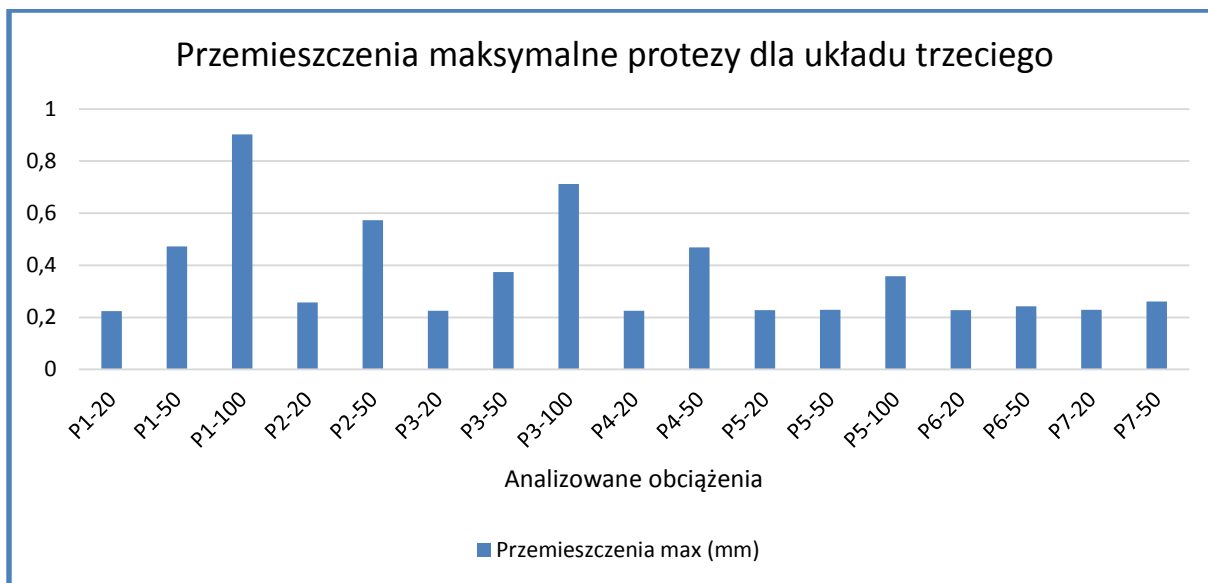
W obrębie badanego układu, podobnie jak w poprzednich sytuacjach klinicznych, największe przemieszczenia występują dla protezy (Ryc.5.3). Wartości przemieszczenia wahają się od 0,0005 do 0,9019 mm. Największe przemieszczenia odnotowano dla sił działających na ząb sieczny. Wartości maksymalne uzyskano dla siły 100 N działającej pionowo (0,9019 mm). Przy obciążaniu siłami skośnymi natomiast uzyskano większe przemieszczenia protezy w porównaniu z siłami pionowymi o tej samej wartości (dla siły 50 N skierowanej pionowo jest to 0,4725 mm, dla siły skośnej 0,5728 mm). Podczas obciążania kła maksymalne wartości przemieszczenia protezy uzyskano dla siły 100 N działającej pionowo - 0,7118 mm oraz 0,4684 mm dla obciążenia siłą skośną o wartości 50 N. Natomiast w przypadku obciążania zęba trzonowego otrzymano mniejsze wartości przemieszczeń, maksymalne dla pionowej siły 100 N – 0,3577 mm, a dla sił skośnych 50 N odpowiednio 0,2428 mm dla siły FTSB i 0,2609 mm dla siły FTSD.

Drugim elementem w obrębie tego układu, który ulega przemieszczeniom są obudowa matrycy i matryca. Średnie przemieszczenia obudowy matrycy wynoszą około 0,06 mm, a matrycy około 0,02 mm (największe dla obu elementów są przy pionowej sile 100 N). Co ciekawe wartości te występują już przy obciążeniu 20 N i nie ulegają większym zmianom w zależności od wartości, kierunku i miejsca przyłożenia działającej siły. Wartości maksymalne przemieszczeń tych elementów są wyższe (maksymalne przemieszczenie obudowy matrycy to 0,7049 mm, a matrycy to 0,2451 mm) i w przypadku obudowy matrycy mogą nawet, przy niektórych obciążeniach zewnętrznych, przekraczać wartości maksymalnego przemieszczenia protezy.

W badanym układzie zanotowano również przemieszczenia śrub. Największe przemieszczenia obu śrub występują podczas obciążeń osiowych 100 N i niezależnie od miejsca działania siły wynoszą około 0,075 mm. Podczas obciążania siłami o tej samej wartości, większe przemieszczenia obserwowane są dla sił pionowych (dla siły 50 N skierowanej pionowo wynoszą około 0,037 mm, a dla tej samej siły skierowanej skośnie wynoszą około 0,026 mm).

W obrębie pozostałych elementów układu odnotowano jedynie nieznaczne przemieszczenia. Przemieszczenia belki wahają się od 0,000 do 0,0173 mm. Przemieszczenia filarów stożkowych wahają się od 0,0000 do 0,0227 mm.

Przemieszczenia implantów wahają się w granicach od 0,0001 do 0,0217 mm dla wszczepu prawego i od 0,000 do 0,0023 mm dla wszczepu lewego. Wartości te są zbliżone dla wszystkich przypadków obciążenia, jednakże największe przemieszczenie po obu stronach uzyskano podczas pionowego obciążania zęba trzonowego. Wartość przemieszczenia implantów dla tego układu jest odwrotnie proporcjonalna do wielkości działającej siły.



Ryc.5.3 Przemieszczenia maksymalne i średnie protezy dla układu trzeciego

Omówienie. Niezależnie od rodzaju zastosowanej belki największe przemieszczenia w obrębie całego modelu zanotowano dla protezy. Największe przemieszczenia protezy odnotowano dla belki Doldera, następnie dla belki vks-vsp i najmniejsze dla belki vks-vsp z zatraskami CEKA. Największe przemieszczenia protezy występują podczas obciążania zęba siecznego. W przypadku działania siły o tej samej wartości większe przemieszczenia występują dla sił skośnych. Dla wszystkich sił największe przemieszczenia protezy występują w okolicy wyniosłości gruszkowatej. W przypadku sił działających na ząb sieczny, szczególnie dla sił skośnych przemieszczenia występują po obu stronach protezy. Dla sił działających na kieł i ząb trzonowy proteza ulega większym przemieszczeniom po stronie balansującej. W zależności od rodzaju elementu precyzyjnego zmienia się wartość przemieszczenia protezy, natomiast kierunek rotacji pozostaje taki sam. Obciążanie badanych zębów powoduje ruch rotacyjny protezy po stronie pracującej dociskający do tkanek podłoża protetycznego i wychylający z płaszczyzny YZ (~ w płaszczyźnie XY, ~ wokół osi Y) po stronie nieobciążonej, czego konsekwencją jest odrywanie protezy po tej stronie. Zastosowanie zaczepów CEKA skutkuje wydłużeniem elementu retencyjnego, co powoduje, że proteza pozostaje bardziej stabilna, ulega mniejszym przemieszczeniom, szczególnie przy obciążaniu zęba siecznego i kła. Mniejszy jest też wpływ niekorzystnego działania sił skośnych, zablokowana zostaje możliwość rotacji. Mniejszy pozostaje więc również udział śluzówkowego obciążenia kości. Wykorzystanie zaczepów CEKA powoduje, że sama belka ulega większym przemieszczeniom, zwłaszcza przy siłach skierowanych na ząb sieczny, co może być przyczyną większego obciążenia kości wokół implantów. Przy obciążaniu protezy jednostkową siłą nie stwierdzono istotnych różnic w obrębie kości, zarówno korowej, jak i gąbczastej dla poszczególnych belek, ale badania należałoby jeszcze poszerzyć o obciążenia cykliczne. Same zaczepy CEKA stanowią element układu, który narażony jest na przemieszczenia, szczególnie podczas obciążania kła i zęba siecznego. Należy zwrócić uwagę, że dla zaczepu po stronie pracującej zawsze mniej korzystne są siły skośne, jednak dla zaczepu po stronie balansującej podczas obciążania kła większe przemieszczenia występują dla sił pionowych. Z uzyskanych danych wynika, że implanty i filary stożkowe, niezależnie od rodzaju belki stanowią bardzo stabilny element układu. Najsłabszym elementem tej części układu dla belki vks-vsp oraz belki vks-vsp z zaczepami CEKA jest miejsce mocowania belki, czyli śruby, szczególnie w przypadku obciążania zęba trzonowego zarówno pionową siłą o wartości 100 N, jak

i siłami skośnymi. Dla tych sił większe przemieszczenia w obrębie śrub występują po stronie balansującej niż pracującej. W przypadku obciążania protezy wspartej na belce typu „jeździec” vks-vsp pionową siłą 100 N przemieszczenie śrub przekracza wartość przemieszczenia protezy. Należy jednak dodać, że zastosowanie zaczepek CEKA w znacznym stopniu ogranicza przemieszczenie śrub, co może chronić śruby przed ich luzowaniem. Przy zastosowaniu belki Doldera przemieszczenia śrub są mniejsze i występują symetrycznie, przyjmując podobne wartości po obu stronach. W tym układzie wyraźnie większe jest przemieszczenie obudowy matrycy i matrycy. Wartości przemieszczeń nie zależą od lokalizacji obciążenia. Dla pozostałych układów obudowa matrycy i matryca polimerowa ulegają niewielkim przemieszczeniom. W zależności od zastosowanej belki zmienia się jednak wpływ na przemieszczenia poszczególnych sił. Dla belki typu „jeździec” vks-vsp największe przemieszczenia dla obu elementów występują dla sił działających na kieł, przy zastosowaniu zaczepek CEKA obudowa do matrycy ulega nieznacznie większym przemieszczeniom przy obciążaniu zęba siecznego.

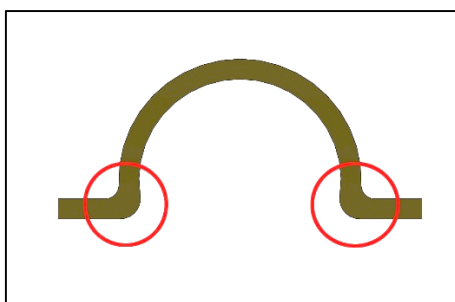
5.2 Analiza naprężeń

5.2.1 Analiza naprężeń w obrębie układu pierwszego

Naprężenia protezy wahają się od 0,0001 do 562,02 MPa. Maksymalne naprężenia uzyskano podczas obciążania zęba trzonowego pionową siłą 100 N. Wartości maksymalne zlokalizowane są wyłącznie w miejscu przyłożenia siły, stąd istotne i bardziej celowe wydaje się uwzględnienie średnich naprężeń, które nie przekraczają 0,7249 MPa. Średnie wartości są też bardzo zbliżone niezależnie od obciążanego zęba (pionowa siła 100 N: 0,6701 MPa dla zęba siecznego, 0,7068 MPa dla kła, 0,7249 MPa dla zęba trzonowego). Przy obciążaniu tą samą siłą zęba trzonowego zmiana kierunku wywołuje jedynie nieznaczne różnice, zarówno dla wartości maksymalnych, jak i średnich. Większe różnice naprężeń pomiędzy siłami pionowymi i skośnymi odnotowano w przypadku obciążania zęba siecznego i kła (średnie naprężenia dla siły 50 N skierowanej na ząb sieczny: pionowo – 0,3267 MPa, skośnie – 0,4656 MPa, dla siły 50 N skierowanej na kieł: pionowo – 0,3502 MPa, skośnie – 0,5623 MPa).

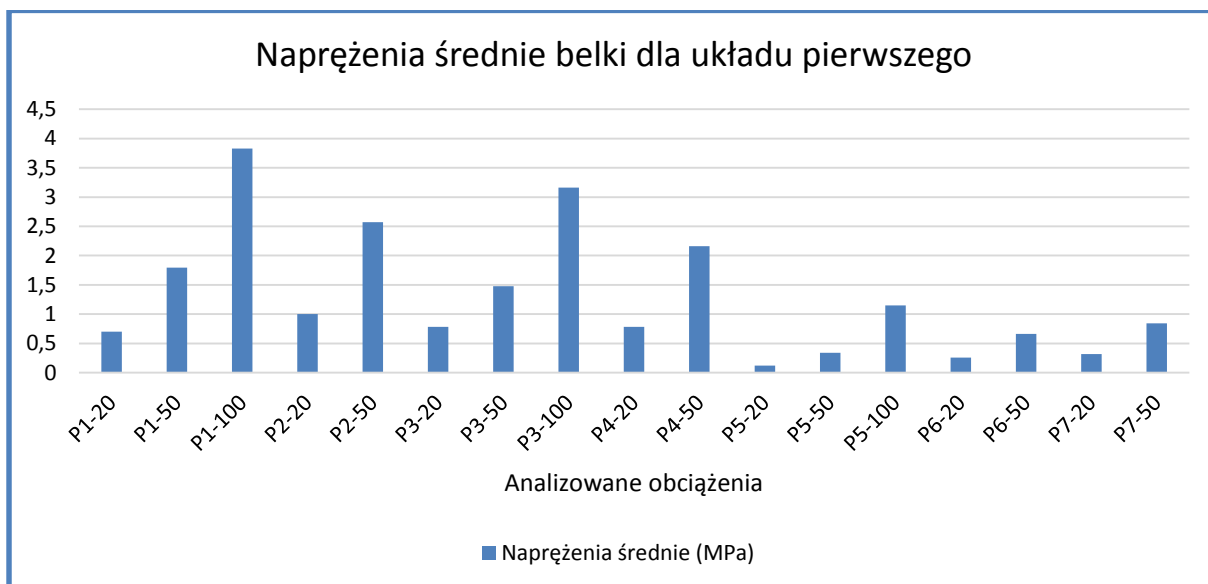
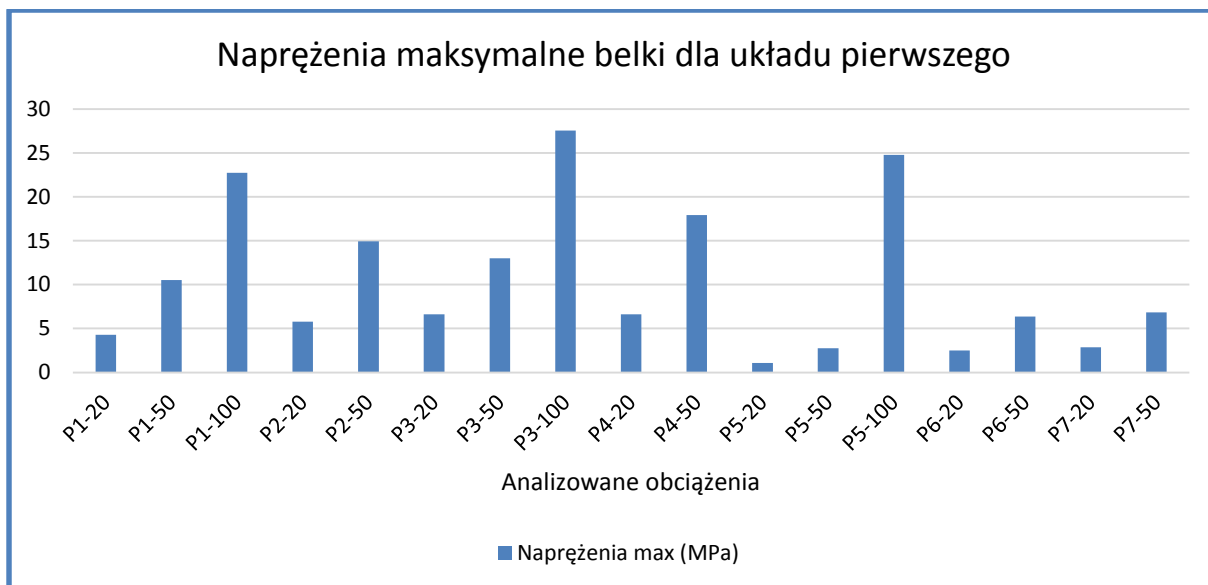
Znaczne wartości naprężeń uzyskano w tabelach dla obudowy matrycy. Wartości maksymalne uzyskano przy obciążaniu zęba siecznego pionową siłą 100 N - 2696,9 MPa. Wartości te uzyskano jednak wyłącznie w miejscu zaznaczonym na rycinie 5.4. Wartości średnie są już wielokrotnie mniejsze, choć ich relatywnie duża wartość spowodowana jest spiętrzeniem naprężeń w zaznaczonej lokalizacji.

Istotnym elementem układu podczas analizy naprężeń jest belka (Ryc.5.5). Wartości naprężenia belki wahają się od 0,0020 do 27,5280 MPa, uzyskanych przy obciążeniu kła pionową siłą 100 N. Wysokie wartości maksymalnych naprężeń przy obciążaniu wszystkich zębów pionową siłą 100 N mają jednak charakter ogniskowy, natomiast wartości średnie są już zdecydowanie mniejsze (3,8260 MPa dla zęba siecznego, 3,1607 MPa dla kła, 1,1483 MPa dla zęba trzonowego). Niezależnie o miejsca działania siły, większe naprężenia występują dla sił skośnych. Największe naprężenia belki zlokalizowane są w okolicy pośrodkowej, szczególnie dla zęba siecznego i kła. W przypadku zęba trzonowego naprężenia rozkładają się na większej powierzchni. Należy również zaznaczyć, że podczas obciążania zęba trzonowego, w obrębie belki, występują wyraźnie mniejsze naprężenia niż w przypadku obciążania zęba siecznego czy kła i dla siły 50 N nie przekraczają one 1 MPa.



Ryc.5.4 Miejsce koncentracji naprężeń w obudowie matrycy

W obrębie pozostałych elementów badanego układu tj. śrub, filarów stożkowych i implantów występują niewielkie naprężenia. Większe wartości maksymalne mają jedynie charakter ogniskowy, bardziej istotne dla analizy są wartości średnie. W tej części modelu największe naprężenia występują w obrębie filarów stożkowych i kontaktujących się z nimi częściach implantów. Największe średnie wartości naprężeń dla filarów stożkowych występują dla siły 100 N skierowanej na ząb sieczny i wynoszą 5,0755 MPa po stronie prawej i 4,1328 MPa po stronie lewej. Nieznacznie większe naprężenia występują podczas obciążania siłami skośnymi o tej samej wartości. Przy obciążaniu zęba trzonowego w obrębie śrub, filarów stożkowych i implantów obserwowane są wyraźnie mniejsze naprężenia. Zarówno dla sił pionowych, jak i skośnych średnie naprężenia przekraczają wartość 1 MPa tylko w śrubach i filarach stożkowych przy obciążeniu siłą pionową 100 N (odpowiednio śruby: prawa 2,3298 MPa, lewa 1,4500 MPa, filary stożkowe: prawy 1,3007 MPa, lewy 1,2950 MPa).



Ryc.5.5 Naprężenia maksymalne i średnie belki dla układu pierwszego

5.2.2 Analiza naprężeń w obrębie układu drugiego

Naprężenia protezy wahają się od 0 do 404,63 MPa. Największe naprężenia uzyskano dla pionowej siły 100 N skierowanej na kieł. Warto zwrócić uwagę, że dla sił pionowych największe naprężenia występują podczas obciążania kła, dalej zęba trzonowego i zęba siecznego, natomiast dla sił skośnych największe naprężenia występują dla zęba trzonowego, dalej siecznego i najmniejsze dla kła. Podobnie, jak w przypadku zastosowania samej belki największe naprężenia zlokalizowane są w miejscu przyłożenia siły, natomiast wartości średnie naprężeń mają wartości nieporównywalnie mniejsze i nie przekraczają 0,6882 MPa (przy obciążeniu zęba trzonowego siłą pionową 100 N).

Znaczne wartości naprężeń uzyskano w tabelach dla obudowy matrycy. Wartości maksymalne uzyskano przy obciążaniu zęba siecznego pionową siłą 100 N – 3925,4 MPa. Największe naprężenia zlokalizowane są w tej samej okolicy, co przy zastosowaniu samej belki. Wartości średnie otrzymano już wielokrotnie mniejsze. Należy jednak dodać, że zastosowanie zaczepów CEKA spowodowało relatywnie wzrost naprężeń w tej okolicy.

Naprężenia belki wahają się od 0,080 do 578,6 MPa (Ryc.5.6). Największe naprężenia występują podczas obciążania zęba trzonowego pionową siłą 100 N. W przypadku obciążania zęba siecznego i zęba trzonowego większe naprężenia występują dla sił skośnych (dla siły 50 N średnie naprężenia belki wynoszą dla zęba siecznego: 8,1340 MPa dla siły pionowej i 10,7370 MPa dla siły skośnej, dla zęba trzonowego: 4,7082 MPa dla siły pionowej i 5,4998 oraz 7,5317 MPa dla sił skośnych). Stosunkowo niewielkie naprężenia powstają w obrębie belki podczas obciążania kła siłami skośnymi (dla siły 50 N wartość maksymalna wynosi 13,4736 MPa, a średnia 1,6251 MPa).

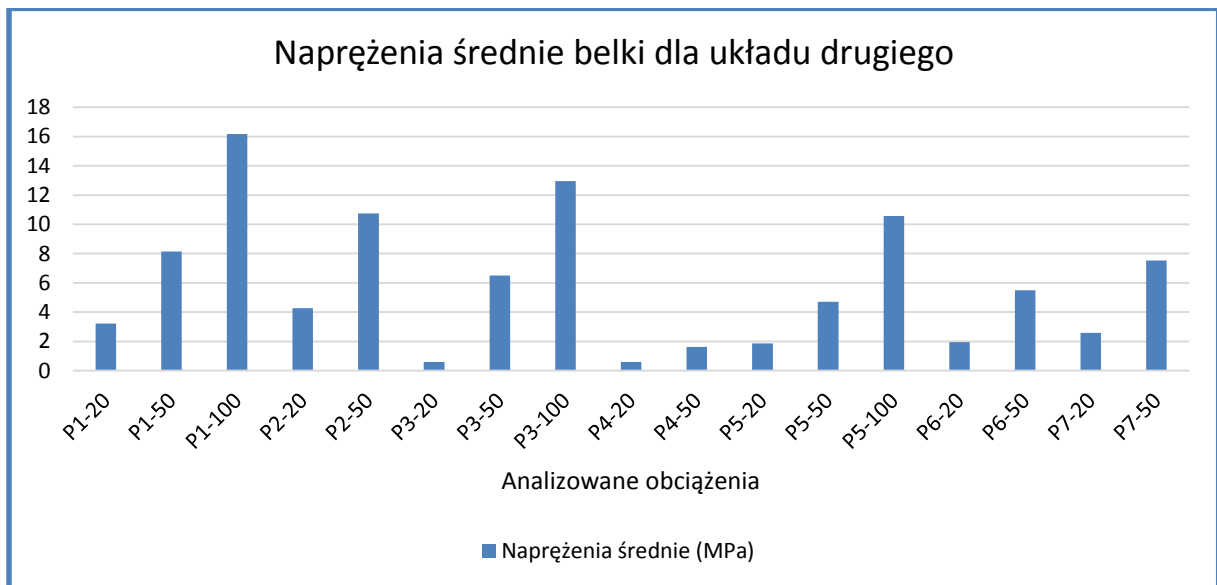
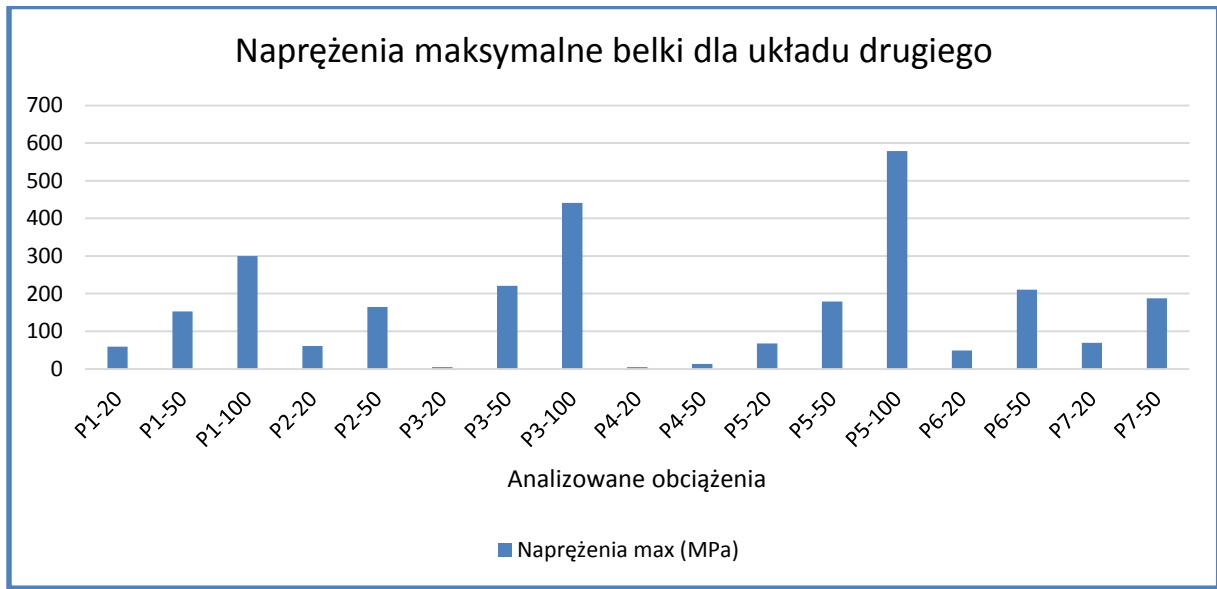
Zastosowanie zaczepów CEKA powoduje wydłużenie elementu precyzyjnego. Powstające w obrębie zaczepów maksymalne naprężenia są mniejsze od naprężeń belki (Ryc.5.7). Wartości naprężeń wahają się od 0,0538 do 136,9900 MPa dla zatrzasku prawego i od 0,0784 MPa do 127,6700 MPa dla zatrzasku lewego. Największe naprężenia powstają podczas działania siłą pionową 100 N na kieł dla zaczepu prawego i na ząb sieczny dla zaczepu lewego. Znaczne wartości maksymalne naprężeń zatrzasków wynikają z ich kształtu i zlokalizowane są w obrębie przewężeń.

Średnie wartości naprężeń przy obciążaniu zęba siecznego są porównywalne po obu stronach i wynoszą dla siły 50 N skierowanej pionowo 13,4410 MPa (prawy zatrzask) i 12,4240 MPa (lewy zatrzask) oraz dla tej samej siły skośnej 16,0570 MPa (prawy zatrzask) i 14,8740 MPa (lewy zatrzask). Przy obciążaniu kła skośną siłą 50 N po obu stronach występują zbliżone naprężenia (5,4438 MPa – zatrzask prawy i 5,4284 MPa – zatrzask lewy), natomiast dla siły pionowej większe naprężenia występują po stronie prawej (12,6560 MPa) niż lewej (8,4418 MPa). Przy obciążaniu zęba trzonowego siłą 50 N skierowaną pionowo prawie dwa razy większe naprężenia powstają po stronie balansującej niż pracującej (odpowiednio 6,4495 i 3,3745 MPa). Podobnie wygląda sytuacja dla siły skośnej skierowanej doprzędnie (odpowiednio 12,4450 i 7,3011 MPa). Dla siły skośnej skierowanej dopoliczkowo natomiast po obu stronach występują zbliżone naprężenia (5,5963 i 5,6122 MPa).

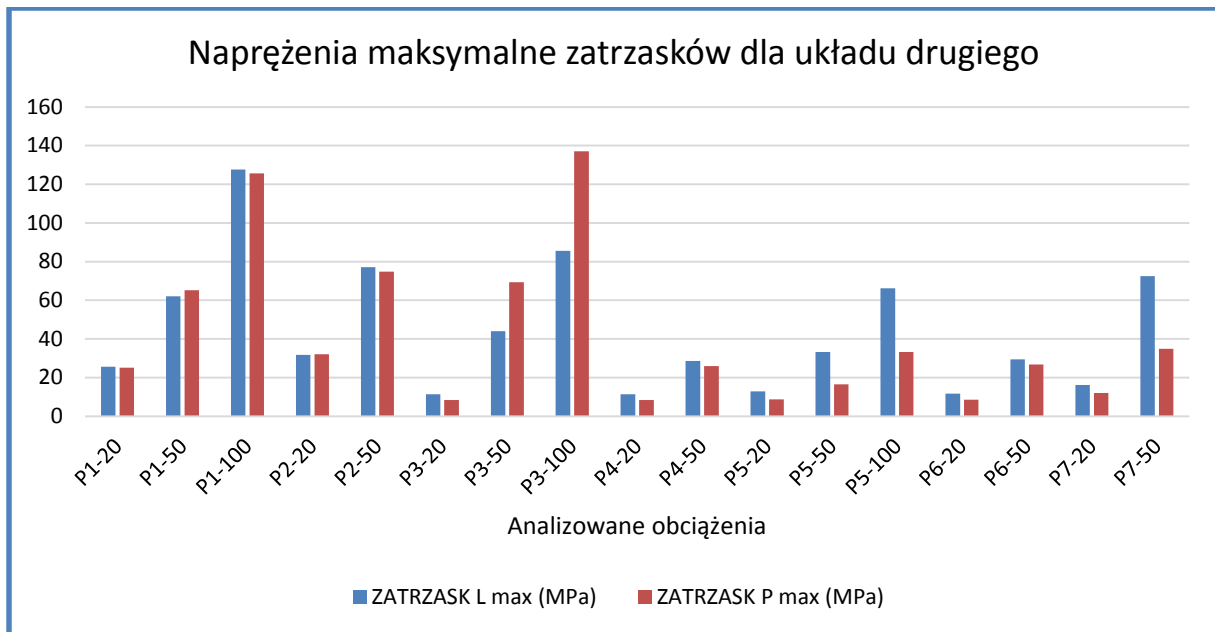
Zaczepy CEKA powodują powstawanie wyraźnie większych naprężeń w obrębie śrub, filarów stożkowych i implantów niż w przypadku zastosowania samej kładki. Naprężenia śruby prawej wahają się od 0,0008 do 65,0010 MPa, a śruby lewej od 0,007 do 129,4200 MPa. Maksymalne naprężenia w obu śrubach generowane są podczas obciążania zęba trzonowego siłą 50 N skierowaną skośnie dopoliczkowo dla śruby prawej i pionową siłą 100 N dla śruby lewej. Naprężenia filarów stożkowych wahają się od 0,0088 do 174,6300 MPa po stronie prawej i od 0,0093 do 181,9600 MPa po stronie lewej. Wartości maksymalne generowane są po obu stronach dla pionowej siły 100 N działającej na ząb trzonowy. Naprężenia prawego implantu wahają się od 0,0124 do 51,4180 MPa, natomiast lewego od 0,0053 do 27,6120 MPa. Maksymalne wartości naprężeń występują przy obciążeniu 100 N pionową siłą skierowaną na ząb trzonowy dla implantu prawego i skierowaną na ząb sieczny dla implantu lewego.

