

Tomasz Niedźwiedzki

**Porównanie wybranych metod
i technik wyciskowych stosowanych
w implantoprotetyce**

Rozprawa
na stopień doktora nauk medycznych

Promotor:
Prof. dr hab. Wiesław Hędzielek

Klinika Protetyki Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego
im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu

Poznań 2014

Spis treści

Wykaz skrótów	5
1 Wstęp i przegląd piśmiennictwa	7
1.1 Znaczenie technik wyciskowych stosowanych w implantoprotetyce	7
1.2 Czynniki wpływające na dokładność wycisków w implantoprotetyce	10
1.2.1 Metody wyciskowe stosowane w implantoprotetyce	10
1.2.2 Techniki wyciskowe	12
1.2.3 Dobór masy wyciskowej	15
1.2.4 Wyciski klasyczne oraz wyciski cyfrowe	18
1.2.5 Rodzaj łyżki wyciskowej	20
1.2.6 Liczba i rozmieszczenie implantów	20
2 Cel badań	22
3 Materiał i metody	23
3.1 Materiał badań	23
3.1.1 Elementy implantologiczne	23
3.1.2 Masy wyciskowe	28
3.1.3 Wycisk cyfrowy	29
3.1.4 Materiały pomocnicze i dodatkowe	30
3.2 Metody badań	32
3.2.1 Badania pilotażowe	33
3.2.2 Projektowanie komputerowe CAD	36
3.2.3 Wykonanie urządzenia badawczego	42
3.2.4 Wykonanie modeli badawczych 0	46

3.2.5	Pobranie wycisków metodami klasycznymi.....	47
3.2.6	Wygenerowanie wirtualnych modeli.....	49
3.2.7	Pobranie wycisku cyfrowego i wygenerowanie wirtualnego modelu	51
3.3	Metodyka pomiarów	53
3.3.1	Cechy krytyczne warunkujące geometryczną dokładność wycisków	53
3.3.2	Ustalenie układu współrzędnych dla wirtualnego modelu „0”	54
3.3.3	Wyznaczenie cech krytycznych modelu „0”	55
3.3.4	Ustalenie modelu „0” jako elementu referencyjnego	55
3.3.5	Porównanie modeli powielonych z modelem „0”	56
4	Wyniki badań i ich omówienie.....	57
4.1	Wyniki dla poszczególnych modeli „0”	57
4.1.1	Sytuacja kliniczna z 3 implantami.....	57
4.1.2	Sytuacja kliniczna z 4 implantami.....	61
4.2	Wyniki uzyskane metodą wycisku cyfrowego.....	65
4.3	Porównanie modeli uzyskanych podczas doświadczenia z analogicznym modelem „0”	70
4.3.1	Sytuacja kliniczna z 3 implantami.....	74
4.3.2	Sytuacja kliniczna z 4 implantami.....	84
4.4	Analiza statystyczna otrzymanych wyników	93
4.4.1	Porównanie metod wyciskowych	94
4.4.2	Porównanie technik wyciskowych	99
4.4.3	Porównanie mas wyciskowych	101
4.4.4	Porównanie rozmieszczenia kąтового implantów	106
4.5	Weryfikacja zastosowanych metod i przyrządów pomiarowych	112
5	Dyskusja	115

6	Wnioski.....	122
7	Streszczenie	123
8	Summary	125
9	Spis tabel	128
10	Spis rycin i wykresów.....	129
11	Bibliografia	135

Wykaz skrótów

3D – przestrzeń trójwymiarowa, zwana również kartezjańską

AWS – pozyskiwanie danych na temat trójwymiarowego obrazu z właściwego, jednosoczewkowego systemu obrazowania poprzez pomiar głębokości na podstawie stopnia nieostrości w podstawowym systemie optycznym (ang. *Active Wavefront Sampling*)

CAD – komputerowe wspomaganie projektowania, które polega na wykorzystaniu programów komputerowych do tworzenia dwu- lub trójwymiarowych (2D lub 3D), graficznych reprezentacji obiektów fizycznych (ang. *Computer Aided Design*)

CAD/CAM – technologia komputerowo wspomaganego projektowania i komputerowo wspieranego wykonania (ang. *Computer Aided Design/Computer Assisted Manufacturing*)

CBCT – tomografia komputerowa wiązki stożkowej (ang. *Cone Beam Computer Tomography*)

CMM – współrzędnościowa maszyna pomiarowa, umożliwiająca pomiary przestrzenne skomplikowanych elementów w trzech osiach współrzędnych XYZ; posiada sondę do lokalizacji położenia powierzchni elementu (ang. *Coordinate Measuring Machine*)

DDT – technologia cyfrowej stomatologii (ang. *Digital Dental Technology*)

HEX – połączenie hexagonalne, wykorzystywane w implantoprotetyce pomiędzy implantem a częściami protetycznymi czy transferowymi

LAVA C.O.S. – skaner wewnątrzustny firmy 3M Espe (ang. *Chairside Oral Scanner*)

MMA – żywica akrylowa złożona z monomeru metyl- metakrylanowego (ang. *Methyl Methacrylate Monomer*)

PE – polieter; masa polieterowa używana do wycisków w stomatologii

PVS – masa silikonowa addycyjna (ang. *Poly-Vinyl Siloxane*)

STL – format pliku stworzony przez firmę 3D Systems na potrzeby drukowania przestrzennego (ang. *STereoLithography*)

VSXE – nowy materiał wyciskowy stosowany w stomatologii, łączący cech mas silikonowych i polieterowych (ang. *VinylSiloXanEther*)

Wi-Fi – zestaw standardów stworzonych do budowy bezprzewodowych sieci komputerowych, umożliwiający łączenie z internetem

1 Wstęp i przegląd piśmiennictwa

Implantoprotetyka jest jedną z dyscyplin stomatologii, obecnie najbardziej się rozwijającą zarówno w zakresie postępowania chirurgicznego, jak i protetycznego. W tym pierwszym zmierza się do uzyskania jak największego procentu osteointegracji i jak najszybszej możliwości obciążenia implantu z uzyskaniem optymalnej estetyki. Część protetyczna, ciągle udoskonalana, ma prowadzić do wykonania trwałych uzupełnień. Istniejące sytuacje kliniczne, związane ze stanem jamy ustnej pacjenta, wymagają zastosowania różnych rozwiązań protetycznych, więc zachodzi konieczność indywidualnego podejścia do każdego pacjenta. Liczba i rozmieszczenie braków zębowych oraz implantów decydują o wybraniu najwłaściwszego rozwiązania. Mogą to być uzupełnienia protetyczne stałe (przykręcane bądź cementowane) lub też ruchome, dlatego postępowanie lekarza dentysty musi być różnorakie. Niezbędna okazuje się wiedza z zakresu stosowanych systemów implantologicznych, rodzaju implantów, rodzaju odbudów protetycznych na implantach, metod i technik przeniesienia położenia implantów do laboratorium dentystycznego oraz rodzaju mocowania czy osadzania prac protetycznych na implantach. Dodatkowe trudności wynikają z oczekiwań pacjenta, który w związku z faktem, że tego rodzaju leczenie jest drogie, wymaga doskonałości jego przeprowadzenia i uzyskania optymalnego efektu końcowego.

1.1 Znaczenie technik wyciskowych stosowanych w implantoprotetyce

Obecnie firmy wprowadzają systemy implantologiczne, które są nowe pod względem zarówno budowy implantów, jak i części związanych z wykonaniem precyzyjnej odbudowy protetycznej. W celu wykonania jak najdokładniejszego wycisku używane są różne nowe elementy transferowe. Dodatkowo producenci proponują nam coraz lepsze materiały wyciskowe, pomocne w różnych sytuacjach klinicznych. Również producenci

proponują nam nowoczesne technologie w celu uzyskania jak najdokładniejszego modelu roboczego.

W leczeniu implantoprotetycznym, tak jak w klasycznej protetyce, pobranie wycisku jest niezbędne, wręcz podstawowe, a jego jakość wpływa na optymalne wykonanie pracy protetycznej, co tym samym pozwala uniknąć trudności podczas realizacji poszczególnych procedur, a także powikłań już po oddaniu pracy protetycznej.

Jakość wycisku bezpośrednio przekłada się na dokładność odzwierciedlenia struktur jamy ustnej na modelu roboczym i wpływa na idealne, pasywne dopasowanie (z ang. *passive fit*) odbudowy protetycznej umieszczonej na implantach (1) (2) (3) (4). W przypadku implantoprotetyki, w przeciwieństwie do wycisków pobieranych na zębach własnych pacjenta, głównym zadaniem wycisku jest jak najdokładniejsze przeniesienie oraz indeksacja trójwymiarowego położenia implantów z jamy ustnej na model roboczy (1) (2) (3) (5) (6), a nie odwzorowanie szczegółów wypreparowanego zęba.

Pasywne dopasowanie pracy protetycznej na implantach jest szczególnie ważne, gdyż biomechanika rekonstrukcji protetycznych na implantach w porównaniu do zębów naturalnych jest inna. Pionowe siły żucia przekazywane bezpośrednio na kość w przypadku implantów i zębów są podobne, natomiast wszelkie ruchy i siły w okluzji dynamicznej są całkowicie odmienne. Związane jest to z procesem osteointegracji implantu, czyli sztywnego, ankylotycznego połączenia implantu z kością, bez obecności aparatu zawieszeniowego jak w przypadku zęba, czyli przyzębia i ozębnej. Przyzębie w stanie homeostazy posiada liczne więzadła, kolagen, komórki, tkankę łączną i jego wielkość wynosi około 0,2 mm u osób dorosłych (7) (8), a dzięki obecności naczyń krwionośnych, włókien nerwowych oraz autonomicznych włókien czuciowych potrafi przenosić wrażenia ucisku, co z kolei pozwala zapobiegać nadmiernemu obciążeniu zęba i chroni go przed ewentualnymi uszkodzeniami (7) (8). Fizjologiczna ruchomość zęba ze zdrowym przyzęciem może wystąpić w różnych kierunkach i w zależności od wektora przyłożonej siły ruchomość ta jest różna (9), np. w przypadku przyłożenia siły 1N w kierunku poziomym na 2 s przemieszczenie zęba wynosi 150 μm , natomiast przyłożenie tej samej siły w kierunku pionowym na 2 s wynosi średnio około 20 μm (7) (10).

W przypadku implantów z powodu braku tkanek miękkich absorbujących napięcia w postaci przyzębia, naprężenia w kości są znacznie większe, ruchomość zawęża się do 2

μm , co może prowadzić do zaników kostnych wokół implantu **(1)** **(11)** **(12)** wielkości 150 μm , co było związane wyłącznie z ruchem i deformacją kości **(13)**. Sztywne połączenie implant-kość w przypadku nieoczekiwanych naprężeń czy odkształceń spowodowanych obciążeniem dynamicznym może być przyczyną komplikacji w leczeniu **(2)**.

Do najczęściej opisywanych mechanicznych powikłań zalicza się problemy w okluzji i artykulacji, uszkodzenia powierzchni żujących prac stałych, poluzowanie i uszkodzenia śruby łączącej filar protetyczny **(14)** lub przykręcaną odbudowę, czy nawet złamanie implantu **(15)** **(16)** **(17)**. Nie bez znaczenia pozostają także biologiczne skutki złego dopasowania prac protetycznych na implantach w postaci periimplantitis, zaniku tkanki kostnej wyrostka zębodołowego oraz terminalnie utraty wszczepu, wraz z całą odbudową protetyczną **(11)** **(18)**.

Idealna indeksacja położenia implantów i rzeczywiste odwzorowanie pola protetycznego jest niezbędne do uzyskania pełnego sukcesu klinicznego i długoterminowego utrzymania pracy protetycznej **(19)** **(20)**. Otrzymanie idealnego dopasowania pasywnego protezy na implantach nie jest możliwe w warunkach klinicznych **(3)** **(4)**. Wpływ na to ma kilka istotnych czynników, które mogą pojawić się na każdym etapie wykonania odbudowy protetycznej na implantach: procedury wyciskowe **(16)**, metoda wytwarzania modelu roboczego, technika wytworzenia suprastruktury (metalowej czy porcelanowej), błędy w odlewnictwie czy napalaniu porcelany (skurcz), procedura osadzenia pracy protetycznej czy w końcu jakość dopasowania elementów implantologicznych względem siebie **(13)** **(20)** **(21)**.

Dokładność wycisku wpływa bezpośrednio na optymalne wykonawstwo pracy protetycznej, a wszelkie błędy lub nieścisłości mogą skutkować brakiem dopasowania odbudowy protetycznej i są przyczyną komplikacji w leczeniu **(22)**.

1.2 Czynniki wpływające na dokładność wycisków w implantoprotetyce

Na jakość wycisku może wpływać kilka czynników takich jak:

- metoda wyciskowa,
- technika wyciskowa,
- masa wyciskowa,
- rodzaj łyżki wyciskowej,
- liczba i rozmieszczenie implantów.

Wymienione czynniki zostaną opisane poniżej, w kolejności ich wskazania.

1.2.1 Metody wyciskowe stosowane w implantoprotetyce

W implantoprotetyce wycisk może być pobrany różnymi metodami wyciskowymi. Pierwszą metodą wyciskową jest metoda wycisku klasycznego, dwu- lub jednoetapowego, stosowana w przypadku implantów jednoczęściowych lub w przypadku implantów dwuczęściowych z przykręconymi i indywidualnie w jamie ustnej dopasowanymi łącznikami ostatecznymi. Polega ona na pobraniu wycisku z poziomego łącznika, w analogiczny sposób, jak pobiera się wyciski na naturalnym wypreparowanym zębie. Jednak Kwon i wsp. (23) opisują, że ta technika jest mniej dokładna niż techniki transferowe.

Kolejną metodą wyciskową jest metoda transferowa, w której w trakcie wycisku do implantu przykręca się transfer wyciskowy. Ma on za zadanie przedłużyć długą oś implantu i przenieść trójprzestrzenne położenie implantu, wraz z dokładnym rozmieszczeniem nacięć Hex wewnętrznego implantu wokół osi implantu, na model roboczy. Technika ta w zależności od zastosowanego rodzaju transferu może być wykonana przy użyciu metody łyżki zamkniętej (*indirect, transfer*) (ryc. 1), metody łyżki otwartej (*direct, pick-up*) (ryc. 2) oraz metoda hybrydowa (*snap-on*) (ryc. 3).

		
<i>Rycina 1 Metoda łyżki zamkniętej</i>	<i>Rycina 2 Metoda łyżki otwartej</i>	<i>Rycina 3 Metoda hybrydowa</i>
<i>(źródło: Fundacja Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu)</i>		<i>(źródło: MIS Implants, Izrael)</i>

W metodzie łyżki zamkniętej wykorzystuje się transfery stożkowe w kształcie, z nacięciem antyrotacyjnym, lub transfery trójfunkcyjne, które przykręca się do implantu. Następnie pobiera się wycisk z zastosowaniem łyżki wyciskowej zamkniętej (standardowej lub indywidualnej) oraz masy wyciskowej. Po związaniu wycisk uwalnia się z jamy ustnej, a zamontowane transfery pozostają wewnątrz jamy ustnej przykręcone do implantów. Następnie odkręca się transfery wyciskowe, dokręca do nich analogi implantu i jednoimiennie wprowadza do związanej masy wyciskowej w pobranym wycisku, po czym odlewa się model roboczy.

W przypadku metody łyżki otwartej wykorzystuje się transfery przeznaczone dla tej metody, które mają kształt cylindryczny lub kwadratowy oraz posiadają różne elementy antyrotacyjne oraz elementy retencyjne (nacięcia, wypustki). W metodzie tej transfery również przykręca się do implantu przed pobraniem wycisku z tą różnicą, że śruby transferów są znacząco dłuższe, gdyż mają podczas wycisku wystawać poza łyżkę wyciskową. Wycisk w tej metodzie pobiera się z zastosowaniem łyżki otwartej indywidualnej lub plastikowej łyżki standardowej z indywidualnie wypreparowanymi otworami na śruby transferowe. W tej metodzie po związaniu masy wyciskowej przed uwolnieniem wycisku odkręca się śruby transferowe i wycisk wyjmuje się z jamy ustnej z osadzonymi w masie wyciskowej transferami. Następnie do transferów uważnie dokręca się analogi i odlewa model roboczy.

Humphries i wsp. (24) oraz De La Cruz i wsp. (25) opisują metodę zamkniętą jako dokładniejszą. Z drugiej strony Vigolo i wsp. (26) oraz znaczna większość badaczy wykazuje, że metoda łyżki otwartej jest dokładniejsza (21) (23) (27) (28) (29) (30) (31), a Wenz i wsp. (16) wręcz stwierdzają, że wycisk pobierany metodą łyżki zamkniętej dwuetapowo nie jest w ogóle zalecany. Ponadto nie zauważają oni istotnych różnic pomiędzy innymi technikami.

Trzecią metodą wyciskową jest metoda hybrydowa („snap-on”), w której jako transferu używa się dwuelementowego przenośnika w postaci łącznika protetycznego przykręcanego do implantu oraz idealnie dopasowanej do łącznika plastikowej czapeczki, którą na czas wycisku zakłada się na łącznik wyciskowy i pobiera wycisk (32). W tej technice plastikowa czapeczka po uwolnieniu wycisku pozostaje w wycisku, a łącznik pozostaje w jamie ustnej. Czapeczka oraz łącznik posiadają antyrotacyjne nacięcia idealnie do siebie dopasowane. Po odkręceniu łącznika przykręca się do niego analog i wprowadza jednoimiennie w czapeczkę umieszczoną w wycisku i odlewa model roboczy. Walker i wsp. (33) opisują tą metodę jako gorszą od metody transferowej i w praktyce klinicznej mogącą powodować więcej błędów dopasowania struktury protetycznej na implantach. Z drugiej strony badania Akca i Cehreliego (34) na przykładzie systemu ITI Implants podają, że nie ma znaczących różnic pomiędzy metodą „snap-on” a metodą transferową, dodając, że metoda hybrydowa jest wygodniejsza w użyciu i eliminuje repozycję po uwolnieniu wycisku.

1.2.2 Techniki wyciskowe

W przypadku pobierania wycisku na wielu implantach metodą łyżki otwartej bądź metodą „snap-on” możliwe jest zastosowanie dwóch różnych technik wyciskowych. W pierwszej pozostawia się transfery przymontowane do implantu bez blokowania ich ze sobą (ryc. 4), natomiast w drugiej technice blokuje się transfery ze sobą przy użyciu różnych materiałów (ryc. 5).



Rycina 4 Technika bez blokowania transferów (35)



Rycina 5 Technika blokowania transferów (35)

Z założenia blokowanie transferów ma poprawić dokładność wycisku, zapobiec przemieszczeniom transferów w masie wyciskowej, rotacjom transferów podczas przykręcania analogów oraz w przypadku implantów położonych bardzo blisko siebie zapobiec przemieszczeniu transferów względem siebie w sytuacji braku miejsca na masę wyciskową pomiędzy transferami.

Najczęściej stosowanym materiałem służącym do blokowania implantów jest samopolimeryzująca żywica akrylowa do modelowania o minimalnym skurczu (21) (26) (28) (29) (36) (37) (38) (39) (40). Del'Acqua i wsp. (41) używali również kompozytowych materiałów światłoutwardzalnych. Hariharan i wsp. (42) próbowali także używać materiałów na bazie polieteru i silikonu służących do rejestracji zwarcia, które po zblokowaniu wraz z transferami powlekano materiałem adhezyjnym.

Dane z literatury wskazują na możliwość nakładania materiału do blokowania bezpośrednio na rusztowanie z nici dentystycznej przewiązanej pomiędzy transferami wyciskowymi (21) (28) (29) (36) (37) (38) (39) (42). Burawi i wsp. (43) blokowali transfery na nici 24 godziny przed badaniem, a następnie rozcinali poprzeczki. Dopiero na 15 min przed badaniem blokowali poprzeczki ze sobą małą ilością materiału.

Innym sposobem blokowania jest wytworzenie wcześniej spolimeryzowanej poprzeczki (*solid bar*) z żywicy akrylowej (26) (27) (32) (36) (44) (45) (46) lub kompozytu (41) i zamocowanie jej do transferów małą ilością świeżego materiału. Wytworzenie dopasowanej poprzeczki akrylowej wcześniej spolimeryzowanej miało za zadanie obniżenie skurczu polimeryzacyjnego dużej ilości materiału żywicznego, co potwierdzili

Cerqueira i wsp. (47), stwierdzając, że materiał żywiczny typu MMA wykazuje duży mikroskurcz polimeryzacyjny przy dużej ilości materiału. Zalecają oni rozdzielenie poprzeczki na czas wiązania materiału i ponowne jego połączenie po polimeryzacji małą ilością materiału.

Naconecy i wsp. (48) jako sztywnych poprzeczek używali metalowych pinów, które następnie blokowali za pomocą żywicy akrylowej do transferów wyciskowych. Del'Acqua i wsp. (40) jako poprzeczki wykorzystali trzonki od wiertel, które zostały wstępnie przyklejone do transferów za pomocą kleju cyjanoakrylowego i następnie pokryte wraz z transferami żywicą akrylową.

Z przeglądowej analizy literatury wynika, że jest to najczęściej badany i porównywany aspekt z dziedziny wycisków na implantach, a zdania są podzielone. Tylko kilku badaczy wykazało wyższość braku blokowania implantów nad blokowaniem (43). Del'Acqua i wsp. (21) wykazali, że najdokładniejszą metodą wyciskową jest metoda łyżki otwartej z zastosowaniem transferów typu *square* bez ich blokowania, również Assuncao i wsp. (39) wykazali wyższość techniki bez blokowania implantów, lecz badali oni implanty rozmieszczone pod dużym kątem [25°] do płaszczyzny.