Dla tej części układu, przy obciążaniu zębów, zarówno siłami pionowymi, jak i skośnymi, największe naprężenia powstają we filarach stożkowych, następnie w śrubach i wyraźnie mniejsze w obrębie implantów. Gdy siła skierowana jest na ząb sieczny wartości naprężeń są zbliżone po obu stronach. Przy obciążaniu kła wyraźnie większe naprężenia powstają we filarze stożkowym i śrubie po stronie lewej oraz implancie po stronie prawej. Zdecydowanie mniejsze wartości naprężeń uzyskano dla siły skośnej skierowanej na kieł. Podczas obciążania zęba trzonowego większe naprężenia zarówno dla sił pionowych jak i skośnych zaobserwowano w obrębie

prawego filaru stożkowego i implantu. W śrubach natomiast siła pionowa generuje większe naprężenia po stronie lewej, natomiast siła skośna dopoliczkowa po stronie prawej.



Ryc.5.6 Naprężenia maksymalne i średnie belki dla układu drugiego

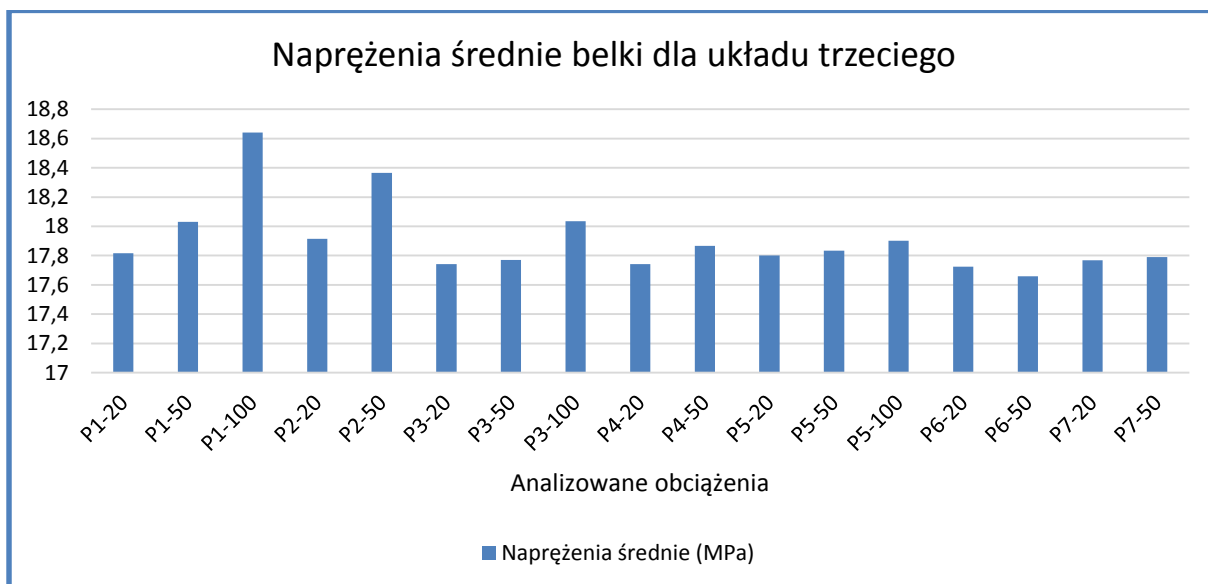
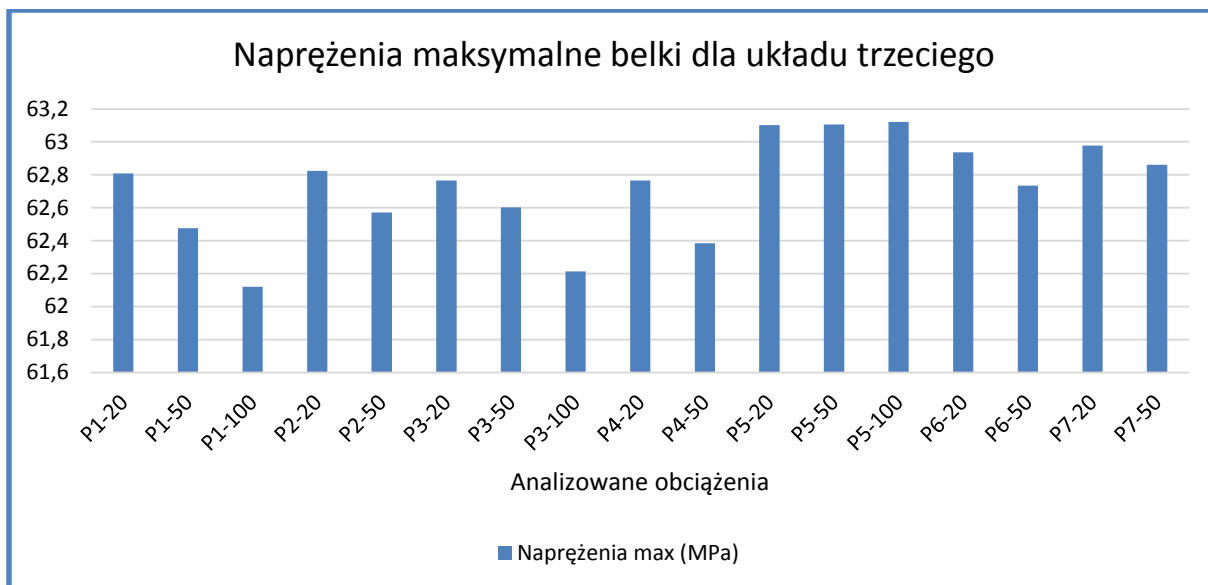


Ryc.5.7 Naprężenia maksymalne zatrzasków CEKA dla układu drugiego

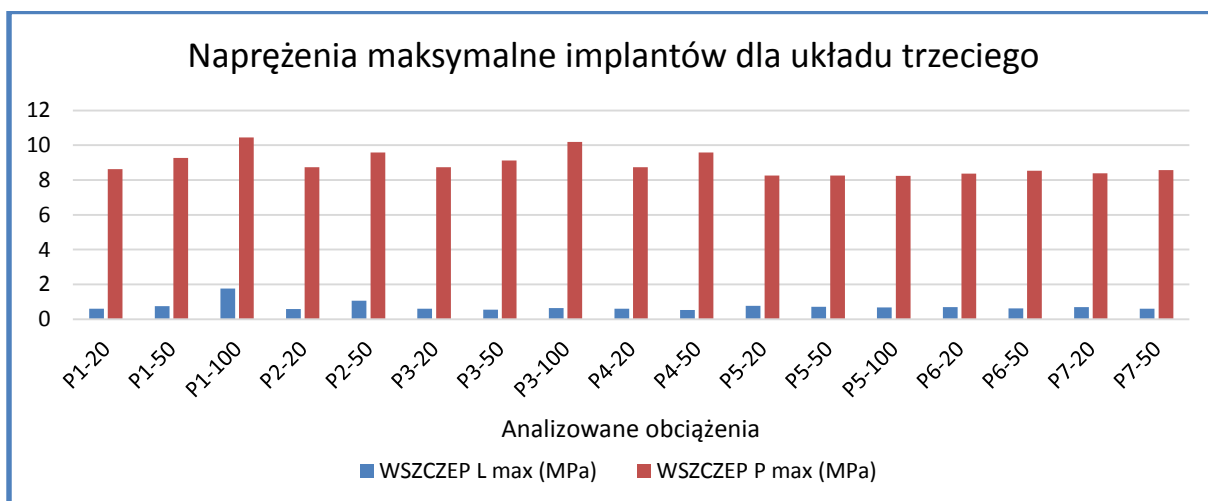
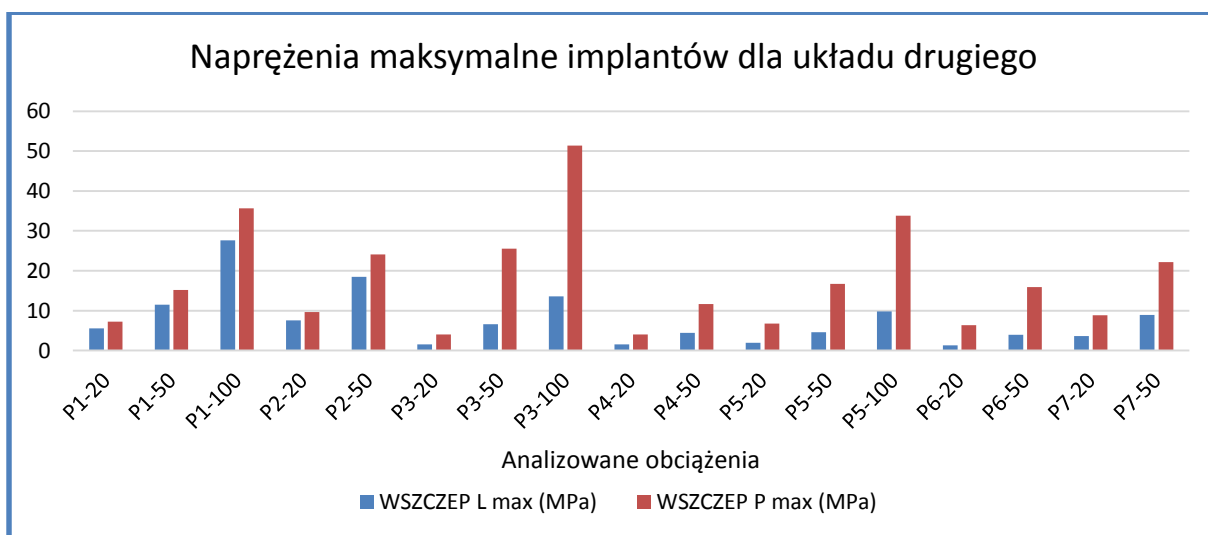
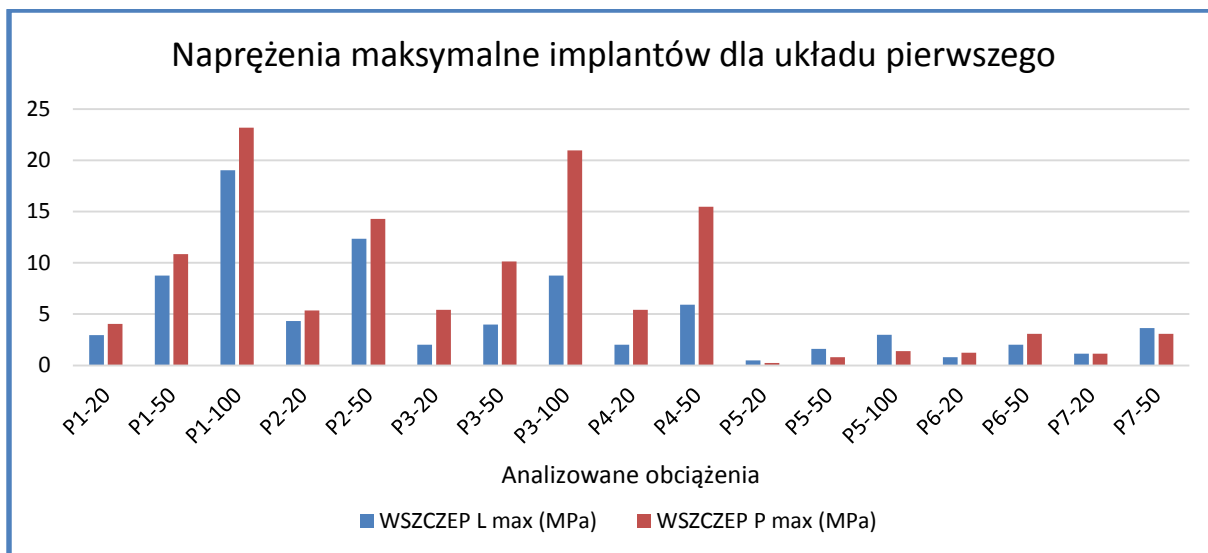
5.2.3 Analiza naprężeń w obrębie układu trzeciego

Naprężenia protezy wahają się od 0,004 do 14,8700 MPa. Zakres wartości średnich natomiast jest niewielki i wynosi od 0,99 do 1,35 MPa. Średnie naprężenia protezy są zbliżone, niezależnie od wartości i kierunku działającej siły. Największe wartości naprężeń uzyskano dla matrycy i odbudowy matrycy. Średnie naprężenia matrycy wynoszą od 221,6200 do 225,4100 MPa, natomiast odbudowy do matrycy wynoszą od 133,1400 do 133,8500 MPa. Znaczne wartości naprężeń dla tych elementów, podobnie jak dla pozostałych układów, wynikają z ich kształtu.

Naprężenia belki wahają się od 0,0000 do 63,1220 MPa, przyjmując wartości średnie dla wszystkich sił na poziomie około 18 MPa (Ryc.5.8). Nieco odmiennie w stosunku do pozostałych układów kształtują się naprężenia implantów. Oczywiście we wszystkich układach naprężenia wszczepów są większe po stronie pracującej, jednak, dla belki Doldera, ich wartości oraz rozmieszczenie nie zmieniają się istotnie w zależności od działającego obciążenia zewnętrznego. Największe naprężenia występują dla pionowej siły 100 N skierowanej na ząb sieczny i wynoszą 10,4530 MPa dla implantu prawego i 1,7658 MPa dla implantu lewego. Większą koncentrację naprężeń po stronie pracującej, zlokalizowano również dla filarów stożkowych, szczególnie przy obciążaniu zęba siecznego i kła. Maksymalne naprężenia filarów stożkowych po stronie prawej wynoszą 11,0540 MPa, a po stronie lewej 3,3613 MPa. Stosunkowo niewielkie naprężenia występują w obrębie śrub, uzyskując wartości maksymalne 1,2415 MPa dla śruby prawej (siła FKP 100 N) i 0,7031 MPa dla śruby lewej (siła FSP 100 N). Należy również zwrócić uwagę na stosunkowo znaczne naprężenia generowane w obrębie kości korowej, utrzymujące się dla wszystkich obciążeń na poziomie ok. 1,4 MPa.



Ryc. 5.8 Napężenia maksymalne i średnie belki dla układu trzeciego



Ryc.5.9 Naprężenia maksymalne implantów dla poszczególnych układów

Omówienie. Dla układu pierwszego i drugiego w załączonych tabelach zdecydowanie największe wartości naprężenia uzyskano dla obudowy matrycy. Maksymalne wartości występują jednak wyłącznie w miejscu zaznaczonym na rycinie 5.4. W pozostałych miejscach wartości naprężeń są wyraźnie mniejsze. Lokalizacja maksymalnych naprężeń wynika z geometrii tego elementu, co powoduje spiętrzenie naprężeń w tej okolicy. Miejsce to może być narażone na uszkodzenia mechaniczne, ale ze względu na zatopienie w akrylu, będzie trudne do zlokalizowania i nie musi wpływać na funkcjonowanie protezy. W trzecim układzie zarówno w obrębie obudowy matrycy, jak i matrycy generowane są znaczne naprężenia, co może być przyczyną szybszego zużycia tych elementów lub ich uszkodzenia.

Elementem, w obrębie którego uzyskano duże wartości naprężeń jest proteza. Wartości maksymalne występują jednak wyłącznie w miejscu przyłożenia siły. Sytuacja ta nie ma odzwierciedlenia klinicznego, gdyż w warunkach fizjologicznych proteza jest obciążana płaszczyznowo, a nie punktowo. Podane w tabelach wartości średnie naprężeń są nieporównywalnie mniejsze, gdyż generalnie w obrębie protezy nie występują znaczne naprężenia, ponieważ pod wpływem jej obciążania proteza ulega przemieszczeniom, a nie naprężeniom.

W obrębie elementu precyzyjnego największe naprężenia dotyczą kładki. Analiza porównawcza układów pierwszego i drugiego pokazuje, że zastosowanie dodatkowo zaczepów CEKA powoduje wydłużenie belki, dzięki czemu proteza jest mniej podatna na przemieszczenia, ale w obrębie samej belki generowane są większe naprężenia. Zarówno wartość maksymalnych, jak i średnich naprężeń jest kilkakrotnie większa. Zmienia się również rozkład naprężeń. Przy zastosowaniu samej kładki największe naprężenia mają charakter ograniczony, zlokalizowany w okolicy środkowej. Zastosowanie zaczepów CEKA powoduje bardziej równomierny rozkład naprężeń w obrębie belki, z większą koncentracją naprężeń w zatrzaskach. Znaczne naprężenia tej okolicy związane są też z kształtem zaczepów. Miejsce przewężenia materiału powoduje efekt karbu. Co ciekawe, siły skośne skierowane na wszystkie zęby powodują powstawanie podobnych naprężeń w obu zatrzaskach. Wyjątek stanowi siła skośna skierowana doprzędno na ząb trzonowy, a więc działająca w końcowej fazie cyklu żucia, gdzie większe naprężenia zlokalizowane są po stronie balansującej. Dla sił pionowych największe naprężenia powstają obustronnie przy obciążaniu zęba siecznego. Obciążanie kła generuje większe naprężenia po stronie

pracującej, natomiast obciążanie zęba trzonowego powoduje powstawanie relatywnie mniejszych naprężeń, asymetrycznie, większych po stronie balansującej. W trzecim układzie natomiast, zarówno naprężenia maksymalne, jak i średnie belki, niezależnie od kierunku i siły obciążenia, utrzymują się na podobnym poziomie, zarówno co do wartości, jak i rozmieszczenia. Ponadto wartości maksymalne nieznacznie maleją wraz ze wzrostem obciążenia. Równocześnie w układzie tym występują znaczne odkształcenia matrycy wraz z obudową oraz wzrost ciśnień kontaktowych, co może oznaczać, że po przekroczeniu pewnego obciążenia odbiór energii następuje również w innym miejscu. Może to sugerować ewentualne perturbacje prowadzące do powstania zwiększonego ucisku i w konsekwencji szybszego zużycia lub uszkodzenia poszczególnych elementów protezy.

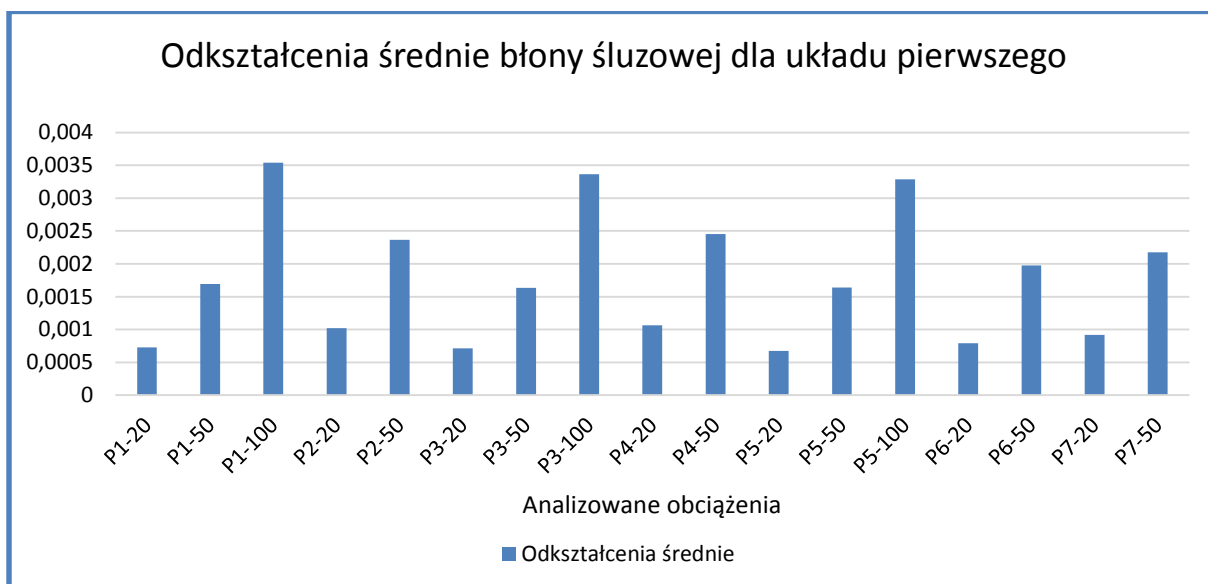
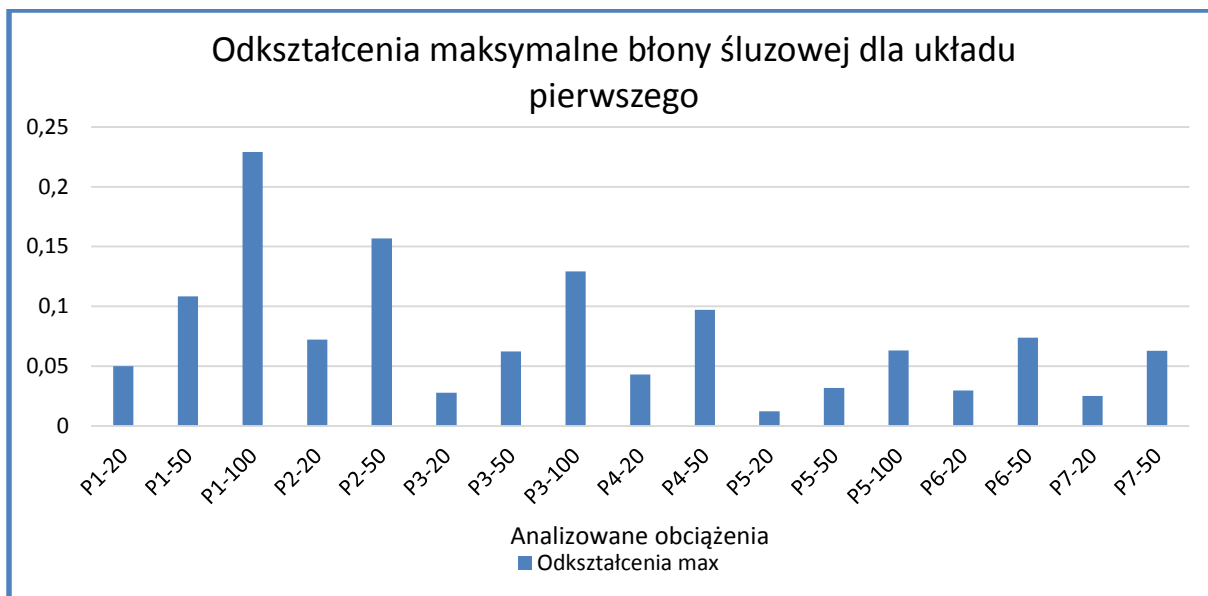
Dla kolejnych składowych elementu precyzyjnego oraz implantów występują niewielkie i coraz mniejsze naprężenia, ponieważ każdy kolejny element pochłoniął część energii, powstałej pod wpływem działania obciążenia. Oczywiście w sytuacji idealnej naprężenia dla tej części układu byłyby równe 0, jednakże materiał do badań jest prawdziwy, posiada wszystkie jego cechy. Elementy te pracują, pracuje proteza, stąd niskie wartości naprężeń. Istotne jest, że zastosowanie zaczepek CEKA powoduje wyraźne zwiększenie naprężeń w obrębie filarów stożkowych i śrub. Proporcjonalnie większe naprężenia w obrębie śrub przy zastosowaniu zaczepek CEKA są konsekwencją tego, że w tym układzie śruby są bardziej stabilne, ulegają mniejszym przemieszczeniom, stąd mniejsze jest ryzyko luzowania się ich, jednak wzrost naprężeń może powodować większe prawdopodobieństwo uszkodzenia mechanicznego śrub. Większe naprężenia w obrębie filarów stożkowych i śrub powodują też generowanie mniejszych naprężeń w implantach. Dla belki Doldera relatywnie większe jest obciążenie implantu po stronie pracującej w stosunku do strony balansującej. Należy również zaznaczyć, że układ przeniesienia obciążenia jest tu bardziej równomierny, niezależnie od obciążenia zewnętrznego (Ryc.5.9).

5.3 Analiza odkształceń

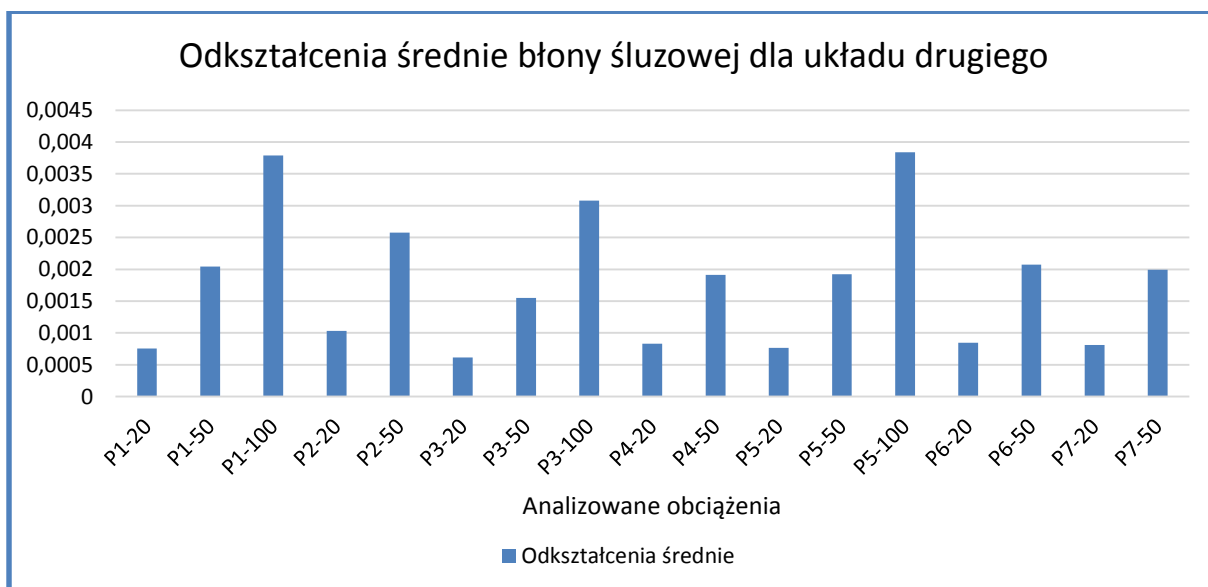
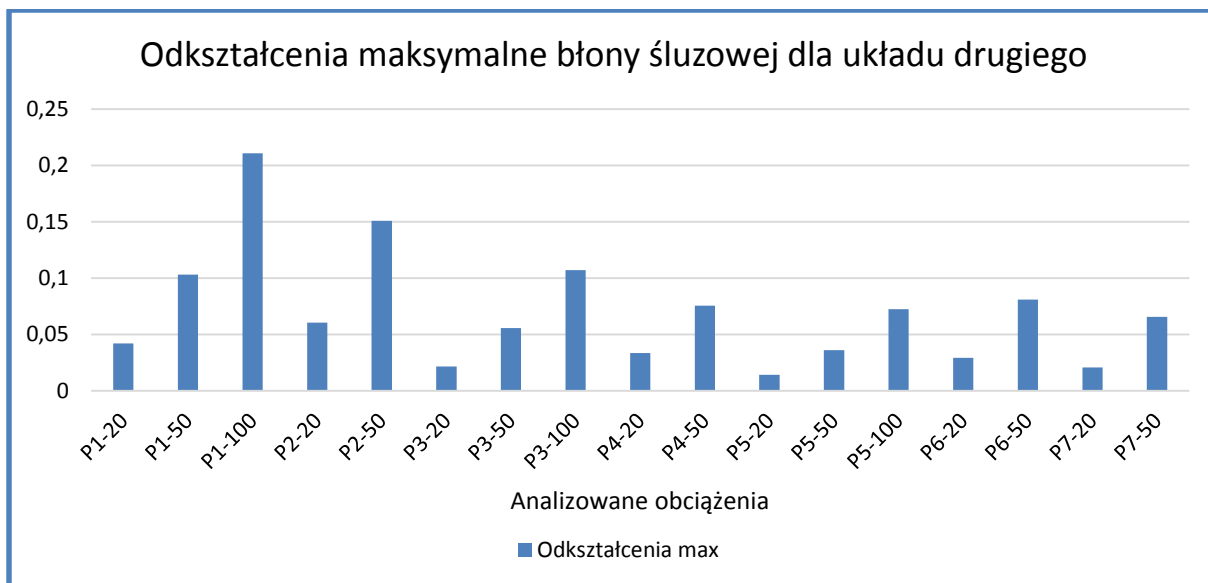
W tabelach aneksu podano wyniki odkształceń uzyskane dla poszczególnych sytuacji. Należy jednak zaznaczyć, iż uzyskane wartości pokazują, że kolejne elementy ulegają jedynie nieznacznym odkształceniom, które nie są istotne dla poznania biomechaniki protezy typu overdenture. Podczas analizy odkształceń na uwagę zasługują jedynie błona śluzowa oraz matryca wraz z obudową. Niezależnie od kształtu elementu precyzyjnego największe odkształcenia błony śluzowej występują podczas obciążania zęba siecznego (Ryc.5.9 – 5.11). Przy zastosowaniu belki vks-vsp maksymalne wartości odkształceń wynoszą 0,22900 dla pionowej siły 100 N oraz 0,15670 dla skośnej siły 50 N. Zastosowanie dodatkowo zaczepów CEKA nie wpływa znacząco na zmianę wartości odkształceń, które maksymalnie wynoszą dla pionowej siły 100 N - 0,21060 a dla skośnej siły 50 N - 0,15060. Nieco większe odkształcenia błony śluzowej zarówno maksymalne, jak i średnie uzyskano dla belki Doldera. Największe maksymalne odkształcenia w układzie trzecim wynoszą 0,31763 dla pionowej siły 100 N oraz 0,20696 dla skośnej siły 50 N. Wyniki uzyskane dla układu pierwszego i drugiego pokazują, że zamontowanie zaczepów CEKA nie wpływa istotnie na wartości odkształceń matrycy oraz jej obudowy, powodując jedynie nieznaczny ich wzrost, szczególnie przy obciążaniu zęba trzonowego (Ryc.5.12, Ryc.5.13). Największe wartości odkształceń zanotowano dla sił skierowanych na ząb sieczny i w przypadku zastosowania tylko belki vks-vsp wynoszą one dla siły pionowej 100 N 0,0144 (obudowa matrycy) i 0,0077 (matryca) oraz dla siły skośnej 50 N odpowiednio 0,0057 i 0,0055. Natomiast w przypadku zastosowania belki z zaczepami CEKA dla siły pionowej 100 N maksymalne odkształcenia wynoszą odpowiednio 0,0109 i 0,0081 a dla siły skośnej 50 N – 0,0066 i 0,0062. Wyraźnie większe odkształcenia matrycy i jej obudowy zaobserwowano dla belki Doldera (Ryc.5.14). Największe wartości średnie są tu dla zęba siecznego (dla matrycy: FSP 100 N – 0,02115, FSS 50 N – 0,020921; dla obudowy matrycy: FSP 100 N – 0,033167, FSS 50 N – 0,033008). Maksymalne odkształcenia matrycy wynoszą 0,21991 (FKP 100 N), natomiast obudowy matrycy – 0,52425 (FSP 100 N) i utrzymują się na zbliżonym poziomie niezależnie od kierunku i lokalizacji obciążenia.

Odształcenia protezy powstają przede wszystkim w miejscu przyłożenia siły. W pierwszym i drugim układzie uzyskano podobne wartości odkształceń. Dla belki vks-vsp największe odkształcenia występują dla sił pionowych podczas obciążania zęba

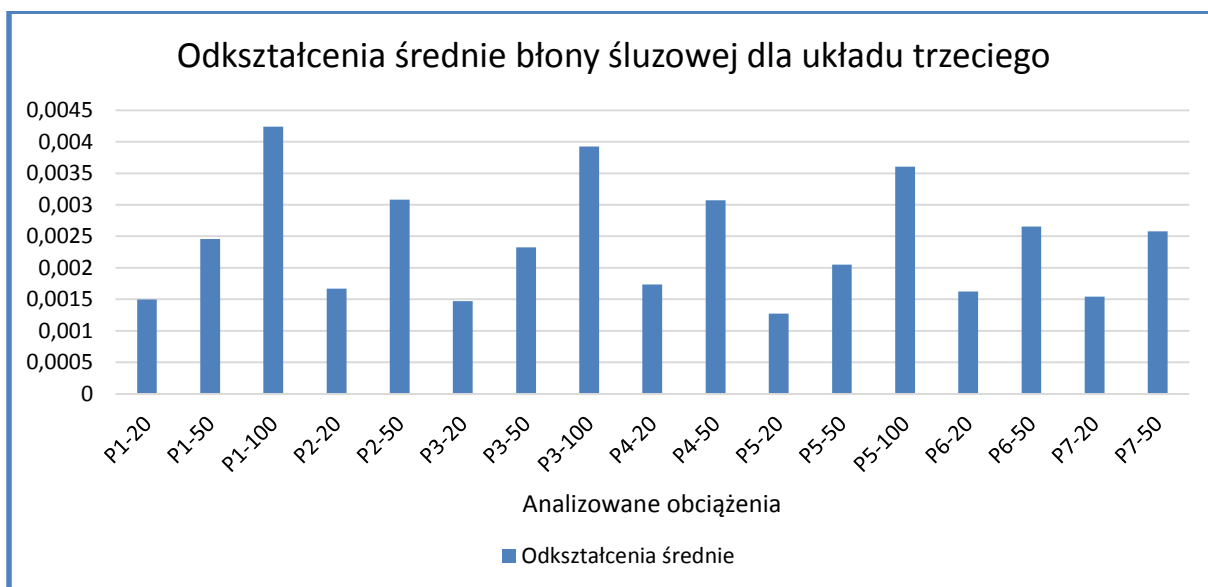
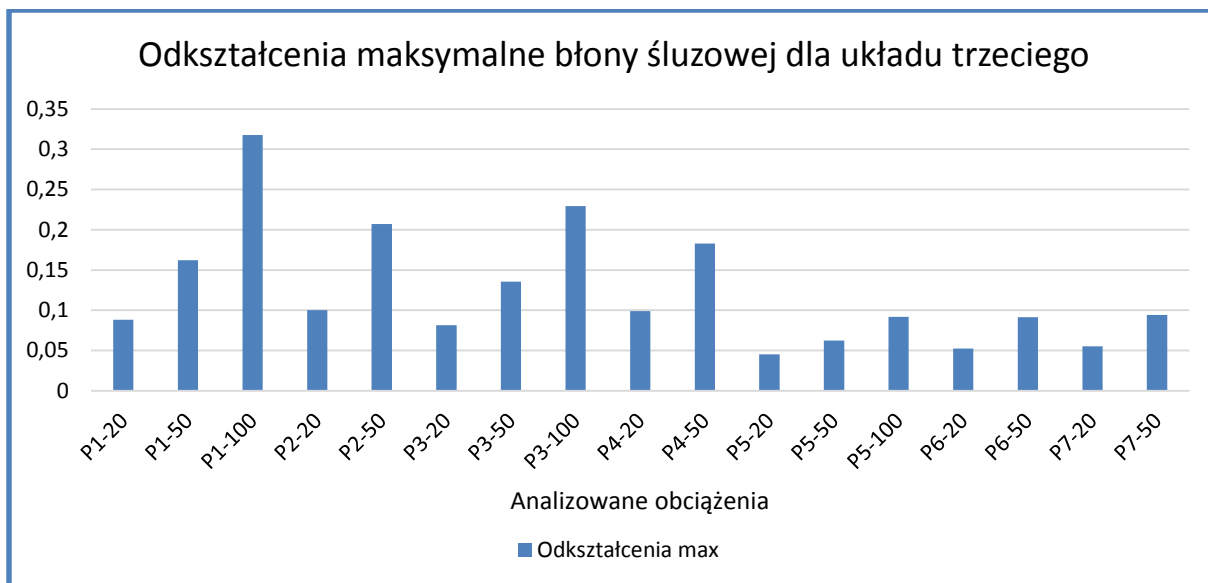
trzonowego – 0,09744 (dla siły 100 N) a dla sił skośnych podczas obciążania zęba siecznego – 0,0490 (dla siły 50 N). Dla belki vks-vsp z zaczepami CEKA największe odkształcenia występują dla sił pionowych przy obciążaniu kła – 0,08876 (dla siły 100 N), a dla sił skośnych podczas obciążania zęba siecznego - 0,1506 (dla siły 50 N). W trzecim układzie maksymalne odkształcenia protezy są większe i dla wszystkich sił utrzymują się na podobnym poziomie, uzyskując wartość maksymalną równą 0,29702 (FTSD). W układzie trzecim relatywnie większym odkształceniom ulega też sama belka, osiągając wartość maksymalną równą 0,023791, wartości średnie są jednak zdecydowanie mniejsze i utrzymują się na stałym poziomie około 0,00015.



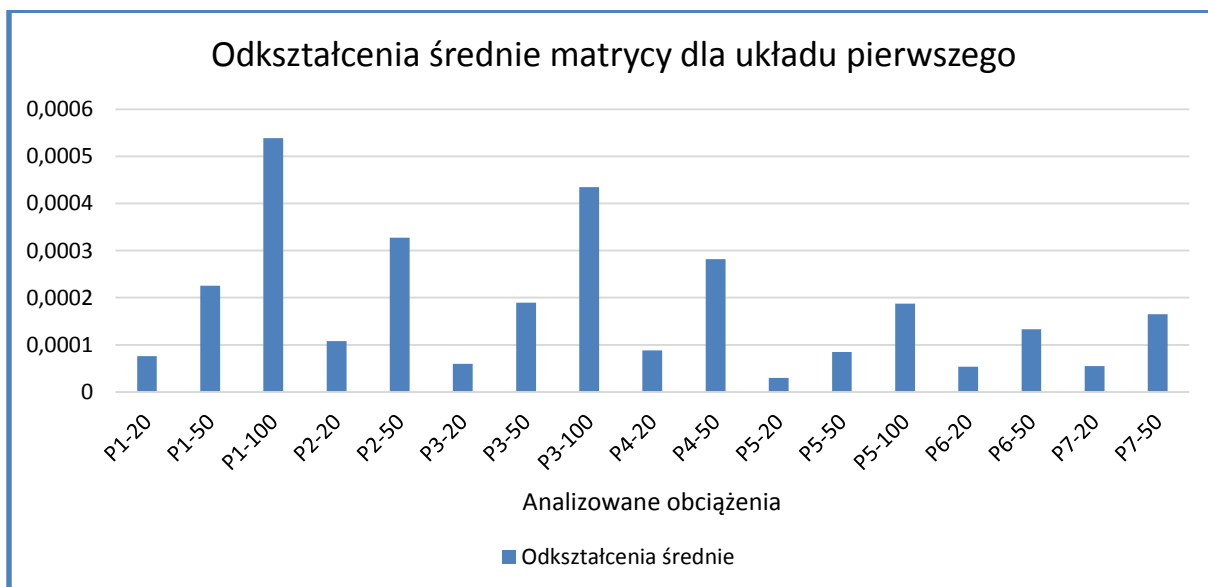
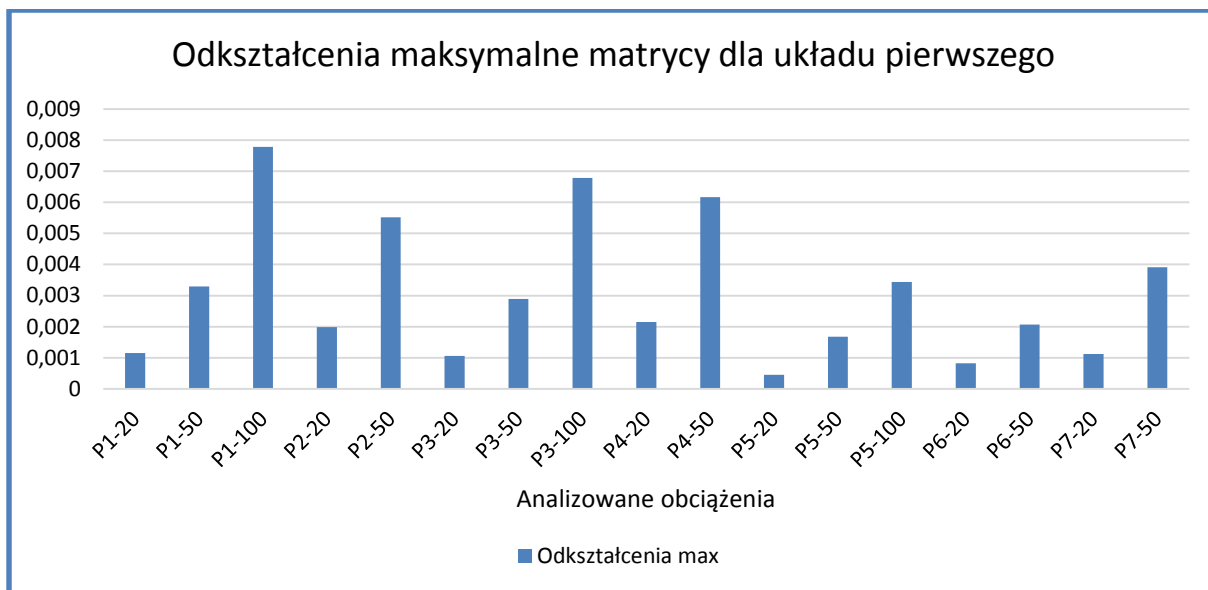
Ryc.5.10 Odkształcenia błony śluzowej maksymalne i średnie dla układu pierwszego



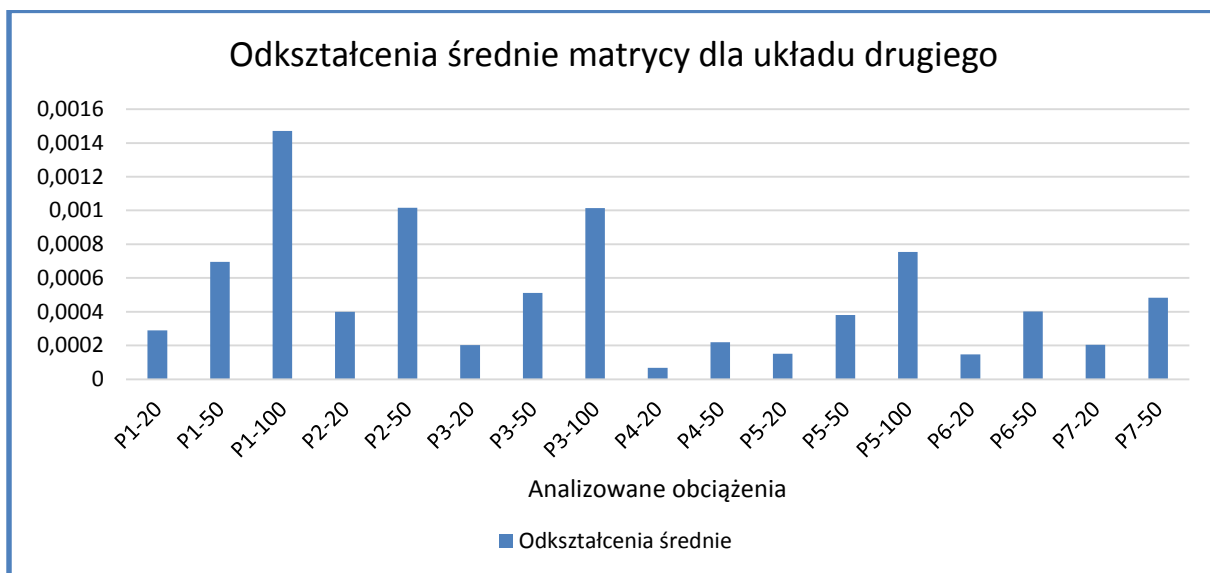
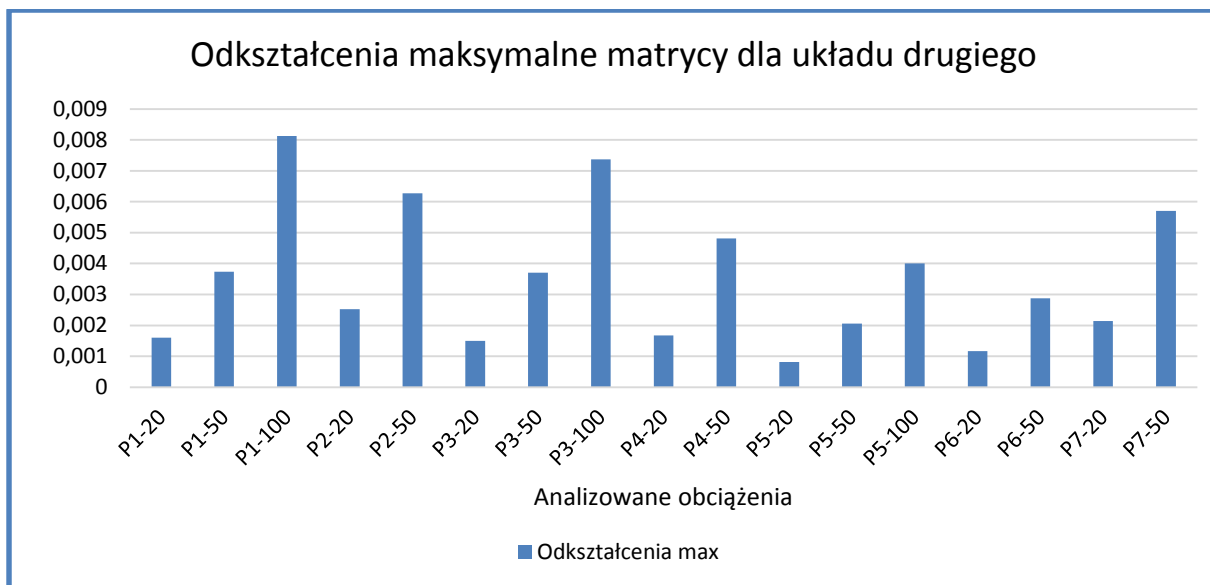
Ryc.5.11 Odkształcenia maksymalne i średnie błony śluzowej dla układu drugiego



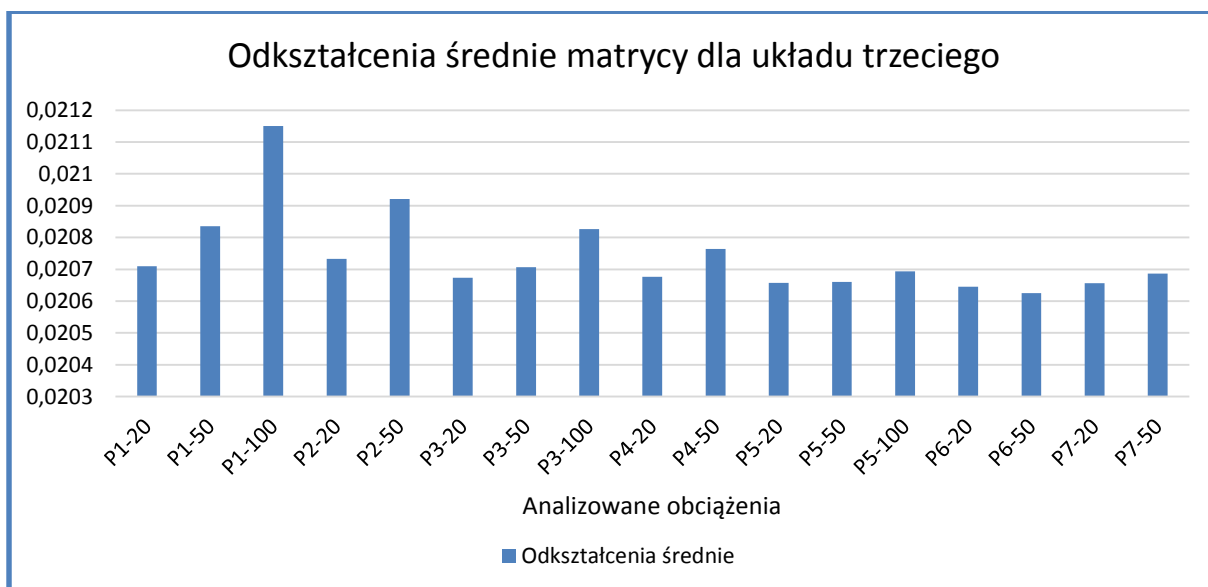
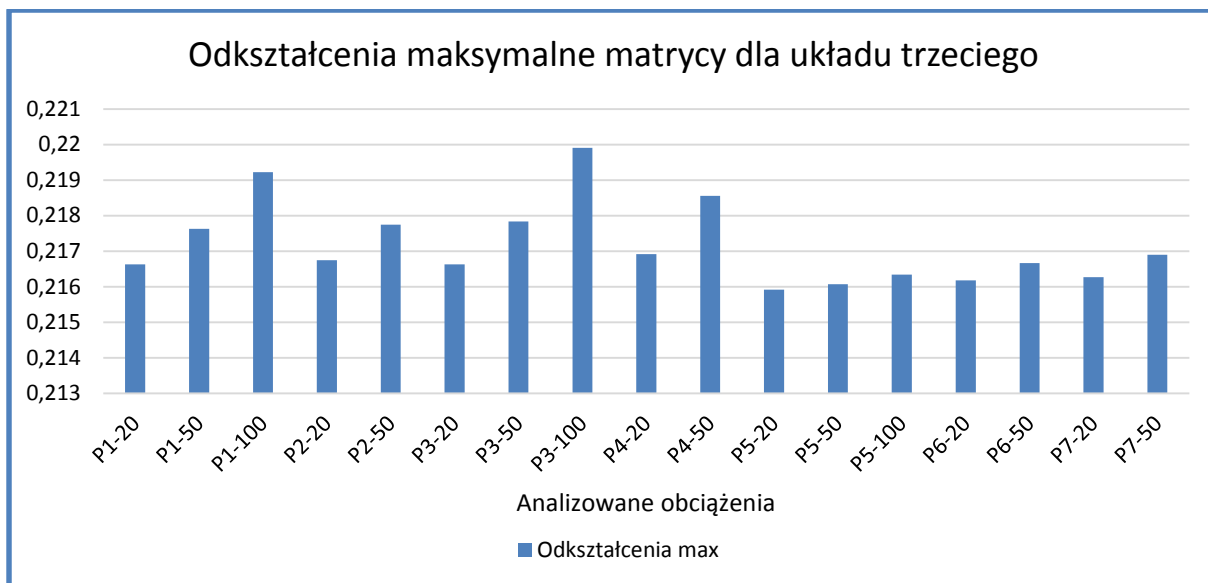
Ryc.5.12 Odkształcenia maksymalne i średnie błony śluzowej dla układu trzeciego



Ryc.5.13 Odkształcenia maksymalne i średnie matrycy dla układu pierwszego



Ryc.5.14 Odształcenia maksymalne i średnie matrycy dla układu drugiego



Ryc.5.15 Odkształcenia maksymalne i średnie matrycy dla układu trzeciego

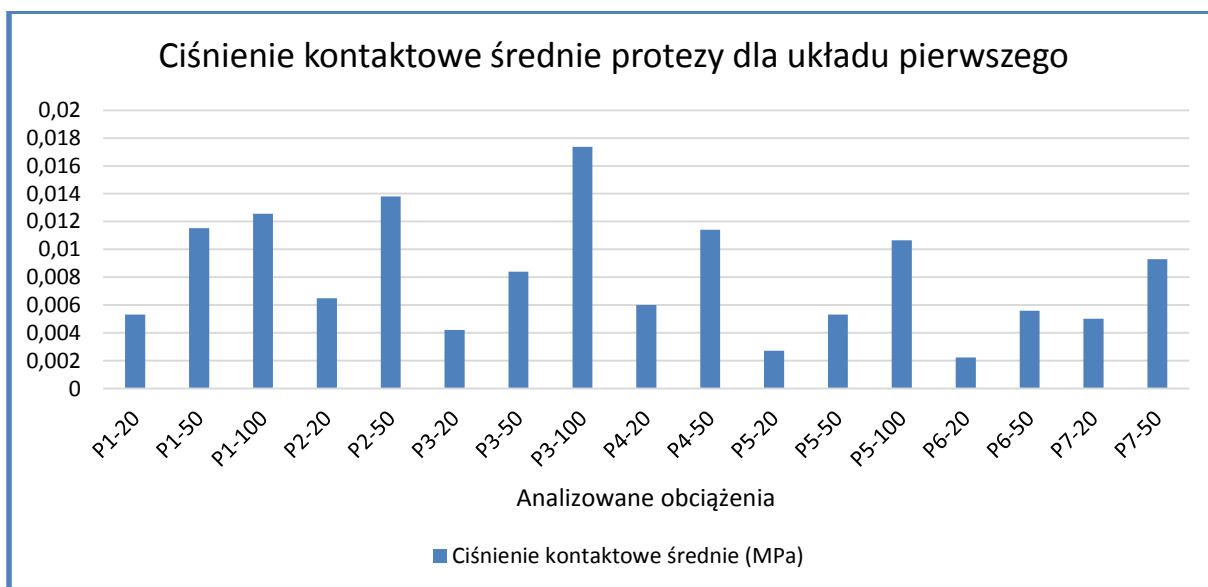
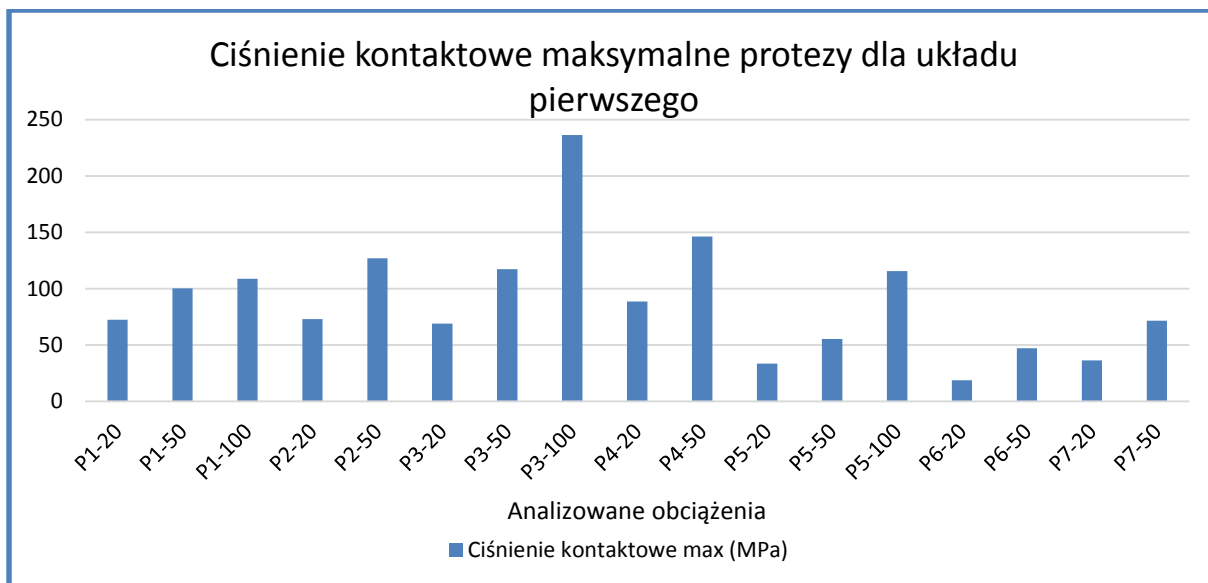
Omówienie. Niezależnie od kształtu belki proteza ulega niewielkim odkształceniom. Akryl jest materiałem sztywnym, stąd pod wpływem obciążania dochodzi do przemieszczenia protezy, a nie jej odkształcenia. Należy jednak zaznaczyć, że relatywnie największym odkształceniom ulega proteza zamontowana na belce Doldera. Zgodnie z przewidywaniami elementem, który ulega znacznym odkształceniom jest, ze względu na największą sprężystość, błona śluzowa. Wartości odkształcenia błony śluzowej związane są z przemieszczeniem protezy, stąd analogicznie, największe zaobserwowano dla belki Doldera. Kolejnym elementem, w obrębie którego odnotowano zwiększone odkształcenia jest, druga pod względem sprężystości, matryca. Dla belki vks-vsp oraz dla belki vks-vsp z zaczepami CEKA uzyskane wartości odkształceń są już jednak znacznie mniejsze. Większe wartości odkształcenia matrycy w stosunku do pozostałych składowych modelu, związane z jej sprężystością, są przyczyną zużycia tego elementu pod wpływem użytkowania protezy. Nieporównywalnie większe odkształcenia matrycy wraz z obudową, przekraczające odkształcenia błony śluzowej uzyskano dla belki Doldera. Odmienny kształt matrycy i obudowy oraz większa podatność na odkształcenia w układzie trzecim mogą ponadto powodować, że przy obciążaniu proteza zaczyna podpierać się w innych lokalizacjach, co z kolei zmienia rozkład naprężeń w obrębie modelu.

5.4 Analiza ciśnień kontaktowych

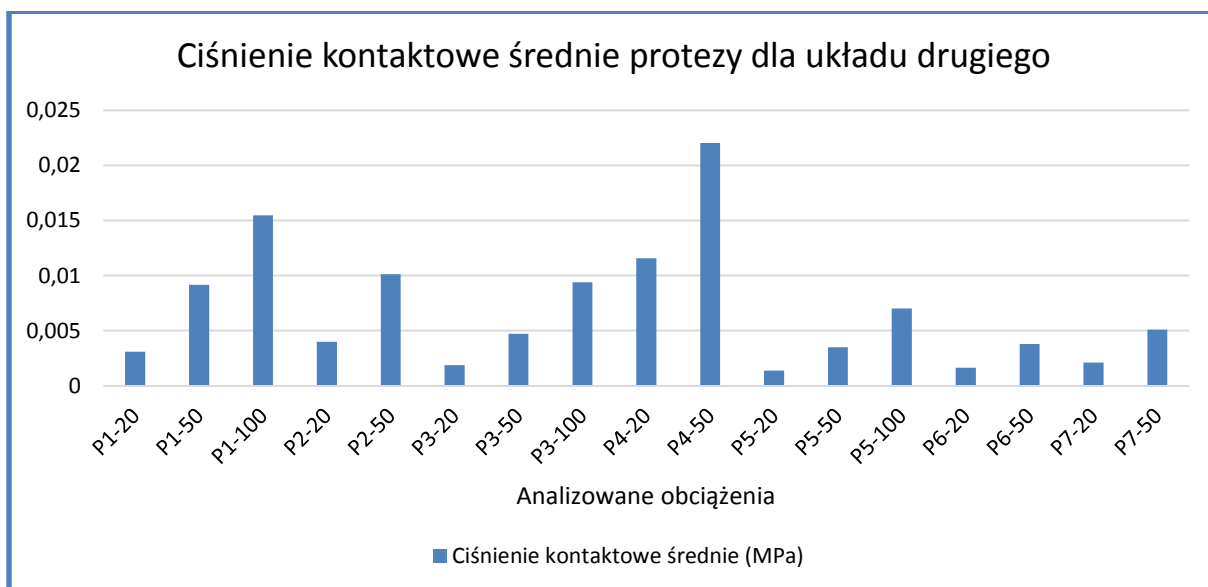
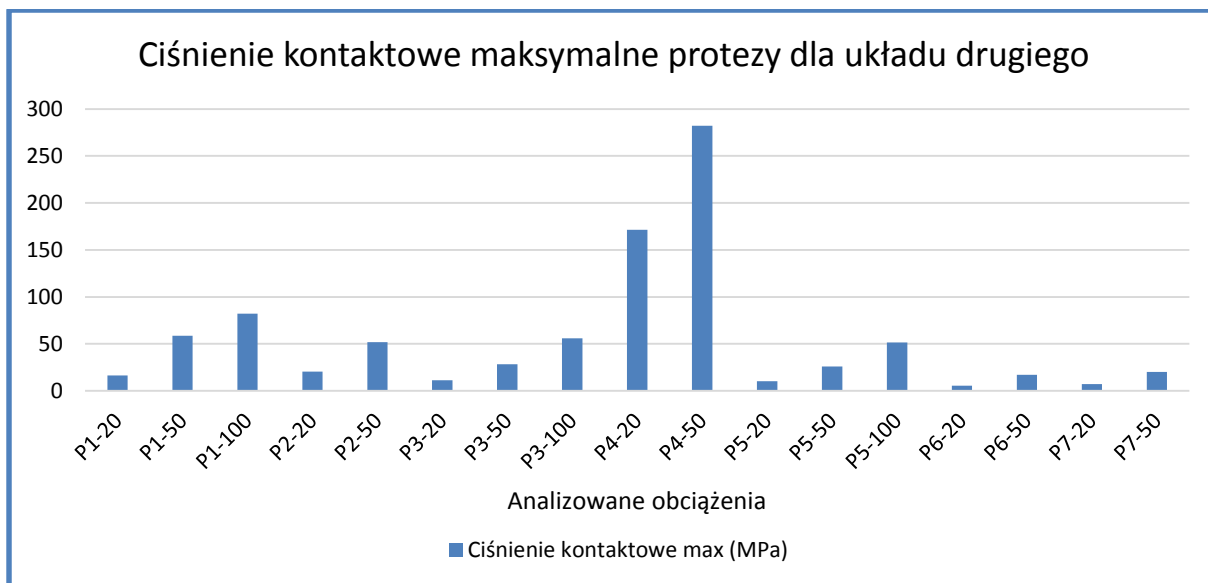
Wyniki uzyskane dla poszczególnych elementów układów umieszczono w tabelach w aneksie. W układach pierwszym i drugim wartości ciśnień kontaktowych protezy zależą od kierunku i lokalizacji obciążenia (Ryc.5.16, Ryc.5.17). W układzie z belką vks-vsp wartość maksymalna ciśnień wynosi 236,39 MPa (FKP 100 N), choć ma ona charakter ogniskowy, gdyż wartość średnia dla tej samej siły wynosi 0,0174 MPa. Maksymalne ciśnienia kontaktowe dla belki vks-vsp z zaczepami CEKA otrzymano dla siły FKS 50 N – 282,2818, natomiast średnia wartość dla tej siły wynosi 0,0220 MPa. Inaczej wyglądają ciśnienia kontaktowe w układzie z belką Doldera (Ryc.5.18). Przy zdecydowanie mniejszych wartościach maksymalnych ciśnień (ok. 19,4 MPa), uzyskano tu największe wartości średnich ciśnień kontaktowych (ok. 0,115 MPa). Ponadto wartości ciśnień nie zmieniają się znacząco w zależności od lokalizacji i kierunku działającej siły.