Znacznie większa liczba prac opisuje blokowanie implantów jako technikę dokładniejszą (22) (26) (49) (50) (40) (36). Papaspyridakos i wsp. (51) wykazują, że blokowanie implantów pozwoliło na wygenerowanie dokładniejszego modelu zarówno w osi X i Y, jak i w całościowym porównaniu 3D, co potwierdzają badaniami *In vivo*. Naconecy i wsp. (48) wykazują wyższość techniki blokowania zarówno nad implantami nieblokowanymi, jak i nad metodą łyżki zamkniętej. Vigolo i wsp. (52) ponadto porównali blokowanie implantów z mechanicznie (piaskowane) i chemicznie (pokryte preparatami adhezyjnymi) przygotowanymi transferami w celu poprawienia ich właściwości adhezyjnych do masy wyciskowej bez blokowania. Badania te wykazały wyższość techniki blokowania implantów nad techniką bez blokowania zarówno z transferami fabrycznymi, jak i transferami specjalnie przygotowanymi.

Część wyników prezentowanych w literaturze wykazuje, iż nie ma znaczących różnic pomiędzy technikami z blokowaniem i bez blokowania implantów (32) (42) (27) (53) (28) (21) (54) (38) (55) (24). Assuncao i wsp. (56) wykazują ponadto, że nie ma różnic w blokowaniu transferów żywicą akrylową samopolimeryzującą, żywicą

światłoutwardzalną oraz wcześniej dostosowaną metalową belką łączącą implanty. Także Assif i wsp. (57) wykazali, że nie ma różnic pomiędzy materiałami blokującymi chemicznie i dualnie. Stwierdzili oni ponadto, że w przypadku bezzębia gips wyciskowy powinien być materiałem z wyboru do blokowania transferów i jako materiał wyciskowy.

1.2.3 Dobór masy wyciskowej

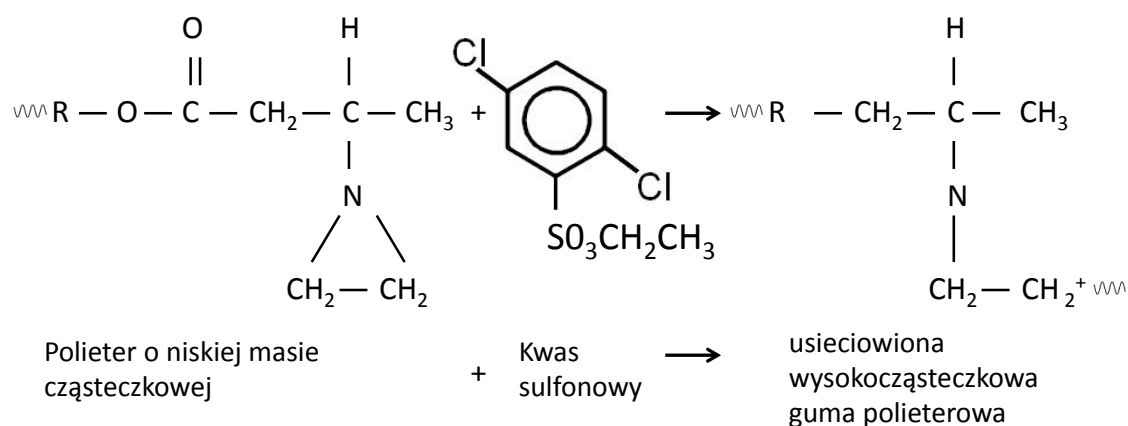
Kolejnym problemem pojawiającym się podczas pobierania wycisku jest wybór odpowiedniej masy wyciskowej. Obecnie w stomatologii, a w szczególności w protetyce stosowane są różne materiały wyciskowe. Dobór właściwego materiału wyciskowego przekłada się bezpośrednio na jakość wycisku i determinuje idealne odwzorowanie struktur jamy ustnej (38). Idealna masa wyciskowa powinna być nieszkodliwa dla tkanek jamy ustnej, z którymi pozostają w kontakcie przez pewien czas, mieć przyjemny smak, zapach i estetyczny kolor, być łatwa w przygotowaniu i łatwa do wprowadzenia i wyjęcia z jamy ustnej. Powinna cechować się dokładnością odtwarzania pola protetycznego, zachowywać nadany po związaniu kształt przez dłuższy okres oraz umożliwiać oddzielenie jej od modelu po związaniu gipsu modelowego.

W przypadku implantoprotetyki idealna masa wyciskowa powinna cechować się idealnym odwzorowaniem pola protetycznego na poziomie dokładności kilku mikrometrów. W piśmiennictwie badano zastosowanie takich mas jak, masy silikonowe addycyjne (A-silikon, Poliwinylsiloksan, PVS) (16) (32) (34) (58) (60) (62) (63), masy silikonowe kondensacyjne (C-silikon) (29), masy polieterowe (PE) (26) (27) (28) (32) (34) (39) (42) (45) (51) (58) (59) (64), masy vinylsiloxaneterowe (61), masy polisulfidowe (29) oraz masy hydrokolidowe (53) (63). Z badań tych wynika, że masami stosowanymi z wyboru podczas wycisków na implantach powinny być masy polieterowe bądź masy poliwinylsiloksanowe.

Masy polieterowe

Materiały polieterowe cechują się mniejszymi niż silikony kondensacyjne zmianami objętości, krótkim czasem pracy oraz, co szczególnie istotne w implantoprotetyce, dużą sztywnością po związaniu. Składają się one z bazy i katalizatora. Bazę stanowi polieter o niskiej masie cząsteczkowej, natomiast katalizatorem jest organiczny ester kwasu

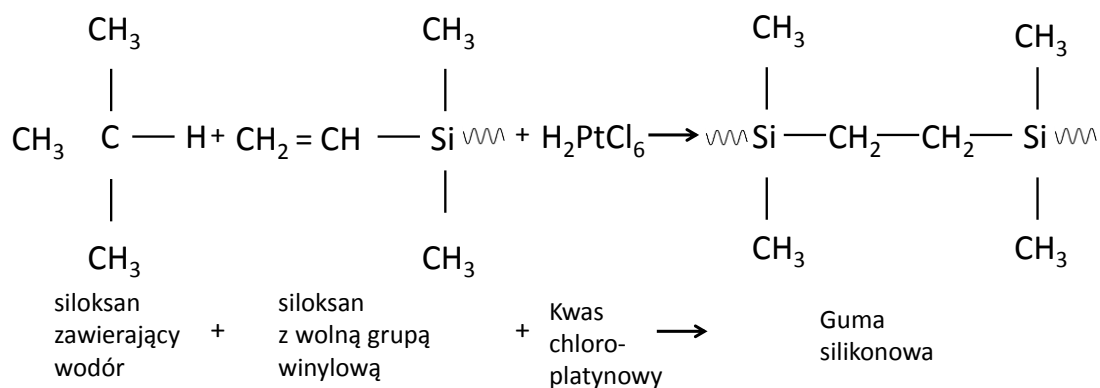
sulfonowego, które razem tworzą usieciowaną wysokocząsteczkową gumę (65). Reakcję wiązania przedstawia schemat (ryc. 6), a właściwości mechaniczne tabela 1.



Rycina 6 Uproszczony schemat reakcji zmieszanych składników w gumę polieterową (65)

Masy poliwinylsiloksanowe

Siloksan winylowy posiada dwie grupy funkcyjne, dzięki czemu podczas reakcji wiązania nie dochodzi do powstawania produktów ubocznych, a w procesie polimeryzacji nie dochodzi do dużej zmiany objętości materiału, co widać na uproszczonym schemacie reakcji wiązania materiału (ryc. 7). Materiał ten cechuje się znakomitymi właściwościami mechanicznymi oraz właściwościami wiązania. Posiada dodatkowo znakomitą zdolność powrotu do pierwotnego kształtu po deformacji (np. podczas uwalniania wycisku z jamy ustnej). Jest odporny na rozrywanie oraz charakteryzuje się dużą zdolnością odtwarzania szczegółów (65). Właściwości mechaniczne masy przedstawia tabela 1.



Rycina 7 Uproszczony schemat reakcji zmieszanych składników w gumę silikonową dwóch past masy poliwinylsiloksanowej (65)

Tabela 1 Wybrane właściwości materiałów elastomerowych

Materiał	Konsystencja	Trwała deformacja* (%)	Odształcenie przy ucisku (%)	Płynięcie (%)	Skala twardości A wg Shore'a	Wytrzymałość na rozrywanie (kN/m)
Materiały polisulfidowe						
	Rzadka	3–4	14–17	0,5–2	20	2,5–7,0
	Średnia	3–5	11–15	0,5–1	30	3,0–7,0
	Gęsta	3–6	9–12	0,5–1	35	–
Silikony						
O kondensacyjnym sposobie wiązania	Rzadka	1–2	4–9	0,05–0,1	15–30	2,3–2,6
	Bardzo gęsta	2–3	2–5	0,02–0,05	50–65	–
O addycyjnym sposobie wiązania	Rzadka	0,05–0,4	3–6	0,01–0,03	35–55	1,5–3,0
	Średnia	0,05–0,3	2–5	0,01–0,03	50–60	2,2–3,5
	Gęsta	0,1–0,3	2–3	0,01–0,03	60–70	2,5–4,3
	Bardzo gęsta	0,2–0,5	1–2	0,01–0,1	50–75	–
Polietero						
	Rzadka	1,5	3	0,03	35–40	1,8
	Średnia	1–2	2–3	0,02	40–60	2,8–4,8
	Gęsta	2	3	0,02	40–50	3,0

(źródło: R.G. Craig i wsp. *Materiały Stomatologiczne 12ed.*; Wydanie I Polskie, red. H. Shaw, JG Shaw; Wrocław 2008, Wydawnictwo Medyczne Elsevier Urban & Partner; str. 290)

W piśmiennictwie najczęściej stosowanym materiałem wyciskowym z wyboru w badaniach dokładności wycisków na implantach jest masa polieterowa (42) (45) (27) (29) (26) (28) (39) (64) (33). W przypadku porównywania dokładności materiałów wyciskowych najczęściej porównywano masy polieterowe z masami poliwinylsiloksanowymi.

Lee i wsp. (59) wykazali, że masa polieterowa w przypadku implantów położonych 4 mm podziąsłowo wykazuje mniejszą dokładność niż masy poliwinylsiloksanowe, w przypadku których głębokość położenia implantu nie wpływa na dokładność. Sorrentino i wsp. (58) dowiedli, że kątość negatywnie wpływa na dokładność wycisków i w przypadku implantów nierównoległych użycie materiałów poliwinylsiloksanowych skutkuje otrzymaniem dokładniejszych modeli gipsowych niż w przypadku użycia mas polieterowych. Natomiast w przypadku implantów rozmieszczonych równolegle z wykorzystaniem standardowej długości elementu łączącego masa polieterowa okazała się dokładniejsza.

Z drugiej strony Del'Acqua i wsp. (60) badali dokładność metod wyciskowych i porównywali masy wyciskowe w przypadku modelu bezzębnej żuchwy. Porównanie

dokładności przeprowadzono, sprawdzając dopasowanie metalowej belki na modelach gipsowych. Według tych badań masa polieterowa wyraźnie była dokładniejsza niż masa poliwinylsiloksanowa wykorzystana do badań.

Jednym z najnowszych materiałów stosowanych jako masa wyciskowa jest vinylsiloxanether (VSXE®) wprowadzony na rynek w 2009 r. (Identium, Kettenbach Company, Eschenburg, Germany). Materiał ten jest połączeniem masy polieterowej z masą poliwinylsiloksanową. Producent podaje, że dzięki temu połączeniu masa cechuje się precyzją, hydrofilnością i dobrym zapływaniem, przy jednoczesnym zwiększeniu swojej twardości i właściwości sprężystych po związaniu. Dodatkowo materiał ten ma możliwość wiązania chemicznego z materiałem poliwinylsiloksanowym. Enkling i wsp. (61) wykazali, że materiał ten, jeśli brać pod uwagę zadowolenie pacjenta podczas pobierania wycisku oraz zadowolenie lekarza z pracą tym materiałem, charakteryzuje się podobnymi lub lepszymi właściwościami niż masa polieterowa. Także badania metrologiczne wykazały, że masa VSXE charakteryzuje się nieco lepszym odzwierciedleniem poziomym niż masa polieterowa, ale w połączeniu z A-Silikonem okazuje się statystycznie gorsza od samej masy polieterowej i samej masy VSXE.

Dziś nowe materiały hybrydowe są nadal testowane i skąpo reprezentowane w piśmiennictwie, dlatego trudno jest dokonać ich porównania z materiałami tradycyjnymi.

1.2.4 Wyciski klasyczne oraz wyciski cyfrowe

W dobie lawinowo rozwijającej się na szeroką skalę cyfryzacji i digitalizacji również w stomatologii i implantoprotetyce pojawiły się nowe pomysły i nowinki technologiczne. Technologia komputerowo wspomaganego projektowania i komputerowo wspieranego wykonania (ang. *Computer Aided Design/Computer Assisted Manufacturing; CAD/CAM*) w stomatologii istnieje już od lat 80. XX wieku, gdzie nazwano ją technologią cyfrowej stomatologii (ang. *Digital Dental Technology; DDT*).

Dzięki zastosowaniu digitalizacji możliwe było powstanie cyfrowych wycisków wewnątrzustnych, które już od lat z powodzeniem stosowane są w przypadku naturalnych zębów. Do skanowania jamy ustnej obecnie wykorzystuje się skanery, kamery lub aparaty cyfrowe. Na podstawie uzyskanych danych w programie komputerowym powstaje

wirtualny model skanowanego obiektu, a w przypadku stomatologii – cyfrowy model struktur jamy ustnej.

W przypadku implantoprotetyki do roku 2011 możliwe było skanowanie implantów tylko z poziomu gotowego łącznika protetycznego, do którego wykonywało się następnie koronę protetyczną w systemie CAD/CAM. W 2011 do użytku wprowadzono specjalnie zaprojektowane śruby gojące, które dzięki specjalnej konstrukcji mogły być skanowane skanerem wewnątrzustnym i rozpoznawane w trójwymiarowej przestrzeni jamy ustnej. Po skanowaniu śruba indeksuje dokładne położenie implantu względem pozostałych struktur wewnątrzustnych. Dzięki zastosowaniu technologii CAD/CAM, w dedykowanym programie komputerowym możliwe jest wytworzenie zarówno fizycznego, stereolitograficznego modelu roboczego, poprzez drukowanie drukarką 3D, jak i zaprojektowanie i wykonanie indywidualnego łącznika protetycznego i ostatecznej odbudowy protetycznej. Zarówno Ramsey i wsp. (66) jak i Östman (67) dokładnie opisali przypadki kliniczne zastosowania tej technologii z wykorzystaniem skanera LAVA C.O.S. (3M ESPE) i kodowanej śruby gojącej BellaTek Encode (3i Biomet).

Dotychczas opublikowano kilka prac porównujących metody klasyczne i cyfrowe. Wszystkie te prace były przeprowadzone *in vitro*. Eliasson i wsp. (68) do badania użyli specjalnych śrub gojących z systemu Encode (Biomet 3i), które skanowali skanerem stołowym (3shape). Wyniki tych badań wykazały, że techniki cyfrowe są mniej dokładne od technik klasycznych, ale ci badacze zakładają, że w niedalekiej przyszłości wykorzystanie kodowanych śrub gojących oraz udoskonalonych skanerów wewnątrzustnych pozwoli w pełni zastąpić wyciski klasyczne. Także Stimmelmayer i wsp. (27) porównywali wyciski klasyczne i cyfrowe z zastosowaniem skanera cyfrowego. Badacze ci także uważają, że wyciski klasyczne nadal powinny być wyciskami wykonywanymi z wyboru i że są one bardziej precyzyjne. Lee i Gallucci (69) przeprowadzili badania z wykorzystaniem skanera zewnątrzustnego (iTero). Porównali wyciski cyfrowe z wyciskami klasycznymi, które były przeprowadzone przez grupę studentów. Z badań tych wynika, że technika cyfrowego wycisku jest łatwiejsza do przeprowadzenia, wymaga mniejszego nakładu czasu i pracy. Możliwe jest także powtórzenie części badania bez konieczności poprawiania całego wycisku. Podkreślają oni również konieczność

posiadania dużego doświadczenia w pobieraniu wycisków metodą klasyczną, co w przypadku wycisków cyfrowych nie było wymagane.

1.2.5 Rodzaj łyżki wyciskowej

Do pobrania wycisku metoda klasyczną, jako sztywnej matrycy dla masy wyciskowej, używa się łyżek wyciskowych. Istnieje kilka rodzajów łyżek wyciskowych, poczynając od standardowych łyżek metalowych, poprzez standardowe łyżki plastikowe oraz standardowe miękkie łyżki na oba łuki jednocześnie, po łyżki indywidualne produkowane ze światłoutwardzalnych polimerów bądź z masy akrylowej.

Burns i wsp. (70) wykazują, że wyciski pobrane za pomocą sztywnej łyżki indywidualnej są znacząco dokładniejsze niż z wykorzystaniem standardowych łyżek plastikowych (polikarboidowych), ponadto Özkan i wsp. (15) podkreśla, że łyżka indywidualna z żywicy światłoutwardzalnej w porównaniu do łyżki z żywicy akrylowej ma większą stabilność przestrzenną, a jej wykonanie jest mniej czasochłonne. Del'Acqua i wsp. (71) porównywali dwa rodzaje łyżek standardowych, metalowe i plastikowe. Pobierali wyciski metodą łyżki zamkniętej oraz metodą łyżki otwartej, w której modyfikowali zarówno łyżkę plastikową, jak i metalową poprzez wycięcie w nich otworów na śruby transferowe. W badaniach tych zarówno w metodzie zamkniętej, jak i otwartej otrzymali lepsze wyniki dla łyżki metalowej, zauważali jej większą sztywność i stabilność wymiarów masy w sztywnej łyżce.

1.2.6 Liczba i rozmieszczenie implantów

Równoległe oraz symetryczne wprowadzenie implantów nie zawsze jest możliwe w danym przypadku klinicznym. Na rozmieszczenie implantów mają wpływ różne czynniki, poczynając od indywidualnych cech anatomicznych, zaników, bądź przerostów kości każdego pacjenta, które znacząco ograniczają możliwości równoległego wprowadzenia implantów, poprzez liczbę i rozmieszczenie pozostałych zębów i korzeni w jamie ustnej pacjenta, aż do umiejętności i chwilowej dyspozycji operatora-implantologa. Nie mniejszy wpływ mają liczne struktury anatomiczne, jak otwór bródkowy, kanał nerwu żuchwowego czy kresa skośna wewnętrzna w żuchwie oraz zatoka szczękowa w szczęcie.

Często w celu uniknięcia dodatkowych i obciążających pacjenta zabiegów chirurgicznych, jak podniesienie zatoki szczękowej, rozszczepienie bądź przeszczep wyrostka zębodołowego czy lateralizacja nerwu, chirurg idzie na kompromis i wprowadza implanty kątowo, omijając jednocześnie ww. struktury anatomiczne. Z założenia fizyki, właściwości lepkosprężyste mas wyciskowych pod względem dokładności klasyfikują wyciski pobrane na implantach rozmieszczonych równolegle na wyższym miejscu niż na implantach rozmieszczonych kątowo, gdyż w trakcie uwalniania wycisku dochodzi do mniejszego napięcia wewnętrznego w masie wyciskowej, a co za tym idzie – do braku trwałego odkształcenia masy i przekłamania w wycisku.

Jang i wsp. (72) wykazali, że w przypadku dwóch implantów rozmieszczonych kątowo względem siebie, dopiero ich rozmieszczenie pod kątem większym niż 20° znacząco wpływa na dokładność wycisku. Także Rutkunas i wsp. (73) dowiedli, że przy dwóch implantach wzrost kątości znacząco wpływa na obniżenie dokładności wycisku i wykazali, że przy kącie 25° występują znaczące różnice w dokładności wycisku. Do podobnych wniosków doszli także Filho i wsp. (36) oraz Assuncao i wsp. (74), którzy porównywali nachylenie jednego implantu względem drugiego pod kątem 25° i dodatkowo stwierdzili, że większe niedokładności powstają właśnie przy implantacji nachylonym. Sorrentino i wsp. (58) badali kątowe nachylenie implantów względem siebie oraz kątość względem wyrostka zębodołowego (istniejące podcienie na wyrostku zębodołowym) przy łącznym kącie nachylenia 10° (5° implanty + 5° wyrostek) i wykazali, że istniejące podcienie negatywnie wpływają na precyzję implantu, a kątowe rozmieszczenie implantów może powodować naprężenia w masie wyciskowej związane z koniecznością użycia większej siły w trakcie uwalniania wycisku.

Z drugiej strony badacze wykazali, że kątość nie ma wpływu na dokładność wycisków przy mniejszej kątości implantów (30) (75) (54). Ponadto Conrad i wsp. (76) wykazali, że zarówno liczba, metoda wyciskowa i kątość implantów nie mają wpływu na dokładność wycisku przy kątowym rozmieszczeniu implantów o 5° , 10° i 15° w stosunku do implantów równoległych. Badania przeprowadzili z poziomu implantu z zewnętrznym połączeniem hexagonalnym.

2 Cel badań

Celem pracy było porównanie wybranych metod i technik wyciskowych stosowanych w implantoprotetyce. Wyznaczono następujące zadania szczegółowe:

1. Porównanie dokładności odwzorowania pola protetycznego wśród „klasycznych” metod wyciskowych używanych w implantoprotetyce:
 - a. metoda wyciskowa z zastosowaniem łyżki:
 - otwartej,
 - zamkniętej,
 - b. technika wyciskowa z transferami:
 - zblokowanymi,
 - niezblokowanymi,
2. Porównanie dokładności wybranych mas wyciskowych
3. Porównanie dokładności wycisków w zależności od liczby implantów i ich ustawienia kąтового.
4. Sprawdzenie dokładności odwzorowania pola protetycznego wybraną cyfrową metodą wyciskową używaną w implantoprotetyce.
5. Porównanie wybranych metod klasycznych z metodą cyfrowego wycisku.