Na uwagę zasługują również ciśnienia kontaktowe matrycy i obudowy do matrycy. W układach pierwszym i drugim największe wartości uzyskano dla sił skierowanych na ząb sieczny. Dla belki vks-vsp największa średnia wartość wynosi 8,1238 MPa dla obudowy matrycy i 0,2708 MPa dla matrycy, przy obciążeniu siłą skośną 50 N. Dla belki vks-vsp z zaczepami CEKA największa średnia wartość wynosi 18,9540 MPa dla obudowy matrycy i 1,6821 MPa dla matrycy, przy obciążeniu siłą pionową 100 N. Wyraźnie większe ciśnienia kontaktowe uzyskano dla belki Doldera, niezależnie od lokalizacji i kierunku obciążenia średnie ciśnienie kontaktowe matrycy wynosi ok. 59,8 MPa, a obudowy matrycy ok. 37,8 MPa.

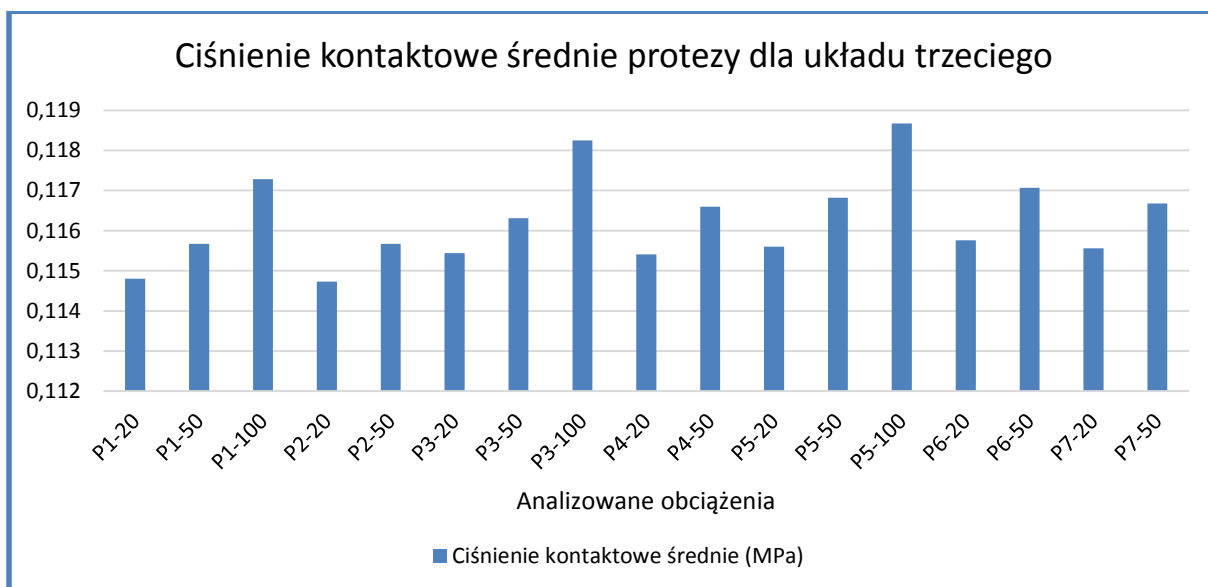
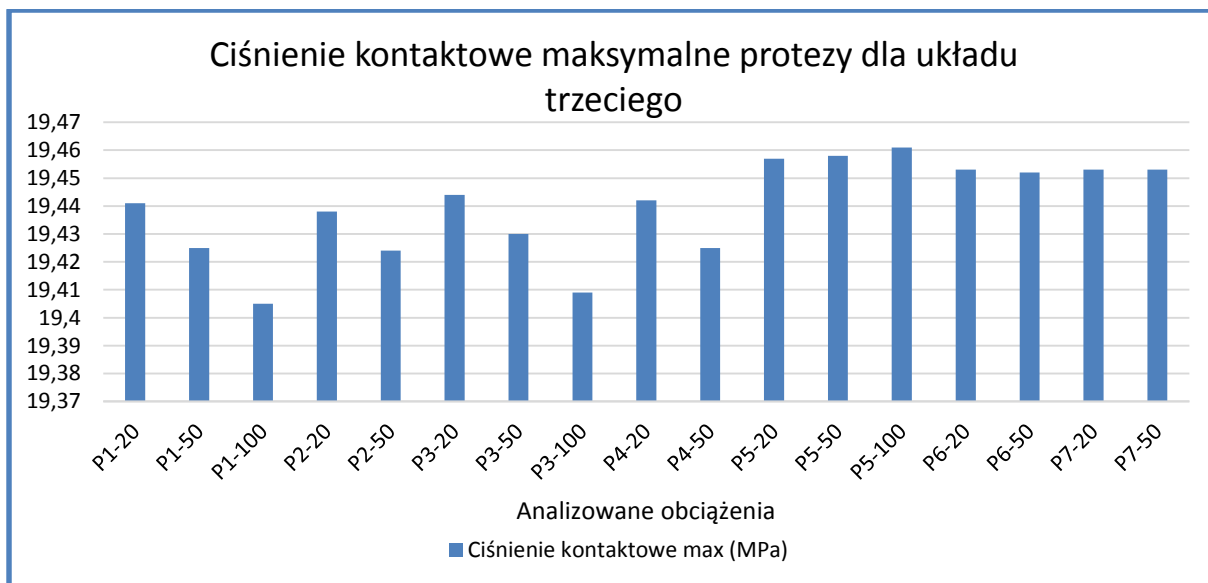
W obrębie pozostałych elementów, w tym również błony śluzowej, we wszystkich układach, zanotowano niewielkie wartości ciśnień kontaktowych (Ryc.5.19- Ryc.5.21). Wzrost ciśnień zaobserwowano jedynie na śrubach w układzie drugim. Przy obciążaniu zęba siecznego ciśnienia kontaktowe na obu śrubach są podobne. Największą średnią wartość otrzymano dla siły FSP 100 N (2,6937 MPa dla śruby lewej, 2,3245 MPa dla śruby prawej). Im bardziej boczne jest obciążenie protezy, tym większa jest różnica ciśnień pomiędzy śrubami i większy nacisk występuje po stronie balansującej (FTP 100 N: 4,4781 MPa dla śruby lewej, 1,4948 MPa dla śruby prawej).



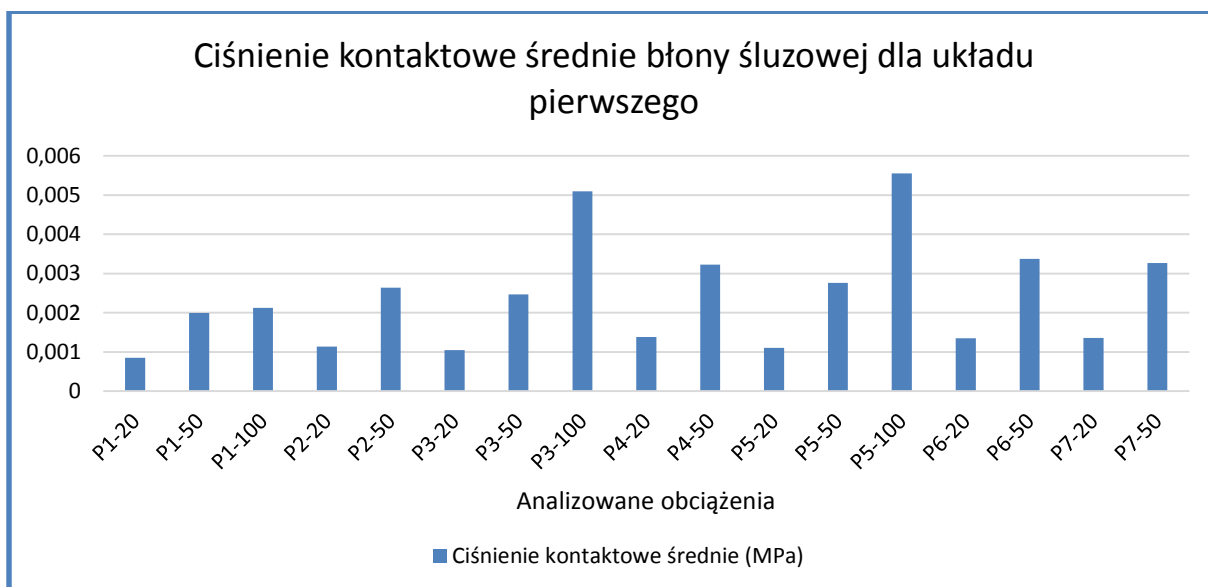
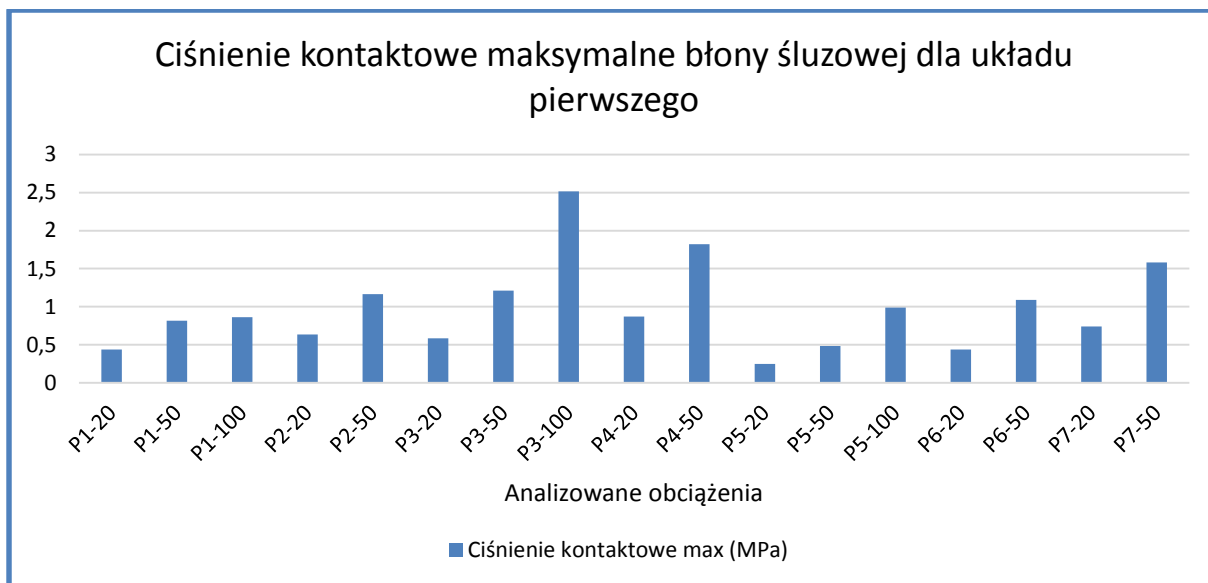
Ryc.5.16 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie protezy dla układu pierwszego



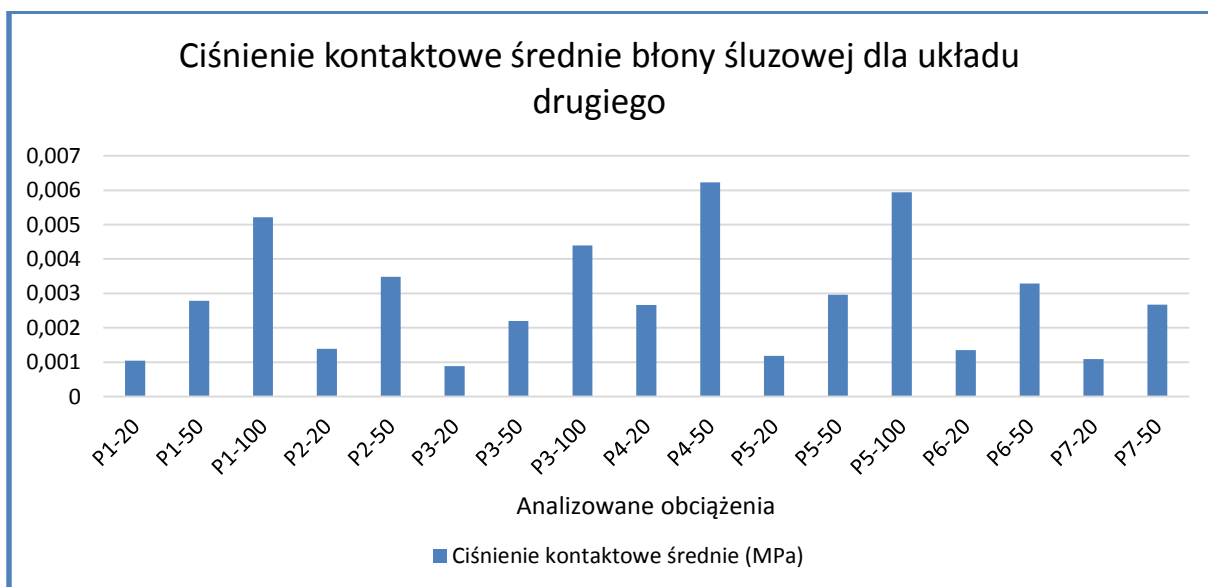
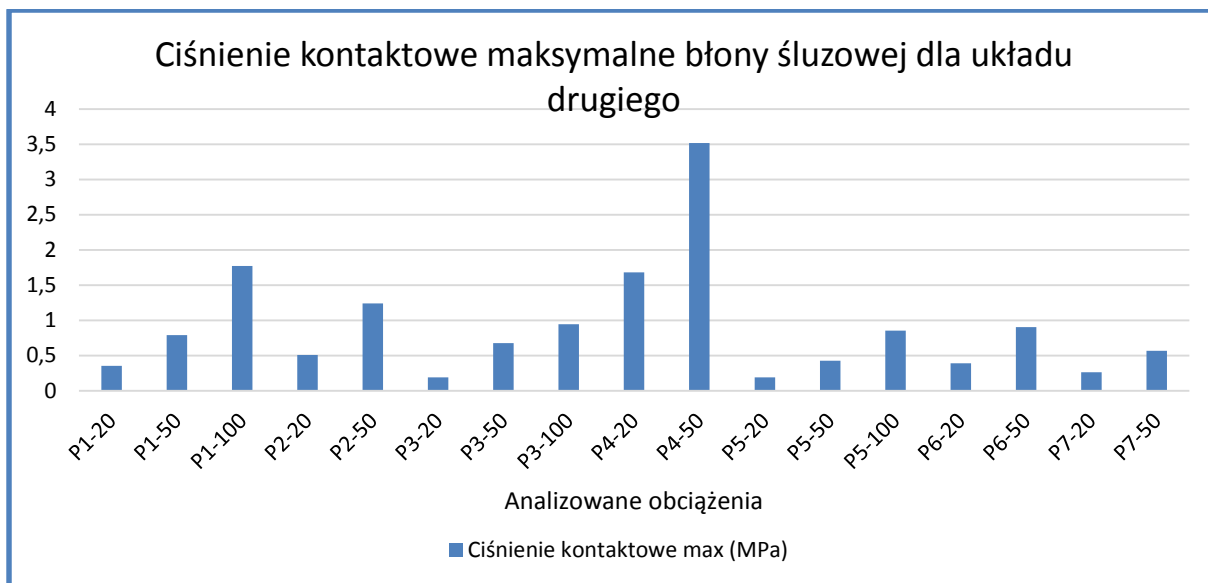
Ryc.5.17 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie protezy dla układu drugiego



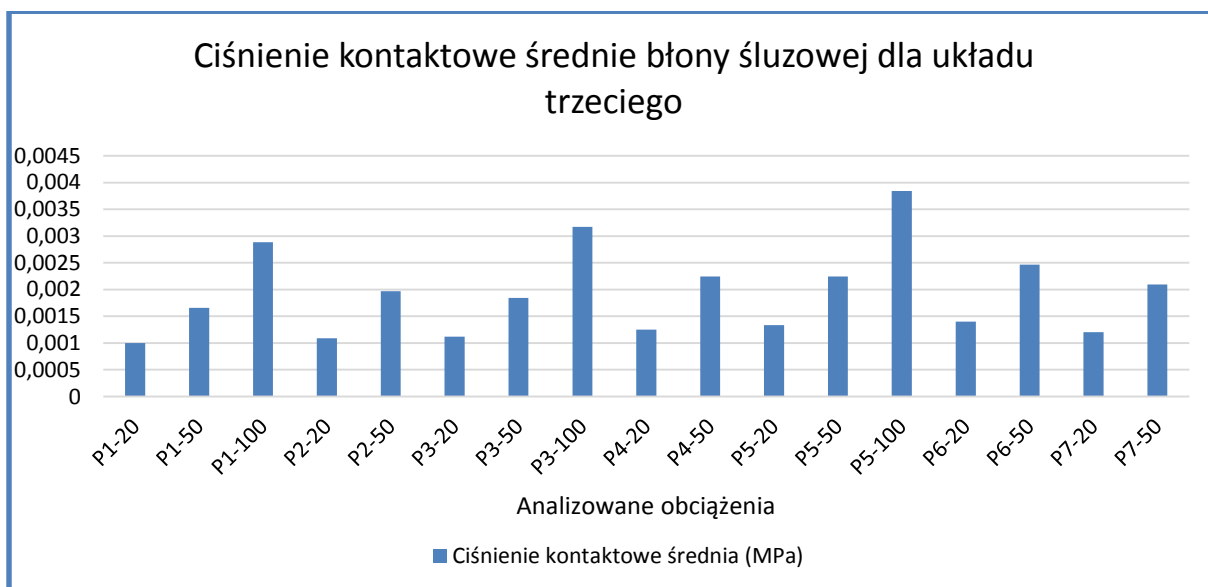
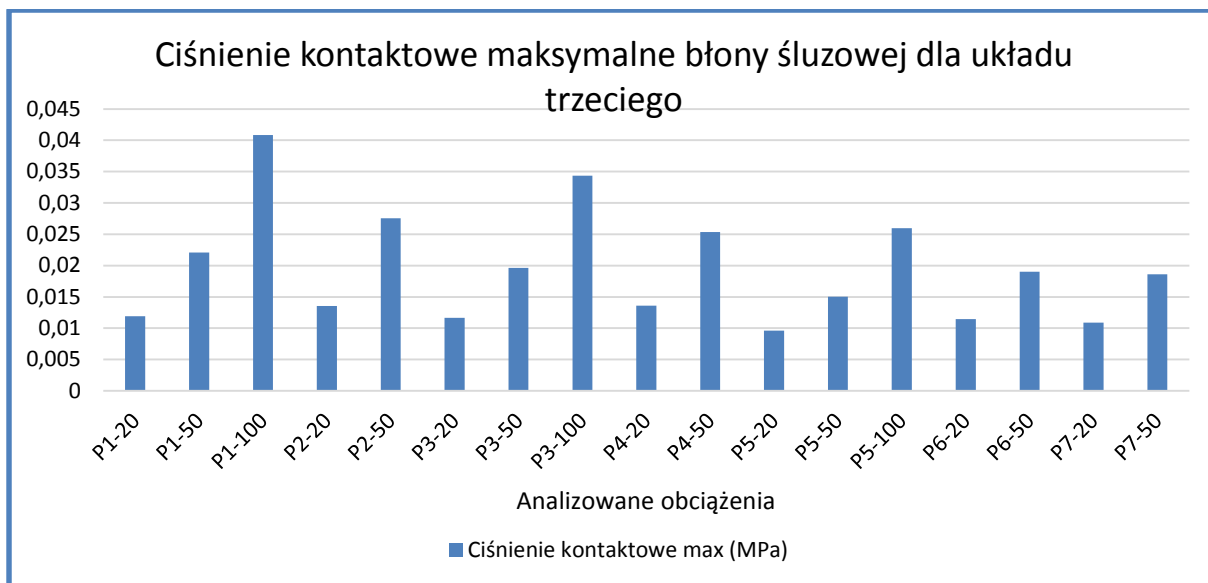
Ryc.5.18 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie protezy dla układu trzeciego



Ryc.5.19 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie błony śluzowej dla układu pierwszego



Ryc.5.20 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie błony śluzowej dla układu drugiego



Ryc.5.21 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie błony śluzowej dla układu trzeciego

Omówienie. Szczegółowa analiza ciśnień kontaktowych występujących pomiędzy kontaktującymi się ze sobą elementami układu byłaby pomocna przy analizie przepływu energii pomiędzy nimi w procesie żucia. Z punktu widzenia klinicznego najbardziej istotne są ciśnienia występujące pomiędzy protezą i podłożem protetycznym. Niestety program, w którym przeprowadzone zostały badania uniemożliwia prezentację wyników w postaci map konturowych. Możliwa jest jedynie prezentacja w postaci wektorów, których analiza pozwoliła określić, że największe ciśnienia kontaktowe występują w okolicy wyniosłości gruszkowatej - w przypadku obciążeń w odcinku bocznym oraz w strefie przedniej (łęki zębodołowe) dla obciążeń w odcinku przednim. Powstawanie stref silnie obciążonych po stronie pracującej związane jest z podatnością rotacyjną połączenia kładka – proteza. Najbardziej niekorzystne dla tego zjawiska okazało się obciążenie działające na kieł, choć oczywiście analogiczne zachowanie obserwuje się również, gdy obciążane są zęby trzonowy i sieczny.

6. Dyskusja

Osiągnięcie sukcesu terapeutycznego w przypadku bezzębia jest wprost proporcjonalne do odczuć pacjenta, który zwraca uwagę na wygląd, stabilizację, wymowę, wygodę oraz łatwość wyjmowania i czyszczenia wykonanego uzupełnienia [73]. Efekt leczenia i adaptacja przez pacjenta uzupełnienia protetycznego zależy więc nie tylko od jakości wycisku, staranności wykonania protez i odpowiedniej higieny, ale w równym stopniu od subiektywnych odczuć pacjenta [74]. Zdarza się, że pacjenci nie akceptują protez, które zostały wykonane prawidłowo. Przyczyn tej sytuacji może być wiele, jednak najistotniejsze wydaje się to, że proteza całkowita nigdy nie będzie funkcjonowała, jak zęby naturalne pacjenta [75,76]. Tradycyjne metody zaopatrzenia bezzębnej żuchwy nie spełniają często oczekiwań pacjentów. Pomimo stosowania wielu procedur klinicznych i wysokiej jakości materiałów, protezy te nie zapewniają pacjentom wystarczającego komfortu zarówno podczas mowy, jak i żucia pokarmów. W grupie pacjentów użytkujących protezy całkowite żuchwy ok. 64% skarży się na dyskomfort, a następne 16% nie korzysta z niej w ogóle [77,78,79]. Szczególnie u starszych pacjentów, u których występują trudne warunki pola protetycznego, związane z zanikami podłoża kostnego, małą podatnością błony śluzowej, rozrośniętym językiem, nadmiernie ruchomym lub twardym dnem jamy ustnej i małą ilością śliny, osiągnięcie sukcesu terapeutycznego nie jest łatwe [27]. Postępowaniem z wyboru w leczeniu bezzębia może być stosowanie implantów, a następnie uzupełnień stałych [32,80,81] lub częściej protez typu overdenture [82]. Protezy typu overdenture, choć niewątpliwie bardziej kosztowne od konwencjonalnych protez, pozwalają na znaczną poprawę komfortu życia pacjentów. Pacjenci, wcześniej użytkujący tradycyjne protezy wysoko oceniają funkcjonalność tego rozwiązania [38,40,83].

Do zalet protez nakładowych należy znacznie ograniczona liczba implantów. Najczęściej w literaturze opisywane są przypadki stosowania protez typu overdenture wspartych na dwóch, trzech lub czterech implantach, choć część autorów podaje, że już jeden implant zapewnia wystarczającą retencję i stabilizację, nie powodując koncentracji zbyt dużych naprężeń [48,67,84]. Jeden implant umożliwia większą rotację protezy, zwiększone jest podparcie śluzówkowe, tym samym zwiększa się jej ruchomość. Zwiększone jest jednak też obciążenie implantu. Autorzy podają, że

pacjenci dobrze oceniają to rozwiązanie, ale z punktu widzenia biomechaniki zastosowanie dwóch implantów wydaje się korzystniejsze ze względu na bardziej równomierny rozkład sił oraz zablokowanie bocznej ruchomości protezy. Na korzyść jednego implantu przemawiają jedynie względy ekonomiczne. Przeprowadzone w pracy badania potwierdzają, że dwa implanty zapewniają protezie prawidłowe podparcie, dla uzyskania wystarczającej retencji i stabilizacji, jak również nie powodują przeciążenia implantów. Podobne wyniki uzyskali Sadowski i Caputo [29], którzy ponadto określili, że przy zastosowaniu dwóch implantów występuje bardziej równomierny rozkład naprężeń i lepsza retencja w porównaniu z trzema implantami.

Zastosowanie większej ilości wszczepów często, zwłaszcza u starszych pacjentów, jest trudne ze względu na małą ilość tkanki kostnej oraz współistniejące schorzenia ogólnoustrojowe. Należy tu jednak zaznaczyć, że w ostatnich latach zaobserwować można znaczne ograniczenie liczby ogólnych przeciwwskazań do zabiegu implantacji [85,86]. Coraz rzadsze przypadki braku osteointegracji powodują też, że nie ma konieczności montowania dodatkowych, pomocniczych implantów.

W leczeniu bezzębnej żuchwy obszar implantacji obejmuje zwykle odcinek przedni, pomiędzy otworami bródkowymi. Umożliwia to zastosowanie dłuższych implantów. W rejonie tym większa jest gęstość kości. Odsetek stabilności implantów umieszczonych w tym odcinku wynosi wg Uhryna 94,6% [87]. Lokalizacja ta sprzyja też zabiegom transgingiwalnym [27], które są mniej traumatyczne i powinny być lepiej tolerowane, zwłaszcza przez starszych pacjentów, w porównaniu z konwencjonalnym zabiegiem chirurgicznym. Arentowicz i Jabłoński uważają, że przy zastosowaniu w okolicy międzybródkowej większej ilości wszczepów filarowych następuje mniejszy zanik struktur kostnych oraz dłuższy okres stabilizacji implantoprotez [88]. W wielu badaniach wszczepy umieszczone są w okolicy zębów 33 i 43 [28]. Korzystne wydaje się umiejscowienie implantów nieco doprzędno, bliżej bocznych siekaczy, gdyż umożliwia to przeprowadzenie belki pomiędzy wszczepami w linii prostej na szczycie części zębodołowej żuchwy a jednocześnie zapewnia odpowiednią długość kładki. Gdy implanty znajdują się w pozycji dotylnej, belka poprowadzona wzdłuż szczytu części zębodołowej może, podczas obciążania protezy w procesie żucia, działać jak dźwignia i stać się przyczyną wcześniejszej utraty implantów. Przy zbyt szerokim rozstawieniu implantów konieczne jest zastosowanie pojedynczych zaczepów.

Z punktu widzenia biomechaniki korzystna jest koncepcja zaproponowana przez Pattarelliego i wsp [15,89], która zakłada zastosowanie czterech implantów,

dwóch w okolicy kłów (zęby 33 i 43) oraz dodatkowo dwóch w okolicy pierwszych trzonowców (zęby 36 i 46). W warunkach klinicznych jednak u bezzębnych pacjentów, z uwagi na znaczne zaniki tkanki kostnej i bliskość kanału żuchwowego, rzadko istnieją warunki do implantacji w odcinku bocznym.

Protezy typu overdenture wsparte na belce wymagają równoległego rozmieszczenia implantów. Przy braku równoległości pomiędzy wszczepami zastosowanie zespołów kładkowych konfekcjonowanych, które były poddawane badaniom w niniejszej dysertacji, może okazać się niemożliwe z uwagi na brak możliwości przykręcenia ich do implantów. Alternatywą może być wówczas zastosowanie zaczepów kulowych lub belki prefabrykowanej. W belce prefabrykowanej, opisywanej przez Śmielak wykorzystuje się połączenie stawowe. Takie rozwiązanie pozwala na korektę rozbieżności implantów do 18 stopni [90]. Belkę tę można regulować na długość w zakresie 16-29 mm. Jest ona korzystna ze względów ekonomiczno-czasowych. Brak etapu modelowania kładki przez technika pozwala na szybkie wykonanie odbudowy. Do zalet tego rozwiązania Śmielak zalicza brak przenoszenia naprężeń wewnętrznych na implanty oraz możliwość korekty dywergencji implantów. Niektórzy autorzy podają, że ewentualne naprawy, czy podścielanie protez są bardzo proste [91,92]. Kładkę tę można jednak stosować wyłącznie do dwóch implantów.

Istotnym problemem przy planowaniu protez typu overdenture jest zastosowanie odpowiedniego precyzyjnego systemu. Autorka niniejszej dysertacji zdecydowała się na porównanie właściwości biomechanicznych protez wspartych na systemach zespolonych, uważanych przez wielu badaczy za najkorzystniejsze rozwiązanie [93]. Niewątpliwie do zalet zespołów kładkowych należy odpowiednia stabilizacja protezy i możliwość regulacji retencji. Zredukowane są obciążenia podczas przemieszczeń protezy w odcinku bocznym [93]. Mniejsza jest również częstość występowania powikłań niż w przypadku wykorzystania zaczepów kulowych. Rzadziej stosowane natomiast magnesy mogą ulegać korozji oraz umożliwiają poziome przemieszczanie protezy [94], posiadają też najniższą siłę retencji. Należy jednak pamiętać, że kładki wymagają więcej miejsca w wymiarze międzyszczękowym (13-14 mm) w porównaniu z zaczepami kulowymi (10-11 mm) [38]. Brak odpowiedniej ilości miejsca może być przyczyną nieprawidłowego kształtu płyty protezy lub ustawienia zębów sztucznych, co z kolei może skutkować niewystarczającą estetyką twarzy lub zaburzoną wymową [95,96,97].

Zastosowane do badań belki posiadają kształt retencyjny. Obecnie powoli odchodzi się od zespolień o przekroju okrągłym lub prostym. Kładki te są wskazane jedynie w przypadku krótkich implantów lub problemów z osteointegracją, gdyż generują powstawanie mniejszych naprężeń wokół wszczepów [98]. Dla poprawy retencji korzystniejsza jest belka typu „jeździec”. Owalna kładka Doldera (Rhein, Niemcy) również posiada modyfikację w postaci retencyjnego nacięcia. Przeprowadzone badania potwierdziły, że im bardziej retencyjny jest kształt elementu precyzyjnego, tym mniejsze są przemieszczenia protezy. Duże znaczenie ma też długość zespolenia. Im większa jest długość ramienia retencyjnego, tym proteza jest sztywniejsza. Większa sztywność uzupełnienia protetycznego powoduje mniejsze jego przemieszczenia, a więc również mniejszy jest udział śluzówkowego podparcia protezy. Większe natomiast obserwuje się naprężenia w obrębie elementu precyzyjnego i implantów. O długości ramienia retencyjnego może decydować lokalizacja implantów. Im szersze rozstawienie wszczepów, tym dłuższe jest zespolenie. Należy jednak pamiętać, że gdy linia łącząca wszczepy przekracza zasięg płyty protezy, wówczas możliwe jest jedynie zastosowanie pojedynczych zaczepów. Aby przedłużyć ramię retencyjne można zastosować symetrycznie w kierunku dystalnym wypustki lub zatrzaski. Uzyskane w badaniach wyniki pokazują, że zastosowanie dodatkowych zaczepów zmniejsza przemieszczenia protezy, bardziej obciążone zostają jednak kładka z zatrzaskami oraz implanty.