3 Materiał i metody

3.1 Materiał badań

3.1.1 Elementy implantologiczne

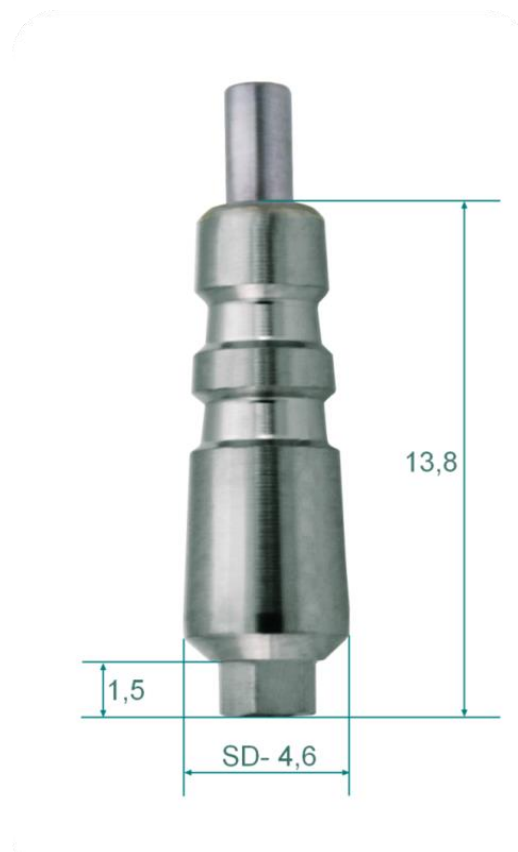
Do badań wykorzystano elementy systemu implantologicznego Osteoplast Hex® produkowanego przez Fundację Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu. Jest to system implantu dwuczęściowego składającego się ze wszczepu śródkostnego oraz elementów przykręcanych do niego za pomocą śruby łącznikowej oraz antyrotacyjnego heksagonalnego gniazda umieszczonego wewnątrz implantu, do którego wprowadzane są elementy na zasadzie matryca/patryca. Jako elementy przenoszące położenie implantu w relacji trójprzestrzennej system ten wykorzystuje dedykowane elementy indeksujące – transfery wyciskowe. Do badań wykorzystano trzy rodzaje transferów wyciskowych, których porównanie cech konstrukcyjnych przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 2 Charakterystyka transferów wyciskowych w systemie Osteoplast

Rodzaj Transferu wyciskowego	Cechy konstrukcyjne transferu	Wskazania i zalety	Przeciwwskazania i wady
Transfer do metody łyżki zamkniętej	Długość – 13,8 mm Hex długość – 1,5 mm Średnica – 4,6/5,6 mm	Możliwość zastosowania w przypadku ograniczonej przestrzeni. Pojedyncze i mnogie równoległe implanty. Wykorzystanie standardowych łyżek.	Ryzyko powstania błędu w modelu - konieczność ponownego umieszczenia transferu w masie po uwolnieniu wycisku. Niemożliwe blokowanie transferów.
Transfer do metody łyżki otwartej (cyldryczny)	Długość – 11,35 mm Hex długość – 1,0 mm Średnica – 4,6/5,6 mm	Stosowane w przypadku równoległych oraz nierównoległych implantów. Transfer pozostaje w masie wyciskowej. Możliwość blokowania transferów.	Konieczność perforowania łyżki standardowej lub zastosowania łyżki indywidualnej. Trudna manipulacja śrubą łączącą przy ograniczonej przestrzeni.
Przenośnik trójfunkcyjny	Długość – 14,9 mm Hex długość – 1,5 mm Średnica – 4,6/5,6 mm	Możliwość wykorzystania w metodzie wyciskowej łyżki zamkniętej lub otwartej. Możliwość blokowania transferów.	Ograniczenie przy nierównoległych osiach implantów – długi HEX. Mała retencja dla masy przy wycisku metodą łyżki otwartej.

3.1.1.1 Transfer wyciskowy do wycisku metodą łyżki zamkniętej (ryc. 8)

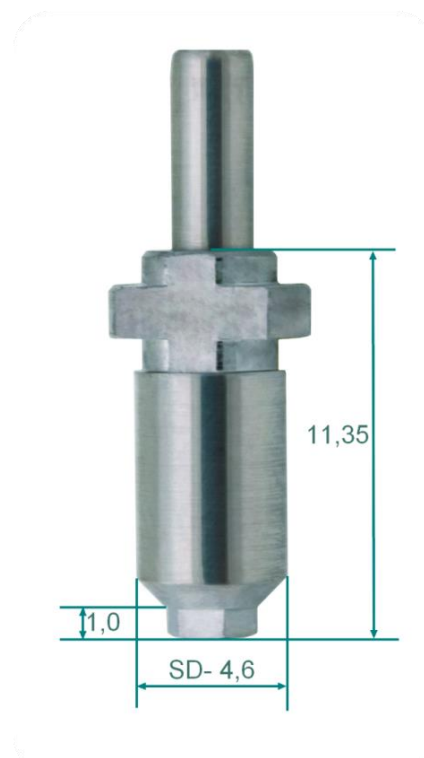
Główne cechy transferu do metody wycisku łyżką zamkniętą to stożkowy kształt oraz zewnętrzne nacięcie antyrotacyjne. Stożkowy kształt ułatwia uwolnienie wycisku z jamy ustnej, a nacięcie antyrotacyjne umożliwia ponowne jednoznaczne wprowadzenie transferu wraz z analogiem implantu do impresji w związanej masie wyciskowej. Do zalet transferu do wycisku metodą łyżki zamkniętej zaliczyć można możliwość zastosowania go w przypadku ograniczonej przestrzeni międzywyrostkowej, szczególnie w odcinkach bocznych szczęk. Transfery te są stosowane z wyboru w przypadku pojedynczych lub mnogich równoległych implantów. Przeciwwskazaniem do stosowania transferów tego typu są przypadki kliniczne z nierównoległymi długimi osiami implantów, co równoznaczne jest z występowaniem miejsc podchodzących pomiędzy transferami i trudnościami lub niemożnością uwolnienia wycisku (77).



Rycina 8 Transfer wyciskowy do wycisku metodą łyżki zamkniętej (77)

3.1.1.2 Transfer wyciskowy do wycisku metodą łyżki otwartej (ryc. 9)

Transfer do wycisku metodą łyżki otwartej cechuje się cylindrycznym kształtem oraz dodatkowymi elementami retencyjnymi u szczytu transferu. Krótki HEX umożliwia łatwiejsze uwolnienie wycisku w przypadku nierównoległych implantów. Z kolei w przypadku występowania niewystarczającej przestrzeni dla masy wyciskowej między transferami lub w celu poprawienia jakości wycisku budowa transferu umożliwia wykonanie zablokowania przy użyciu tworzyw akrylowych szybkopolimeryzujących czy mas termoplastycznych. Wskazaniem do zastosowania transferów do wycisku metodą łyżki otwartej są przypadki kliniczne pojedynczych lub mnogich implantów zarówno z zachowaną równoległością długich osi implantów, jak i bez równoległości. Z kolei przeciwwskazaniem do wykorzystania tego typu transferów są sytuacje ograniczonej przestrzeni międzywyrostkowej, uniemożliwiającej dogodną manipulację przy śrubach łączących transfer z implantem, szczególnie po związaniu masy wyciskowej (77).



Rycina 9 Transfer wyciskowy do wycisku metodą łyżki otwartej (77)

3.1.1.3 Transfer wyciskowy w postaci łącznika trójfunkcyjnego (ryc. 10)

Oryginalnym rozwiązaniem dostępnym także w systemie Osteoplast jest przenośnik trójfunkcyjny. Transfer ten posiada owalny kształt, a przyszczytowo zwieńczony jest sześciokątem, który stanowi rodzaj retencji dla masy wyciskowej. Dodatkowo na obwodzie korpusu posiada także rowkowe nacięcia, umożliwiające wykonanie zblokowania transferów. Przenośnik trójfunkcyjny jest najdłuższym transferem wyciskowym w systemie Osteoplast. Wymiar pionowy transferu umożliwia wygodne pobranie wycisku przy grubej warstwie tkanek miękkich, ale stwarza trudności przy ograniczonej przestrzeni międzywyrostkowej. Z kolei długie połączenie antyrotacyjne HEX ogranicza dodatkowo zastosowanie przenośnika trójfunkcyjnego przy znacząco nierównoległych osiach implantów. Dużym udogodnieniem dla lekarza, także w kwestii ograniczenia kosztów pośrednich procedur implantoprotetycznych, jest standardowe dołączenie przenośnika do zakupionego implantu (77).



Rycina 10 Transfer wyciskowy w postaci łącznika trójfunkcyjnego (77)

3.1.1.4 Analogi implantów (ryc. 11)

Do badania wykorzystano również analogi implantów dostępne w systemie Osteoplant, które wykorzystuje się w procedurach laboratoryjnych jako zamienniki implantu. Elementy te poprzez transfery wyciskowe służą do przeniesienia położenia implantów w jamie ustnej i montowane są w gipsowych modelach roboczych jako odpowiednik implantu, umiejscowionego analogicznie w jamie ustnej. Posiadają one heksagonalne gniazdo wewnętrzne analogiczne do gniazda implantu oraz antyrotacyjne nacięcia i wypustki, które zapewniają stabilne umiejscowienie ich w gipsie po związaniu.



Rycina 11 Analog implantu systemu Osteoplant (77)

3.1.2 Masy wyciskowe

Do badania wykorzystano dwa rodzaje mas wyciskowych stosowanych z wyboru w implantoprotetyce – masę polieterową w postaci *putty soft* (Impregum Penta, 3MESPE, USA) oraz masę silikonową addycyjną (poliwinylsiloksanową) w dwóch konsystencjach *putty soft* oraz *light body* (Ekspress Penta Putty Soft, 3MESPE, USA). Wszystkie masy mieszane były wg zaleceń producenta w automatycznym mieszalniku (Pentamix 2, 3MESPE, USA) lub za pomocą pistoletu z automatycznymi końcówkami mieszającymi. Wyciski pobierane były techniką dwuwarstwową, jednoczasową w każdym przypadku (ryc. 12).



Rycina 12 Masy wyciskowe oraz mieszalniki stosowane w badaniu (źródło: 3MEspe, USA)

3.1.3 Wycisk cyfrowy

Do badania metodą wycisku cyfrowego wykorzystano wewnątrzustny skaner cyfrowy LAVA *Chairside Oral Scanner* (3MESPE Lava™, USA). Skaner wewnątrzustny Lava C.O.S. jest urządzeniem służącym do skanowania jamy ustnej. Składa się on z głowicy skanującej, komputera PC, dotykowego monitora oraz światłowodowych złączy i stacji Wi-Fi (ryc. 13).



Rycina 13 Skaner wewnątrzustny LAVA C.O.S. (źródło: 3MEspe, USA)

System LAVA C.O.S. wykorzystuje w swoim działaniu metodę *active wavefront sampling* (AWS). *Active wavefront sampling* oznacza pozyskiwanie danych na temat trójwymiarowego obrazu z właściwego, jednosoczewkowego systemu obrazowania urządzenia Lava™ C.O.S. poprzez pomiar głębokości na podstawie stopnia nieostrości w podstawowym systemie optycznym. Skaner w trakcie przesuwania głowicy skanującej rejestruje ciągły trójwymiarowy obraz wideo dzięki zastosowaniu technologii 3D-in-Motion®, która gromadzi dane jako sekwencję wideo i natychmiast przetwarza je w dokładny obraz. W każdej sekundzie generowanych jest około 20 trójwymiarowych obrazów, co daje 2400 trójwymiarowych obrazów dla jednego łuku zębowego, czyli około 24 miliony trójwymiarowych punktów referencyjnych. Głowica skanera wewnątrzustnego Lava™ C.O.S. to urządzenie w kompaktowej rękojeści, którego końcówka ma szerokość 14,7 milimetra i zawiera 192 niebieskie diody LED, używając światła niebieskiego do skanowania. Dane z głowicy są przetwarzane w czasie rzeczywistym dzięki zaawansowanym algorytmom i wyświetlane na dotykowym monitorze w rozdzielczości 1280 × 1024 pikseli. Dzięki temu możliwa jest natychmiastowa korekta pobranego wycisku lub ewentualnie poprawa preparacji. W badaniu dotyczącym powtarzalności dokładnego skanowania urządzenie Lava *Chairside Oral Scanner* C.O.S. wykazało się precyzją wynoszącą od 6 do 11 μm (78).

Skaner nie wymaga kalibracji ze względu na brak możliwości zmiany ustawień w oprogramowaniu, jedynie raz w tygodniu wyświetlany jest komunikat o testowym skanowaniu systemu.

3.1.4 Materiały pomocnicze i dodatkowe

3.1.4.1 Tworzywo akrylowe

Do wytworzenia modeli 0, w celu zwiększenia ich wytrzymałości oraz możliwości wielokrotnego montowania w urządzeniu badawczym zdecydowano się na wykorzystanie materiału twardego, sztywnego oraz odpornego na pęknięcia i złamania czy kruszenie się. Po kilku próbach oraz konsultacji z laboratorium techniki dentystycznej wybrano jako materiał dentystyczne tworzywo akrylowe polimeryzujące na zimno (ProBase Cold

Monomer, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein). Materiał mieszano wg wskazań producenta i po kilku sekundach, gdy był w postaci płynnej, nakładano preparat do urządzenia badawczego i odczekiwano aż do momentu uzyskania konsystencji ciasta, następnie urządzenie badawcze wraz z masą akrylową wkładano do urządzenia polimeryzacyjnego (Ivomat IP3, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein), gdzie tworzywo akrylowe polimeryzowało w temperaturze 40°C pod ciśnieniem 5-6 barów przez okres 15 min.

3.1.4.2 Gips modelowy

Do wytwarzania powielanych modeli wykorzystano super twardy gips tiksotropowy klasy 5 (Marmorock E, Siladent, Niemcy). Gips był przygotowywany z wodą w proporcjach 100 g – 20 ml w próżniowym mieszalniku do gipsu przez 60 sekund wg wskazań producenta. Modele powstawały w warunkach temperatury pokojowej oraz umiarkowanej wilgotności powietrza. Modele były uwalniane po 4 godz. od momentu zakończenia mieszania gipsu.

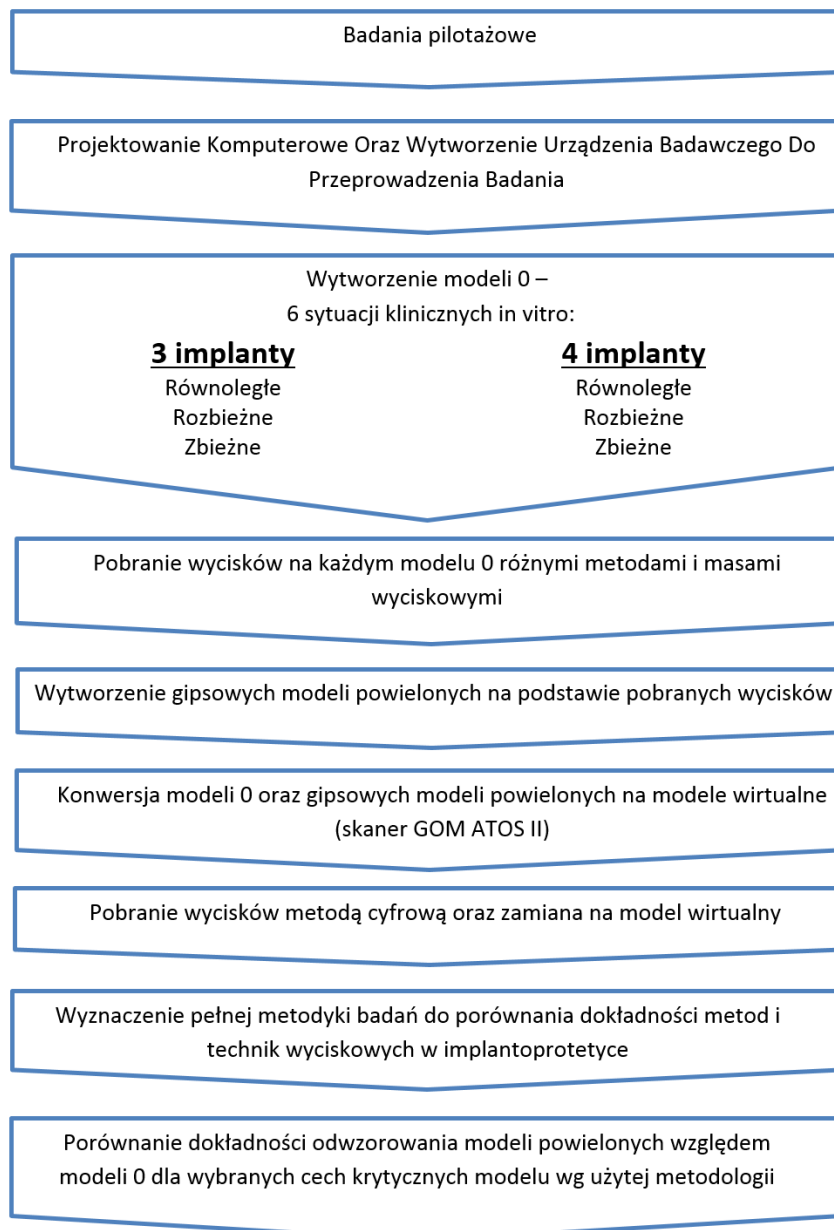
3.1.4.3 Tworzywo akrylowe do blokowania transferów

Do blokowania transferów (z ang. *splint*) wykorzystano samopolimeryzującą żywicę do modelowania o minimalnym skurczu (Pattern Resin LC, GC Corporation, Japonia), rozmieszczoną między implantami na nitce dentystycznej (Satin Floss, Oral B, P&G, Niemcy).

Materiał zarabiano wg wskazań producenta i nakładano na nić dentystyczną. Wyciski pobierano dopiero po całkowitej polimeryzacji materiału, po okresie 15 min od przygotowania materiału.

3.2 Metody badań

W celu obrazowego przedstawienia zastosowanych metod badawczych na rycinie 14 pokazano schemat postępowania badawczego krok po kroku, a następnie każdy z punktów omówiono szczegółowo w podrozdziałach. Pomiary geometryczne przeprowadzone zostały w Zakładzie Metrologii i Systemów Pomiarowych Politechniki Poznańskiej.

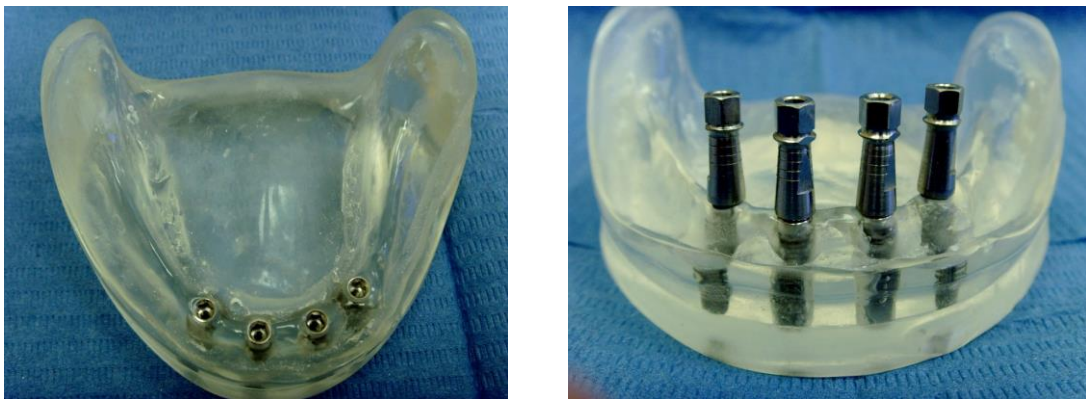


Rycina 14 Schematyczne przedstawienie metod badawczych krok po kroku

3.2.1 Badania pilotażowe

W celu zaznajomienia się z problemem badawczym, elementami systemu implantologicznego oraz metodami wyciskowymi stosowanymi w implantoprotetyce postanowiono przeprowadzić badania pilotażowe.

Do badań pilotażowych wykorzystano modele dydaktyczne dla studentów stomatologii (ryc. 15). Modele dydaktyczne wykonane zostały z masy akrylowej i odwzorowywały bezzębną żuchwę z czterema rozmieszczonymi w niej implantami dwuczęściowymi Osteoplast Hex® (Fundacja Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, Polska).



Rycina 15 Modele dydaktyczne bezzębnej żuchwy z 4 implantami

W pierwszym etapie do badań wykorzystano standardowe łyżki wyciskowe wykonane z tworzywa sztucznego, perforowane. łyżki zostały odpowiednio dobrane rozmiarem do modelu badawczego, a następnie podzielone na dwie grupy w zależności od techniki wyciskowej łyżki zamkniętej czy otwartej. łyżki do techniki otwartej zostały specjalnie przygotowane mechanicznie – wytworzono dodatkowe otwory w łyżce w celu uwidocznienia śrub transferów wyciskowych.

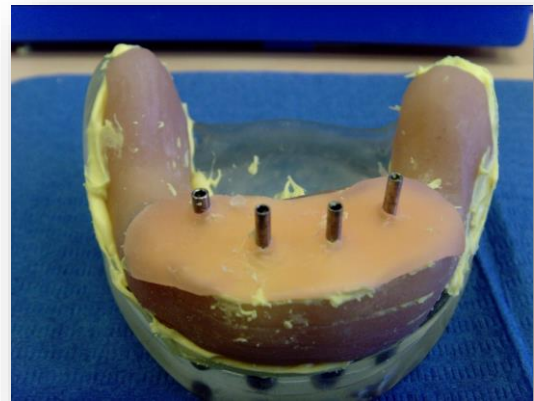
Jako masę wyciskową wykorzystano masę poliwinylsiloksanową Elite HD+ Maxi Monophase Normal (Zhermack SpA, Włochy) podawaną z automatycznego mieszalnika do mas wyciskowych Pentamix (3MEspe, USA). Wyciski pobrano różnymi technikami wyciskowymi, tzn. techniką łyżki zamkniętej i otwartej oraz przy użyciu różnych dedykowanych transferów wyciskowych (Osteoplast, Polska). Transfery dokręcano do

implantów w modelu badawczym przy użyciu klucza dynamometrycznego z siłą 15 Ncm, następnie pobierano wyciski.

Na tym etapie zauważono pierwsze trudności badawcze, a więc problem z dokładnością przylegania łyżki standardowej do modelu badawczego oraz problem z rozmiarem łyżki wyciskowej standardowej. Pojawiły się również trudności w identycznym wprowadzeniu łyżek wyciskowych na model badawczy, by powtórzyć doświadczenie.

W celu wyeliminowania tych problemów wykonano łyżki indywidualne z metakrylanowej masy kompozycyjnej światłoutwardzalnej (Loffelmaterial, Omnident, Niemcy) wg zaleceń producenta. łyżki miały na przekroju grubość min. 2mm oraz 3 mm miejsca dla masy wyciskowej. łyżki indywidualne do metody otwartej wykonano metodą kominową, by dostarczyć wystarczające podparcie dla masy wyciskowej rozmieszczonej wokół transferów wyciskowych.

Po umieszczeniu transferów wyciskowych ponownie pobrano wyciski metodami łyżki otwartej i zamkniętej z wykorzystaniem łyżek indywidualnych z wykorzystaniem tej samej masy wyciskowej i rodzajów transferów (ryc. 16).



Rycina 16 Pobranie wycisku indywidualną łyżką wyciskową

Wszystkie próby badawcze przeprowadzono w temperaturze pokojowej, w normalnej wilgotności powietrza.

Po tej próbie zwrócono uwagę na kolejne aspekty:

- ▶ problemy w wykonaniu jednakowych łyżek indywidualnych,
- ▶ brak punktów referencyjnych odniesienia do badania i porównania wyników,
- ▶ trudności w odlaniu modeli gipsowych do badań o takim samym kształcie jak model wyjściowy,
- ▶ różnice w sile docisku łyżki wyciskowej w trakcie pobierania wycisku,
- ▶ problemy w powielaniu identycznych modeli do badania.

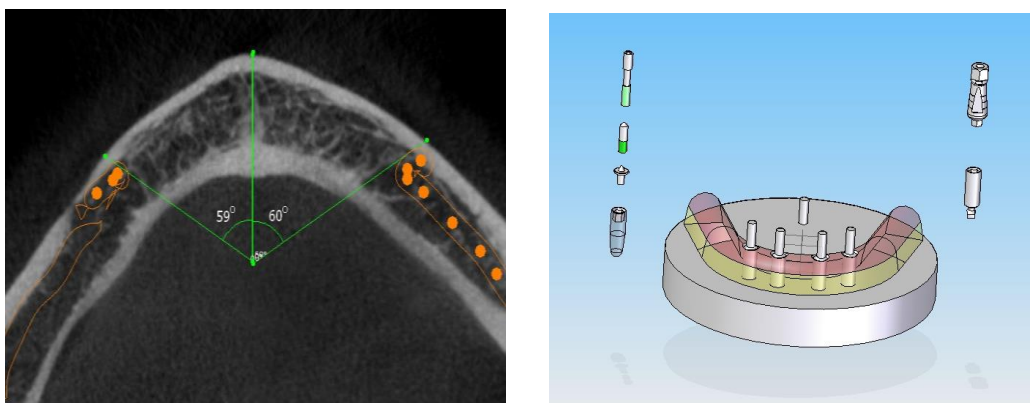
3.2.2 Projektowanie komputerowe CAD

W celu wyeliminowania zaistniałych problemów w badaniach pilotażowych oraz uzyskania rzetelnych i powtarzalnych wyników postawiono kilka założeń na temat modeli badawczych oraz ich uzyskiwania.

Założono, że badania zostaną przeprowadzane na modelach, które będą odwzorowywać bezzębną żuchwę w odcinku przednim (pomiędzy otworami bródkowymi). Porównywane będą modele z implantami rozmieszczonymi równolegle do siebie, umiejscowionymi zbieżnie oraz rozbieżnie pod kątem około 8° do płaszczyzny – płaszczyzny podłoża. Do badania wykorzystane będą modele z 3 oraz 4 implantami rozmieszczonymi w taki sposób, aby w każdym z tych przypadków była wystarczająca ilość miejsca między implantami na zamontowanie ewentualnych elementów retencyjnych w przyszłej belce i protezie.

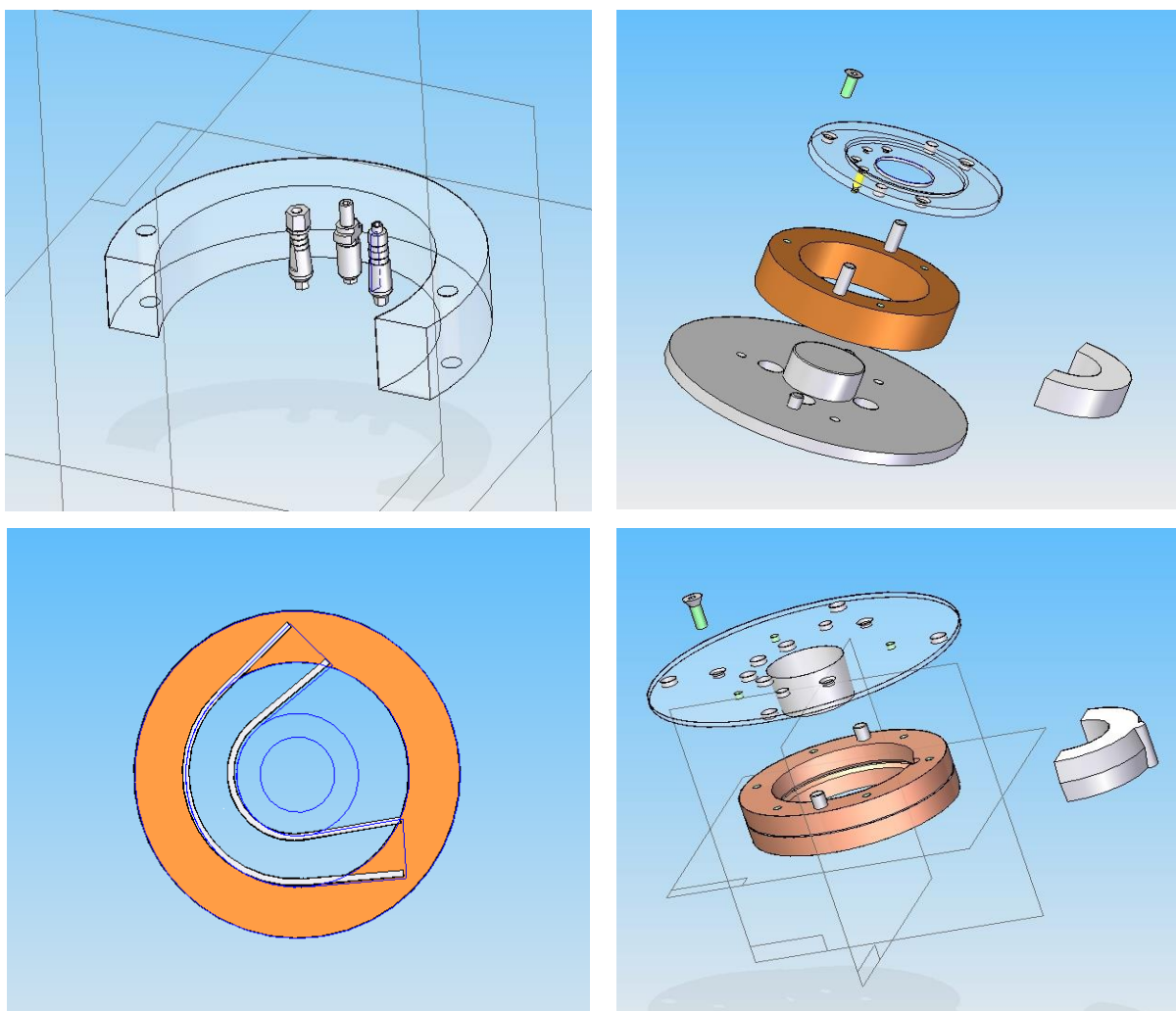
3.2.2.1 Projektowanie modelu badawczego

Na podstawie danych z tomografii komputerowej wiązki stożkowej CBCT (Kodak 9000 3D CBCT, Kodak Dental Systems, USA), danych z piśmiennictwa oraz pomiarów standardowej łyżki wyciskowej Konopka rozmiar 2 wykonano pierwszy projekt CAD modelu badawczego w programie graficznym Solid Edge Design (Siemens PLM Software, Niemcy) (ryc. 17).



Rycina 17 Badanie tomografii CBCT oraz pierwszy projekt modelu badawczego

Model miał kształt półeliptyczny i był umieszczony na platformie. W miarę uzyskiwania nowych danych pomiarowych oraz kolejnych pomysłów postanowiono stworzyć urządzenie na przekroju koła. Dzięki wymiarowaniu oraz danych z piśmiennictwa utworzono model badawczy, który na rzucie horyzontalnym miał kształt półkola, o przekroju wielokąta z rozmieszczonymi wewnątrz implantami (analogami implantów) wg założeń badania (ryc. 18).



Rycina 18 Projekt modelu badawczego na przekroju koła

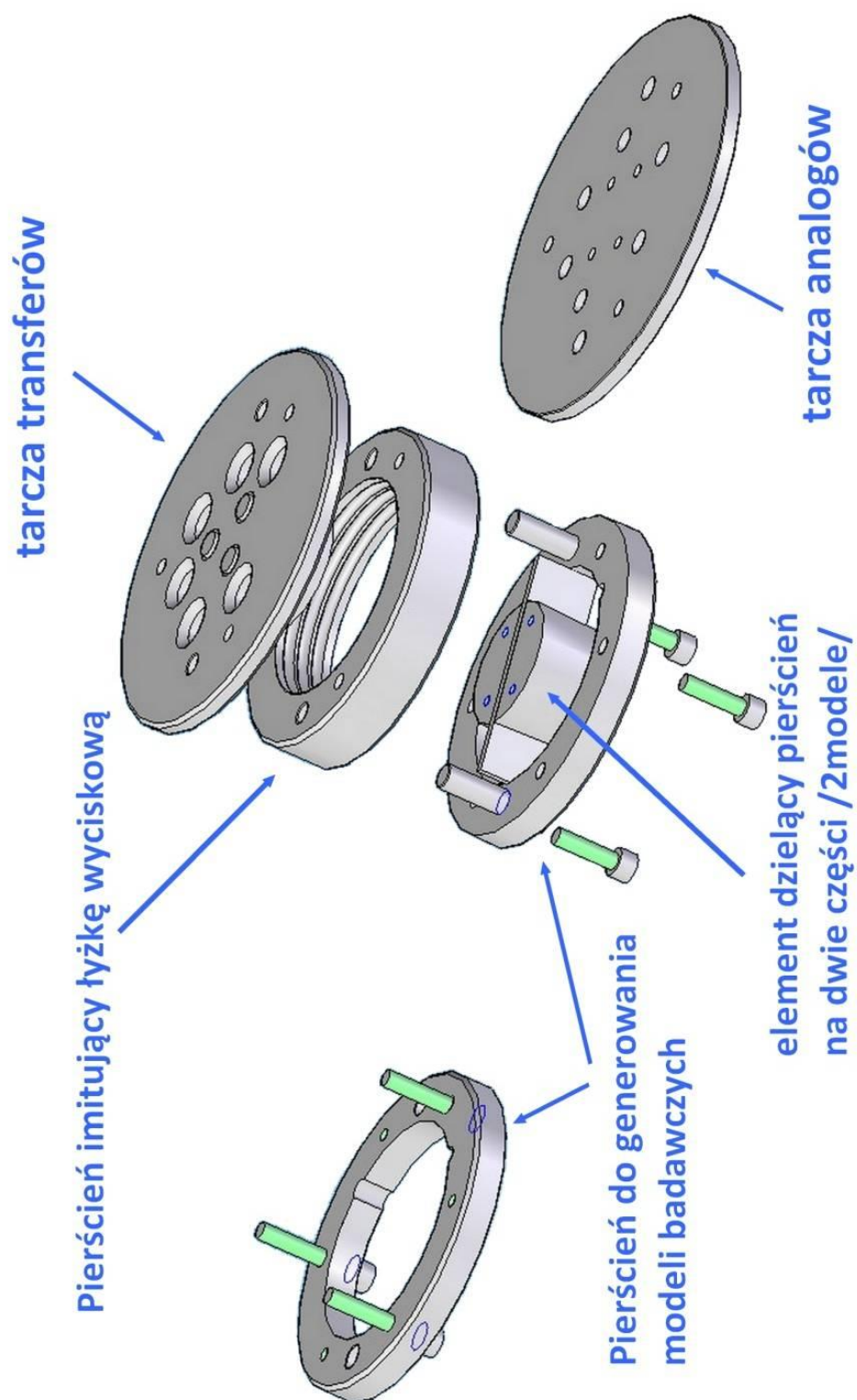
3.2.2.2 Projektowanie urządzenia badawczego

Po uzyskaniu zaplanowanego modelu CAD i wymiarowaniu zaprojektowano urządzenie do wytwarzania modeli badawczych. Urządzenie także zostało zaprojektowane w programie graficznym CAD Solid Edge Design (Siemens PLM Software, Niemcy). Urządzenie służy do wygenerowania założonej sytuacji klinicznej (model 0), pozwala na pobranie wycisku na modelu badawczym tradycyjnymi metodami w sposób powtarzalny, dzięki czemu można wyeliminować problemy wynikłe w badaniach pilotażowych. Dodatkowo dzięki urządzeniu możliwe jest odlanie gipsowych modeli powielonych na podstawie pobranego wycisku, które mają służyć do porównania z modelem 0.

Urządzenie zostało zaprojektowane na przekroju koła i dzięki zastosowaniu dodatkowego elementu rozdzielającego urządzenie na dwie równe części, możliwe jest równoczesne wykonywanie badania na dwóch modelach badawczych.

Urządzenie składa się z kilku części składowych (ryc. 19):

- ▶ pierścieni do generowania modeli badawczych,
- ▶ pierścienia imitującego tyżkę wyciskową,
- ▶ tarczy analogów,
- ▶ tarczy transferów,
- ▶ dodatkowych elementów precyzyjnych.



Rycina 19 Model CAD urządzenia badawczego ze wszystkimi elementami składowymi

3.2.2.2.1 Pierścienie do generowania modeli badawczych

Pierścienie do generowania modeli są dwa i w trakcie badania są ze sobą ściśle skręcane, z możliwością rozkręcenia ich po związaniu modelu badawczego w celu jego uwolnienia. Zostały zaprojektowane w ten sposób, żeby po skręceniu i związaniu materiału dzięki zastosowaniu zbieżności wewnętrznej model w trakcie pobierania wycisku stabilnie znajdował się wewnątrz formy. Dodatkowo rdzeń belki rozdzielającej jest w kształcie ściętego stożka, co ułatwia uwolnienie modeli badawczych z urządzenia.

3.2.2.2.2 Pierścień imitujący łyżkę wyciskową

Pierścień imitujący łyżkę wyciskową jest ściśle spasowany z pierścieniami do generowania modeli badawczych i dzięki zastosowaniu precyzyjnych kołków metalowych (tulei) jest zawsze jednoimiennie i powtarzalnie wprowadzany na pierścienie generujące modele badawcze. Posiada on wewnątrz pierścienia specjalne półokrągłe nacięcie retencyjne w celu utrzymania masy wyciskowej w jednej pozycji po związaniu. Do pierścienia imitującego łyżkę wyciskową przykręcana jest tarcza transferów, o której bardziej szczegółowo będzie napisane poniżej.

3.2.2.2.3 Tarcza analogów

Tarcza analogów służy do wygenerowania modelu 0, czyli zadanej sytuacji klinicznej. Jest to tarcza, która została tak zaprojektowana, żeby mogła generować dwie sytuacje kliniczne jednocześnie. W celu wypełnienia założeń badania zaprojektowano dwie różne tarcze analogów: tarczę analogów do implantów rozmieszczonych równolegle do siebie oraz tarczę analogów do implantów rozmieszczonych zbieżnie/rozbieżnie.

3.2.2.2.3.1 Tarcza analogów do implantów równoległych

Tarcza ta służy do generowania modeli zerowych z implantami rozmieszczonymi równolegle i składa się z wnętrza, na którym rozmieszczone są precyzyjne otwory, idealnie spasowane z transferem wyciskowym do metody łyżki otwartej. Umiejscowiony transfer służy do identycznego, powtarzalnego zamocowania analogów z drugiej strony tarczy, które zostaną zatopione w modelu badawczym 0. Dzięki zastosowaniu transferów wyciskowych do mocowania analogów możliwa jest wizualna ocena dokładności wytworzenia modelu zerowego oraz weryfikacja ułożenia analogów w modelu

badawczym, ponieważ otwory w tarczy wymuszają równoległe umiejscowienie transferów względem siebie (ryc.18). Dodatkowo składa się z części zewnętrznej, która jest precyzyjnie dopasowana i dokręcana do pierścieni do generowania modeli badawczych i szczelnie do nich przylega, tworząc wspólnie formę odlewową.

3.2.2.3.2 Tarcza analogów do implantów zbieżnych/ rozbieżnych

Tarcza ta została tak zaprojektowana, żeby działała na zasadzie klepsydry. Składa się z szerokiej tarczy z dużymi otworami rozmieszczonymi na tarczy pod kątem $8^{\circ} \pm 1^{\circ}$ od płaszczyzny horyzontalnej. Tutaj otwory nie są dopasowane do transferów, tylko do specjalnych tulejek, do których montowane są transfery wyciskowe i analogi implantów, analogicznie jak w tarczy do implantów równoległych. W zależności od tego, czy tarcza odwrócona jest na awersie, czy na rewersie, analogi w modelu badawczym rozmieszczone będą zbieżnie lub rozbieżnie. Tulejki montowane są do tarczy za pomocą specjalnego bolca, który rozmieszcza tulejki, a dzięki temu również analogi dokładnie z 8° odchyleniem od osi tarczy na zasadzie promienia. Następnie tulejki są przykręcane do tarczy analogów w celu stabilizacji zadanej pozycji implantów do celów badania. Tutaj tak samo jak w przypadku tarczy analogów do implantów równoległych tarcza ta jest precyzyjnie dopasowana i dokręcana do pierścieni do generowania modeli badawczych i szczelnie do nich przylega, tworząc wspólnie formę odlewową.

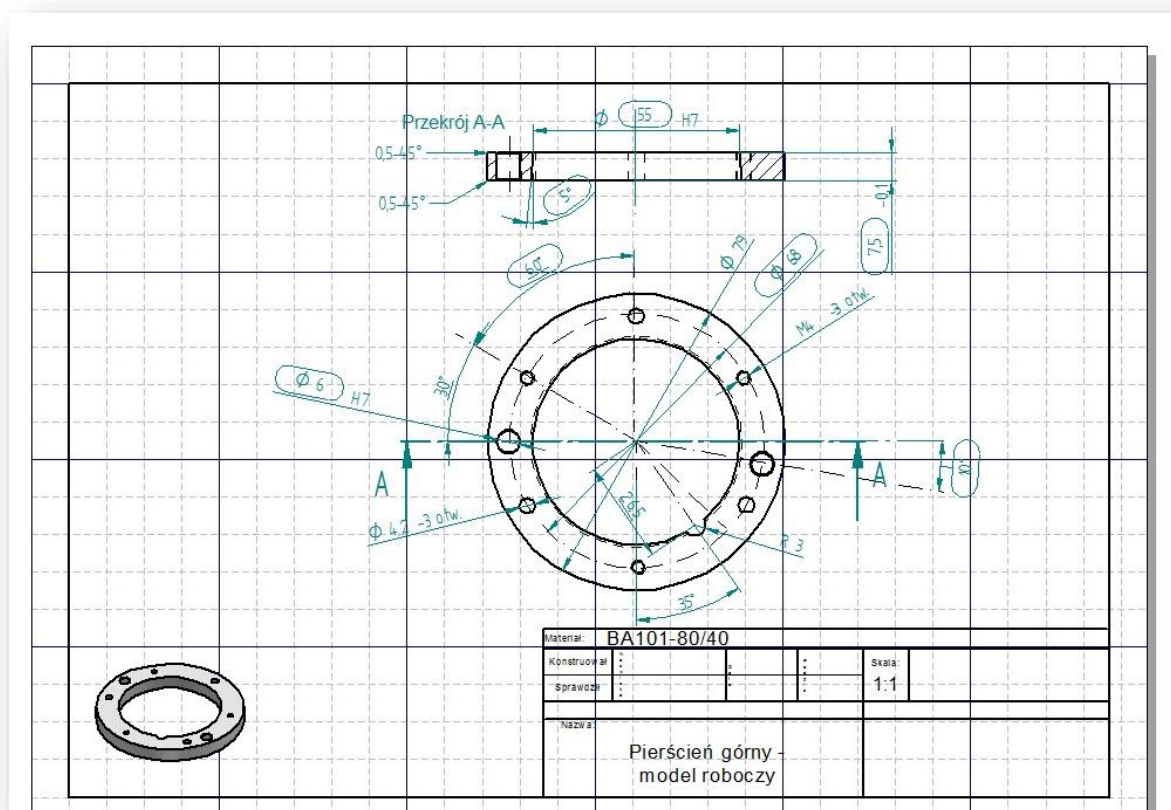
3.2.2.2.4 Tarcza transferów

Tarcza ta służy jako wieko zamykające pierścień wyciskowy. Ma ona także dwa elementy: część zewnętrzną, która posiada kilka otworów mocujących tarczę do pierścienia wyciskowego poprzez śruby, dzięki czemu powstaje szczelna łyżka wyciskowa. Druga część – wewnętrzna, zawiera szerokie, eliptyczne otwory rozmieszczone analogicznie do otworów w tarczy analogów. Otwory te są tak zaprojektowane, aby tarcza transferów pasowała do pobrania wycisków metodą łyżki otwartej, a po ich zaślepieniu metodą łyżki zamkniętej. Tarcza transferów dzięki zastosowaniu szerszych otworów służy jako uniwersalne wieko łyżki wyciskowej i może być wykorzystana zarówno na modelach równoległych, jak i zbieżnych i rozbieżnych oraz przy użyciu różnych transferów wyciskowych.