Podobne badania dotyczące protezy typu overdenture wspartej na belce Hadera przeprowadził Hussein [99]. Wprawdzie zastosował on obciążenie zęba trzonowego siłą pionową 200 N, jednakże otrzymane przez niego maksymalne naprężenia w obrębie wszczepów i kości wokół implantów są około dwukrotnie większe niż wartości uzyskane w niniejszej pracy przy obciążeniu tą samą siłą 100 N i wynoszą: 2,4974 MPa dla implantu po stronie pracującej, 5,3193 MPa dla implantu po przeciwnej stronie i 6,4221 MPa dla kości. Zanotował on również znaczny wzrost naprężeń w obrębie implantów w przypadku zastosowania dodatkowych zaczepów (odpowiednio 18,624 i 31,77 MPa) i nieznaczny wzrost naprężeń w kości (8,1509 MPa). Co ciekawe w przypadku zatrzasków u Husseina większe naprężenia występują w obrębie implantu po stronie balansującej, natomiast w przeprowadzonych badaniach większe naprężenia zaobserwowano po stronie pracującej. Również doniesienia Elkerdawy [100] potwierdzają uzyskane wyniki, że im bardziej retencyjny jest kształt elementu precyzyjnego, tym generowane są większe naprężenia. W przypadku

krótkich implantów i dużych zaników kostnych bardziej wskazane wydaje się wykonanie belki prostej, aby zwiększyć udział śluzówkowego przenoszenia sił i odciążyc implanty. W literaturze przedmiotu znaleźć można badania pokazujące, że zastosowanie belki przedłużonej dystalnie (o osi dwukrotnie złamanej) powoduje znaczne przekroczenie naprężeń tolerowanych przez tkankę kostną, jednak przeprowadzone w niniejszej dysertacji badania tego nie potwierdziły. Zaobserwowano jedynie wzrost naprężeń w tej okolicy, co jednak w skrajnych przypadkach nie może wykluczać resorpcji tkanki kostnej wokół implantu. Relatywnie mniejszy wzrost naprężeń w obrębie implantów związany jest z tym, że większą część energii, powstałej pod wpływem działania siły obciążającej pochłaniają filary stożkowe i śruby, gdzie zanotowano wyraźne zwiększenie naprężeń. Wydaje się więc, że większe jest ryzyko luzowania lub nawet uszkodzenia tych elementów niż dezintegracja wszczepu czy periimplantitis. Przeprowadzone badania potwierdziły doniesienia innych autorów, że największe obciążenie występują w obrębie dystalnych części zespolenia belkowego [29,101]. Koncentracja naprężeń jednak w obrębie samych zaczeów wynika z ich kształtu. Miejsce przewężenia materiału powoduje efekt karbu.

Zastosowanie dodatkowych zatrząsków jest wskazane w przypadku odpowiednio długich implantów, przy braku problemów klinicznych z osteointegracją. Wówczas wykorzystanie bezpośredniego wsparcia na wszczepach połączonych ankiotycznie z kością odciąża struktury pola protetycznego, zwłaszcza w przypadku małej podatności błony śluzowej. Przyczynia się to do ochrony tkanek podłoża, które nie są fizjologicznie przystosowane do odbierania bezpośrednich sił zvarciowozgryzowych, które w krótkim czasie mogą prowadzić do zaników kostnych [27,102,103].

Dobrą retencję implantoprotezy zawdzięczają siłom tarcia występującym pomiędzy matrycą i patrycą. Protezy z retencją sztywną (tarcie metal-metal) są mniej awaryjne i posiadają możliwość okresowej aktywacji. Aby uniknąć przedwczesnej utraty retencji wskazane jest wykonywanie suprastruktur belek z twardszych stopów metali względem stopów złota [38]. Jeśli jednak dojdzie do starcia metalowej powierzchni belki na skutek kontaktu z metalową matrycą, wówczas wskazana jest wymiana matrycy na polimerową o zmniejszonej elastyczności [104]. Wśród zalet matryc polimerowych należy wymienić to, że dzięki elastycznej strukturze pod wpływem obciążenia ulegają one odkształceniom, co potwierdziły przeprowadzone badania. Dzięki temu w mniejszym zakresie przenoszą działające siły na tkanki

podłoża, co pozwala też zminimalizować przeciążenia osiowe [105]. Zbyt duża podatność na odkształcenia może spowodować jednak, że przy większych obciążeniach proteza zacznie podierać się w innych lokalizacjach. Mniejsze znaczenie ma natomiast siła utrzymania matrycy, gdyż zmiana jej sztywności nie wpływa na wielkości ciśnień kontaktowych pomiędzy protezą i podłożem protetycznym.

Wielu autorów zwraca uwagę na znaczny spadek retencji implantoprotez wynikający ze zużycia matryc i konieczność ich okresowej wymiany [106]. Badania przeprowadzone przez Ortegoną i wsp. pokazują jednak, że w wielu systemach precyzyjnych, po początkowym spadku retencji w późniejszym okresie ulega ona stabilizacji [107]. Dobrze retencję matryc polimerowych ocenia Bayer, choć również zanotował on spadek retencji z 90% na początku do 80% po 6 miesiącach użytkowania protez. Van Kampen natomiast w badaniach przeprowadzonych in vivo nie zanotował spadku retencji po trzech miesiącach użytkowania protez typu overdenure, niezależnie od zastosowanego elementu precyzyjnego (zespolenie kładkowe, zaczepy kulowe, magnesy) [108]. Szeroko zagadnieniem retencji implantoprotez żuchwy zajmował się Savabi [109]. W swoich badaniach uwzględnił on różne zespolenia kładkowe wraz z pojedynczymi matrycami oraz dystalnymi wypustkami i trzema matrycami. Wykorzystano matryce metalowe oraz polimerowe. Badano retencję w kierunku pionowym oraz przednio-tylnym. Najwyższą retencję odnotowano dla belki Doldera z dystalnymi wypustkami i trzema metalowymi matrycami, jednakże spadek retencji stwierdzono we wszystkich rozwiązaniach. Badania te potwierdziły, że na poziom retencji implantoprotezy mają wpływ liczba, rodzaj i rozmieszczenie matryc. Doukas [110] z kolei zwrócił uwagę, że o poziomie utraty retencji decyduje też lokalizacja implantów. Im większa jest odległość pomiędzy wszczepami, tym przy zastosowaniu żółtych lub czerwonych matryc mniejszy jest spadek retencji.

Utrata retencji to zdecydowanie najczęstsze powikłanie dotyczące protez nakładowych, sięgające ok. 30% [111]. Wśród innych powikłań mechanicznych po zakończeniu etapu leczenia protetycznego Goodacre wymienia: pęknięcie materiału licującego (22%), uszkodzenie elementu matrycowego w protezie (17%), złamanie płyty protezy (12%), złamanie protezy przeciwstawnej (12%), odkręcenie śruby protetycznej (7%), odkręcenie śruby filarowej (6%), złamanie śruby protetycznej (4%), złamanie metalowej mezostruktury (3%), złamanie śruby filarowej (2%) i złamanie implantu (1%). Uszkodzenia te mogą powstawać w wyniku miejscowych przeciążeń,

zmęczenia materiału pod wpływem cyklicznych obciążeń oraz zaniku tkanki kostnej. Należy jednak zaznaczyć, że te najczęściej pojawiające się komplikacje są stosunkowo łatwe do naprawy poprzez wymianę matryc, czy sklejenie lub podścielenie protezy i nie wymagają znacznych nakładów finansowych. Uszkodzenia w obrębie implantów i elementów precyzyjnych pojawiają się znacznie rzadziej i częściej dochodzi do luzowania śrub łączących poszczególne elementy niż do złamań tych elementów. Złamania składowych w obrębie elementu precyzyjnego i implantów stanowią najtrudniejsze, a czasem też nieodwracalne powikłanie leczenia implantoprotetycznego. Aby zmniejszyć ryzyko takich powikłań konieczne jest uzyskanie optymalnego rozkładu naprężeń w kości. W tym celu wskazane jest stosowanie implantów o jak największej długości i średnicy. Minimalna zalecana długość implantów to 12 mm, choć w piśmiennictwie znaleźć można wiele prac, gdzie z powodzeniem stosowano implanty o długości 10 mm [112], niewątpliwie jednak ryzyko utraty wszczepu jest wówczas wyższe. Nierównomierne obciążenie lub przeciążenie wszczepów z kolei może być przyczyną mikrozłamań kości, co może powodować powstawanie niezmineralizowanej tkanki kostnej wokół implantu i stopniowe zwiększanie jego ruchomości [113].

Van Kampen [108] zwrócił uwagę, że na częstość występowania powikłań istotny wpływ ma rodzaj zastosowanego elementu precyzyjnego. Najczęściej obserwował on uszkodzenia przy zastosowaniu magnesów (w 11/36 przypadkach), znacznie mniej dla zaczepów kulowych (w 4/36 przypadków) i nie odnotował powikłań dla zespołów kładkowych. Korzystne dla protez wspartych na belkach jest też to, że powodują one mniejszą resorpcję kości w odcinku przednim w obrębie bezzębnej szczęki w porównaniu z zaczepami kulowymi [114].

Poziom naprężeń powstających pod wpływem obciążania protezy zależy również od jej konstrukcji. Według Gondy zmniejszenie naprężeń w obrębie protezy można uzyskać poprzez zatopienie w akrylu na powierzchni językowej metalowego drutu lub też chromokobaltowego wzmocnienia przebiegającego wzdłuż szczytu części zębodołowej żuchwy, które jest szczególnie korzystne w przypadku, gdy pokrywa ono powierzchnie filarów [115].

Istotnym problemem dotyczącym protez nakładowych jest czas obciążenia implantów. Obecnie przyjmuje się, że wszczepy mogą być obciążane w trybie: natychmiastowym, wczesnym lub odroczone [116]. Najczęściej implanty obciążane

są w trybie odroczonym, po okresie osteointegracji, tj. po około 3-6 miesiącach po zabiegu implantacji. W niniejszej pracy również rozpatrywano przypadek, gdy wszczepy połączone są ankylotycznie z kością. Badania potwierdziły, że w obrębie implantów i otaczającej je kości występują wówczas minimalne naprężenia i przemieszczenia, co zapewnia dobre podparcie dla protezy. W ostatnim czasie w literaturze można spotkać coraz więcej prac dotyczących natychmiastowego obciążania implantów [28,116-121]. Wśród zalet tego rozwiązania autorzy wymieniają: skrócenie czasu leczenia, obniżenie jego kosztów, wyeliminowanie tygodniowej przerwy w użytkowaniu protezy, ograniczenie liczby zabiegów chirurgicznych wykonywanych w znieczuleniu miejscowym związanych z obrzmieniem tkanek miękkich i dyskomfortem, jak też zmniejszenie ilości potencjalnych powikłań [28,116]. W prezentowanych pracach stosowano jednak długie implanty od 14 do 17 mm, co wymaga dużej ilości tkanki kostnej. Warunkiem jest też ustawienie zębów umożliwiające optymalne wprowadzenie implantów [120]. Znacznie ograniczone są również zasady kwalifikacji pacjentów do tego typu zabiegów. Mateńko i wsp. [116], którzy zajmowali się systemem Ankylos SynCone (Dentsply Friadent) zwrócili też uwagę na długość łuków zębowych. Obciążone zwarciowo długie skrzydło protezy, które sięga daleko poza dystalne implanty, może generować powstawanie dużych momentów bocznych i zagrażać utratą osteointegracji, stąd wskazane jest rozważenie skrócenia łuków. Należy jednak zaznaczyć, że badali oni protezę osadzoną na czterech implantach, która w przeciwieństwie do protez podpartych na dwóch wszczepach nie ma osi obrotu.

Ciekawe są również doświadczenia Adamczyka i wsp. [122] dotyczące stabilności po natychmiastowym obciążeniu implantu. Podaje on, że początkowa dobra stabilność w krótkim czasie ulega pogorszeniu, jednak w późniejszym okresie ponownie można zaobserwować poprawę stabilności, co znajduje swoje potwierdzenie w okresach przebudowy kostnej wokół implantów.

Badania zostały przeprowadzone metodą elementów skończonych. Należy jednak zaznaczyć, że jest to wysoce skomplikowany model do badań numerycznych. MES bardzo dobrze opisuje świat metali, gorzej wygląda sytuacja z materiałem biologicznym. Są to materiały niejednorodne. Relatywnie duży błąd wyników związany jest z niedopracowanym modelem biologicznym. Brak jest funkcji opisujących zjawiska w części biologicznej układu. Jest to przyczyną, że model jest uproszczony, nie uwzględnia płynów, elektroimpulsów, etc. Dla potrzeb tych badań jest to jednak model

zupełnie wystarczający, gdyż obrazuje tę samą sytuację kliniczną, gdzie jedynym elementem zmiennym jest belka i ewentualnie zaczepy dodatkowe. Pozwala to nam zobrazować tendencję zmian i zachowań w obrębie modelu, zależnych od kształtu belki, które w ten sam sposób przebiegają w jamie ustnej. Mogą się one jedynie nieznacznie zmieniać co do wartości.

Istotnym problemem podczas badań był odpowiedni dobór obciążeń. W pracy uwzględniono zarówno obciążenia osiowe, jak i bardziej niebezpieczne obciążenia skośne. Pozwoliło to na poznanie biomechaniki protezy nie tylko, gdy jest ona dociskana do podłoża, ale również, gdy proteza ulega bocznym przemieszczeniom. Dla siły pionowej obciążenia przenoszone są wyłącznie poprzez filar, co chroni śrubę filarową przed przeciążeniem. Pod wpływem sił skośnych dochodzi natomiast do niekorzystnego zginania i lewarowania implantów w kości [67, 123-126]. Rozpatrywano sytuację kliniczną pacjenta bezzębnego użytkującego akrylową protezę całkowitą w szczęcie. U tej grupy pacjentów wskazane jest takie ukształtowanie powierzchni żującej, aby uzyskać prowadzenie grupowe [101], co pozwala na bardziej równomierny i na większej powierzchni rozkład obciążeń. U pacjentów bezzębnych dochodzi również do spadku wydolności żucia. Maksymalna siła zgryzu u pacjentów z uzębieniem naturalnym wynosi nawet 700-800 N, wartość ta u pacjentów z brakami wolnoskrzydłowymi zostaje zredukowana do 120 N [127], a u pacjentów bezzębnych maksymalnie do 100 N. Zakres średnich wielkości sił okluzyjnych u pacjentów użytkujących protezy całkowite mieści się w granicach od 20 do 90 N. Zakres ten pozwala uzyskać satysfakcjonującą wydolność mechaniczną protezy [72]. W przeprowadzonych badaniach siłę 100 N zastosowano wyłącznie dla obciążeń osiowych, dla sił skośnych wartość maksymalnych bezpiecznych obciążeń pozostaje na poziomie 50 N. Próby obciążania układu siłami skośnymi o wartości 100 N powodowały odkształcenia plastyczne niektórych elementów układu.

U pacjentów użytkujących protezy nakładowe wydolność żucia zmniejsza się również podczas użytkowania uzupełnienia. Badania przeprowadzone przez Okońskiego [128] pokazują, że wydolność żucia po 5 latach stanowi zaledwie nieco więcej niż połowę wydolności żucia zbadanej przy obecności nowych protez, niezależnie od zastosowanego elementu precyzyjnego (zaczepy kulowe, belka Doldera). Spadek wydolności jest jednak rekompensowany prawdopodobnie zwiększeniem liczby cykli żucia koniecznych do uformowania kęsa pokarmowego

[129], gdyż pacjenci nadal dobrze oceniają możliwość spożywania różnorodnych pokarmów. Również Geckili nie odnotował związku pomiędzy maksymalną siłą zwarcia a poziomem zadowolenia pacjentów z użytkowanych implantoprotez [130]. Wielu autorów zwraca jednak uwagę na konieczność wymiany uzupełnień po okresie 5 lat ze względu na możliwość przeciążania tkanek podłoża protetycznego i szybszego zaniku tkanki kostnej [72,128].

PODSUMOWANIE

W porównaniu z konwencjonalnymi protezami osiadającymi, protezy typu overdenture charakteryzują się lepszym rozkładem sił na podłożu protetyczne. Protezy nakładowe zapewniają duży komfort użytkowania, gdyż cechuje je dobra retencja, stabilizacja i estetyka. Jest to możliwe dzięki zastosowaniu elementów precyzyjnych, którymi oprócz belek mogą być również zatrzaski kulkowe, korony teleskopowe i magnesy. Pacjenci łatwiej adaptują się do tego typu protez, przywrócony zostaje komfort żucia i artykulacji. Stopień zadowolenia pacjentów jest wysoki, preferują oni wykorzystanie połączeń kładkowych lub zatrzasków kulkowych nad magnesy [131]. Różnice pomiędzy belką a zatrzaskami kulkowymi nie są dla pacjentów wyraźnie odczuwalne. Należy jednak zaznaczyć, iż belki w porównaniu z zaczepami kulowymi zapewniają lepszą retencję i wymagają mniejszej ilości napraw [132].

Przy planowaniu wykonania uzupełnienia typu overdenture istotne jest prawidłowe rozmieszczenie implantów oraz zastosowanie pomiędzy nimi odpowiedniego rodzaju belki i ewentualnie dodatkowych zaczepów, co umożliwi korzystne rozłożenie działających sił, nie przeciążanie filarów i zapewnia wystarczającą retencję, a tym samym pozwala w znacznym stopniu zadowolić pacjenta i podnieść jego komfort życia.

W analizowanej sytuacji, gdy w kości zakotwiczone są długie i szerokie implanty najlepszym rozwiązaniem wydaje się zastosowanie belki vks-vsp z zaczepami CEKA, choć i ono nie jest pozbawione wad. Mniejsze przemieszczenia protezy zapewniają większą jej stabilność wobec tkanek podłoża, generują jednak powstawanie ograniczonych ognisk znacznych naprężeń w okolicy implantów i zespolenia kładkowego.

W pracy przedstawiono projekt protezy typu overdenture żuchwy ze szczególnym uwzględnieniem sposobu jej mocowania. Dokonano krytycznego przeglądu istniejących rozwiązań. Autorka skupiła się na badaniach wybranych rozwiązań, uzupełniając je o autorskie koncepcje. Wyznaczono rozkłady naprężeń w protezie, w składowych elementach precyzyjnego i w okolicznych tkankach dla różnych obciążeń. Wyznaczono przemieszczenia protezy w krytycznych miejscach. Do obliczeń wykorzystano najnowsze programy numeryczne. Dokonano wyboru najlepszego rozwiązania z uwagi na jego sztywność.

7. WNIOSKI

1. Kształt elementu precyzyjnego ma wpływ na właściwości biomechaniczne protezy typu overdenture.
2. Największe przemieszczenia protezy typu overdenture występują przy zastosowaniu belki Doldera.
3. W obrębie badanych zespołów kładkowych połączonych z filarami stożkowymi i implantami występują niewielkie naprężenia układu.
4. Odmienny rozkład naprężeń przy zastosowaniu belki Doldera może wiązać się ze wzrostem odkształceń matrycy oraz ciśnień kontaktowych w obrębie badanego układu.
5. Największe ciśnienia kontaktowe pomiędzy protezą a podłożem protetycznym generowane są w okolicy wyniosłości gruszkowatej.
6. Dla badanej sytuacji najlepszym rozwiązaniem wydaje się zastosowanie belki vks-
vsp z zaczepami CEKA.

8. KIERUNKI DALSZYCH BADAŃ

Przedstawione w pracy badania pokazują interdyscyplinarność współczesnej protetyki. Osiągnięcia inżynierii wirtualnej dają możliwość prowadzenia symulacji komputerowych w konkretnych i niezmiennych warunkach, co pozwala uniknąć wielu błędów badań eksperymentalnych. Kontynuacja przeprowadzonych w niniejszej pracy badań może przebiegać w następujących obszarach:

1. Poszerzenie badań o dynamiczną analizę z zastosowaniem obciążeń cyklicznych dla bardziej fizjologicznego odtworzenia czynności żucia.
2. Wykorzystanie opracowanej metodyki dla poznania biomechaniki protez przy zastosowaniu innych elementów precyzyjnych oraz przeprowadzenia podobnej analizy dla szczęki.
3. Weryfikacja wyników uzyskanych metodami numerycznymi w badaniach klinicznych.

9. STRESZCZENIE

Rehabilitacja protetyczna bezzębia żuchwy z wykorzystaniem protez typu overdenture stanowi skuteczną alternatywę postępowania leczniczego. Jest to rozwiązanie średniokosztowe, które pozwala przywrócić pacjentom odpowiednią jakość życia. Protezy typu overdenture posiadają lepszą retencję i stabilizację w stosunku do konwencjonalnych protez. Elementy precyzyjne ograniczają ruchomość protezy zarówno w pionie, jak i w poziomie. Z punktu widzenia biomechaniki protezy nakładowe stanowią rozwiązanie optymalne, gdyż pozwalają na bardziej fizjologiczny rozkład sił żucia i ich oddziaływanie na błonę śluzową i kość wyrostka zębodołowego. Mnogość dostępnych rozwiązań konstrukcyjnych powoduje, że niejednokrotnie wybór odpowiedniego elementu precyzyjnego dla danej sytuacji klinicznej jest trudny. Błędy natomiast na etapie planowania i dalej wykonawstwa mogą przyczynić się niekontrolowanej rotacji protezy, szybkiego zużycia lub uszkodzenia elementów protezy, czy też przeciążenia implantów. W pracy dokonano analizy właściwości biomechanicznych protezy typu overdenture wspartej na dwóch długich i szerokich implantach Osteopant Base, umieszczonych pomiędzy zębami siecznymi bocznymi i kłami, zablokowanych kładką. Celem użytecznym pracy było określenie najlepszego rozwiązania protetycznego dla badanej sytuacji. Do zrealizowania celu, na podstawie literatury oraz serii badań wstępnych opracowano schemat postępowania warunkujący układ pracy i określono zadania szczegółowe, które obejmowały ocenę przemieszczeń, naprężeń, odkształceń i ciśnień kontaktowych protezy typu overdenture, elementów precyzyjnych i implantów, ocenę wpływu przemieszczeń protezy na rozkład sił w obrębie pola protetycznego oraz ocenę wpływu kształtu belki na naprężenia powstające w obrębie implantów. Jako materiał do badań wybrano trzy rodzaje układów wspartych na następujących suprastrukturach protetycznych: belce typu „jeździec” vks-vsp z matrycą silikonową żółtą (Bredent, Niemcy), belce typu „jeździec” vks-vsp z matrycą silikonową żółtą (Bredent, Niemcy) oraz dwoma symetrycznie umieszczonymi w kierunku dystalnym zaczepami CEKA RE 0175 TI i belce Doldera OT BAR z matrycą silikonową żółtą (Rhein, Włochy). Na bazie modelu rzeczywistego dla każdego układu opracowano model numeryczny, w którym wszystkie elementy zostały wzajemnie usytuowane i związane relacjami geometrycznymi, tak, jak ma to miejsce w rzeczywistości. Przygotowany model wyeksportowano do modułu obliczeniowego MES. Metoda elementów skończonych

umożliwia ocenę rozkładu sił wewnętrznych badanego obiektu pod wpływem działania obciążeń zewnętrznych. Analizę wytrzymałościową przeprowadzono w programie SolidWorks. Obciążano ząb sieczny centralny, kieł i pierwszy ząb trzonowy. Zastosowano obciążenia pionowe i skośne o wartościach 20, 50 i 100 N. Te wartości sił odpowiadają przeciętnym i maksymalnym obciążeniom zwarcia zębów u pacjentów bezzębnych. Wyznaczono przemieszczenia protezy w krytycznych miejscach. Wyznaczono rozkłady naprężeń w protezie, w składowych elementu precyzyjnego i w okolicznych tkankach dla różnych obciążeń. Określono poziom odkształceń błony śluzowej i matrycy. Zbadano ciśnienia kontaktowe występujące pomiędzy protezą i tkankami pola protetycznego. Uzyskane wyniki poddano analizie a rezultaty przedstawiono graficznie w postaci tabel, wykresów i map konturowych. Na podstawie uzyskanych wyników sformułowano następujące wnioski: kształt elementu precyzyjnego ma wpływ na właściwości biomechaniczne protezy typu overdenture. Największe przemieszczenia protezy typu overdenture występują przy zastosowaniu belki Doldera. W obrębie badanych zespołów kładkowych połączonych z filarami stożkowymi i implantami występują niewielkie naprężenia układu. Odmienny rozkład naprężeń przy zastosowaniu belki Doldera może wiązać się ze wzrostem odkształceń matrycy oraz ciśnień kontaktowych w obrębie badanego układu. Największe ciśnienia kontaktowe pomiędzy protezą a podłożem protetycznym generowane są w okolicy wyniosłości gruszkowatej. Dla badanej sytuacji najlepszym rozwiązaniem wydaje się zastosowanie belki vks-vsp z zaczepami CEKA.

SUMMARY

Prosthetic rehabilitation of mandibular toothlessness using an overdenture is an effective option of a dental treatment. It is a medium-cost solution which allows to restore patients' quality of life. Overdentures show better retention and stabilisation comparing to conventional dentures. Their precision attachments restrict both vertical and horizontal mobility of the prosthesis. From the biomechanical point of view overdentures are the optimal solution because they allow more physiological distribution of masticatory forces and impact on the mucous membrane and alveolar bone. An available variety of designs frequently makes the choice of the best precision element for a given clinical situation difficult. Additionally, errors made while planning and, later on, implementing can contribute to uncontrolled rotation of the prosthesis or to the implants overload.

The paper presents an analysis of biomechanical properties of an overdenture supported on two long and wide Osteopant Base implants placed between the lateral incisors and canines, and splinted with a bar. The aim of the study was to determine the best prosthetic solution for an examined situation. To achieve this aim, a workflow affecting the arrangement of our work and detailed tasks were developed, based on literature and series of preliminary tests. The tasks included the assessment of displacement, strain, deformation and contact pressure of an overdenture, precision attachments and implants, the assessment of the impact of an overdenture displacement on force distribution within a denture area, and the assessment of the bar shape impact on the strains arising within the implants.

Three types of systems based on the following suprastructures were selected to be tested: vks-vsp „rider” bar with yellow silicone matrix (Bredent, Germany), vks-vsp „rider” bar with yellow silicone matrix (Bredent, Germany) and two symmetrically placed CEKA RE 0175 TI distal attachments and Dolder OT Bar with yellow silicone matrix (Rhein, Italy). On the basis of a real model for each system a numerical model was developed with all elements positioned and related geometrically, as it is in reality. The final model was exported to the FEA calculation module.

The Finite Elements Analysis enables assessment of internal forces of a tested object under the external loads. Strength analysis was performed with the SolidWorks

software. A central incisor, canine and the first molar were exposed to a load. Vertical and angular loads of 20, 50 and 100 N were applied. These values correspond to the average and maximum occlusion load in edentulous patients. Displacement of the prosthesis for critical points was determined. Strain distributions were determined for various loads in the prosthesis, components of a precision attachment and surrounding tissues. The level of deformation in the mucosa and matrix was specified. Contact pressures between the prosthesis and the tissues of a prosthetic area were checked. The results obtained were analysed and shown graphically in tables, graphs and contour mapping.

Based on the obtained results, the following conclusions were made: precision attachment shape influences biomechanical properties of an overdenture. The biggest displacements of an overdenture occur when the Dolder bar is applied. Slight strains of the system occur in the tested bar connections attached to cone abutments and implants. Different distribution of strains for the Dolder bar may be related to an increased displacement of a matrix and contact pressures within the tested system. The highest contact pressures between the overdenture and the denture bearing area are generated at the piriform tubercle. For the analysed situation, the application of the vks-vsp bar with CEKA attachments seems to be the best solution.