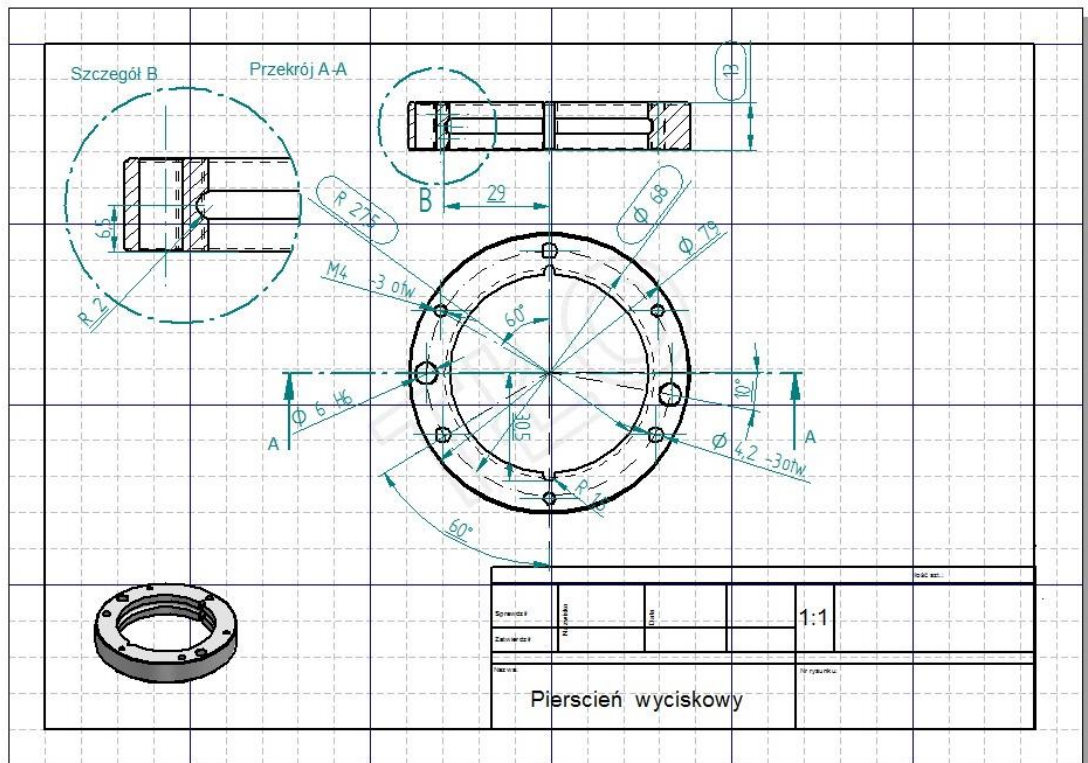
3.2.3 Wykonanie urządzenia badawczego

3.2.3.1 Wymiarowanie oraz wykonanie rysunków technicznych

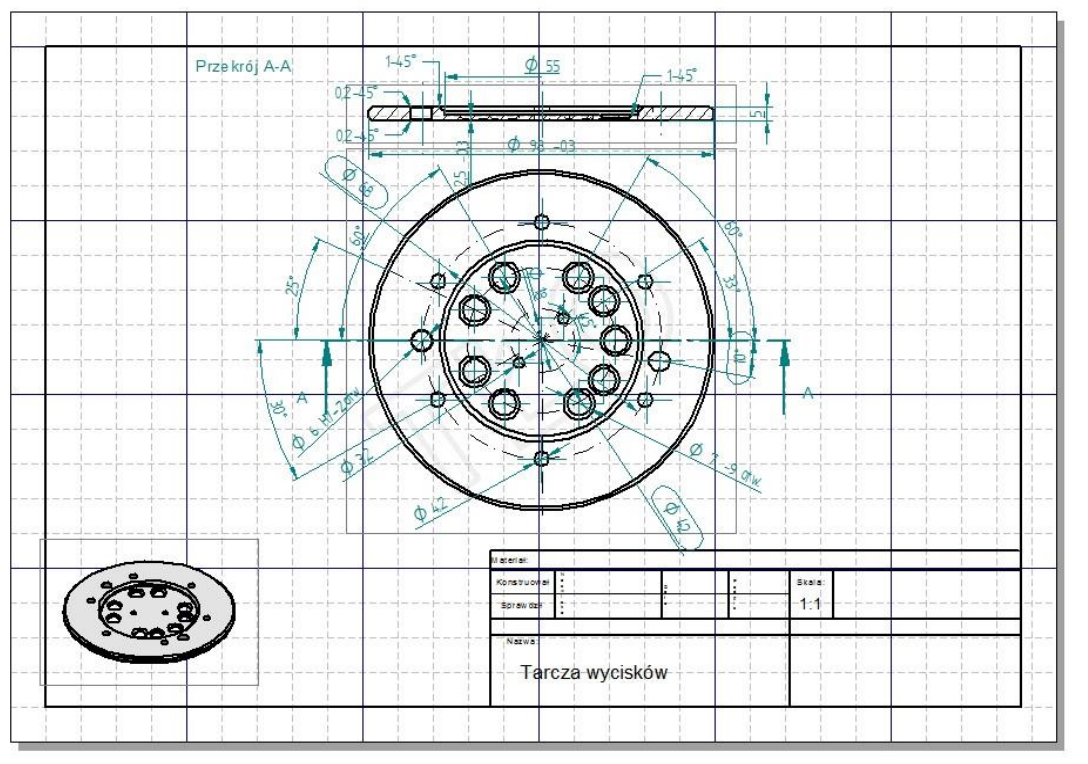
Na podstawie projektu CAD wykonano dokładne wymiarowanie oraz rysunki techniczne wszystkich elementów urządzenia badawczego, zgodne z założeniami badań oraz pomiarami obrazów Tomografii CBCT bezzębnej zuchwy (ryc. 20 – ryc. 23). Rysunki wykonano w programie graficznym CAD – Solid Edge Design (Siemens PLM Software, Niemcy).



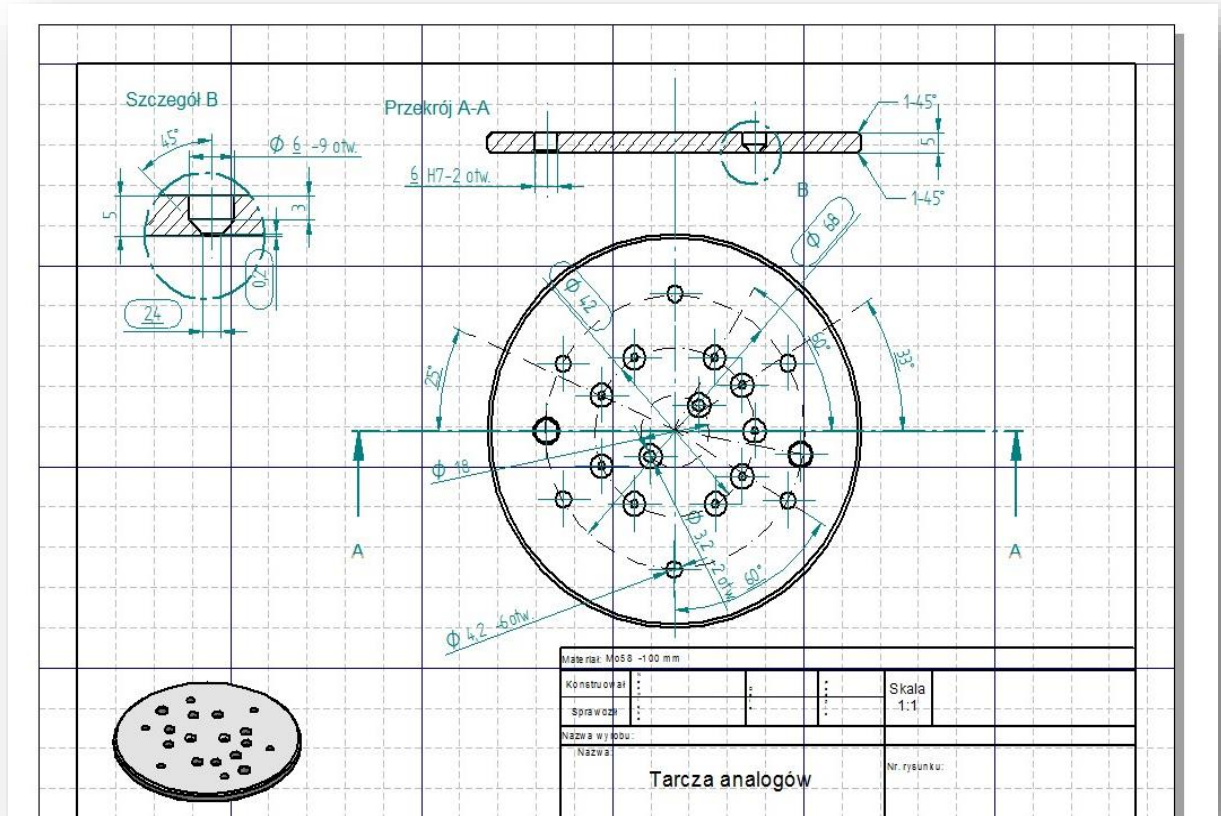
Rycina 20 Rysunek techniczny jednego pierścienia do generowania modeli badawczych



Rycina 21 Rysunek techniczny pierścienia imitującego łyżkę wyciskową



Rycina 22 Rysunek techniczny tarczy transferów



Rycina 23 Rysunek techniczny tarczy analogów

3.2.3.2 Wytworzenie urządzenia badawczego

Na podstawie danych CAD oraz rysunków technicznych z zastosowaniem współrzędnościowej tokarki wieloosiowej CNC (DECKEL MAHO DMC 635 V CNC, DECKEL MAHO Seebach GmbH, DMG, Niemcy) w gotowych elementach ze stopów brązu oraz tarczach ze stopów mosiądzu wytoczono precyzyjnie poszczególne elementy urządzenia badawczego i potwierdzono ich wymiary. Następnie zamontowano precyzyjne elementy dodatkowe, śruby łączące poszczególne elementy i złożono urządzenie badawcze, sprawdzając dokładność spasowania.

Wstępne próby przeprowadzenia doświadczenia w celu sprawdzenia użyteczności urządzenia wykazały kilka następujących problemów:

- ▶ trudności z uwalnianiem modeli z pierścienia,

- ▶ przywieranie gipsu do urządzenia i jego odkruszanie lub pękanie w momencie uwalniania modelu,
- ▶ problemy z ponownym wprowadzaniem modeli do urządzenia w celu ich powielenia,
- ▶ trudności w zdjęciu pierścienia imitującego łyżkę wyciskową po pobraniu wycisku.

Problemy te rozwiązano i wytworzono ostateczne urządzenie badawcze (ryc. 24 i ryc. 25), które posiadało kilka nowych elementów i kilka poprawionych detali. W celu eliminacji przywierania gipsu i poprawienia „mobilności” modelu badawczego spolerowano wewnętrzne ściany urządzenia badawczego oraz w trakcie eksperymentu zakładano na ścianki urządzenia cienką warstwę oleju wazelinowego (AG Termopasty, Polska). Wykonano dodatkowo kilka gwintowanych otworów w pierścieniach w celu poluznienia ich połączenia w trakcie uwalniania wycisku i przy użyciu śrub rozpierających rozkręcano oba elementy. Kolejne próby doświadczenia potwierdziły słuszność wprowadzonych poprawek.



Rycina 24 Urządzenie badawcze do wytwarzania modeli z implantami umieszczonymi równolegle



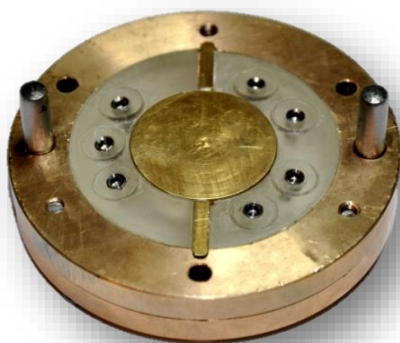
Rycina 25 Urządzenie badawcze do wytwarzania modeli z implantami umieszczonymi kątowo

3.2.4 Wykonanie modeli badawczych 0

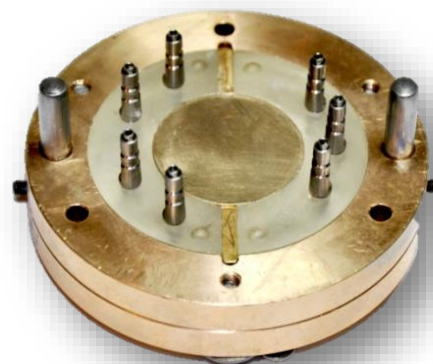
Za pomocą urządzenia badawczego wytworzono sześć modeli badawczych, imitujących różne sytuacje kliniczne (modele 0), które zostały wykonane przy użyciu materiałów żywicznych opisanych wyżej (rozdz. 3.1.4) i odpowiednio opisane (tab. 3), (ryc. 26 i 27). Wykonano 3 modele z 3 implantami oraz 3 modele z 4 implantami. Dla każdej grupy wykonano model z implantami, których długie osie były ustawione równoległe do siebie i prostopadłe do płaszczyzny zerowej, z długimi osiami implantów ustawionymi rozbieżnie względem płaszczyzny_0 pod kątem 8° dla każdego implantu w kierunku odśrodkowym oraz z długimi osiami implantów ustawionymi zbieżnie pod kątem $0-8^\circ$ w stosunku do płaszczyzny_0 w kierunku dośrodkowym.

Tabela 3 Nazwy oraz rodzaje uzyskanych modeli „0” (sytuacji klinicznych)

Liczba implantów w modelu badawczym	Rozmieszczenie implantów		
	Równoległe	zbieżne	rozbieżne
3	0-3-p	0-3-z	0-3-r
4	0-4-p	0-4-z	0-4-r



Rycina 26 Zamontowane w urządzeniu badawczym modele „0” z implantami ustawionymi rozbieżnie (0-4-r i 0-3-r)



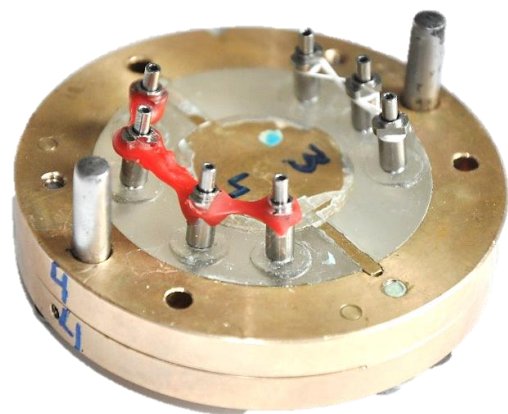
Rycina 27 Zamontowane w urządzeniu badawczym modele „0” z implantami równoległymi (0-3-p i 0-4-p) oraz dokręconymi transferami do metody zamkniętej

3.2.5 Pobranie wycisków metodami klasycznymi

Dla każdego modelu „0” wykonano szereg doświadczeń badawczych z zastosowaniem różnych technik, metod, mas oraz transferów wyciskowych przy użyciu urządzenia badawczego. Każdy model „0” miał pobrane 8 różnych wycisków (ryc. 28, ryc. 29). Dla każdego modelu „0” pobrano: 4 wycisków masą PVS oraz 4 wycisków masą PE. Dla każdego rodzaju masy wyciskowej pobrano wyciski metodą łyżki otwartej oraz łyżki zamkniętej. W przypadku wycisków metodą łyżki otwartej pobierano je z użyciem transferów do metody łyżki otwartej oraz transferów trójfunkcyjnych. W obu przypadkach pobierano wyciski techniką bez blokowania transferów lub z blokowaniem transferów wyciskowych masą żywiczną, z wyjątkiem transferów trójfunkcyjnych, w przypadku których nie blokowano implantów.



Rycina 28 Zamontowane w urządzeniu badawczym modele „0” z implantami ustawionymi zbieżnie (0-4-z i 0-3-z) z zamontowanymi transferami do łyżki otwartej

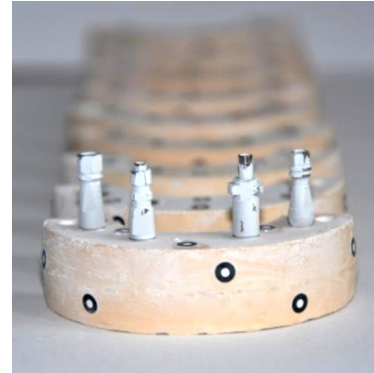


Rycina 29 Zamontowane w urządzeniu badawczym modele „0” z implantami ustawionymi zbieżnie (0-4-z i 0-3-z) z zamontowanymi transferami do łyżki otwartej po blokowaniu transferów żywicą

Następnie każdy z pobranych wycisków był montowany do urządzenia badawczego. Przy pomocy gipsu odlewano powielone modele badawcze, które po związaniu opisano (tab. 4, ryc. 30, ryc. 31). Uzyskano łącznie 52 modele badawcze, w których zamontowano 182 analogi implantów.



Rycina 30 Pobrane wyciski z przykręconymi do transferów analogami implantów, zamontowane w urządzeniu badawczym



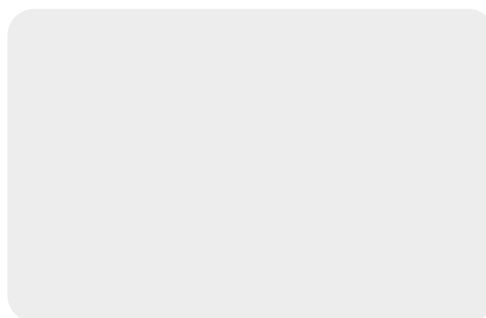
Rycina 31 Uzyskane powielone modele gipsowe, przygotowane do skanowania skanerem i wytworzenia modeli wirtualnych

Tabela 4 Nazewnictwo uzyskanych za pomocą doświadczenia powielonych modeli badawczych

Liczba i rozmieszczenie implantów		masa poliwinylsiloksanowa (Ekspress)				masa polieterowa (Impregum)			
		łyżka otwarta			łyżka zamknięta	łyżka otwarta			łyżka zamknięta
		transfer cylindryczny		3-funkcyjny		transfer cylindryczny		3-funkcyjny	
bez blokowania	splint	bez blokowania	splint						
3	równoległe	EKOK 3P	EKOS 3P	EK3FK 3P	EKZ 3P	IMOK 3P	IMOS 3P	IM3FK 3P	IMZ 3P
3	rozbieżne	EKOK 3R	EKOS 3R	EK3FK 3R	EKZ 3R	IMOK 3R	IMOS 3R	IM3FK 3R	IMZ 3R
3	zbieżne	EKOK 3Z	EKOS 3Z	EK3FK 3Z	EKZ 3Z	IMOK 3Z	IMOS 3Z	IM3FK 3Z	IMZ 3Z
4	równoległe	EKOK 4P	EKOS 4P	EK3FK 4P	EKZ 4P	IMOK 4P	IMOS 4P	IM3FK 4P	IMZ 4P
4	rozbieżne	EKOK 4R	EKOS 4R	EK3FK 4R	EKZ 4R	IMOK 4R	IMOS 4R	IM3FK 4R	IMZ 4R
4	zbieżne	EKOK 4Z	EKOS 4Z	EK3FK 4Z	EKZ 4Z	IMOK 4Z	IMOS 4Z	IM3FK 4Z	IMZ 4Z

3.2.6 Wygenerowanie wirtualnych modeli

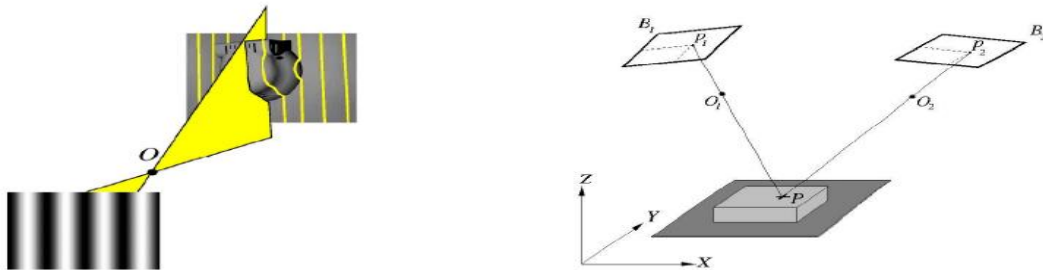
Po przeprowadzeniu procesu kalibracji przyrządu GOM Atos IIe (GOM GmbH Industries, Niemcy), do modeli akrylowych (modele 0) oraz wszystkich modeli gipsowych uzyskanych w badaniu zamontowano transfery wyciskowe (do każdego analogu opisany transfer, przykręcony kluczem dynamometrycznym z siłą 20 Ncm). Następnie w celu uniknięcia odbłasków i refleksów świetlnych, każdy model pokryto specjalnym sprayem matującym (IPS Contrast Spray Chairside Blue, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) oraz przytwierdzono punkty referencyjne (ryc. 32). Poprzez punkty referencyjne, które umieszcza się na mierzonym przedmiocie i w jego pobliżu, poszczególne pomiary są transformowane do jednego wspólnego układu współrzędnych 3D z doskonałym dopasowaniem.



Rycina 32 Model „0” przygotowany do skanowania skanerem 3D przed przyklejeniem punktów referencyjnych

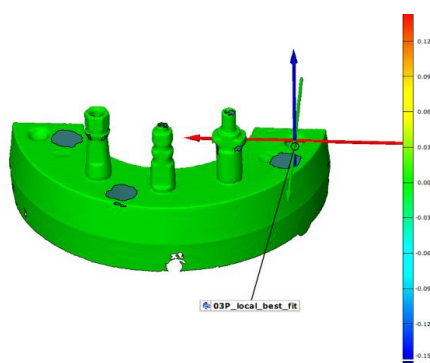
Wszystkie modele gipsowe wraz z akrylowymi modelami „0” zeskanowano za pomocą precyzyjnego skanera optycznego 3d GOM Atos IIe (Zakład Metrologii i Systemów Pomiarowych Politechniki Poznańskiej), który jest urządzeniem pomiarowym tworzącym trójwymiarowe skany elementów, przy zapewnionych wysokich rozdzielczościach. Skaner rejestruje pełną geometrię powierzchni obiektu, jako chmurę punktów bądź siatkę trójkątów. System bazuje na zasadzie triangulacji poprzez zniekształcenie linii w postaci promienia światła oświetlającego powierzchnię przedmiotu (tzw. efekt prążków Moire’a) (ryc. 33). Linie na trójwymiarowym obiekcie zniekształcają się w zależności od wielkości deformacji powierzchni mierzonego obiektu, a obraz oświetlonego przedmiotu przechwytywany jest przez dwie kamery i analizowany w komputerze. Bazując na równaniach transformacji optycznej, jednostka przetwarzająca automatycznie i z dużą

dokładnością oblicza współrzędne 3D dla każdego piksela. Na podstawie trójkąta powstałego między źródłem światła, kamerą i powierzchnią mierzonego obiektu, wyznaczane jest położenia punktów leżących na powierzchni obiektu (79).

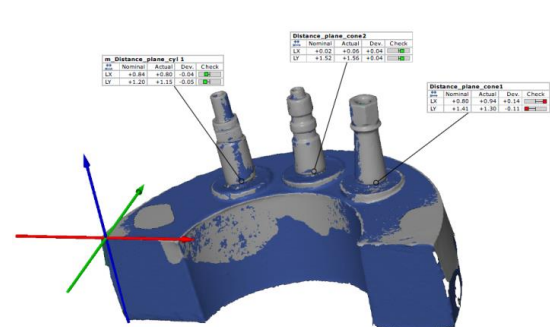


Rycina 33 Projektacja prążków i zasada triangulacji (79)

Dzięki skanowaniu otrzymano chmurę punktów, którą w programie pomiarowym poddano procesowi poligonizacji. Poligonizacja chmury punktów 3D polega na optymalnej transformacji dowolnej chmury punktów na siatkę trójkątów. Uzyskaną siatkę trójkątów można transformować na dowolne pliki importowane przez systemy CAD. Oprogramowanie pomiarowe GOM Inspect V7.5 SR2 (GOM GmbH Industries, Niemcy) umożliwia oprócz analizy geometrii przestrzennej badanego elementu również porównanie do modelu CAD lub referencyjnego. W wyniku analizy geometrycznej uzyskujemy kolorystyczny i graficzny obraz odchyłek od elementu referencyjnego (CAD) we wszystkich punktach opisujących badany element (ryc. 34 i ryc. 35). Odchyłką w przeprowadzanych badaniach nazywamy różnicę między wymiarem rzeczywistym zaobserwowanym a odpowiadającym mu wymiarem nominalnym wyrażonym w milimetrach. Odchyłka może być dodatnia, ujemna lub równa zero.



Rycina 34 Wirtualny model 0-3-p z mapą odchyłek w układzie współrzędnych



Rycina 35 Wirtualny model im-z-3r w układzie współrzędnych oraz pokazana odchyłka

3.2.7 Pobranie wycisku cyfrowego i wygenerowanie wirtualnego modelu

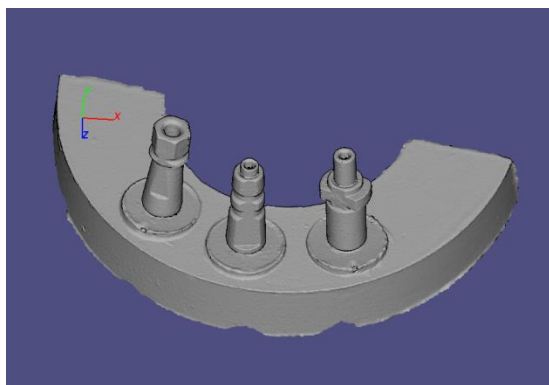
System LAVA C.O.S. jest systemem zamkniętym. Pliki źródłowe po skanowaniu są w postaci kodowanej z rozszerzeniem *.ply, których nie można poddać bezpośredniej obróbce w zewnętrznych (nie fabrycznych) programach graficznych.

W celu przeprowadzenia badania, każdy model „0” (tab. 3) był skanowany skanerem wewnątrzustnym. W celu identyfikacji wykonanych wycisków cyfrowych w trakcie procedury skanowania odpowiednio opisano i nazwano każdy wycisk cyfrowy w oprogramowaniu skanera. Następnie dzięki współpracy z firmą 3M Espe Polska otrzymano odpowiednie pliki z rozszerzeniem *.ply.

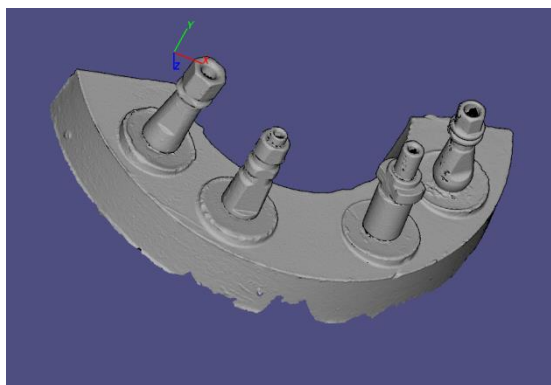
W celu porównania wycisków cyfrowych w oprogramowaniu ATOS z wirtualnymi modelami „0” wszystkie pliki *.ply zostały przetworzone na pliki *.stl w programie Geomagic Studio 12 (ryc. 36, ryc. 37) oraz odpowiednio opisane tabelarycznie (tab. 5). Pliki STL (StereoLithography) są plikami, które określają siatkę zmierzoną wielokątów i zostały stworzone na potrzeby drukowania przestrzennego 3D. Dzięki skanowaniu optycznemu oraz oprogramowaniu możliwe jest graficzne i geometryczne wytworzenie chmury punktów, które połączone są ze sobą wieloma liniami, tworząc zbiór trójkątów odpowiednio ułożonych w przestrzenny obiekt 3D, co w przypadku przeprowadzonych badań przekłada się na wirtualne modele badawcze.

*Tabela 5 Nazewnictwo plików *.stl (wycisków cyfrowych) powstałych po skanowaniu skanerem wewnątrzustnym i przetworzeniu w programie graficznym*

Skanowane modele „0”	0-3-p	0-3-z	0-3-r	0-4-p	0-4-z	0-4-r
Uzyskane pliki *.stl	3-p-COS	3-z-COS	3-r-COS	4-p-COS	4-z-COS	4-r-COS



Rycina 36 Przetworzony plik 3-z-COS.ply
na plik 3-z-COS.stl w programie Geomagic
Studio 12

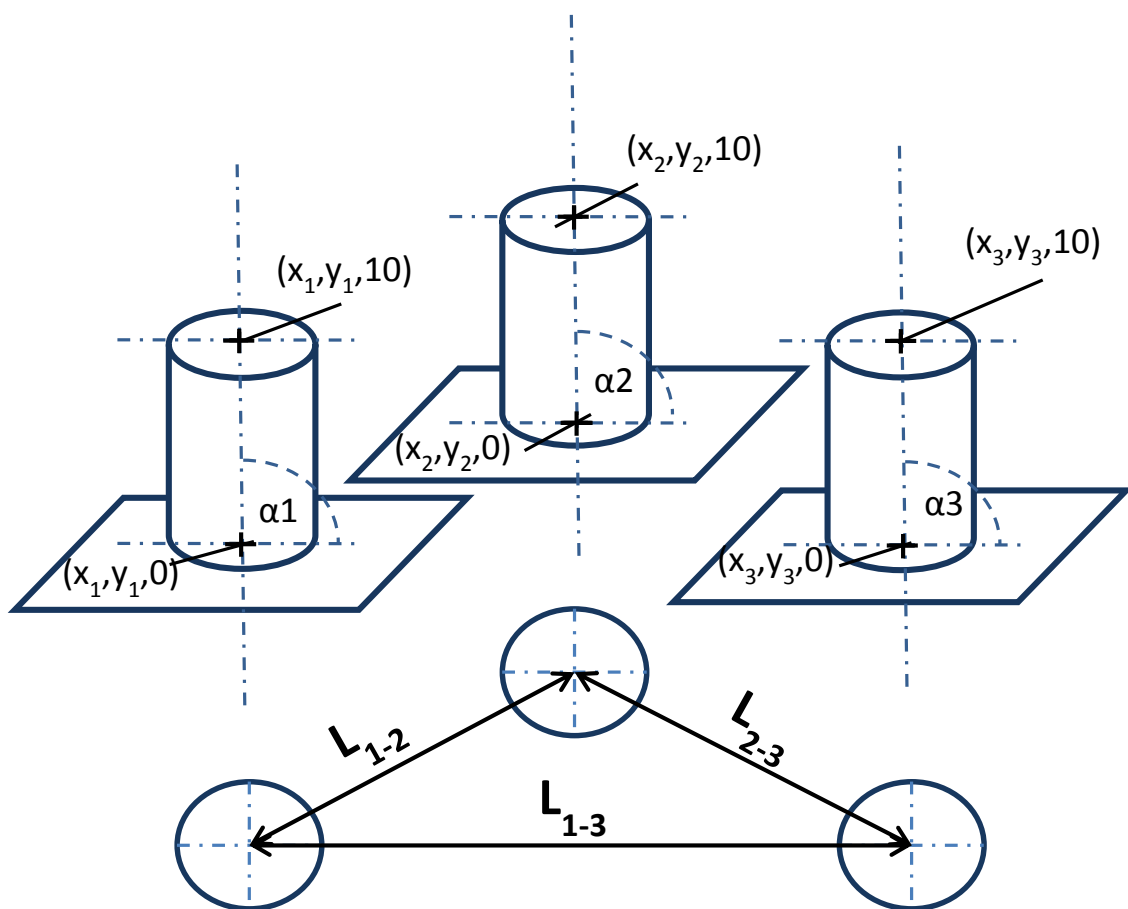


Rycina 37 Przetworzony plik 4-z-COS.ply
na plik 4-z-COS.stl w programie Geomagic
Studio 12

3.3 Metodyka pomiarów

3.3.1 Cechy krytyczne warunkujące geometryczną dokładność wycisków

Badania kliniczne oraz doświadczenie własne pozwoliły stwierdzić, że miarą dokładności wycisku są charakterystyczne wymiary geometryczne opisujące odwzorowywany kształt. W celu porównania dokładności wycisków sporządzono schematyczny rysunek modelu (ryc. 38) oraz dokonano wstępnej analizy otrzymanych wirtualnych modeli.



Rycina 38 Cechy krytyczne warunkujące geometryczną dokładność odtworzenia kształtu

Na podstawie przeprowadzonych analiz zdefiniowano następujące cechy krytyczne warunkujące geometryczną dokładność odtworzenia kształtu:

1. Położenie środka długiej osi każdego transferu wyciskowego na poziomie platformy implantu (0 mm) $(x_n, y_n, 0)$
2. Położenie środka długiej osi każdego transferu wyciskowego na poziomie 10 mm powyżej platformy implantu $(x_n, y_n, 10)$
3. Odległości pomiędzy poszczególnymi środkami długich osi transferów wyciskowych na poziomie platformy implantu $(L_{1-2}, L_{1-3}, L_{2-3})$
4. Wyznaczona prostopadłość między długimi osiami implantu a platformą implantu na poziomie „0”

Na podstawie otrzymanych założeń przeprowadzono dokładne badania metrologiczne i pomiarowe oraz ustalono dla nich pełną metodykę pomiarów. W badaniach wykorzystano program GOM Inspect Professional V7.5 (GOM GmbH Industries, Niemcy).

3.3.2 Ustalenie układu współrzędnych dla wirtualnego modelu „0”

1. Płaszczyzna nominalna [płaszczyzna_0], obliczona jako płaszczyzna średniokwadratowa „Best-Fit” na podstawie chmury punktów ją opisujących, w stosunku do której analizowane będzie położenie w przestrzeni 3D badanych implantów, a w szczególności prostopadłość długich osi implantów do płaszczyzny_0;
2. Wektor normalny płaszczyzny średniokwadratowej skonstruowanej na powierzchni górnej modelu (płaszczyzna_0) wyznacza oś Z;
3. Oś X jako przecięcie płaszczyzny_0 i płaszczyzny na powierzchni bocznej modelu;
4. Początek układu współrzędnych znajduje się wewnątrz wytworzonego nacięcia na modelu w narożniku modelu „0”, oś Y jako prostopadła do osi X i Z przechodząca przez początek układu.

3.3.3 Wyznaczenie cech krytycznych modelu „0”

1. Cyfrowe skonstruowanie na transferach wyciskowych odpowiednio walca i stożków 1-3;
2. Wyznaczenie pozycji transferów na płaszczyźnie_0 jako punktów przecięcia walca i stożków z tą płaszczyzną – analizowano współrzędne X i Y [Stożek1 x/y, Walec x/y, Stożek2 x/y, Stożek3 x/y] (w przypadku implantów rozmieszczonych rozbieżnie i zbieżnie pozycje ustalano względem indywidualnych płaszczyzn rozbieżnych/zbieżnych pod transferami);
3. Wyznaczenie odległości między poszczególnymi transferami w osi X, Y oraz bezpośrednio między nimi (XY) na płaszczyźnie_0 i płaszczyznach indywidualnych dla implantów nierównoległych [Walec - Stożek1 x/y, Walec - Stożek2 x/y, Stożek1 - Stożek2 x/y];
4. Wyznaczenie odchyłki pomiędzy położeniem osi walca i stożków na płaszczyźnie_0 i płaszczyznach indywidualnych dla implantów nierównoległych, w stosunku do płaszczyzny równoległej do ww. płaszczyzn na wys. 10 mm, analizowano odchyłkę w osi X i Y i b;
5. Wyznaczenie prostopadłości osi walca i stożków względem płaszczyzny_0/ płaszczyzn indywidualnych

3.3.4 Ustalenie modelu „0” jako elementu referencyjnego

Wirtualne modele „0” wszystkich sześciu sytuacji klinicznych o wymiarach nominalnych i ustalonych cechach krytycznych zostały dokładnie opisane i zebrane w postaci tabelarycznej i graficznej z zachowaniem wszelkich układów współrzędnych.

Uzyskane dane numeryczne posłużą jako dane wyjściowe, względem których wyznaczone zostaną odchyłki w trakcie badania wirtualnych modeli powielonych uzyskanych podczas doświadczenia, dzięki czemu możliwe będzie przeprowadzenie analizy porównawczej i statystycznej wyników.

3.3.5 Porównanie modeli powielonych z modelem „0”

1. Wprowadzenie siatki zmierzonej każdego kolejnego modelu powielonego w układ współrzędnych modelu „0” (zastosowanie funkcji opartej na metodzie najmniejszych kwadratów); jako stałą dopasowania modeli wykorzystano niezmienną podczas badania geometrię zastosowanych transferów wyciskowych;
2. Sporządzenie kolorowej mapy odchyłek;
3. Wyznaczenie cech krytycznych na modelach powielonych zgodnie z metodyką przedstawioną w rozdziale 3.3.3;
4. Porównanie wartości cech krytycznych modelu „0” z cechami krytycznymi modelu powielonego (wyznaczenie odchyłek dla cech krytycznych dla wszystkich modeli powielonych względem analogicznych cech krytycznych modelu „0”);
5. Wyznaczenie odchyłek dla cech krytycznych dla wszystkich modeli.

4 Wyniki badań i ich omówienie

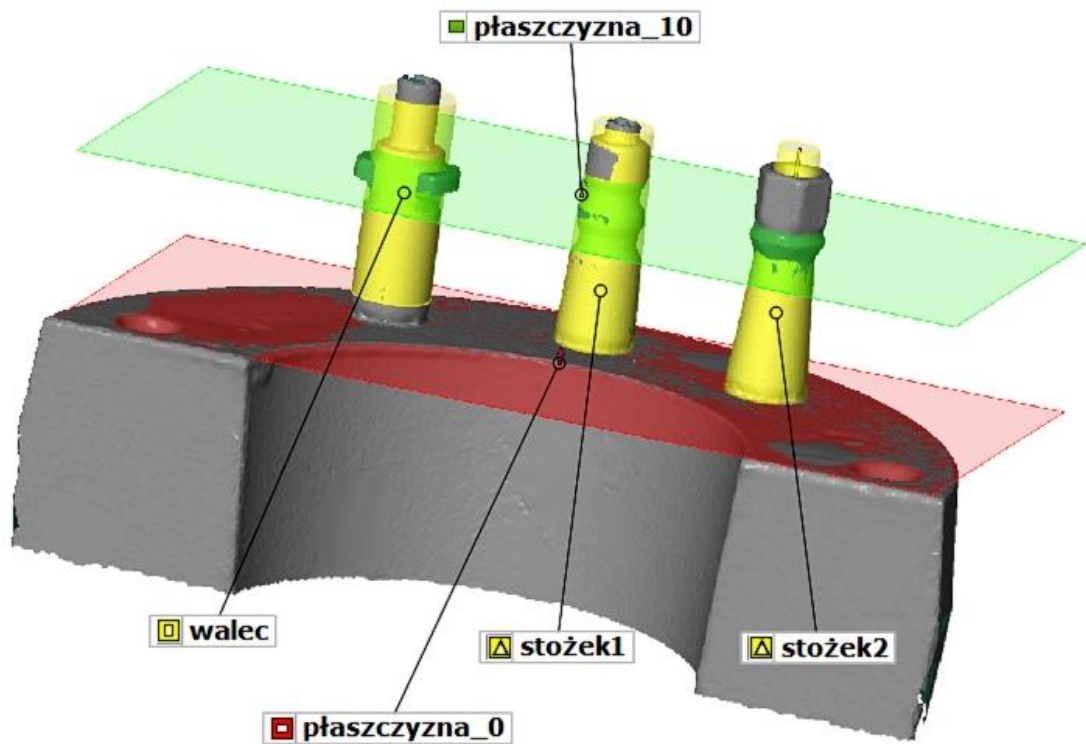
4.1 Wyniki dla poszczególnych modeli „0”

4.1.1 Sytuacja kliniczna z 3 implantami

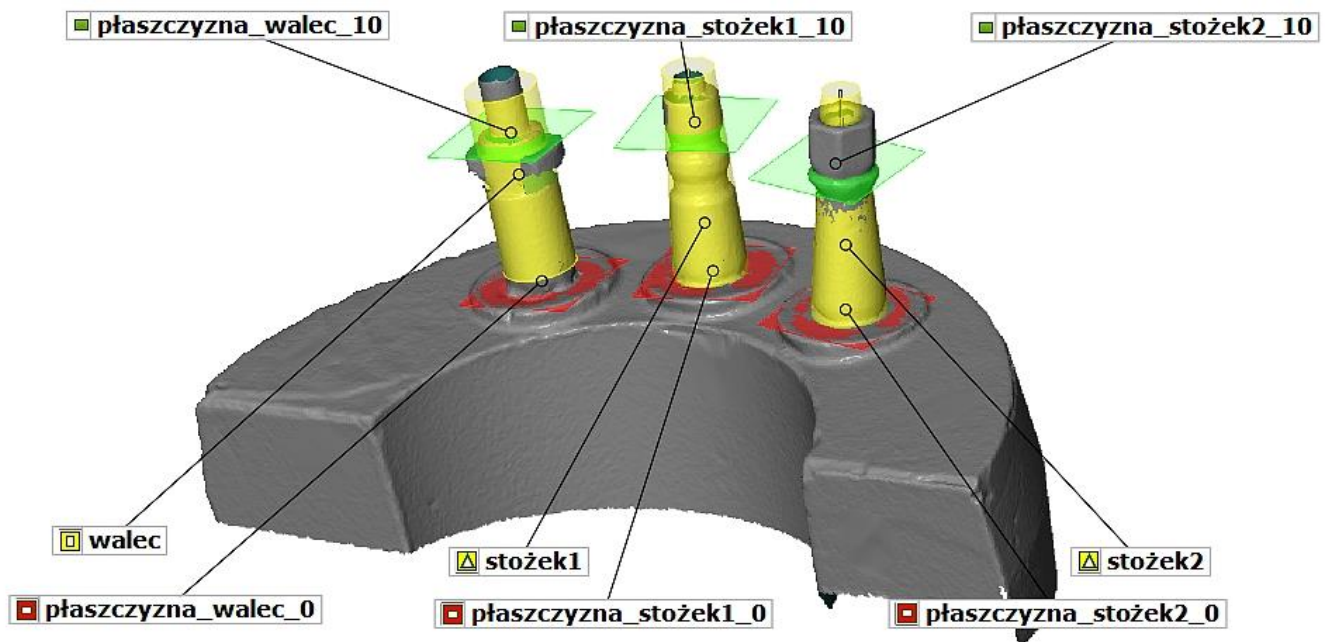
Dla modeli „0” z 3 implantami rozmieszczonymi równolegle (0-3-p), zbieżnie (0-3-z) oraz rozbieżnie (0-3-r) uzyskano dane liczbowe z cechami krytycznymi oraz wartościami nominalnymi umieszczonymi w tabeli 6, oraz dokładnym opisem graficznym na rycinach (ryc. 39-42). Dane liczbowe zostały wygenerowane przez program GOM Inspect 7.5 po dokonaniu pomiarów. Dla modeli z implantami rozmieszczonymi nierównolegle wytworzono 3 płaszczyzny prostopadłe do długich osi transferów, które służyły za płaszczyzny referencyjne (ryc. 40 i ryc. 41). Pomiarów dokonano z dokładnością 0,01 mm (GOM Atos IIe).