10. SPIS RYCIN

Ryc.1.1 Możliwości wykorzystania precyzyjnych elementów retencyjnych w protezach typu overdenture: a) belka prosta, b) belka z zamkiem ryglowym, c) belka łamana

Ryc.1.2 Protetyczno-implantologiczna koncepcja leczenia bezzębnej żuchwy

Ryc.2.1 Układ pracy ze schematem postępowania

Ryc.3.1 Proteza całkowita żuchwy

Ryc.3.2 Wizualizacja danych pomiarowych uzyskanych dla modelu błony śluzowej żuchwy w skanerze PICZA LPX-600

Ryc.3.3 Geometria błony śluzowej żuchwy opisana trójkątną siatką powierzchniową

Ryc.3.4 Podział błony śluzowej żuchwy na obszary oraz widok modelu końcowego opisanego powierzchniami NURBS

Ryc.3.5 Elementy poddane modelowaniu w programie SolidWorks: a) implant, b) filar stożkowy, c) śruba, d) belka vks-vsp, e) belka vks-vsp z zaczepami CEKA, f) matryca dla belki vks-vsp, g) obudowa matrycy dla belki vks-vsp, h) belka Doldera, i) matryca dla belki Doldera, j) obudowa matrycy dla belki Doldera

Ryc.3.6 Model komputerowy kości zbitej i gąbczastej

Ryc.3.7 Model 3D protezy OVD żuchwy

Ryc.3.8 Przekrój przez połączenie poszczególnych elementów układu z kością

Ryc.3.9 Wizualizacja utwierdzenia modelu numerycznego

Ryc.3.10 Obciążenia osiowe i skośne zęba siecznego centralnego w protezie OVD

Ryc.3.11 Obciążenia osiowe i skośne kła w protezie OVD

Ryc.3.12 Obciążenia osiowe i skośne zęba trzonowego pierwszego w protezie OVD

Ryc.3.13 Model rzeczywisty oraz model komputerowy pierwszego badanego układu

Ryc.3.14 Wizualizacja wygenerowanej siatki MES - przekrój przez mocowanie belki

Ryc.3.15 Model rzeczywisty oraz model komputerowy drugiego badanego układu

Ryc.3.16 Model rzeczywisty oraz model komputerowy trzeciego badanego układu

Ryc.4.1 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FSP dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.2 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FSS dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.3 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKP dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.4 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKS dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.5 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTP dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.6 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSB dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.7 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSD dla układu pierwszego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.8 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FSP dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.9 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FSS dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.10 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKP dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.11 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKS dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.12 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTP dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.13 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSB dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.14 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSD dla układu drugiego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.15 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FSP dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.16 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FSS dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.17 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKP dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.18 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FKS dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.19 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTP dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.20 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSB dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.4.21 Wizualizacje wyników przy obciążeniu siłą FTSD dla układu trzeciego: a) rozkład naprężeń w obrębie implantu oraz elementu precyzyjnego, b) rozkład przemieszczeń protezy

Ryc.5.1 Przemieszczenia maksymalne i średnie protezy dla układu pierwszego

Ryc.5.2 Przemieszczenia maksymalne i średnie protezy dla układu drugiego

Ryc.5.3 Przemieszczenia maksymalne i średnie protezy dla układu trzeciego

Ryc.5.4 Miejsce koncentracji naprężeń w obudowie matrycy

Ryc.5.5 Naprężenia maksymalne i średnie belki dla układu pierwszego

Ryc.5.6 Naprężenia maksymalne i średnie belki dla układu drugiego

Ryc.5.7 Naprężenia maksymalne zatrzasków CEKA dla układu drugiego

Ryc. 5.8 Naprężenia maksymalne i średnie belki dla układu trzeciego

Ryc.5.9 Naprężenia maksymalne implantów dla poszczególnych układów

Ryc.5.10 Odształcenia błony śluzowej maksymalne i średnie dla układu pierwszego

Ryc.5.11 Odształcenia maksymalne i średnie błony śluzowej dla układu drugiego

Ryc.5.12 Odształcenia maksymalne i średnie błony śluzowej dla układu trzeciego

Ryc.5.13 Odształcenia maksymalne i średnie matrycy dla układu pierwszego

Ryc.5.14 Odształcenia maksymalne i średnie matrycy dla układu drugiego

Ryc.5.15 Odształcenia maksymalne i średnie matrycy dla układu trzeciego

Ryc.5.16 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie protezy dla układu pierwszego

Ryc.5.17 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie protezy dla układu drugiego

Ryc.5.18 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie protezy dla układu trzeciego

Ryc.5.19 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie błony śluzowej dla układu pierwszego

Ryc.5.20 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie błony śluzowej dla układu drugiego

Ryc.5.21 Ciśnienia kontaktowe maksymalne i średnie błony śluzowej dla układu trzeciego

11. SPIS TABEL

Tab.3.1 Parametry elementów składowych implantu

Tab.3.2 Właściwości materiałowe dla układu pierwszego

Tab.3.3 Parametry siatki MES dla układu pierwszego

Tab.3.4 Właściwości materiałowe dla układu drugiego

Tab.3.5 Parametry siatki MES dla układu drugiego

Tab.3.6 Właściwości materiałowe dla układu trzeciego

Tab.3.7 Parametry siatki MES dla układu trzeciego

12. PIŚMIENNICTWO

1. Ekelund J. A., Lindquist L.W., Carlsson G. E., Jemt T.: Implant treatment in the edentulous mandible: a prospectiv study on Branemark system implants over more than 20 years. *Int. J. Prosthodont.*, 2003,16,6,602-608.
2. Koczorowski R.: Overdentures oparte na implantach jako skuteczna alternatywa rekonstrukcji uzębienia w bezzębnej szczęce i żuchwie u pacjentów w zaawansowanym wieku. *Stomatol. Współcz.*, 2008,15,28-34.
3. Hędzerek W., Muszalski B., Plewik J.: Stosowanie zatrzasków ASC 52 w leczeniu protetycznym. *Protet. Stomatol.*, 2002,LI,4,216-219.
4. Hędzerek W., Rzątkowski Sz.: Wykorzystanie precyzyjnych elementów prefabrykowanych dla uzyskania optymalnego prowadzenia protezy ruchomej. *Protet. Stomatol.*, 2006,LVI,3,186-190.
5. Machnikowski I., Gładkowski J., Siedlecki M., Feder T.: Zastosowanie precyzyjnych elementów retencyjnych u pacjentów z rozległymi brakami zębowymi. *Protet. Stomatol.*, 2002,LII,6,344-348.
6. Vere J., Hall D., Patel R. Wragg P.: Prosthodonti Maintenance Requirements of Implant-Retained Overdentures Using the Locator Attachment System. *Int J Prosthodont.*, 2012,25,4,392-394.
7. Thomason J. M., Feine J., Exley C. i wsp.: Mandibular two implant supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients – the York Consensus Statement. *Br. Dent. J.*, 2009,22,207,4,185-186.
8. Shmitt A., Zarb G.: The notion of implant – supported overdentures. *J. Prosthet. Dent.*, 1998,79,1,60- 65.
9. Alsabeeha N. H., Payne A. G., De Silva R. K., Thomson W. M.: Mandibular single – implant overdentures: preliminary results of a randomised – control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. *Clin. Oral Implant Res.*, 2011,22,330-337.

10. Gawlak D., Gawor E., Ciechowicz B., Foksowicz A., Mierzwińska-Nastalska E.: Rehabilitacja protetyczna bezzębnych pacjentów z zastosowaniem protez overdentures wspartych na wszczepach – opis wybranych przypadków klinicznych. *Por. Stomatol.*, 2005,2,39-43.
11. Timmerman R., Stoker G.T., Wismeijer D., Oosterveld P., Vermeerern J.I.J.F., van Waas M.A.J.: An Eight- year Follow-up to a Randomized Clinical Trial of Participant Satisfaction with Three Types of Mandibular Implant- retained Overdentures, *J Dent. Res.*, 2004,83,8,630-633.
12. Gotfredsen K., Holm B.: Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study, *Int J Prosthodont.*, 2000,13,2,125-130.
13. Federick D.R, Caputo A.A: Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics, *J Prosthet. Dent.*, 1996,76,624-632.
14. Zagalak R.: Ocena właściwości mechanicznych dwuczęściowych wszczepów stomatologicznych Osteopant. Rozprawa doktorska, Poznań, 2004.
15. Pietruski J., Pietruska M., Stokowska W., Pattarelli M.: Protezy overdenture – wybrane możliwości zastosowania w rehabilitacji narządu żucia, *Czas. Stomat.*, 2001,54,461-468.
16. Assuncao W.G., Tabata L.F., Barao V.A.R., Rocha E.P.: Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA, *Journal of Oral Rehabilitation*, 2008,35,766–774.
17. Koczorowski R., Brożek R., Hemerling M.: Wykorzystanie elementów precyzyjnych w leczeniu implantoprotetycznym, *Dent. Med. Probl.*, 2006,43,3,421-428.
18. Hupfauf L.: Protetyka stomatologiczna, Protezy całkowite, Urban & Partner, Wrocław 1994, wyd. I polskie pod red. B. Płonki.
19. Koczorowski R., Surdacka A., Brożek R.: Doświadczenia własne z protezami bezzębnej żuchwy opartymi na wszczepach śródkostnych, *Dental Forum*, 2005,32,2, 7-16.

20. Mericske-Stern R., Taylor T., Belser U.: Management of the edentulous patient, *Clin. Oral Impl. Res.*, 2000,11,108-125.
21. Elsyad MA, Al-Mahdy YF, Salloum MG, Elsaih EA. The effect of cantilevered bar length on strain around two implants supporting a mandibular overdenture. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 2013,28,3,143-50.
22. Kubiak W., Grodecki P.: Niektóre elementy precyzyjne stosowane w protetyce stomatologicznej – przegląd piśmiennictwa, *Protet. Stomatol.*, 1998,48,17-26.
23. Tioosi R., Rodriques R.C., de Mattos Mda. G., Ribeiro R.F.: Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont.*, 2008,21,2,121-3.
24. Bayer S, Komor N, Kramer A, Albrecht D, Mericske-Stern R, Enkling N.: Retention force of plastic clips on implant bars: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2012,23,12,1377-84.
25. Rzątownski Sz.: Analiza wartości siły retencji zewnątrz koronowych precyzyjnych elementów utrzymujących, rozprawa na stopień doktora nauk med., Poznań 2008.
26. Gotfredsen K.: Implant supported overdentures – the Copenhagen experience, *J Dent.*, 1997,25,supl.,39-42.
27. Koczorowski R., Koczorowski J.: Protezy Overdentures w bezzębnej żuchwie oparte na dwóch wszczepach filarowych jako alternatywa dla tradycyjnych protez ruchomych. *Implantoprotetyka*, 2007,VIII,4,29,4-8.
28. Gawlak D., Mazurek K., Śliwowski K., Mateńko D., Ciechowicz K., Mierzwińska-Nastalska E.: Rehabilitacja protetyczna bezzębnej żuchwy z zastosowaniem protezy overdenture z ryglowym systemem retencyjnym natychmiastowo obciążającej wszczepy śródkostne – opis przypadku. *Protet. Stomatol.*, 2012,LXII,6,448-454.
29. Sadowsky S.J., Caputo A.A.: Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever design, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004,92,4,328-336.

30. Chladek W., Chladek G., Krukowska J., Lipski T.: Stress distribution In anchoring regions of posts cooperating with overdentures, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2005,7,1.
31. Idzior-Haufa M., Hędzelek W., Rzątownski Sz., Gajdus P., Rychlik M.: Ocena wybranych właściwości mechanicznych połączenia kładkowego wspartego na dwóch implantach- badanie wstępne. *Protet Stomatol.*, 2013,LXIII,6,441-449.
32. Molin M.K., Onesti M. P., Petersson T.B.,Derand T.B.: Three-Dimensional Finite Element Analyses of All-Ceramic PosteriorFixed Partial Dentures with Different Designs. *Int J Prosthodont.*, 2007,20,1,89-91.
33. Kenney R., Richards M.W.: Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1998,80,5,559-564.
34. Thompson W.D., Kratochvil F.J., Caputo A.A.: Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various design of bilateral distal- extension removable partial dentures, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004,91,2,105-113.
35. Svetlize C.A., Bodereau E.F.: Comparative study of retentive anchor systems for overdentures, *Quintessence Int.*, 2004,35,6,443-8.
36. Chung K-H., Whiting D., Kronstrom M. Chan D., Wataha J.,: Retentive Characteristics of Overdenture AttAchments During Repeated Dislodging and Cyclic Loading. *Int J prosthodont.*, 2011,24,2,127-129.
37. Park J.B.: Rehabilitation of the edentulous mandible with implant-supported overdenture using ball attachments and healing abutments: A case report. *Saudi Dent J.*, 2009,21,3,139–142.
38. Gajdus P., Rzątownski Sz., Idzior-Haufa M.: Protezy overdentures wsparte o implanty Osteoplant w trudnych warunkach pola protetycznego. *Protet. Stomatol.*, 2013, LXIII,2,119-126.
39. Lachmann S., Kimmerle-Muller E., Gehring K., Axmann D. Gomez-Roman G., Watzek G., Weber H.: A Comparison of Implant-Supported, Bar- or Ball-Retained Mandibular Overdentures: A Retrospective Clinical, Microbiologic and Immunologic

Study of 10 Edentulous Patients Attending a Recall Visit. *Int J Prosthodont.*, 2007,20,1,37-42.

40. Cune M., Burgers M., van Kampen F., de Putter C., van der Bilt A.: Mandibular Overdentures Retained by Two Implants: 10- Year Result from a Crossover Clinical Trial Comparing Ball-Socket and Bar-Clip Attachments. *Int J Prosthodont.*, 2010,23,4,310-317.

41. Petropoulos V.C., Mante F.K: Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *Int J Prosthodont.*, 2011,20,4,286-93.

42. Kobayashi M., Srinivasan M., Ammann P., Perriard J., Ohkubo C., Müller F., Belser U.C., Schimmel M.: Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Implants Res.* 2014,4,254,426-34.

43. Rungsiyakull P, Rungsiyakull C, Appleyard R, Li Q, Swain M, Klineberg I. Loading of a single implant in simulated bone. *Int J Prosthodont.*, 2011,24,2,140-3.

44. Boggan R.S., Strong J.T., Misch C.E., Bidez M.W.: Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J. Prosthet. Dent.* 1999,82,436-440.

45. Hoyer S.A., Stanford C.M., Buranadham S., Fridrich T., Wagner J., Gratton D.: Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J. Prosthet. Dent.* 2001,85,599-607.

46. Będziński R: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej. Wrocław 1997.

47. Tioosi R., de Torres E.M., Rodrigues R.C., Conrad H.J., de Mattos M.D., Fok A.S., Ribeiro R.F.: Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *J Prosthet Dent.* 2014,1,23.

48. Liu J., Pan S., Dong J., Mo Z., Fan Y., Feng H.: Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent.* 2013,41,3,241-9.
49. Dashti M.H., Atashrazm P., Emadi M.I., Mishaeel S., Banava S.: The effects of two attachment types on the stresses introduced to the mandibular residual ridge: a 3D finite element analysis. *Quintessence Int.* 2013,44,8,585-90.
50. Fromentin O., Lassauzay C., Nader S.A., Feine J., de Albuquerque R.F. Jr.: Wear of ball attachments after 1 to 8 years of clinical use: a qualitative analysis. *Int J Prosthodont.* 2011,5-6,24,3,270-2.
51. Pryliński M., Limanowska-Shaw H.: Właściwości tytanu i problem nadwrażliwości na ten metal. *Implantoprotetyka*, 2007,8,4,29,50-52.
52. Sokalski J., Grajewski S., Zagalak R.: Wczesne obciążenie implantów stomatologicznych w świetle współczesnej wiedzy i doświadczeń własnych. *Przegl. Stomat.*, 2002,5,48-52.
53. Żuk T., Dziak A., Gusta A.: *Podstawy ortopedii i traumatologii*. Warszawa: PZWL, 1980.
54. Rubin C.T., Lanyon L.E.: Regulation of bone formation by applied dynamic loads. *J. Bone Joint Surg.* 1984,66,397-402.
55. Frost. H.M.: Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat. Rec.*, 1987, 219,1-9.
56. Misch C.E.: *Contemporary implant dentistry*. Mosby St.Louis 1999.
57. Rumińska M., Loster J.: Analiza porównawcza podłoża protetycznego pacjentów bezzębnych na podstawie badania klinicznego i zdjęć pantomograficznych. *Implantoprotetyka*, 2007,8,3,28,21-28.
58. Rusiniak-Kubik K., Mierzwińska-Nastalska E., Spiechowicz E. i wsp.: Wartość badań radiologicznych narządu żucia w grupie bezzębnych pacjentów geriatrycznych. *Protet. Stomatol.*, 2000,L,5,243-251.

59. Slagter K.W., Raghoobar G.M.: Osteoporosis and Edentulous Jaws. *Int J Prosthodont.*, 2008,21,1,19-26.
60. Cordioli G., Majzoub Z., Castagna S.: Mandibular overdentures anchored to single implant: A five-year prospective study, *J. Prosthet. Dent.*, 1997,78,159-165.
61. Karawani A.: Leczenie pacjentów z zanikiem wyrostków zębodołowych za pomocą protez całkowitych-na podstawie piśmiennictwa. *Stom. Współ.*, 2001,8,3,21-25.
62. Klemetti E., Vainio P.: Effect of maxillary edentulousness on mandibular residual ridges. *Scand. J. Dent. Res.*,1994,102,309-312.
63. Zagalak R., Hędzerek W., Sokalski J.: Leczenie protetyczne z zastosowaniem systemu implantologicznego Osteoplast. *Protet. Stomatol.*, 2001,5,280-284.
64. Chun H.J., Park D.N., Han C.H., Heo S.J., Heo M.S., Koak J.Y.: Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J. Oral. Rehabil.*, 2005,32,3,193-205.
65. Chowdhary R., Lekha K., Patil N.P.: Two-dimensional finite element analysis of stresses developed in the supporting tissues under complete dentures using teeth with different cusp angulations. *Geront.*, 2008,25,3,155-61.
66. Baszkiewicz J., Chladek G., Chladek W., Czerwik I., Kasperski J., Krupa D., Łukomska-Szymańska M., Margielewicz J., Sajewicz E., Sokołowski J., Wnukiewicz J., Wnukiewicz W., Zbomirska-Wnukiewicz B., Żmudzki J.: Biomateriały i mechanika w stomatologii, eksperyment naukowy, Polskie Towarzystwo Inżynierii Medycznej. Zabrze 2010.
67. Żmudzki J., Chladek W.: Rozpoznanie biomechaniki protez overdentures mocowanych do pojedynczego implant. *Protet. Stomatol.*, 2010,LX,1,22-27.
68. Kurowski R., Niezgodziński M.: Wytrzymałość materiałów, PWN, W-wa 1961.
69. Jakubowicz A. Z., Orłoś Z.: Wytrż. mat., WNT, W-wa 1984.
70. Kowalewski Z.: Podstawy wytrż. mat. Wyd. Politechniki Warszawskiej, W-wa 2000.

71. Dejak B.: Wpływ kształtu i wielkości ceramicznych uzupełnień koronowych na wyężenie zębów trzonowych w oparciu o metodę elementów skończonych. *Protet. Stomatol.*, 2008,LVIII,2,90-99.
72. Rosak P., Kasperski J.: Relacje między siłami okluzyjnymi a akceptacją dolnych protez całkowitych. Analiza wpływu wybranych parametrów na siły okluzyjne. *Protet. Stomatol.*, 2010,LX,4,294-298.
73. Heydecke G., Locker D., Awad M. A. et al.: Oral and general health-related quality of life with conventional and implant dentures. *Community Dent. Oral. Epidemiol.*, 2003,31,161-168.
74. Slagter A. P., Olthoff L. W., Bosman F. et al.: Masticatory ability, denture quality, and oral conditions in edentulous subjects. *J. Prosthet. Dent.*, 1992,68,299-307.
75. de Souza e Silva M. E., de Magalhaes C. S., Ferreira E.: Complete removable prostheses: from expectation to (dis)satisfaction. *Gerodontology*, 2009,26,143-149.
76. Lisiakiewicz W., Mierzwińska-Nastalska E.: Jakość życia pacjentów bezzębnych użytkujących protezy całkowite, *Protet. Stomatol.*, 2013,LXIII,5,397-404.
77. Awad M.A., Lund J.P., Shapiro S.H. i wsp.: Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *Int. J. Prosthodont.*, 2003,16,4,390-396.
78. Misch I.S., Misch C.E.: Denture satisfaction: a patient's perspective. *Int. J. Oral Implant.*, 1991,7,43-48.
79. Doundoulakis J.H., Eckert S.E., Lindquist C.C. Jeffcoat M.K.: The implant supported overdentures as an alternative to the complete mandibular denture. *JADA*, 2003,134,1455-1458.
80. Ferreira M.B., Barão V.A., Faverani L.P., Hipólito A.C., Assunção W.G..The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.*, 2014,2,1,35,92-9.

81. Muller F., Bergendal B., Wahlmann U., Wagner W.: Implant-Supported Fixed Dental Protheses in an Edentulous Patient with Dystrophic Epidermolysis Bullosa. *Int J Prosthodont.*, 2011,23,1,42-48.
82. Lachmann S., Kimmerle-Muller E., Gehring K., Axmann D. Gomez-Roman G., Watzek G., Weber H.: A Comparison of Implant-Supported, Bar- or Ball-Retained Mandibular Overdentures: A Retrospective Clinical, Microbiologic and Immunologic Study of 10 Edentulous Patients Attending a Recall Visit. *Int J Prosthodont.*, 2007,20,1,37-42.
83. Hobkirk J.A., Abdel-Latif H.H., Howlett J., Welfare R., Moles D.: Prosthetic Treatment Time and satisfaction of Edentulous Patients Treated with Conventional or Implant-Stabilized Complete Mandibular Dentures: A Case-Control Study (Part 2). *Int J Prosthodont.*, 2009,22,1,13-19.
84. Kronstrom M., Davis B., Loney R., Gerrow J., Hollender L.: A prospective randomized study on the immediate loading of mandibular overdentures supported by one or two implants: a 12-month follow-up report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2010,25,181-188.
85. McDermott N.E., Chuang S.K., Woo V.V., Dodson T.B.: Complications of dental implants: identification, frequency, and associated risk factors. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2003,18,6,848-855.
86. Naert I., Alsaadi G., Quirynen M.: Prosthetic aspects and patients satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int. J. Prosthodont.* 2004,17,4,401-410.
87. Uhryn M.: Uwarunkowania rehabilitacji implantoprotetycznej w zależności od wieku leczonych pacjentów. *Implantoprotetyka*, 2007,8,1-2,26-2,26-33.
88. Arentowicz G., Jabłoński D.: Odległe wyniki leczenia implantoprotetycznego z zastosowaniem różnego typu śródkostnych wszczepów dentystycznych. *Implantoprotetyka*, 2003,1,25-31.
89. Pattarelli G.M., Grassi L., Zolli A.: Aggiornamento sul Sistema di protesizzazione degli impianti Logos-Former. *Rassegna Odontotecnica*, 1997,4,35-41.

90. Śmielak B., Biesaga R., Knytel M.: Wykorzystanie prefabrykowanej belki jako elementu retencyjnego dla utrzymania protez typu overdentures wspartych na implantach – opis przypadku. *Protet. Stomatol.*, 2011,LXI,1,51-55.
91. Schroeder A., Sutter F., Buser D., Krekeler G. et al.: *Oral implantology*. Thieme1996.
92. Ichikawa T. et al.: In vitro study of mandibular implant retained overdentures, the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *Int. J. Prosth.*, 1996,9,4,258-264.
93. Takeshita S, Kanazawa M, Minakuchi S. Stress analysis of mandibular two-implant overdenture with different attachment systems. *Dent Mater J.*, 2011,11,30,1,928-934.
94. Kokubo Y., Fukushima S.: Magnetic attachments for esthetic management of an overdenture. *J. Prosthet.Dent.*, 2002,88,3,354-355.
95. Osman R., Payne A. Ma S.: Prosthodontic Maintenance of Maxillary Implant Overdentures: A Systematic Literature Review. *Int. J. Prosthodont.*, 2012,25,4,381-391.
96. Mackie A., Lyons K. Thomson W. Payne A.: Mandibular Two-Implant Overdentures: Three-Year Prosthodontic Maintenance Using the Locator Attachment Systems. *Int. J. Prosthodont.*, 2011,24,4,328-331.
97. Andreiotelli M. Att W., Strub J.R.: Prosthodontic Complications with Implant Overdentures:A Systematic Literature Review. *Int. J. Prosthodont.*, 2010,23,3,195-203.
98. Spazzin A.O., Costa A.R., Correr A.B., Consani R.L., Correr-Sobrinho L., dos Santos M.B.:Effect of bar cross-section geometry on stress distribution in overdenture-retaining system simulating horizontal misfit and bone loss. *J Biomech.*, 2013,8,9,46,12,2039-44.
99. Hussein M.O.: Stress-strain distribution at bone-implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis. *J Adv Prosthodont.*, 2013,8,5,3,333–340.

100. Elkerdawy M.W., Radi I.A.: Effect of dislodging forces on mandibular implant attachment-retained overdenture. *Implant Dent.*, 2011,6,20,3,246-54.
101. Majewski S.: Koncepcje wariantowych rozwiązań suprastruktur protetycznych na bazie filarowych wszczepów dentystycznych w przypadkach braków częściowych oraz całkowitego bezzębia w szczęce i żuchwie. *Implantoprotetyka*, 2006,2,3-18.
102. Majewski S.W.: Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej. Wydawnictwo Stomatologiczne SZSW, 2000, Kraków.
103. Spiechowicz E.: Protetyka Stomatologiczna. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 1992, Warszawa.
104. Choy E., Reimer D.: Laboratory processing of housing-retained attachments for implantsupported overdentures. *J. Prosthet. Dent.*, 2001,85,516-519.
105. Spiechowicz E.: Dylematy współczesnej rehabilitacji protetycznej. *Protet. Stom.*, 2006,LVI,3,175-185.
106. Uludag B, Polat S.: Retention characteristics of different attachment systems of mandibular overdentures retained by two or three implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 2012,11-12,27,6,1509-13.
107. Ortegón S.M., Thompson G.A., Agar J.R., Taylor T.D., Perdakis D.: Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study. *J Prosthet Dent.*, 2009,101,4,231-238.
108. van Kampen F., Cune M., van der Bilt A., Bosman F.: Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Implants Res.*, 2003,12,14,6,720-6.
109. Savabi O, Nejatidanesh F, Yordshahian F.: Retention of implant-supported overdenture with bar/clip and stud attachment designs. *J Oral Implantol.*, 2013,4,39,2,140-7.
110. Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular

overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont.*, 2008,3-4,21,2,152-4.

111. Gooddacre C.J., Bernal G., Rungcharassaeng K., Kan J.Y.: Clinical complication with implants and implant prostheses. *Int. J. Prosthodont.*, 2003,90,121-129.

112. Carr A.B., young-Geun C., Eckert S.E., Desjardis R.P.: Retrospective cohort study of the clinical performance of 1-stage dental implants. *Int J. Oral Maxillofac. Implants.*, 2003,18,399-405.

113. Okoński P.: Zmiany stabilności wszczepów śródkostnych u użytkowników protez całkowitych typu overdenture - obserwacje odległe. *Implantoprotetyka*, 2006, 7,2,21,42-46.

114. Elsyad M.A., Ashmawy T.M., Faramawy A.G.: The influence of resilient liner and clip attachments for bar-implant-retained mandibular overdentures on opposing maxillary ridge. A 5-year randomised clinical trial. *J Oral Rehabil.*, 2014,1,41,1,69-77.

115. Gonda T., Dong J., Maeda Y.: Stress Analysis of an Overdenture Using the Finite Element Method. *Int J Prosthodont.*, 2013,26,340-342.

116. Mateńko D., Stendera P., Mierzwińska-Nastalska E., Bączkowski B., Ciechowicz K.: Leczenie implantoprotetyczne pacjenta z bezzębną żuchwą i natychmiastowym obciążeniem wszczepów z wykorzystaniem systemu Ankylos SynCone, *Protet. Stomatol.*, 2013,LXII,3,192-200.

117. Strub J. R., Jurdzik B. A., Tuna T.: Prognosis of immediately loaded implants and their restorations: a systematic literature review. *J. Oral Rehabil.*, 2012,39,704-717.

118. Paniz G., Chierico A., Tomasi P., Cuel S.: A technique for immediate occlusal implant loading of a completely edentulous mandible: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, 2012,107,221-226.

119. Łomżyński Ł., Mierzwińska-Nastalska E., Kłodkowska-Dobrucka M.: Implanty śródkostne w leczeniu protetycznym – ewolucja implantologii. *Protet. Stomatol.*, 2012,3,244- 251.

120. Stendera P., Grochowski P.: Natychmiastowa proteza typu overdenture na implantach w żuchwie. *Protet. Stomatol.*, 2010,6,479-483.
121. Śliwowski K. T., Zagalak R.: Nowa koncepcja leczenia implantoprotetycznego bezzębnej żuchwy. *Implantoprot.*, 2008,9,2,20-26.
122. Adamczyk E., Gładkowski J., Mierzwińska-Nastalska E., Ciechowicz K., Mateńko D., Spiechowicz E.: Metoda obciążenia natychmiastowego wszczepów śródkostnych protezami typu overdenture. *Protet. Stomatol.*, 2004,6,388-391.
123. Chladek W., Chladek G., Lipski T., Margielewicz J., Żmudzki J.: Biomechaniczne problemy w konstruowaniu implantologicznego systemu stabilizacji protez całkowitych. *Wyd. Pol. Śl. Seria Monografie* Nr 152, Gliwice 2008.
124. Chladek W., Majewski S., Żmudzki J., Krukowska J.: The mechanical conditions of the functionality of chosen implant– dentures constructions – model investigations. *Implantoprotetyka*, 2003,2,3–10.
125. Żmudzki J., Chladek W.: Elastic silicone matrices as a tool for load relief in overdenture implants. *Acta. Bioeng. Biomech.*, 2008,10,4,1-8.
126. Mericske-Stern R.: Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, 1998,13,1,36-43.
127. Michalski W.: Biomechaniczny aspekt rozdzielenia kinematyki siodła skrzydłowej protezy szkieletowej górnej w symulacji numerycznej metodą elementów skończonych. Część I. Analiza numeryczna i doświadczalna dystrybucji obciążeń zgryzowych w układzie łączników z zębami filarowymi. *Protet. Stomatol.*, 2013,LXIII,2,97-109.
128. Okoński P., Mierzwińska-Nastalska E.: Ocena wydolności żucia u pacjentów użytkujących dolne protezy typu overdenture wsparte na wszczepach śródkostnych – obserwacje pięcioletnie. *Implantoprotetyka*, 2004,5,2,2-6.
129. Van der Bilt A. i wsp.: The effect of particle size reduction on the jaw gape in human mastication. *J. Dent. Res.*, 1991,70,931–937.

130. Geckili O, Bilhan H, Mumcu E, Tuncer N.: The influence of maximum bite force on patient satisfaction and quality of life of patients wearing mandibular implant overdentures. *J Oral Implantol.* 2012,6,38,3,271-7.

131. Cune M., van Kampen F., van der Bilt A., Bosman F.: Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial, *Int J Prosthodont.*, 2005,3-4,18,2,99-105.

132. MacEntee M.I., Walton J.N., Glick N.: A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results., *J Prosthet Dent.*, 2005,1,93,1,28-37.

13. ANEKS

W tabelach aneksu przedstawiono wyniki uzyskane dla obciążenia o wartości 50 N.