Tabela 6 Wartości nominalne dla wszystkich wyznaczonych cech na modelu „0” (0-3-p, 0-3-r, 0-3-z)

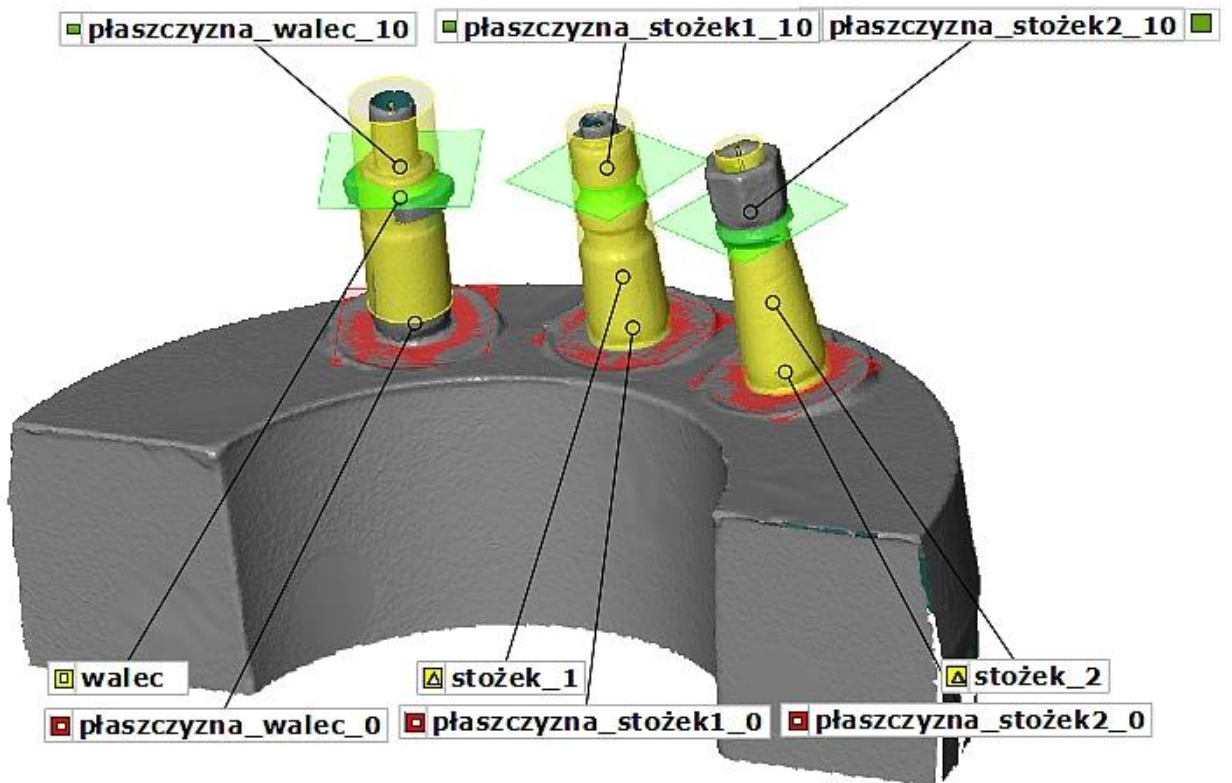
Element		Model „0”		
		0-3-P	0-3-R	0-3-Z
Pozycja względem układu współrzędnych (mm)	Walec Oś X	10,57	16,09	15,34
	Walec Oś Y	12,26	15,54	16,72
	Stożek1 Oś X	21,95	26,34	26,96
	Stożek1 Oś Y	15,64	18,46	19,72
	Stożek2 Oś X	33,38	37,4	37,93
	Stożek2 Oś Y	12,33	15,74	16,66
Odległość pomiędzy implantami na płaszczyźnie_0 (mm)	Walec - Stożek1 Oś X	11,38	10,26	11,62
	Walec - Stożek1 Oś Y	3,38	2,92	3,06
	Walec - Stożek2 Oś X	22,81	11,05	10,97
	Walec - Stożek2 Oś Y	0,07	0,2	0,06
	Stożek1 - Stożek2 Oś X	11,43	21,31	22,59
	Stożek1 - Stożek2 Oś Y	3,31	2,74	2,72
Przemieszczenie długiej osi transferu na wysokości 10 mm (mm)	Walec_10 Oś X	0,01	0,09	0,08
	Walec_10 Oś Y	0	0,11	0,01
	Stożek1_10 Oś X	0,01	0,01	0,1
	Stożek1_10 Oś Y	0,01	0,08	0,07
	Stożek2_10 Oś X	0,12	0,25	0,09
	Stożek2_10 Oś Y	0	0,07	0,04
Kąt nachylenia między osiami implantów a płaszczyzną(-ami)_0	Kąt 1 Pł. YZ	89.9°	86.7 ⁰	86.8 ⁰
	Kąt 1 Pł. XZ	89.9°	88.3 ⁰	82.3 ⁰
	Kąt 2 Pł. YZ	90.3°	87.9 ⁰	85.9 ⁰
	Kąt 2 Pł. XZ	90.2°	81.7 ⁰	82.7 ⁰
	Kąt 3 Pł. YZ	90.2°	86.8 ⁰	85.8 ⁰
	Kąt 3 Pł. XZ	90.6°	86.0 ⁰	83.1 ⁰



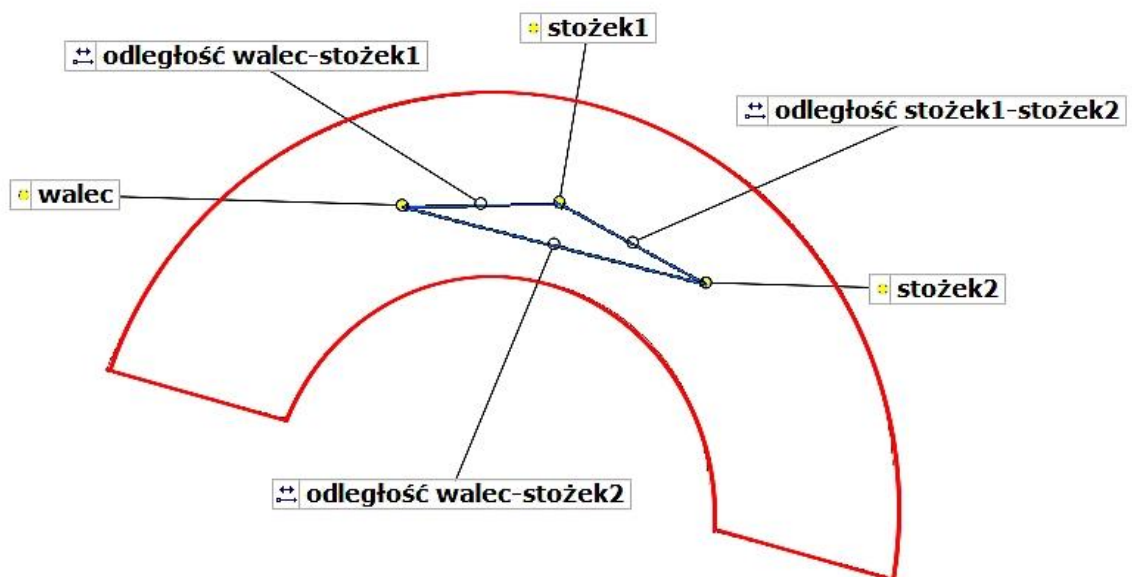
Rycina 39 Wyznaczona prostopadłość oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-3-p



Rycina 40 Wyznaczona prostopadłość oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-3-r



Rycina 41 Wyznaczona prostopadłość transferów oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-3-z



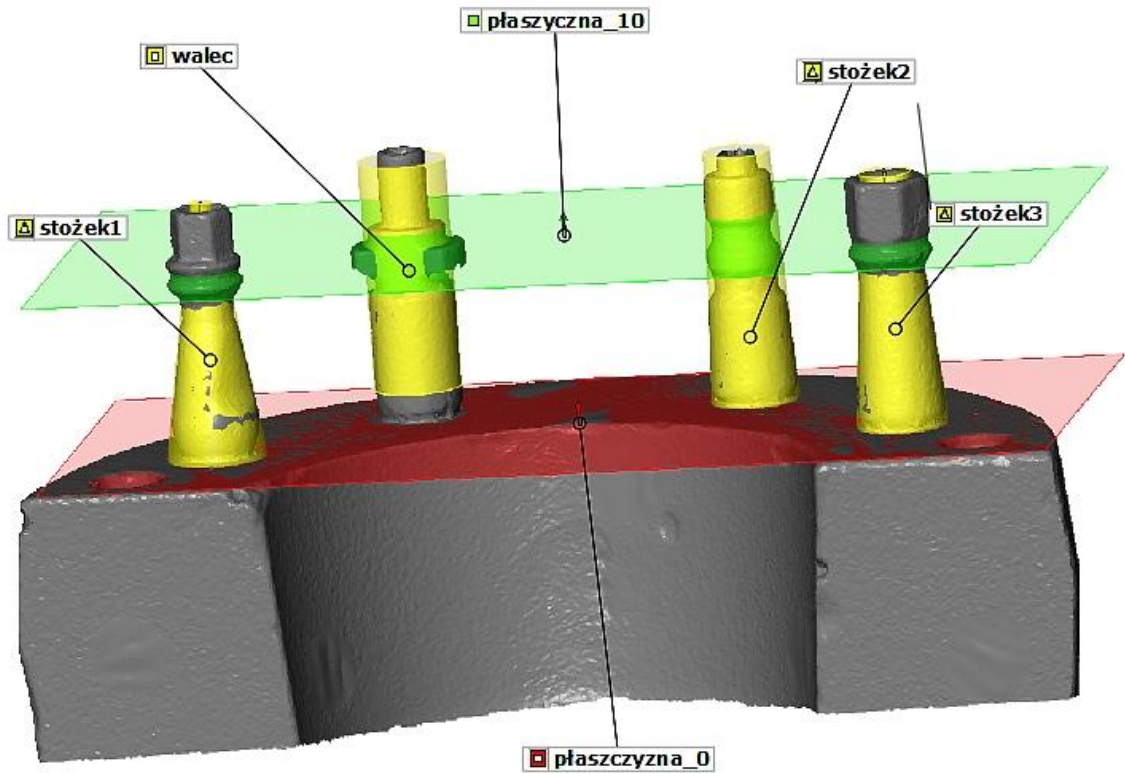
Rycina 42 Pozycje transferów oraz dystanse pomiędzy implantami na płaszczyźnie_0 - średniokwadratowej płaszczyźnie nominalnej na modelach 0-3-p, 0-3-r i 0-3-z

4.1.2 Sytuacja kliniczna z 4 implantami

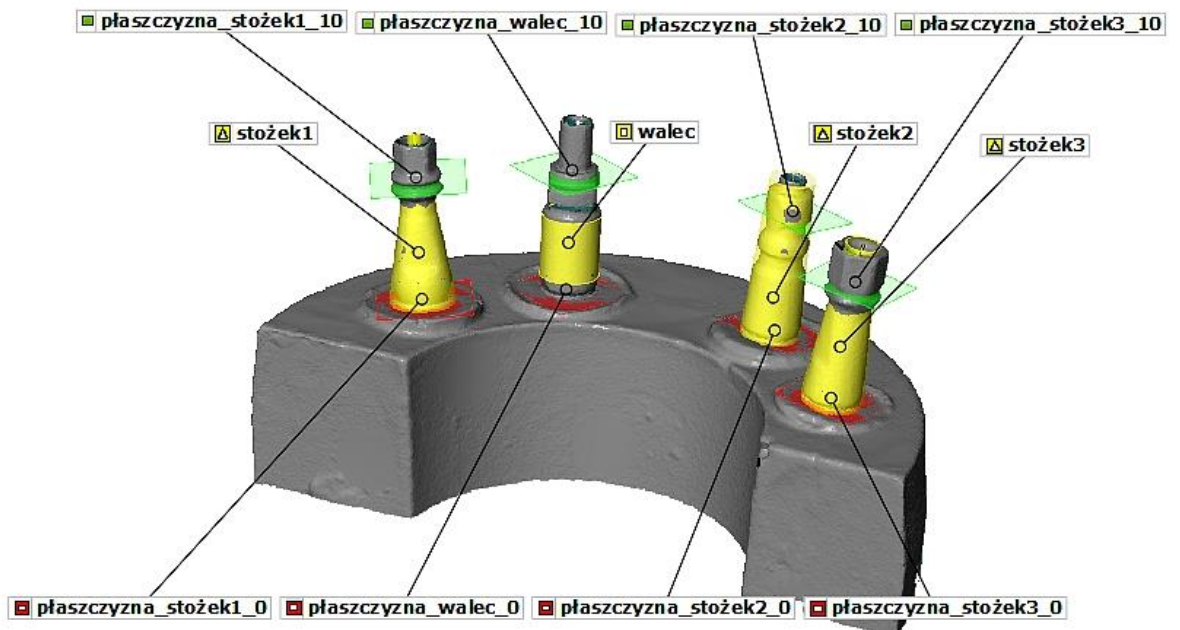
Dla modeli „0” z 4 implantami (0-4-p), zbieżnie (0-4-z) oraz rozbieżnie (0-4-r) uzyskano dane liczbowe z cechami krytycznymi oraz wartościami nominalnymi umieszczonymi w tabeli 7 oraz dokładnym opisem graficznym na rycinach (ryc. 43-46). Dla modeli z implantami rozmieszczonymi nierównolegle wytworzono 4 płaszczyzny prostopadłe do długich osi transferów, które służyły za płaszczyzny referencyjne (ryc. 44 i 45). Pomiarów dokonano z dokładnością 0,01 mm (GOM Atos IIe).

Tabela 7 Wartości nominalne dla wszystkich wyznaczonych cech na modeli „0” z 4 implantami (0-4-p, 0-4-r, 0-4-z)

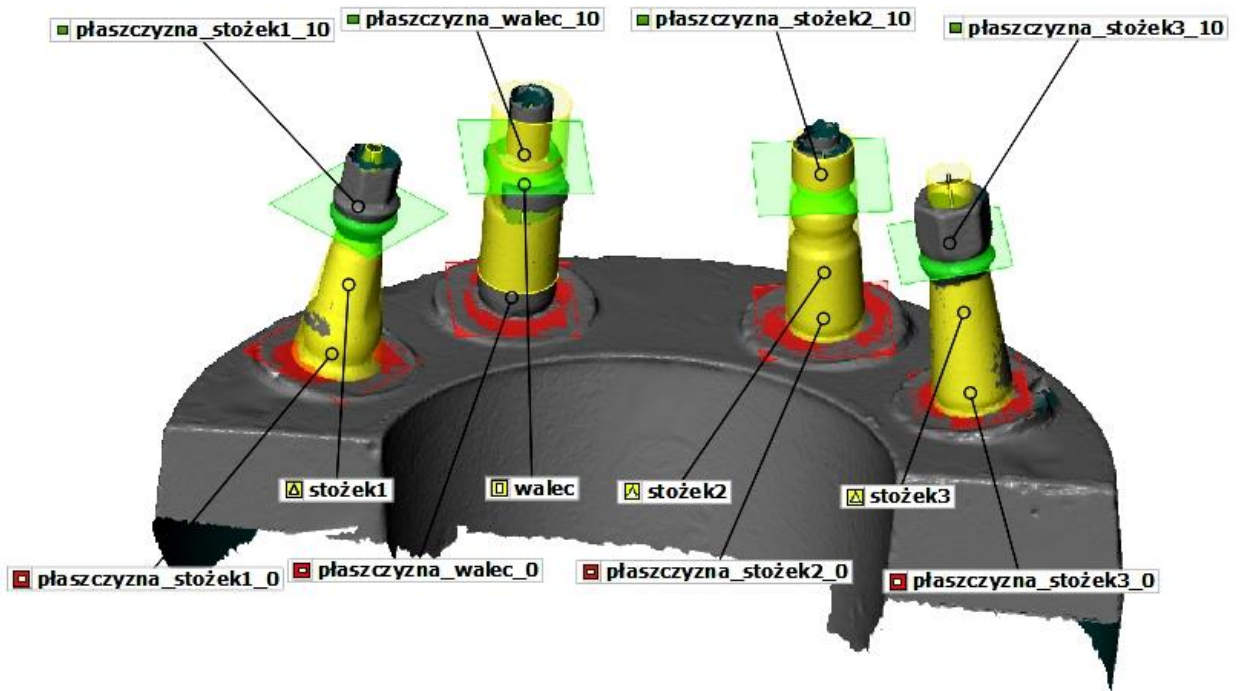
Element		Model „0”		
		0-4-p	0-4-r	0-4-z
Pozycja względem układu współrzędnych (mm)	Stożek 1 oś x	4,00	9,73	8,79
	Stożek 1 oś y	4,90	8,59	9,28
	Walec oś x	13,32	18,37	18,35
	Walec oś y	13,42	16,78	17,74
	Stożek 2 oś x	31,04	35,53	36,26
	Stożek 2 oś y	13,65	16,63	17,61
	Stożek 3 oś x	40,27	44,44	45,64
	Stożek 3 oś y	5,13	8,55	9,27
Odległość pomiędzy implantami na płaszczyźnie_0 (mm)	Stożek1 - Walec oś x	9,32	8,64	9,56
	Stożek1 - Walec oś y	8,52	8,19	8,46
	Stożek1 – Stożek2 oś x	27,05	25,81	27,47
	Stożek1 – Stożek2 oś y	8,75	8,04	8,33
	Stożek1 – Stożek3 oś x	36,27	34,72	36,85
	Stożek1 – Stożek3 oś y	0,23	0,04	0,02
	Walec – Stożek2 oś x	17,72	17,16	17,91
	Walec – Stożek2 oś y	0,22	0,14	0,13
	Walec – Stożek3 oś x	26,94	26,07	27,29
	Walec – Stożek3 oś y	8,29	8,23	8,48
	Stożek3 – Stożek4 oś x	9,22	8,91	9,38
	Stożek3 – Stożek4 oś y	8,51	8,08	8,34
Przemieszczenie długiej osi transferu na wysokości 10 mm (mm)	Stożek 1 oś x	0,04	0,05	0,21
	Stożek 1 oś y	0,05	0,16	0,21
	Walec oś x	0,04	0,1	0,06
	Walec oś y	0,07	0,16	0,06
	Stożek 2 oś x	0	0,06	0,26
	Stożek 2 oś y	0,06	0,29	0,17
	Stożek 3 oś x	0,06	0,02	0,01
	Stożek 3 oś y	0,03	0,04	0
Kąt nachylenia między osiami implantów a płaszczyzną_0	Kąt na stożku 1 pł. yz	89.5°	89.6°	88.2°
	Kąt na stożku 1 pł. xz	89.5°	88.9°	90.5°
	Kąt na walcu pł. xz	90.1°	91.7°	88.3°
	Kąt na walcu pł. yz	90.5°	92.1°	90.0°
	Kąt na stożku 2 pł. yz	89.9°	89.6°	89.6°
	Kąt na stożku 2 pł. xz	89.4°	87.9°	91.7°
	Kąt na stożku 3 pł. yz	89.6°	89.6°	89.4°
	Kąt na stożku 3 pł. xz	89.7°	89.9°	89.7°



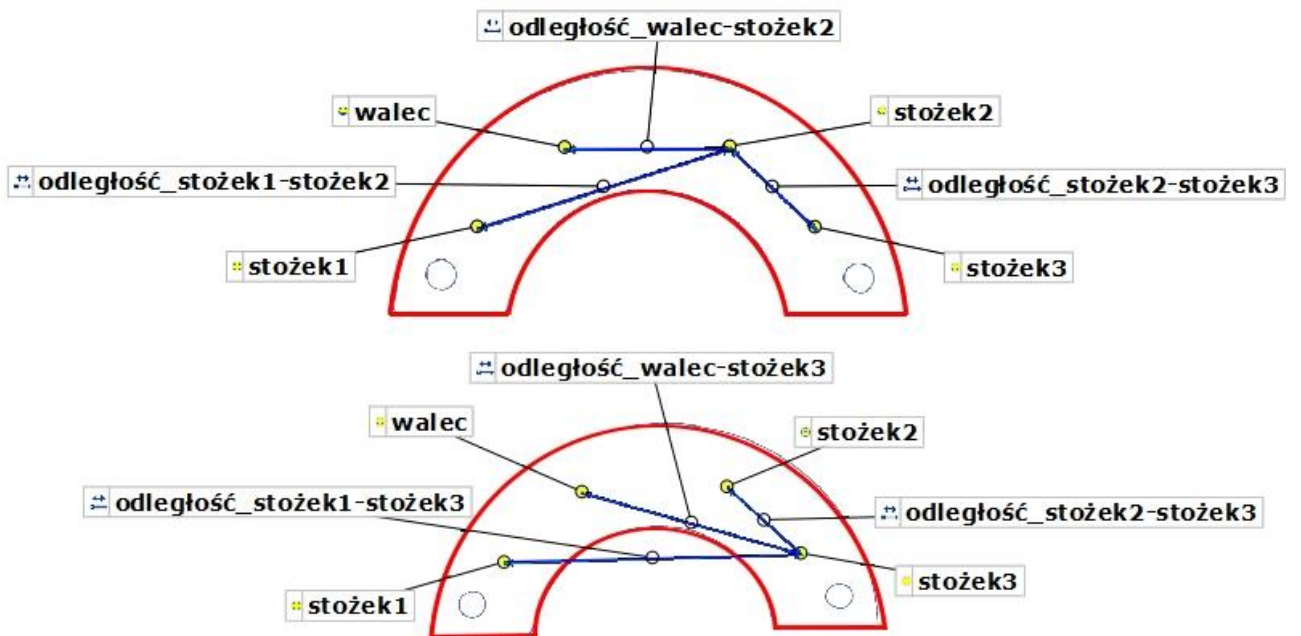
Rycina 43 Pozycja transferów oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-4-p



Rycina 44 Pozycja transferów oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-4-r