13.1 Układ pierwszy

13.1.1 Wyniki dla obciążenia FSP 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0003	189,3600	0,3267
BŁONA ŚLUZ.	0,0001	0,5706	0,0093
OBUDOWA MATRYCY	1,9789	1658,3000	103,2200
MATRYCA	0,0021	10,7670	0,7367
BELKA	0,0255	10,5200	1,7930
ŚRUBA L	0,0025	4,9275	0,2697
ŚRUBA P	0,0025	7,0099	0,3545
FILAR STOŻK.L	0,0216	15,4630	1,9403
FILAR STOŻK.P	0,0318	18,5840	2,3981
WSZCZEP L	0,0111	8,7549	0,8192
WSZCZEP P	0,0251	10,8510	0,9677
KOŚĆ G.	0,0000	0,3855	0,0221
KOŚĆ K.	0,0000	9,2674	0,4736

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0009	0,3336	0,1313
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0976	0,0102
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0100	0,0013
MATRYCA	0,0001	0,0037	0,0011
BELKA	0,0011	0,0045	0,0021
ŚRUBA L	0,1073	0,1076	0,1074
ŚRUBA P	0,0487	0,0491	0,0489
FILAR STOŻK.L	0,0013	0,0028	0,0020
FILAR STOŻK.P	0,0022	0,0045	0,0033
WSZCZEP L	0,0004	0,0024	0,0014
WSZCZEP P	0,0002	0,0039	0,0022
KOŚĆ G.	0,0000	0,0036	0,0004
KOŚĆ K.	0,0000	0,0034	0,0046

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	100,4300	0,0115
BŁONA ŚLUZ.	0,8144	0,0020
OBUDOWA MATRYCY	565,9200	5,7345
MATRYCA	13,1100	0,1874
BELKA	8,5845	0,0163
ŚRUBA L	7,8252	0,0311
ŚRUBA P	12,0590	0,0468
FILAR STOŻK.L	10,6570	0,1225
FILAR STOŻK.P	12,6470	0,1500
WSZCZEP L	8,1876	0,0701
WSZCZEP P	11,2190	0,0882
KOŚĆ G.	0,3507	0,0040
KOŚĆ K.	4,2512	0,0243

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000006	0,03684900	0,00008958
BŁONA ŚLUZ.	0,00001993	0,10847000	0,00169370
OBUDOWA MATRYCY	0,00002940	0,00480270	0,00035883
MATRYCA	0,00000085	0,00329070	0,00022562
BELKA	0,00000017	0,00008202	0,00001481
ŚRUBA L	0,00000005	0,00003394	0,00000204
ŚRUBA P	0,00000002	0,00005194	0,00000258
FILAR STOŻK.L	0,00000039	0,00010757	0,00001484
FILAR STOŻK.P	0,00000034	0,00012907	0,00001836
WSZCZEP L	0,00000019	0,00006093	0,00000670
WSZCZEP P	0,00000036	0,00006908	0,00000792
KOŚĆ G.	0,00000010	0,00051028	0,00002926
KOŚĆ K.	0,00000003	0,00031082	0,00002205

13.1.2 Wyniki dla obciążenia FSS 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0002	252,4300	0,4656
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,8217	0,0129
OBUDOWA MATRYCY	2,9274	1822,4000	147,7900
MATRYCA	0,0039	19,1200	1,0663
BELKA	0,0390	14,9330	2,5712
ŚRUBA L	0,0021	4,5202	0,2742
ŚRUBA P	0,0039	11,0910	0,5872
FILAR STOŻK.L	0,0544	22,7060	2,8117
FILAR STOŻK.P	0,0394	25,4110	3,2913
WSZCZEP L	0,0184	12,3560	1,1946
WSZCZEP P	0,0367	14,2790	1,3149
KOŚĆ G.	0,0000	0,6089	0,0293
KOŚĆ K.	0,0000	12,9160	0,6569

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0005	0,4189	0,1786
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,1416	0,0161
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0128	0,0018
MATRYCA	0,0006	0,0047	0,0018
BELKA	0,0010	0,0057	0,0027
ŚRUBA L	0,0991	0,0995	0,0993
ŚRUBA P	0,0823	0,0829	0,0826
FILAR STOŻK.L	0,0018	0,0043	0,0030
FILAR STOŻK.P	0,0027	0,0057	0,0042
WSZCZEP L	0,0006	0,0037	0,0022
WSZCZEP P	0,0003	0,0049	0,0029
KOŚĆ G.	0,0000	0,0051	0,0004
KOŚĆ K.	0,0000	0,0049	0,0006

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	126,9000	0,0138
BŁONA ŚLUZ.	1,1634	0,0026
OBUDOWA MATRYCY	755,3200	8,1238
MATRYCA	23,4180	0,2708
BELKA	13,3250	0,0236
ŚRUBA L	7,4861	0,0327
ŚRUBA P	19,0570	0,0736
FILAR STOŻK.L	15,8330	0,1754
FILAR STOŻK.P	17,0980	0,2140
WSZCZEP L	12,0940	0,1032
WSZCZEP P	14,8710	0,1211
KOŚĆ G.	0,6122	0,0053
KOŚĆ K.	5,7379	0,0316

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000007	0,04907700	0,00012565
BŁONA ŚLUZ.	0,00000234	0,15678000	0,00236510
OBUDOWA MATRYCY	0,00002815	0,00570340	0,00051061
MATRYCA	0,00000063	0,00551670	0,00032714
BELKA	0,00000025	0,00011881	0,00002122
ŚRUBA L	0,00000003	0,00003062	0,00000210
ŚRUBA P	0,00000004	0,00008267	0,00000429
FILAR STOŻK.L	0,00000041	0,00015572	0,00002155
FILAR STOŻK.P	0,00000044	0,00017753	0,00002515
WSZCZEP L	0,00000033	0,00008725	0,00000978
WSZCZEP P	0,00000059	0,00009460	0,00001077
KOŚĆ G.	0,00000015	0,00080861	0,00003909
KOŚĆ K.	0,00000015	0,00042908	0,00003085

13.1.3 Wyniki dla obciążenia FKP 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0002	128,5800	0,3502
BŁONA ŚLUZ.	0,0001	0,3570	0,0090
OBUDOWA MATRYCY	1,6922	1290,5000	61,6210
MATRYCA	0,0017	11,3910	0,6045
BELKA	0,0193	12,9840	1,4760
ŚRUBA L	0,0043	2,3277	0,2226
ŚRUBA P	0,0012	10,0960	0,4906
FILAR STOŻK.L	0,0076	9,0769	1,0818
FILAR STOŻK.P	0,0573	13,2790	1,9833
WSZCZEP L	0,0080	3,9828	0,5057
WSZCZEP P	0,0491	10,1390	1,0068
KOŚC G.	0,0000	0,4317	0,0365
KOŚC K.	0,0000	8,1875	0,5546

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0007	0,2837	0,0869
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0578	0,0091
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0093	0,0007
MATRYCA	0,0004	0,0025	0,0012
BELKA	0,0027	0,0053	0,0034
ŚRUBA L	0,0391	0,0395	0,0393
ŚRUBA P	0,0685	0,0688	0,0686
FILAR STOŻK.L	0,0014	0,0030	0,0024
FILAR STOŻK.P	0,0030	0,0053	0,0041
WSZCZEP L	0,0002	0,0027	0,0013
WSZCZEP P	0,0004	0,0050	0,0028
KOŚC G.	0,0000	0,0060	0,0007
KOŚC K.	0,0000	0,0057	0,0009

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	117,2900	0,0084
BŁONA ŚLUZ.	1,2102	0,0025
OBUDOWA MATRYCY	833,9600	3,0484
MATRYCA	13,1970	0,1856
BELKA	7,5685	0,0167
ŚRUBA L	3,8695	0,0247
ŚRUBA P	17,1470	0,0659
FILAR STOŻK.L	4,0222	0,0657
FILAR STOŻK.P	12,2550	0,1247
WSZCZEP L	3,5384	0,0382
WSZCZEP P	10,9830	0,0828
KOŚC G.	0,4321	0,0059
KOŚC K.	5,0089	0,0291

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000012	0,02584400	0,00009775
BŁONA ŚLUZ.	0,00001994	0,06224200	0,00163660
OBUDOWA MATRYCY	0,00001470	0,00423680	0,00020822
MATRYCA	0,00000053	0,00289840	0,00018933
BELKA	0,00000025	0,00009872	0,00001230
ŚRUBA L	0,00000004	0,00001635	0,00000177
ŚRUBA P	0,00000002	0,00007439	0,00000357
FILAR STOŻK.L	0,00000014	0,00006300	0,00000842
FILAR STOŻK.P	0,00000044	0,00009248	0,00001516
WSZCZEP L	0,00000017	0,00002891	0,00000417
WSZCZEP P	0,00000039	0,00006612	0,00000826
KOŚC G.	0,00000028	0,00061232	0,00004863
KOŚC K.	0,00000006	0,00027126	0,00002434

13.1.4 Wyniki dla obciążenia FKS 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0002	202,5400	0,5623
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,5584	0,0133
OBUDOWA MATRYCY	2,7973	1777,7000	101,7200
MATRYCA	0,0015	23,0130	0,9014
BELKA	0,0221	17,9170	2,1611
ŚRUBA L	0,0053	1,4637	0,2564
ŚRUBA P	0,0026	9,2020	0,4351
FILAR STOŻK.L	0,0247	12,7950	1,5383
FILAR STOŻK.P	0,0637	21,6280	2,9860
WSZCZEP L	0,0211	5,9262	0,7496
WSZCZEP P	0,0590	15,4610	1,4759
KOŚC G.	0,0000	6484,0000	0,0485
KOŚC K.	0,0000	10,6940	0,7609

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0019	0,3558	0,1286
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0777	0,0152
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0146	0,0012
MATRYCA	0,0002	0,0045	0,0017
BELKA	0,0038	0,0079	0,0050
ŚRUBA L	0,0038	0,0048	0,0043
ŚRUBA P	0,0574	0,0580	0,0577
FILAR STOŻK.L	0,0020	0,0043	0,0035
FILAR STOŻK.P	0,0045	0,0079	0,0061
WSZCZEP L	0,0004	0,0039	0,0020
WSZCZEP P	0,0007	0,0074	0,0042
KOŚC G.	0,0000	0,0076	0,0010
KOŚC K.	0,0000	0,0072	0,0012

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	146,2600	0,0114
BŁONA ŚLUZ.	1,8217	0,0032
OBUDOWA MATRYCY	1314,9000	5,0718
MATRYCA	28,5600	0,2683
BELKA	14,7040	0,0220
ŚRUBA L	2,1642	0,0270
ŚRUBA P	15,2400	0,0566
FILAR STOŻK.L	6,0338	0,0943
FILAR STOŻK.P	17,1140	0,1689
WSZCZEP L	5,2172	0,0585
WSZCZEP P	16,1010	0,1178
KOŚC G.	0,6537	0,0080
KOŚC K.	7,1089	0,0400

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000008	0,03172400	0,00015594
BŁONA ŚLUZ.	0,00000649	0,09698600	0,00245310
OBUDOWA MATRYCY	0,00002445	0,00599340	0,00034751
MATRYCA	0,00000075	0,00616630	0,00028151
BELKA	0,00000028	0,00013580	0,00001795
ŚRUBA L	0,00000005	0,00001073	0,00000207
ŚRUBA P	0,00000003	0,00006679	0,00000319
FILAR STOŻK.L	0,00000030	0,00008887	0,00001200
FILAR STOŻK.P	0,00000056	0,00014869	0,00002291
WSZCZEP L	0,00000025	0,00004184	0,00000619
WSZCZEP P	0,00000055	0,00009794	0,00001213
KOŚC G.	0,00000025	0,00093609	0,00006501
KOŚC K.	0,00000008	0,00037251	0,00003370

13.1.5 Wyniki dla obciążenia FTP 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0002	281,0100	0,3616
BŁONA ŚLUZ.	0,0001	0,1815	0,0086
BUDOWA MATRYCY	0,2893	630,3900	23,9640
MATRYCA	0,0012	4,7471	0,2625
BELKA	0,0039	2,7470	0,3383
ŚRUBA L	0,0012	5,0058	0,2180
ŚRUBA P	0,0008	1,1674	0,0896
FILAR STOŻK.L	0,0072	4,9839	0,4242
FILAR STOŻK.P	0,0046	1,4025	0,2116
WSZCZEP L	0,0061	1,5940	0,1639
WSZCZEP P	0,0072	0,7977	0,1560
KOŚC G.	0,0000	0,4497	0,0183
KOŚC K.	0,0000	1,7700	0,2305

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0004	0,1566	0,0496
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0528	0,0084
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0040	0,0002
MATRYCA	0,0001	0,0013	0,0003
BELKA	0,0003	0,0009	0,0005
ŚRUBA L	0,1110	0,1110	0,1110
ŚRUBA P	0,0004	0,0007	0,0005
FILAR STOŻK.L	0,0003	0,0008	0,0006
FILAR STOŻK.P	0,0002	0,0006	0,0004
WSZCZEP L	0,0000	0,0007	0,0003
WSZCZEP P	0,0001	0,0005	0,0003
KOŚC G.	0,0000	0,0025	0,0003
KOŚC K.	0,0000	0,0024	0,0004

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	55,4490	0,0053
BŁONA ŚLUZ.	0,4828	0,0028
OBUDOWA MATRYCY	170,5500	0,9830
MATRYCA	6,6733	0,0874
BELKA	4,6712	0,0060
ŚRUBA L	7,7811	0,0253
ŚRUBA P	1,7021	0,0075
FILAR STOŻK.L	4,2877	0,0314
FILAR STOŻK.P	0,8822	0,0199
WSZCZEP L	1,3545	0,0126
WSZCZEP P	1,3226	0,0150
KOŚC G.	0,1218	0,0038
KOŚC K.	1,1058	0,0170

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000011	0,04872200	0,00010204
BŁONA ŚLUZ.	0,00001635	0,03164700	0,00163920
OBUDOWA MATRYCY	0,00000417	0,00152530	0,00008245
MATRYCA	0,00000040	0,00167820	0,00008447
BELKA	0,00000007	0,00002215	0,00000287
ŚRUBA L	0,00000001	0,00003445	0,00000163
ŚRUBA P	0,00000002	0,00000769	0,00000068
FILAR STOŻK.L	0,00000005	0,00002683	0,00000317
FILAR STOŻK.P	0,00000004	0,00001015	0,00000163
WSZCZEP L	0,00000005	0,00001090	0,00000134
WSZCZEP P	0,00000007	0,00000542	0,00000130
KOŚC G.	0,00000023	0,00033131	0,00002460
KOŚC K.	0,00000010	0,00006019	0,00000974

13.1.6 Wyniki dla obciążenia FTSB 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0001	287,6700	0,4272
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,5904	0,0106
OBUDOWA MATRYCY	0,7396	948,0900	39,0590
MATRYCA	0,0015	7,7908	0,4173
BELKA	0,0101	6,3648	0,6630
ŚRUBA L	0,0029	4,6803	0,2437
ŚRUBA P	0,0033	5,5268	0,2808
FILAR STOŻK.L	0,0076	5,4059	0,6073
FILAR STOŻK.P	0,0110	4,6460	0,5790
WSZCZEP L	0,0129	2,0208	0,2997
WSZCZEP P	0,0176	3,0650	0,4306
KOŚC G.	0,0000	0,3375	0,0344
KOŚC K.	0,0000	4,8884	0,3887

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0007	0,1747	0,0620
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0706	0,0110
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0069	0,0004
MATRYCA	0,0001	0,0017	0,0006
BELKA	0,0016	0,0025	0,0020
ŚRUBA L	0,1022	0,1024	0,1023
ŚRUBA P	0,0408	0,0410	0,0409
FILAR STOŻK.L	0,0009	0,0019	0,0016
FILAR STOŻK.P	0,0015	0,0024	0,0019
WSZCZEP L	0,0002	0,0017	0,0009
WSZCZEP P	0,0006	0,0023	0,0014
KOŚC G.	0,0000	0,0031	0,0007
KOŚC K.	0,0000	0,0030	0,0008

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	47,2040	0,0056
BŁONA ŚLUZ.	1,0907	0,0034
OBUDOWA MATRYCY	358,0700	1,2975
MATRYCA	9,6229	0,1330
BELKA	4,9577	0,0104
ŚRUBA L	7,8383	0,0287
ŚRUBA P	9,4306	0,0365
FILAR STOŻK.L	3,9452	0,0456
FILAR STOŻK.P	7,3325	0,0435
WSZCZEP L	1,8956	0,0210
WSZCZEP P	3,1907	0,0328
KOŚC G.	0,2389	0,0055
KOŚC K.	2,3866	0,0239

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000009	0,04644500	0,00012172
BŁONA ŚLUZ.	0,00000568	0,07380800	0,00197640
OBUDOWA MATRYCY	0,00000723	0,00233260	0,00013200
MATRYCA	0,00000060	0,00206570	0,00013305
BELKA	0,00000010	0,00004814	0,00000555
ŚRUBA L	0,00000004	0,00003207	0,00000184
ŚRUBA P	0,00000003	0,00004103	0,00000204
FILAR STOŻK.L	0,00000007	0,00003104	0,00000466
FILAR STOŻK.P	0,00000008	0,00003540	0,00000438
WSZCZEP L	0,00000016	0,00001408	0,00000248
WSZCZEP P	0,00000031	0,00001887	0,00000356
KOŚC G.	0,00000049	0,00032487	0,00004745
KOŚC K.	0,00000004	0,00017097	0,00001606

13.1.7 Wyniki dla obciążenia FTSD 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0001	292,8600	0,4350
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,4249	0,0117
OBUDOWA MATRYCY	1,9538	1203,1000	63,0630
MATRYCA	0,0027	14,3090	0,5382
BELKA	0,0062	6,8366	0,8420
ŚRUBA L	0,0014	1,7602	0,1277
ŚRUBA P	0,0010	2,7786	0,1441
FILAR STOŻK.L	0,0189	6,7244	0,8449
FILAR STOŻK.P	0,0216	3,9582	0,6001
WSZCZEP L	0,0056	3,6341	0,4054
WSZCZEP P	0,0462	3,0593	0,5737
KOŚC G.	0,0000	0,3425	0,0228
KOŚC K.	0,0000	4,0991	0,3425

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0022	0,2371	0,0862
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0706	0,0126
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0084	0,0007
MATRYCA	0,0003	0,0042	0,0008
BELKA	0,0007	0,0019	0,0011
ŚRUBA L	0,0366	0,0367	0,0366
ŚRUBA P	0,0181	0,0183	0,0182
FILAR STOŻK.L	0,0006	0,0017	0,0012
FILAR STOŻK.P	0,0008	0,0014	0,0011
WSZCZEP L	0,0002	0,0014	0,0007
WSZCZEP P	0,0008	0,0013	0,0011
KOŚC G.	0,0000	0,0020	0,0029
KOŚC K.	0,0000	0,0019	0,0003

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	71,7460	0,0093
BŁONA ŚLUZ.	1,5803	0,0033
OBUDOWA MATRYCY	587,3600	2,6153
MATRYCA	18,8350	0,1448
BELKA	9,3301	0,0101
ŚRUBA L	3,0038	0,0147
ŚRUBA P	4,7693	0,0185
FILAR STOŻK.L	3,7753	0,0609
FILAR STOŻK.P	3,4648	0,0465
WSZCZEP L	3,1754	0,0338
WSZCZEP P	3,1785	0,0394
KOŚC G.	0,3373	0,0046
KOŚC K.	2,5318	0,0227

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000007	0,04818100	0,00012330
BŁONA ŚLUZ.	0,00000399	0,06291600	0,00217510
OBUDOWA MATRYCY	0,00001505	0,00349860	0,00022247
MATRYCA	0,00000085	0,00391700	0,00016509
BELKA	0,00000007	0,00005130	0,00000699
ŚRUBA L	0,00000002	0,00001181	0,00000096
ŚRUBA P	0,00000001	0,00002063	0,00000106
FILAR STOŻK.L	0,00000022	0,00004690	0,00000650
FILAR STOŻK.P	0,00000018	0,00002953	0,00000463
WSZCZEP L	0,00000010	0,00002564	0,00000334
WSZCZEP P	0,00000051	0,00002019	0,00000477
KOŚC G.	0,00000019	0,00047865	0,00003109
KOŚC K.	0,00000006	0,00013955	0,00001459

13.2.1 Wyniki dla obciążenia FSP 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0003	162,0900	0,3305
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,5424	0,0111
OBUDOWA MATRYCY	3,1986	1506,9000	155,1600
MATRYCA	0,0014	13,8340	2,1415
BELKA	0,0575	153,1500	8,1340
ŚRUBA L	0,1182	32,5680	6,2306
ŚRUBA P	0,1454	18,8910	4,3581
FILAR STOŻK.L	0,0272	86,5760	4,9838
FILAR STOŻK.P	0,0673	82,1610	6,3922
WSZCZEP L	0,1361	11,5000	1,7717
WSZCZEP P	0,1245	15,1940	2,1429
KOŚĆ G.	0,0000	5,8052	0,0512
KOŚĆ K.	0,0000	14,3940	0,7027
ZATRZASK L	0,6040	62,1060	12,4240
ZATRZASK P	0,7325	65,2380	13,4410

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0001	0,3543	0,1332
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0908	0,0123
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0080	0,0012
MATRYCA	0,0008	0,0034	0,0016
BELKA	0,0003	0,0391	0,0114
ŚRUBA L	0,0175	0,0193	0,0185
ŚRUBA P	0,0229	0,0245	0,0237
FILAR STOŻK.L	0,0038	0,0073	0,0061
FILAR STOŻK.P	0,0034	0,0070	0,0058
WSZCZEP L	0,0026	0,0065	0,0040
WSZCZEP P	0,0036	0,0013	0,0062
KOŚĆ G.	0,0000	0,0045	0,0006
KOŚĆ K.	0,0000	0,0042	0,0006
ZATRZASK L	0,0271	0,0688	0,0434
ZATRZASK P	0,0134	0,0484	0,0276

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	58,5610	0,0092
BŁONA ŚLUZ.	0,7895	0,0028
OBUDOWA MATRYCY	850,7600	11,1160
MATRYCA	12,4490	0,8041
BELKA	153,2500	0,2487
ŚRUBA L	59,1560	1,3174
ŚRUBA P	30,4110	1,0206
FILAR STOŻK.L	73,2710	0,5822
FILAR STOŻK.P	74,5280	0,6726
WSZCZEP L	7,6971	0,1546
WSZCZEP P	11,7350	0,1820
KOŚĆ G.	9,0553	0,0190
KOŚĆ K.	9,3096	0,0317
ZATRZASK L	45,9810	0,7428
ZATRZASK P	60,5300	0,9279

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000008	0,02955400	0,00009190
BŁONA ŚLUZ.	0,00001900	0,10313000	0,00204060
OBUDOWA MATRYCY	0,00002166	0,00421700	0,00051000
MATRYCA	0,00000032	0,00373080	0,00069477
BELKA	0,00000053	0,00069630	0,00006422
ŚRUBA L	0,00000211	0,00019819	0,00004799
ŚRUBA P	0,00000139	0,00015687	0,00003447
FILAR STOŻK.L	0,00000034	0,00042855	0,00003084
FILAR STOŻK.P	0,00000051	0,00043633	0,00004006
WSZCZEP L	0,00000118	0,00005939	0,00001419
WSZCZEP P	0,00000140	0,00009481	0,00001719
KOŚĆ G.	0,00000016	0,00648470	0,00006515
KOŚĆ K.	0,00000005	0,00054302	0,00003294
ZATRZASK L	0,00000703	0,00042817	0,00008874
ZATRZASK P	0,00000686	0,00045032	0,00009550

13.2.2 Wyniki dla obciążenia FSS 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0002	189,4700	0,4588
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,7720	0,0140
OBUDOWA MATRYCY	4,5718	2218,5000	237,6900
MATRYCA	0,0060	20,9210	3,1511
BELKA	0,0671	164,4600	10,7370
ŚRUBA L	0,1904	42,2950	8,7661
ŚRUBA P	0,1736	30,6290	6,6150
FILAR STOŻK.L	0,1092	118,7800	6,8910
FILAR STOŻK.P	0,1030	126,0700	8,5288
WSZCZEP L	0,1711	18,4460	2,6047
WSZCZEP P	0,0686	24,0800	2,6290
KOŚC G.	0,0000	5,8287	0,0675
KOŚC K.	0,0000	18,2460	0,9413
ZATRZASK L	0,6347	77,0910	14,8740
ZATRZASK P	0,7291	74,7610	16,0570

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0004	0,3634	0,1509
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,1221	0,0173
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0124	0,0018
MATRYCA	0,0005	0,0044	0,0018
BELKA	0,0001	0,0431	0,0136
ŚRUBA L	0,0120	0,0128	0,0124
ŚRUBA P	0,0109	0,0136	0,0124
FILAR STOŻK.L	0,0042	0,0092	0,0076
FILAR STOŻK.P	0,0039	0,0081	0,0067
WSZCZEP L	0,0020	0,0079	0,0044
WSZCZEP P	0,0010	0,0073	0,0038
KOŚC G.	0,0000	0,0060	0,0008
KOŚC K.	0,0000	0,0056	0,0008
ZATRZASK L	0,0286	0,0735	0,0466
ZATRZASK P	0,0209	0,0653	0,0389

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	51,6980	0,0101
BŁONA ŚLUZ.	1,2405	0,0035
OBUDOWA MATRYCY	1259,5000	12,1500
MATRYCA	24,8830	1,1716
BELKA	156,7000	0,3404
ŚRUBA L	81,3000	1,8121
ŚRUBA P	48,8250	1,5419
FILAR STOŻK.L	97,3170	0,8334
FILAR STOŻK.P	108,8600	0,9235
WSZCZEP L	11,5870	0,2237
WSZCZEP P	16,5210	0,2379
KOŚC G.	8,7700	0,0246
KOŚC K.	12,1830	0,0420
ZATRZASK L	55,3400	0,9517
ZATRZASK P	69,0950	1,2083

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000005	0,03615800	0,00012619
BŁONA ŚLUZ.	0,00000161	0,15069000	0,00257780
OBUDOWA MATRYCY	0,00003367	0,00664010	0,00078345
MATRYCA	0,00000263	0,00627500	0,00101670
BELKA	0,00000061	0,00092010	0,00008485
ŚRUBA L	0,00000314	0,00028390	0,00006746
ŚRUBA P	0,00000412	0,00024997	0,00005267
FILAR STOŻK.L	0,00000075	0,00056957	0,00004299
FILAR STOŻK.P	0,00000066	0,00061207	0,00005204
WSZCZEP L	0,00000194	0,00008403	0,00002082
WSZCZEP P	0,00000189	0,00013118	0,00002093
KOŚC G.	0,00000012	0,00681480	0,00008617
KOŚC K.	0,00000011	0,00069591	0,00004439
ZATRZASK L	0,00000754	0,00053122	0,00010610
ZATRZASK P	0,00000683	0,00051984	0,00011443

13.2.3 Wyniki dla obciążenia FKP 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0003	202,3100	0,2876
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,3240	0,0083
OBUDOWA MATRYCY	1,6222	1154,7000	86,5830
MATRYCA	0,0043	11,7900	1,5722
BELKA	0,1494	221,0800	6,5072
ŚRUBA L	0,1261	29,3400	6,0873
ŚRUBA P	0,1313	9,2613	2,2037
FILAR STOŻK.L	0,0630	59,7220	3,5193
FILAR STOŻK.P	0,0428	29,2230	4,4536
WSZCZEP L	0,1391	6,6082	1,4016
WSZCZEP P	0,1468	25,5100	3,7889
KOŚĆ G.	0,0000	10,7760	0,0544
KOŚĆ K.	0,0000	15,6620	0,4169
ZATRZASK L	0,4235	43,9670	8,4418
ZATRZASK P	0,3627	69,2920	12,6560

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0008	0,2483	0,0740
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0495	0,0095
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0074	0,0006
MATRYCA	0,0099	0,0119	0,0105
BELKA	0,0001	0,0314	0,0078
ŚRUBA L	0,0175	0,0184	0,0180
ŚRUBA P	0,0120	0,0133	0,0126
FILAR STOŻK.L	0,0020	0,0053	0,0043
FILAR STOŻK.P	0,0020	0,0043	0,0028
WSZCZEP L	0,0006	0,0043	0,0021
WSZCZEP P	0,0021	0,0036	0,0024
KOŚĆ G.	0,0000	0,0024	0,0005
KOŚĆ K.	0,0000	0,0023	0,0005
ZATRZASK L	0,0334	0,0637	0,0450
ZATRZASK P	0,0031	0,0097	0,0062

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	28,3900	0,0047
BŁONA ŚLUZ.	0,6786	0,0022
OBUDOWA MATRYCY	670,3700	3,3363
MATRYCA	15,2640	0,6194
BELKA	216,7500	0,2121
ŚRUBA L	59,2810	1,2394
ŚRUBA P	12,2160	0,5071
FILAR STOŻK.L	49,6810	0,3728
FILAR STOŻK.P	27,3370	0,7710
WSZCZEP L	4,6571	0,1053
WSZCZEP P	20,9200	0,2720
KOŚĆ G.	16,6520	0,0260
KOŚĆ K.	6,9716	0,0241
ZATRZASK L	38,0850	0,5376
ZATRZASK P	72,2920	1,1195

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000012	0,04438000	0,00008069
BŁONA ŚLUZ.	0,00002045	0,05578100	0,00154800
OBUDOWA MATRYCY	0,00001539	0,00313780	0,00028481
MATRYCA	0,00000209	0,00370910	0,00051189
BELKA	0,00000127	0,00090438	0,00005156
ŚRUBA L	0,00000176	0,00200760	0,00004674
ŚRUBA P	0,00000151	0,00006592	0,00001698
FILAR STOŻK.L	0,00000036	0,00028769	0,00002221
FILAR STOŻK.P	0,00000044	0,00206690	0,00002998
WSZCZEP L	0,00000158	0,00004003	0,00001114
WSZCZEP P	0,00000146	0,00016561	0,00003151
KOŚĆ G.	0,00000026	0,01319500	0,00006777
KOŚĆ K.	0,00000006	0,00041918	0,00001886
ZATRZASK L	0,00000422	0,00030643	0,00006028
ZATRZASK P	0,00000202	0,00040476	0,00008699

13.2.4 Wyniki dla obciążenia FKS 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0002	152,3101	0,4229
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,4199	0,0100
OBUDOWA MATRYCY	2,1036	1336,8304	76,4934
MATRYCA	0,0011	17,3058	0,6778
BELKA	0,0166	13,4736	1,6251
ŚRUBA L	0,0040	1,1007	0,1928
ŚRUBA P	0,0020	6,9199	0,3272
FILAR STOŻK.L	0,0186	9,6218	1,1568
FILAR STOŻK.P	0,0479	16,2643	2,2455
WSZCZEP L	0,0159	4,4565	0,5637
WSZCZEP P	0,0444	11,6267	1,1099
KOŚĆ G.	0,0000	4875,9680	0,0364
KOŚĆ K.	0,0000	8,0419	0,5722
ZATRZASK L	0,2639	28,6451	5,4284
ZATRZASK P	0,1245	25,9747	5,4438

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0018	0,3476	0,1256
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0759	0,0148
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0143	0,0011
MATRYCA	0,0002	0,0044	0,0017
BELKA	0,0037	0,0077	0,0049
ŚRUBA L	0,0037	0,0047	0,0042
ŚRUBA P	0,0561	0,0567	0,0564
FILAR STOŻK.L	0,0019	0,0042	0,0034
FILAR STOŻK.P	0,0044	0,0077	0,0060
WSZCZEP L	0,0003	0,0038	0,0019
WSZCZEP P	0,0007	0,0072	0,0041
KOŚĆ G.	0,0000	0,0075	0,0009
KOŚĆ K.	0,0000	0,0071	0,0011
ZATRZASK L	0,0208	0,0376	0,0272
ZATRZASK P	0,0087	0,0197	0,0129

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	282,2818	0,0220
BŁONA ŚLUZ.	3,5159	0,0062
OBUDOWA MATRYCY	2537,7570	9,7886
MATRYCA	55,1208	0,5179
BELKA	28,3787	0,0425
ŚRUBA L	4,1769	0,0520
ŚRUBA P	29,4132	0,1093
FILAR STOŻK.L	11,6452	0,1821
FILAR STOŻK.P	33,0300	0,3261
WSZCZEP L	10,0692	0,1130
WSZCZEP P	31,0749	0,2274
KOŚĆ G.	1,2617	0,0155
KOŚĆ K.	13,7202	0,0772
ZATRZASK L	34,5250	0,3400
ZATRZASK P	60,4300	0,8680

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000006	0,02474472	0,00012163
BŁONA ŚLUZ.	0,00000506	0,07564908	0,00191342
OBUDOWA MATRYCY	0,00001907	0,00467485	0,00027106
MATRYCA	0,00000059	0,00480971	0,00021958
BELKA	0,00000022	0,00010592	0,00001400
ŚRUBA L	0,00000004	0,00000837	0,00000161
ŚRUBA P	0,00000003	0,00005210	0,00000249
FILAR STOŻK.L	0,00000023	0,00006932	0,00000936
FILAR STOŻK.P	0,00000044	0,00011598	0,00001787
WSZCZEP L	0,00000019	0,00003263	0,00000483
WSZCZEP P	0,00000043	0,00007639	0,00000946
KOŚĆ G.	0,00000020	0,00073015	0,00005070
KOŚĆ K.	0,00000006	0,00029056	0,00002629
ZATRZASK L	0,00000339	0,00029735	0,00005770
ZATRZASK P	0,00000179	0,00039337	0,00008160

13.2.5 Wyniki dla obciążenia FTP 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0003	182,6600	0,3436
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,2213	0,0099
OBUDOWA MATRYCY	0,4720	600,2600	34,4020
MATRYCA	0,0058	6,4660	1,1535
BELKA	0,0482	178,7100	4,7082
ŚRUBA L	0,2877	40,1240	7,4762
ŚRUBA P	0,0823	17,0100	3,2259
FILAR STOŻK.L	0,0471	37,5720	2,9557
FILAR STOŻK.P	0,0233	62,5760	4,9651
WSZCZEP L	0,0734	4,6041	1,0960
WSZCZEP P	0,2461	16,7450	2,1841
KOŚĆ G.	0,0000	6,4320	0,0408
KOŚĆ K.	0,0000	7,1142	0,3800
ZATRZASK L	0,3444	33,3012	6,4495
ZATRZASK P	0,3456	16,5820	3,3745

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0000	0,1561	0,0474
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0576	0,0104
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0036	0,0002
MATRYCA	0,0017	0,0029	0,0021
BELKA	0,0012	0,0158	0,0048
ŚRUBA L	0,0628	0,0634	0,0631
ŚRUBA P	0,0032	0,0050	0,0040
FILAR STOŻK.L	0,0012	0,0039	0,0030
FILAR STOŻK.P	0,0018	0,0037	0,0030
WSZCZEP L	0,0005	0,0031	0,0014
WSZCZEP P	0,0009	0,0031	0,0018
KOŚĆ G.	0,0000	0,0019	0,0004
KOŚĆ K.	0,0000	0,0019	0,0004
ZATRZASK L	0,0192	0,0370	0,0259
ZATRZASK P	0,0041	0,0111	0,0076

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	25,9180	0,0035
BŁONA ŚLUZ.	0,4283	0,0030
OBUDOWA MATRYCY	138,5100	0,8659
MATRYCA	8,5705	0,4680
BELKA	155,8300	0,1680
ŚRUBA L	50,4160	1,4317
ŚRUBA P	26,1460	0,7422
FILAR STOŻK.L	31,0840	0,3086
FILAR STOŻK.P	59,0720	0,6725
WSZCZEP L	3,4195	0,0824
WSZCZEP P	10,9260	0,1850
KOŚĆ G.	9,9855	0,0185
KOŚĆ K.	6,0219	0,0271
ZATRZASK L	26,5940	0,4178
ZATRZASK P	13,4630	0,4369

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000015	0,03844700	0,00009786
BŁONA ŚLUZ.	0,00002673	0,03619800	0,00192190
OBUDOWA MATRYCY	0,00000205	0,00169480	0,00011641
MATRYCA	0,00000247	0,00206170	0,00038037
BELKA	0,00000046	0,00103530	0,00003734
ŚRUBA L	0,00000265	0,00026220	0,00005502
ŚRUBA P	0,00000196	0,00012841	0,00002554
FILAR STOŻK.L	0,00000022	0,00018031	0,00001842
FILAR STOŻK.P	0,00000023	0,00034166	0,00003093
WSZCZEP L	0,00000083	0,00002485	0,00000873
WSZCZEP P	0,00000409	0,00010627	0,00001779
KOŚĆ G.	0,00000037	0,00764890	0,00005072
KOŚĆ K.	0,00000009	0,00025507	0,00001730
ZATRZASK L	0,00000292	0,00023083	0,00004620
ZATRZASK P	0,00000281	0,00010120	0,00002402

13.2.6 Wyniki dla obciążenia FTSB 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0001	191,6400	0,4043
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,4467	0,0108
OBUDOWA MATRYCY	0,9543	899,8200	53,7250
MATRYCA	0,0039	10,0250	1,2300
BELKA	0,1207	210,4500	5,4998
ŚRUBA L	0,0821	17,6300	3,6287
ŚRUBA P	0,5751	65,0010	12,5180
FILAR STOŻK.L	0,0426	38,4180	2,1634
FILAR STOŻK.P	0,0559	125,0500	9,5375
WSZCZEP L	0,1039	3,9702	0,9945
WSZCZEP P	0,1153	15,9090	2,4866
KOŚĆ G.	0,0000	7,9239	0,0488
KOŚĆ K.	0,0000	10,7470	0,4355
ZATRZASK L	0,2721	29,5310	5,5963
ZATRZASK P	0,1284	26,7780	5,6122

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0004	0,1522	0,0500
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0574	0,0117
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0055	0,0004
MATRYCA	0,0104	0,0119	0,0110
BELKA	0,0000	0,0174	0,0058
ŚRUBA L	0,0105	0,0106	0,0105
ŚRUBA P	0,1906	0,1920	0,1912
FILAR STOŻK.L	0,0012	0,0037	0,0030
FILAR STOŻK.P	0,0023	0,0061	0,0042
WSZCZEP L	0,0004	0,0031	0,0013
WSZCZEP P	0,0010	0,0045	0,0024
KOŚĆ G.	0,0000	0,0023	0,0005
KOŚĆ K.	0,0000	0,0026	0,0006
ZATRZASK L	0,0217	0,0392	0,0283
ZATRZASK P	0,0091	0,0205	0,0134

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	17,0230	0,0038
BŁONA ŚLUZ.	0,9060	0,0033
OBUDOWA MATRYCY	189,7700	0,9861
MATRYCA	12,4660	0,4779
BELKA	235,3500	0,1748
ŚRUBA L	35,3210	0,7394
ŚRUBA P	106,9600	2,7475
FILAR STOŻK.L	31,7760	0,2475
FILAR STOŻK.P	40,0630	0,9905
WSZCZEP L	3,1908	0,0735
WSZCZEP P	9,9372	0,2240
KOŚĆ G.	12,1290	0,0211
KOŚĆ K.	5,4466	0,0307
ZATRZASK L	24,7350	0,3788
ZATRZASK P	27,7080	0,5554

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000014	0,03430000	0,00011624
BŁONA ŚLUZ.	0,00000404	0,08098200	0,00207250
OBUDOWA MATRYCY	0,00000427	0,00229820	0,00017627
MATRYCA	0,00000207	0,00287880	0,00040111
BELKA	0,00000069	0,00143640	0,00004341
ŚRUBA L	0,00000117	0,00012035	0,00002772
ŚRUBA P	0,00000629	0,00053024	0,00009465
FILAR STOŻK.L	0,00000023	0,00018449	0,00001384
FILAR STOŻK.P	0,00000016	0,00060148	0,00005502
WSZCZEP L	0,00000114	0,00002214	0,00000792
WSZCZEP P	0,00000453	0,00011034	0,00002040
KOŚĆ G.	0,00000013	0,00939760	0,00006124
KOŚĆ K.	0,00000010	0,00034849	0,00001905
ZATRZASK L	0,00000185	0,00021020	0,00004008
ZATRZASK P	0,00000175	0,00015528	0,00003861

13.2.7 Wyniki dla obciążenia FTSD 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0002	216,8300	0,3634
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,2511	0,0105
OBUDOWA MATRYCY	1,0232	1024,9000	64,9140
MATRYCA	0,0045	20,5630	1,5229
BELKA	0,0752	187,3300	7,5317
ŚRUBA L	0,3448	38,9800	8,3466
ŚRUBA P	0,1429	35,9160	7,0848
FILAR STOŻK.L	0,1441	52,1390	5,2187
FILAR STOŻK.P	0,1031	74,4600	9,5475
WSZCZEP L	0,2570	8,9429	2,3124
WSZCZEP P	0,0809	22,1300	4,0278
KOŚĆ G.	0,0000	12,0540	0,0680
KOŚĆ K.	0,0000	21,7180	0,7162
ZATRZASK L	0,3629	72,4820	12,4450
ZATRZASK P	0,2616	34,9380	7,3011

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0003	0,1731	0,0605
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0502	0,0122
OBUDOWA MATRYCY	0,0000	0,0065	0,0005
MATRYCA	0,0000	0,0047	0,0007
BELKA	0,0026	0,0275	0,0115
ŚRUBA L	0,0553	0,0586	0,0568
ŚRUBA P	0,0078	0,0158	0,0115
FILAR STOŻK.L	0,0024	0,0088	0,0065
FILAR STOŻK.P	0,0041	0,0115	0,0086
WSZCZEP L	0,0002	0,0068	0,0029
WSZCZEP P	0,0010	0,0090	0,0042
KOŚĆ G.	0,0000	0,0049	0,0005
KOŚĆ K.	0,0000	0,0055	0,0004
ZATRZASK L	0,0332	0,0556	0,0411
ZATRZASK P	0,0181	0,0300	0,0230

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	20,1860	0,0051
BŁONA ŚLUZ.	0,5661	0,0027
OBUDOWA MATRYCY	229,7000	1,5622
MATRYCA	25,5720	0,5124
BELKA	169,9600	0,2239
ŚRUBA L	55,7170	1,6977
ŚRUBA P	51,3000	1,6972
FILAR STOŻK.L	23,7950	0,3807
FILAR STOŻK.P	71,1360	1,1592
WSZCZEP L	7,5982	0,1536
WSZCZEP P	22,1480	0,4022
KOŚĆ G.	17,7910	0,0287
KOŚĆ K.	12,5180	0,0378
ZATRZASK L	29,1430	0,8015
ZATRZASK P	36,4060	0,8344

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000005	0,03537000	0,00010489
BŁONA ŚLUZ.	0,00000499	0,06559000	0,00199420
OBUDOWA MATRYCY	0,00000818	0,00271770	0,00022399
MATRYCA	0,00000227	0,00570460	0,00048221
BELKA	0,00000122	0,00108230	0,00005970
ŚRUBA L	0,00000228	0,00024976	0,00006186
ŚRUBA P	0,00000346	0,00027353	0,00005500
FILAR STOŻK.L	0,00000054	0,00026702	0,00003346
FILAR STOŻK.P	0,00000064	0,00048942	0,00006099
WSZCZEP L	0,00000269	0,00005068	0,00001844
WSZCZEP P	0,00000163	0,00014635	0,00003219
KOŚĆ G.	0,00000016	0,01363500	0,00008397
KOŚĆ K.	0,00000011	0,00073786	0,00003299
ZATRZASK L	0,00000296	0,00047152	0,00009100
ZATRZASK P	0,00000407	0,00018898	0,00005156

13.3.1 Wyniki dla obciążenia FSP 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0013	14,7320	1,0756
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0288	0,0129
OBUDOWA MATRYCY	2,0736	272,9800	133,3400
MATRYCA	3,8304	434,4800	223,0100
BELKA	0,0897	62,4760	18,0300
ŚRUBA L	0,0055	0,4340	0,2827
ŚRUBA P	0,0067	0,6202	0,3683
FILAR STOŻK.L	0,0140	2,1608	1,5398
FILAR STOŻK.P	0,1210	7,7286	5,9538
WSZCZEP L	0,0150	0,7442	0,5991
WSZCZEP P	0,1113	9,2738	6,6041
KOŚC G.	0,0000	1,5241	0,2162
KOŚC K.	0,0000	4,4986	1,4076

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0027	0,4725	0,1789
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,1299	0,0144
OBUDOWA MATRYCY	0,0020	0,6938	0,0600
MATRYCA	0,0000	0,2312	0,0231
BELKA	0,0000	0,0171	0,0017
ŚRUBA L	0,0374	0,0376	0,0375
ŚRUBA P	0,0373	0,0385	0,0379
FILAR STOŻK.L	0,0000	0,0023	0,0011
FILAR STOŻK.P	0,0003	0,0064	0,0023
WSZCZEP L	0,0003	0,0011	0,0007
WSZCZEP P	0,0007	0,0192	0,0083
KOŚC G.	0,0000	0,1110	0,0009
KOŚC K.	0,0000	0,0492	0,0008

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	19,4250	0,1157
BŁONA ŚLUZ.	0,0221	0,0017
OBUDOWA MATRYCY	106,7300	37,8870
MATRYCA	428,8900	60,1130
BELKA	33,3570	0,4805
ŚRUBA L	0,2028	0,0240
ŚRUBA P	0,3474	0,0284
FILAR STOŻK.L	0,3713	0,0687
FILAR STOŻK.P	2,2781	0,3979
WSZCZEP L	0,3148	0,0539
WSZCZEP P	4,6617	0,3981
KOŚC G.	1,4461	0,0349
KOŚC K.	0,8654	0,0919

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000091	0,29534000	0,00026433
BŁONA ŚLUZ.	0,00000296	0,16201000	0,00245540
OBUDOWA MATRYCY	0,00118260	0,52405000	0,03298700
MATRYCA	0,00062760	0,21763000	0,02083500
BELKA	0,00000128	0,02374100	0,00014750
ŚRUBA L	0,00000004	0,00002783	0,00000220
ŚRUBA P	0,00000003	0,00005145	0,00000288
FILAR STOŻK.L	0,00000020	0,00009592	0,00001206
FILAR STOŻK.P	0,00000071	0,00026909	0,00004572
WSZCZEP L	0,00000028	0,00003976	0,00000492
WSZCZEP P	0,00000272	0,00121300	0,00005427
KOŚC G.	0,00000010	0,05729000	0,00023918
KOŚC K.	0,00000002	0,00335470	0,00005551

13.3.2 Wyniki dla obciążenia FSS 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0010	14,7850	1,1416
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0361	0,0159
OBUDOWA MATRYCY	2,2133	273,0300	133,4200
MATRYCA	5,8188	434,7400	223,6100
BELKA	0,1004	62,5710	18,3650
ŚRUBA L	0,0073	0,4693	0,3135
ŚRUBA P	0,0093	0,6685	0,4131
FILAR STOŻK.L	0,0356	2,1936	1,6734
FILAR STOŻK.P	0,1131	8,6793	6,6067
WSZCZEP L	0,0172	1,0514	0,8408
WSZCZEP P	0,1115	9,5889	6,9014
KOŚĆ G.	0,0000	1,5271	0,2187
KOŚĆ K.	0,0000	4,5480	1,4745

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0009	0,5728	0,2323
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,1792	0,0196
OBUDOWA MATRYCY	0,0041	0,6923	0,0626
MATRYCA	0,0000	0,2313	0,0240
BELKA	0,0000	0,0171	0,0019
ŚRUBA L	0,0252	0,0253	0,0253
ŚRUBA P	0,0250	0,0260	0,0255
FILAR STOŻK.L	0,0000	0,0030	0,0015
FILAR STOŻK.P	0,0003	0,0057	0,0023
WSZCZEP L	0,0007	0,0017	0,0012
WSZCZEP P	0,0010	0,0189	0,0078
KOŚĆ G.	0,0000	0,1116	0,0009
KOŚĆ K.	0,0000	0,0499	0,0009

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	19,4240	0,1157
BŁONA ŚLUZ.	0,0275	0,0020
OBUDOWA MATRYCY	106,7700	37,6860
MATRYCA	428,8500	60,0830
BELKA	33,3940	0,4809
ŚRUBA L	0,2129	0,0270
ŚRUBA P	0,3362	0,0319
FILAR STOŻK.L	0,4740	0,0791
FILAR STOŻK.P	2,4736	0,4185
WSZCZEP L	0,4187	0,0696
WSZCZEP P	4,7059	0,4124
KOŚĆ G.	1,4505	0,0354
KOŚĆ K.	0,8739	0,0940

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000049	0,29490000	0,00028111
BŁONA ŚLUZ.	0,00000261	0,20696000	0,00308100
OBUDOWA MATRYCY	0,00080439	0,52379000	0,03300800
MATRYCA	0,00084739	0,21775000	0,02092100
BELKA	0,00000143	0,02376800	0,00015028
ŚRUBA L	0,00000006	0,00002127	0,00000248
ŚRUBA P	0,00000003	0,00004211	0,00000328
FILAR STOŻK.L	0,00000029	0,00007853	0,00001320
FILAR STOŻK.P	0,00000085	0,00030411	0,00005067
WSZCZEP L	0,00000033	0,00000064	0,00000696
WSZCZEP P	0,00000265	0,00121480	0,00005666
KOŚĆ G.	0,00000016	0,05747700	0,00024248
KOŚĆ K.	0,00000010	0,00339050	0,00005881

13.3.3 Wyniki dla obciążenia FKP 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0008	14,7140	1,1216
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0236	0,0122
OBUDOWA MATRYCY	2,6023	273,0200	133,4100
MATRYCA	3,7371	434,0500	222,1500
BELKA	0,0454	62,6030	17,7700
ŚRUBA L	0,0030	0,3127	0,1885
ŚRUBA P	0,0052	0,6200	0,3640
FILAR STOŹK.L	0,0128	2,8551	1,9158
FILAR STOŹK.P	0,1311	6,9869	5,5323
WSZCZEP L	0,0174	0,5515	0,3823
WSZCZEP P	0,1927	9,1321	6,5084
KOŚĆ G.	0,0000	1,5261	0,2196
KOŚĆ K.	0,0000	4,5292	1,4082

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0012	0,3740	0,1209
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0927	0,0129
OBUDOWA MATRYCY	0,0011	0,6951	0,0589
MATRYCA	0,0000	0,2227	0,0217
BELKA	0,0000	0,0172	0,0017
ŚRUBA L	0,0372	0,0378	0,0375
ŚRUBA P	0,0371	0,0384	0,0378
FILAR STOŹK.L	0,0001	0,0020	0,0010
FILAR STOŹK.P	0,0003	0,0066	0,0024
WSZCZEP L	0,0002	0,0022	0,0012
WSZCZEP P	0,0003	0,0188	0,0084
KOŚĆ G.	0,0000	0,1108	0,0010
KOŚĆ K.	0,0000	0,0495	0,0010

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	19,4300	0,1163
BŁONA ŚLUZ.	0,0196	0,0018
OBUDOWA MATRYCY	104,3500	37,5280
MATRYCA	428,9600	59,9630
BELKA	33,2970	0,4787
ŚRUBA L	0,1518	0,0154
ŚRUBA P	0,3579	0,0290
FILAR STOŹK.L	0,3666	0,0583
FILAR STOŹK.P	2,1222	0,3890
WSZCZEP L	0,2543	0,0349
WSZCZEP P	4,6818	0,3998
KOŚĆ G.	1,4468	0,0361
KOŚĆ K.	0,8639	0,0906

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000066	0,29624000	0,00027817
BŁONA ŚLUZ.	0,00000209	0,13572000	0,00232270
OBUDOWA MATRYCY	0,00128970	0,52339000	0,03302900
MATRYCA	0,00025317	0,21784000	0,02070700
BELKA	0,00000095	0,02371800	0,00014489
ŚRUBA L	0,00000003	0,00002462	0,00000144
ŚRUBA P	0,00000004	0,00005668	0,00000282
FILAR STOŹK.L	0,00000009	0,00014074	0,00001468
FILAR STOŹK.P	0,00000076	0,00022175	0,00004279
WSZCZEP L	0,00000018	0,00004639	0,00000306
WSZCZEP P	0,00000252	0,00122370	0,00005357
KOŚĆ G.	0,00000012	0,05715700	0,00024291
KOŚĆ K.	0,00000006	0,00336930	0,00005487

13.3.4 Wyniki dla obciążenia FKS 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0004	14,7380	1,2736
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0313	0,0161
OBUDOWA MATRYCY	2,6566	273,0600	133,5400
MATRYCA	4,7998	433,9300	222,5400
BELKA	0,6126	62,3850	17,8670
ŚRUBA L	0,0041	0,2809	0,1800
ŚRUBA P	0,0076	0,7114	0,4467
FILAR STOŻK.L	0,0150	2,4044	1,6324
FILAR STOŻK.P	0,1156	8,0083	6,2955
WSZCZEP L	0,0154	0,5284	0,4032
WSZCZEP P	0,1625	9,5809	6,9636
KOŚĆ G.	0,0000	1,5313	0,2256
KOŚĆ K.	0,0000	4,5923	1,4758

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0037	0,4684	0,1709
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,1172	0,0186
OBUDOWA MATRYCY	0,0043	0,6870	0,0620
MATRYCA	0,0000	0,2255	0,0225
BELKA	0,0000	0,0171	0,0017
ŚRUBA L	0,0258	0,0263	0,0261
ŚRUBA P	0,0257	0,0268	0,0262
FILAR STOŻK.L	0,0001	0,0021	0,0010
FILAR STOŻK.P	0,0003	0,0056	0,0019
WSZCZEP L	0,0001	0,0020	0,0010
WSZCZEP P	0,0004	0,0179	0,0075
KOŚĆ G.	0,0000	0,1115	0,0011
KOŚĆ K.	0,0000	0,0507	0,0012

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	19,4250	0,1166
BŁONA ŚLUZ.	0,0253	0,0022
OBUDOWA MATRYCY	104,2400	37,3450
MATRYCA	428,8300	59,9920
BELKA	33,2110	0,4782
ŚRUBA L	0,1318	0,0147
ŚRUBA P	0,3591	0,0355
FILAR STOŻK.L	0,3179	0,0564
FILAR STOŻK.P	2,3170	0,4143
WSZCZEP L	0,2516	0,0401
WSZCZEP P	4,7592	0,4200
KOŚĆ G.	1,4528	0,0372
KOŚĆ K.	0,8752	0,0949

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000025	0,29645000	0,00032090
BŁONA ŚLUZ.	0,00004397	0,18300000	0,00307240
OBUDOWA MATRYCY	0,00106330	0,52279000	0,03307000
MATRYCA	0,00065249	0,21856000	0,02076400
BELKA	0,00000087	0,02365600	0,00014573
ŚRUBA L	0,00000003	0,00001726	0,00000140
ŚRUBA P	0,00000004	0,00004619	0,00000354
FILAR STOŻK.L	0,00000012	0,00011927	0,00001259
FILAR STOŻK.P	0,00000099	0,00025206	0,00004869
WSZCZEP L	0,00000018	0,00003540	0,00000327
WSZCZEP P	0,00000256	0,00123310	0,00005727
KOŚĆ G.	0,00000043	0,05733300	0,00025043
KOŚĆ K.	0,00000003	0,00342410	0,00005768

13.3.5 Wyniki dla obciążenia FTP 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0015	14,7110	1,1181
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0161	0,0107
OBUDOWA MATRYCY	2,1933	273,0600	133,1800
MATRYCA	3,5074	433,8000	221,8400
BELKA	0,0391	63,1060	17,8330
ŚRUBA L	0,0015	0,3152	0,1880
ŚRUBA P	0,0012	0,3701	0,1690
FILAR STOŻK.L	0,0158	3,5213	2,3514
FILAR STOŻK.P	0,0520	4,9211	3,9251
WSZCZEP L	0,0144	0,7169	0,4683
WSZCZEP P	0,2163	8,2521	5,5684
KOŚC G.	0,0000	1,5153	0,2148
KOŚC K.	0,0000	4,4771	1,4570

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0014	0,2286	0,0596
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0829	0,0109
OBUDOWA MATRYCY	0,0031	0,7049	0,0600
MATRYCA	0,0000	0,2286	0,0203
BELKA	0,0000	0,0173	0,0018
ŚRUBA L	0,0371	0,0378	0,0374
ŚRUBA P	0,0371	0,0389	0,0380
FILAR STOŻK.L	0,0001	0,0022	0,0011
FILAR STOŻK.P	0,0007	0,0085	0,0037
WSZCZEP L	0,0003	0,0026	0,0013
WSZCZEP P	0,0007	0,0214	0,0104
KOŚC G.	0,0000	0,1097	0,0010
KOŚC K.	0,0000	0,0478	0,0009

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	19,4580	0,1168
BŁONA ŚLUZ.	0,0150	0,0022
OBUDOWA MATRYCY	103,6000	37,2770
MATRYCA	429,6100	59,7920
BELKA	33,4200	0,4738
ŚRUBA L	0,1539	0,0162
ŚRUBA P	0,2463	0,0132
FILAR STOŻK.L	0,4622	0,0707
FILAR STOŻK.P	1,6628	0,3199
WSZCZEP L	0,2960	0,0347
WSZCZEP P	4,5532	0,3638
KOŚC G.	1,4330	0,0354
KOŚC K.	0,8604	0,0956

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000094	0,29604000	0,00027834
BŁONA ŚLUZ.	0,00001439	0,06230700	0,00205000
OBUDOWA MATRYCY	0,00124520	0,52364000	0,03293000
MATRYCA	0,00067009	0,21607000	0,02066000
BELKA	0,00000051	0,02380500	0,00014511
ŚRUBA L	0,00000002	0,00002506	0,00000143
ŚRUBA P	0,00000001	0,00004588	0,00000125
FILAR STOŻK.L	0,00000008	0,00017083	0,00001797
FILAR STOŻK.P	0,00000020	0,00016964	0,00003036
WSZCZEP L	0,00000017	0,00006081	0,00000374
WSZCZEP P	0,00000253	0,00120300	0,00004595
KOŚC G.	0,00000008	0,05680100	0,00023907
KOŚC K.	0,00000009	0,00328110	0,00005817

13.3.6 Wyniki dla obciążenia FTSB 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0015	14,7120	1,2201
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0225	0,0138
OBUDOWA MATRYCY	1,9950	273,0400	133,2200
MATRYCA	3,6591	433,4200	221,5200
BELKA	0,0529	62,7340	17,6580
ŚRUBA L	0,0020	0,2421	0,1511
ŚRUBA P	0,0024	0,3604	0,2041
FILAR STOŹK.L	0,0163	3,2865	2,1817
FILAR STOŹK.P	0,0585	5,5535	4,4407
WSZCZEP L	0,0182	0,6216	0,4121
WSZCZEP P	0,2223	8,5393	5,8948
KOŚC G.	0,0000	1,5186	0,2227
KOŚC K.	0,0000	4,5113	1,4809

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0024	0,2428	0,0835
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0996	0,0141
OBUDOWA MATRYCY	0,0024	0,6977	0,0596
MATRYCA	0,0000	0,2281	0,0213
BELKA	0,0000	0,0173	0,0017
ŚRUBA L	0,0259	0,0266	0,0266
ŚRUBA P	0,0257	0,0274	0,0266
FILAR STOŹK.L	0,0001	0,0022	0,0011
FILAR STOŹK.P	0,0004	0,0078	0,0032
WSZCZEP L	0,0003	0,0025	0,0013
WSZCZEP P	0,0004	0,0199	0,0095
KOŚC G.	0,0000	0,1101	0,0011
KOŚC K.	0,0000	0,0488	0,0011

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	19,4520	0,1171
BŁONA ŚLUZ.	0,0190	0,0025
OBUDOWA MATRYCY	104,3600	37,4060
MATRYCA	429,4500	59,7590
BELKA	33,2840	0,4700
ŚRUBA L	0,1164	0,0129
ŚRUBA P	0,2104	0,0151
FILAR STOŹK.L	0,4049	0,0622
FILAR STOŹK.P	1,7960	0,3408
WSZCZEP L	0,2651	0,0326
WSZCZEP P	4,6075	0,3799
KOŚC G.	1,4363	0,0360
KOŚC K.	0,8531	0,0957

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000045	0,29640000	0,00030707
BŁONA ŚLUZ.	0,00000245	0,09137600	0,00265360
OBUDOWA MATRYCY	0,00129920	0,52341000	0,03294300
MATRYCA	0,00083490	0,21667000	0,02062500
BELKA	0,00000060	0,02371900	0,00014375
ŚRUBA L	0,00000003	0,00001715	0,00000116
ŚRUBA P	0,00000001	0,00003439	0,00000158
FILAR STOŹK.L	0,00000008	0,00016060	0,00001669
FILAR STOŹK.P	0,00000050	0,00018071	0,00003443
WSZCZEP L	0,00000017	0,00005366	0,00000329
WSZCZEP P	0,00000219	0,00121350	0,00004861
KOŚC G.	0,00000091	0,05686400	0,00024992
KOŚC K.	0,00000019	0,00332780	0,00005806

13.3.7 Wyniki dla obciążenia FTSD 50 N

NAPRĘŻENIA [MPa]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0002	14,7240	1,1903
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0228	0,0135
OBUDOWA MATRYCY	2,2422	273,0900	133,3000
MATRYCA	3,0076	433,7700	222,0000
BELKA	0,0536	62,8600	17,7900
ŚRUBA L	0,0030	0,3007	0,1968
ŚRUBA P	0,0038	0,5238	0,2224
FILAR STOŻK.L	0,0146	2,9634	1,9955
FILAR STOŻK.P	0,1000	5,5599	4,4308
WSZCZEP L	0,0103	0,5911	0,4103
WSZCZEP P	0,1819	8,5669	5,9280
KOŚĆ G.	0,0000	1,5188	0,2147
KOŚĆ K.	0,0000	4,4994	1,4261

PRZEMIESZCZENIA [mm]

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,0005	0,2609	0,0995
BŁONA ŚLUZ.	0,0000	0,0902	0,0150
OBUDOWA MATRYCY	0,0051	0,6978	0,0610
MATRYCA	0,0000	0,2321	0,0207
BELKA	0,0000	0,0173	0,0018
ŚRUBA L	0,0250	0,0256	0,0253
ŚRUBA P	0,0243	0,0259	0,0251
FILAR STOŻK.L	0,0001	0,0020	0,0009
FILAR STOŻK.P	0,0004	0,0076	0,0031
WSZCZEP L	0,0002	0,0020	0,0011
WSZCZEP P	0,0003	0,0197	0,0093
KOŚĆ G.	0,0000	0,1104	0,0006
KOŚĆ K.	0,0000	0,0489	0,0009

CIŚNIENIA KONTAKTOWE [MPa]

	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	19,4530	0,1167
BŁONA ŚLUZ.	0,0186	0,0021
OBUDOWA MATRYCY	404,2200	37,2900
MATRYCA	429,4700	59,8750
BELKA	33,3620	0,4763
ŚRUBA L	0,1407	0,0175
ŚRUBA P	0,3007	0,0206
FILAR STOŻK.L	0,3708	0,0620
FILAR STOŻK.P	1,7893	0,3382
WSZCZEP L	0,2578	0,0351
WSZCZEP P	4,5895	0,3732
KOŚĆ G.	1,4379	0,0351
KOŚĆ K.	0,8497	0,0921

ODKSZTAŁCENIA

	MIN	MAX	ŚREDNIA
PROTEZA	0,00000007	0,29702000	0,00029931
BŁONA ŚLUZ.	0,00000417	0,09435100	0,00257750
OBUDOWA MATRYCY	0,00107220	0,52276000	0,03298700
MATRYCA	0,00042242	0,21690000	0,02068600
BELKA	0,00000071	0,02374600	0,00014475
ŚRUBA L	0,00000004	0,00001828	0,00000153
ŚRUBA P	0,00000002	0,00005966	0,00000164
FILAR STOŻK.L	0,00000008	0,00014617	0,00001532
FILAR STOŻK.P	0,00000047	0,00018363	0,00003429
WSZCZEP L	0,00000010	0,00004664	0,00000329
WSZCZEP P	0,00000313	0,00121160	0,00004888
KOŚĆ G.	0,00000013	0,05697700	0,00023845
KOŚĆ K.	0,00000005	0,00332820	0,00005592