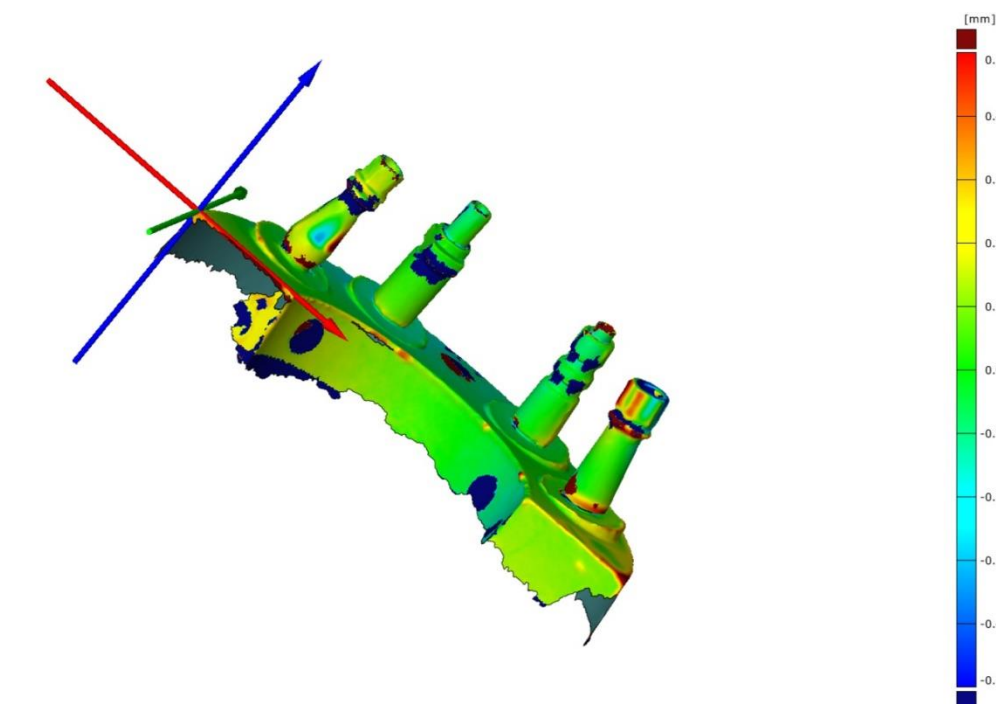
Rycina 45 Pozycja transferów oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-4-z



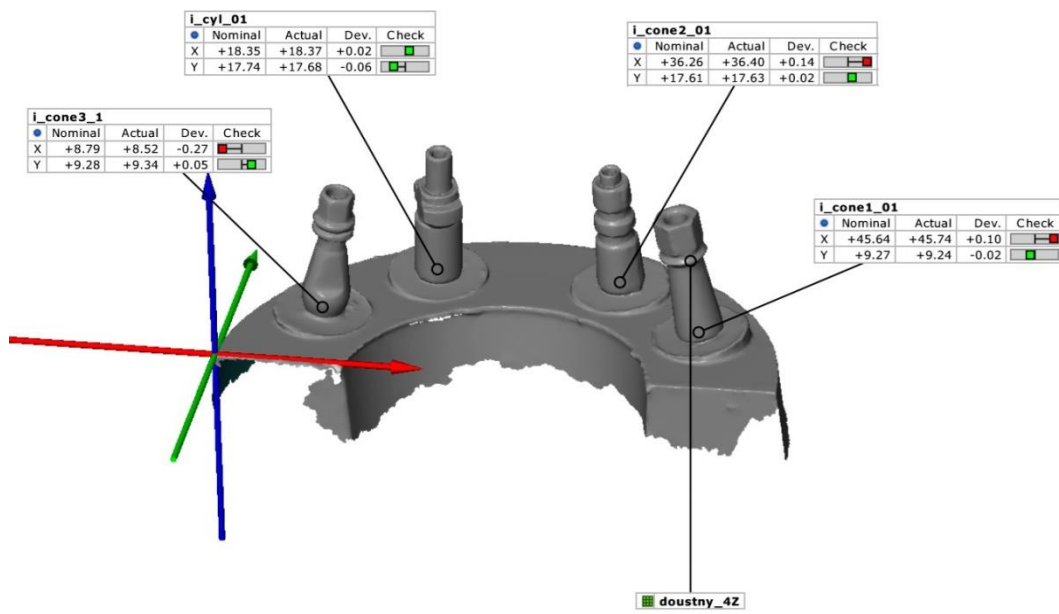
Rycina 46 Dystanse pomiędzy implantami na płaszczyźnie_0 – średniokwadratowej płaszczyźnie nominalnej na modelach 0-4-p, 0-4-r i 0-4-z

4.2 Wyniki uzyskane metodą wycisku cyfrowego

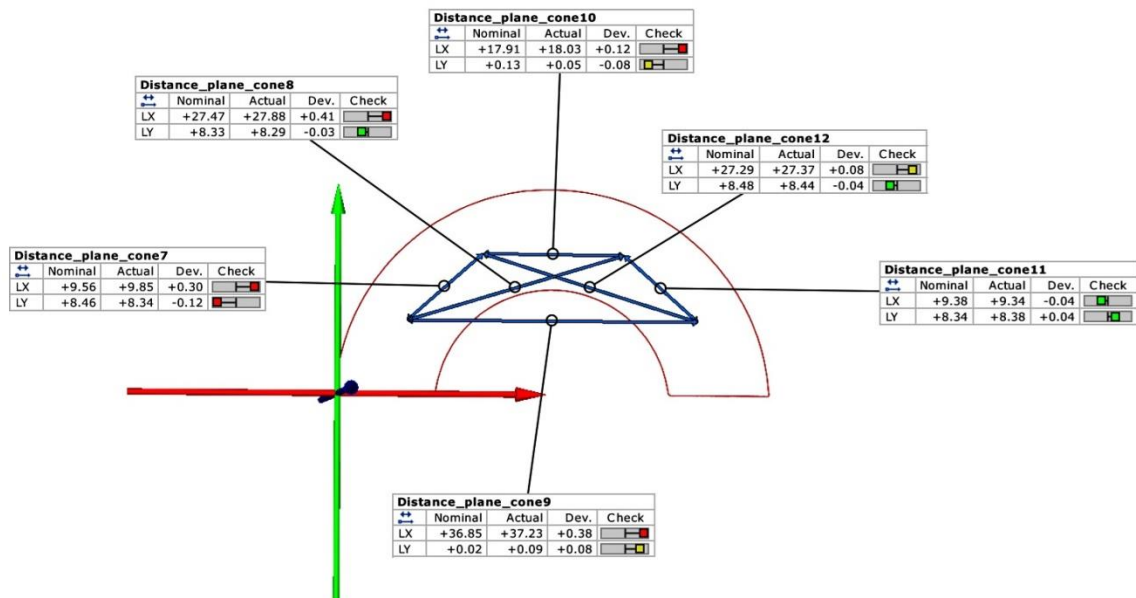
Pliki *.stl z tabeli 5 zostały wprowadzone do programu ATOS i porównane z odpowiadającymi modelami „0” na podstawie siatki zmierzonej tego modelu w układzie współrzędnych modelu „0” (stosując funkcję opartą na metodzie najmniejszych kwadratów, dopasowano modele na podstawie geometrii transferów wyciskowych). Dzięki temu uzyskano kolorystyczną mapę odchyłek i wyznaczono cechy krytyczne każdego wirtualnego wycisku zgodnie z opracowaną metodyką (patrz rozdz. 3.3). W przypadku wycisku cyfrowego nie wyznaczano konkretnych danych liczbowych, tylko skupiono się na wykazaniu odchyłek od każdego modelu „0” z tabeli 3. Dla przykładu pokazano uzyskane wyniki dla modelu 0-4-z (ryc. 47-51).



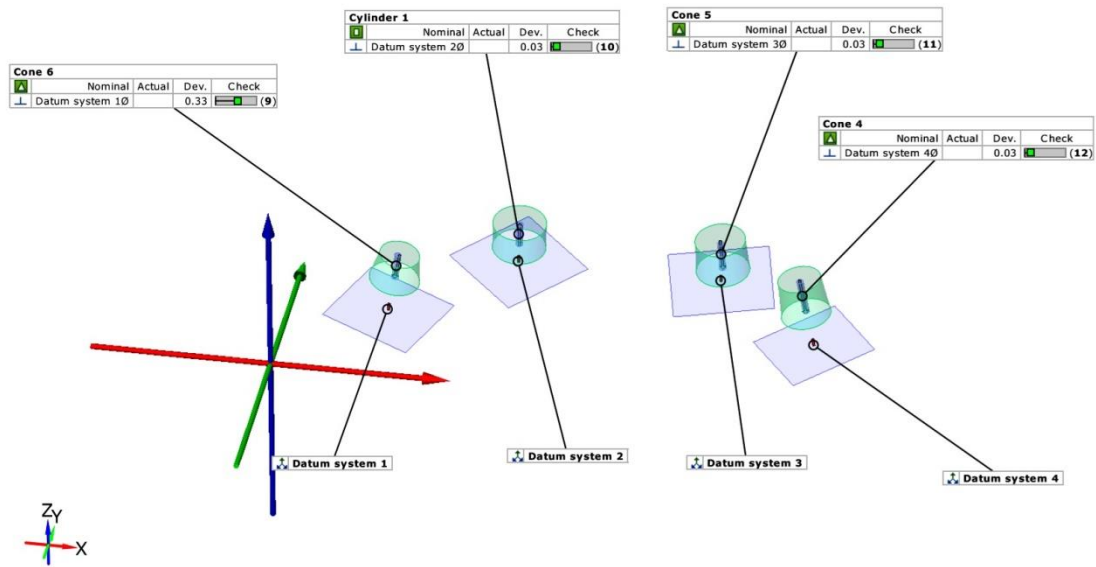
Rycina 47 Wizualna mapa odchyłek pomiędzy modelem 0-4-z a modelem 4-z-COS



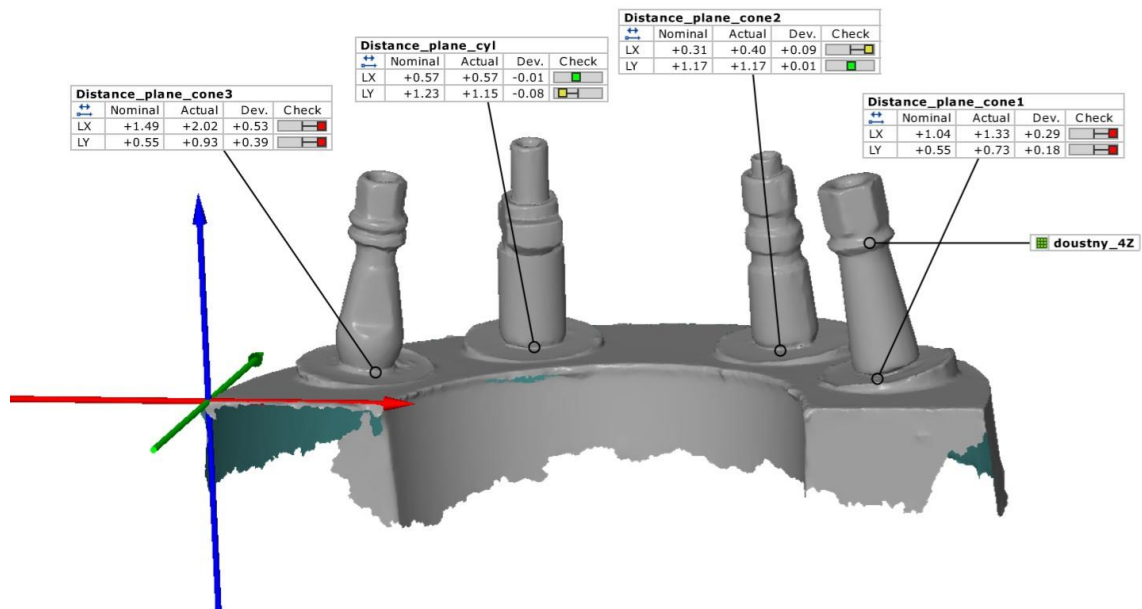
Rycina 48 Pozycje długich osi transferów na płaszczyznach rozbieżnych na poziomie 0 w modelu 4-z-COS z podanymi odchyłkami od modelu 0-4-z



Rycina 49 Odległości pomiędzy długimi osiami transferów na poziomie „0” w modelu 4-z-COS z podanymi odchyłkami od modelu 0-4-z



Rycina 50 Skonstruowane na transferach odpowiednio walec i stożki 1-3 oraz wyznaczona prostopadłość osi walca i stożków względem płaszczyzn referencyjnych na modelu 4-z-COS z podanymi odchyłkami od modelu 0-4-z



Rycina 51 Odchyłka odległości położenia transferów na poziomie 0mm i poziomie 10 mm pomiędzy modelem 0-4-z a modelem 4-z-COS

Wszystkie uzyskane dane zebrano tabelarycznie osobno dla modeli z 3 (tab. 14), i osobno dla modeli z 4 implantami (tab. 15).

Tabela 8 Zestawienie odchyłek wartości nominalnych cech krytycznych modeli skanowanych skanerem LAVA C.O.S. do modelu „0” dla modeli z 3 implantami (0-3-p, 0-3-r, 0-3-z)

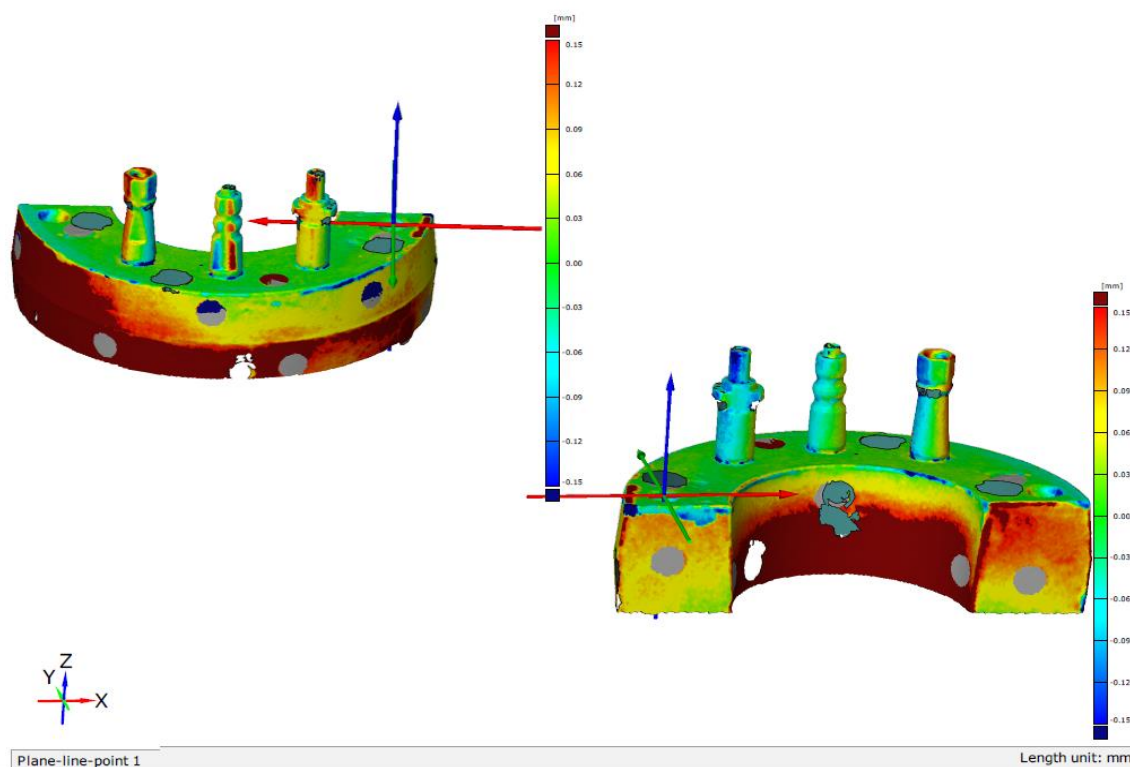
Element		Odchyłka względem modelu „0” na modelach COS (mm)		
		3-p-COS	3-r-COS	3-z-COS
Pozycja transferu względem układu współrzędnych (mm)	Walec Oś X	-0,05	-0,06	-0,07
	Walec Oś Y	0,03	0,04	-0,01
	Stożek1 Oś X	0,07	0,05	-0,01
	Stożek1 Oś Y	0,09	0,06	-0,05
	Stożek2 Oś X	0,09	0,02	0,02
	Stożek2 Oś Y	0,05	0	-0,01
Odległości pomiędzy implantami na płaszczyźnie_0 (mm)	Walec - Stożek1 Oś X	-0,06	0,08	-0,03
	Walec - Stożek1 Oś Y	-0,05	-0,03	0,06
	Walec - Stożek2 Oś X	0,09	0,11	-0,01
	Walec - Stożek2 Oś Y	0,03	0,02	0,09
	Stożek1 - Stożek2 Oś X	0,05	0,02	-0,04
	Stożek1 - Stożek2 Oś Y	0,01	-0,06	0,03
Przemieszczenie długiej osi transferu na wysokości 10 mm (mm)	Walec_10 Oś X	0,01	-0,04	-0,03
	Walec_10 Oś Y	0	0,01	-0,08
	Stożek1_10 Oś X	0,01	0,17	0,05
	Stożek1_10 Oś Y	0,01	-0,03	-0,03
	Stożek2_10 Oś X	0,12	0,04	0
	Stożek2_10 Oś Y	0	0,06	-0,14
Prostopadłość osi (mm)	Prostopadłość walec	0,09	0,08	0,05
	Prostopadłość stożek1	0,11	0,02	0,05
	Prostopadłość stożek2	0,07	0,05	0,02

Tabela 9 Zestawienie odchyłek wartości nominalnych cech krytycznych modeli skanowanych skanerem do modelu „0” dla modeli z 4 implantami (0-4-p, 0-4-r, 0-4-z)

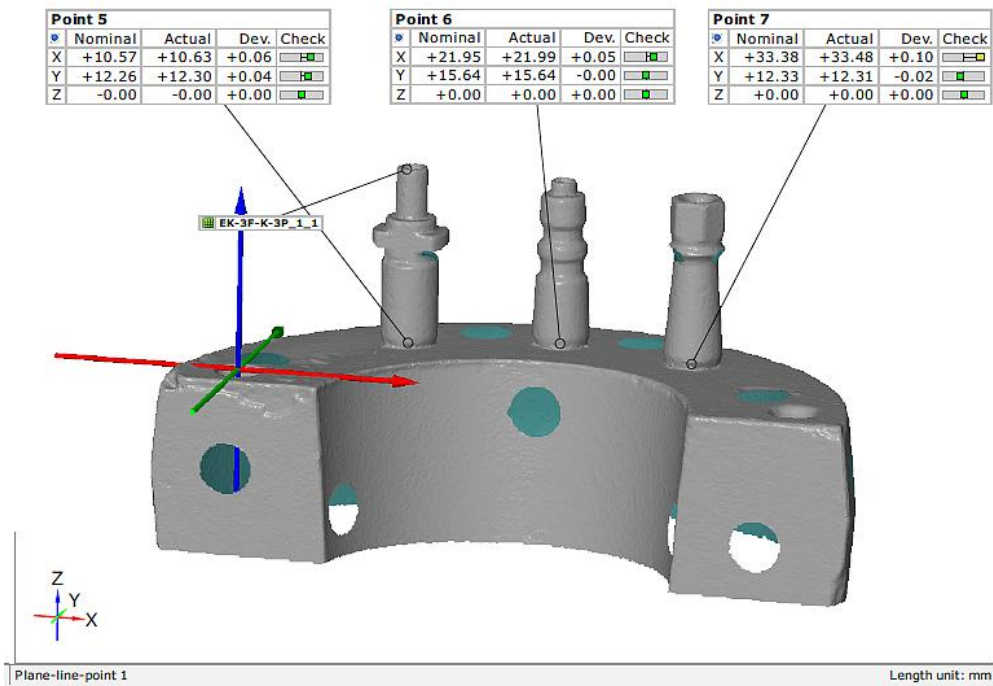
Element		Odchyłka względem modelu „0” na modelach COS (mm)		
		4-p-COS	4-r-COS	4-z-COS
Pozycja transferu względem układu współrzędnych (mm)	Stożek 1 oś x	0,03	0,05	0,03
	Stożek 1 oś y	0,02	0,13	0,03
	Walec oś x	0,02	0,03	0,33
	Walec oś y	0,04	0,1	0,03
	Stożek 2 oś x	0,08	-0,04	-0,15
	Stożek 2 oś y	-0,01	-0,04	-0,1
	Stożek 3 oś x	0,21	-0,04	0,06
	Stożek 3 oś y	0	-0,09	0,06
Odległości pomiędzy implantami na płaszczyźnie_0 (mm)	Stożek1 - Walec oś x	0,28	0,07	0,43
	Stożek1 - Walec oś y	-0,01	0,04	0,09
	Stożek1 – Stożek2 oś x	0,13	0,02	0,05
	Stożek1 – Stożek2 oś y	0,01	0,03	0,12
	Stożek1 – Stożek3 oś x	0,2	-0,1	0,29
	Stożek1 – Stożek3 oś y	0	0	0,18
	Walec – Stożek2 oś x	0,07	-0,1	0,09
	Walec – Stożek2 oś y	0,01	-0,04	0,01
	Walec – Stożek3 oś x	-0,01	0,06	0,53
	Walec – Stożek3 oś y	0,06	0,01	0,39
	Stożek3 – Stożek4 oś x	0,04	0	0,3
	Stożek3 – Stożek4 oś y	-0,02	0,01	-0,12
Przemieszczenie długiej osi transferu na wysokości 10 mm (mm)	Stożek 1 oś x	0,06	0,06	0,41
	Stożek 1 oś y	-0,03	0,05	-0,03
	Walec oś x	-0,03	0,08	0,38
	Walec oś y	0,01	-0,01	0,08
	Stożek 2 oś x	-0,12	0,06	0,12
	Stożek 2 oś y	0,15	-0,04	-0,08
	Stożek 3 oś x	-0,07	0,02	-0,04
	Stożek 3 oś y	-0,1	0,04	0,04
Kąt nachylenia między osiami implantów a płaszczyzną_0	Kąt na stożku 1 pł. yz	-0.14	-0.4	0,5
	Kąt na stożku 1 pł. xz	0.03	-0.2	0,5
	Kąt na walcu pł. xz	0.51	0.3	1,1
	Kąt na walcu pł. yz	0.25	3.1	-2,5
	Kąt na stożku 2 pł. yz	0.07	-0.2	-0,7
	Kąt na stożku 2 pł. xz	0.08	-0.6	1,0
	Kąt na stożku 3 pł. yz	0.93	3.0	0,1
	Kąt na stożku 3 pł. xz	0.17	-0.4	-0,4
Prostopadłość (mm)	Prostopadłość stożek1	0,03	0,05	0,03
	Prostopadłość walec	0,02	0,13	0,03
	Prostopadłość stożek2	0,02	0,03	0,33
	Prostopadłość stożek3	0,04	0,1	0,03

4.3 Porównanie modeli uzyskanych podczas doświadczenia z analogicznym modelem „0”

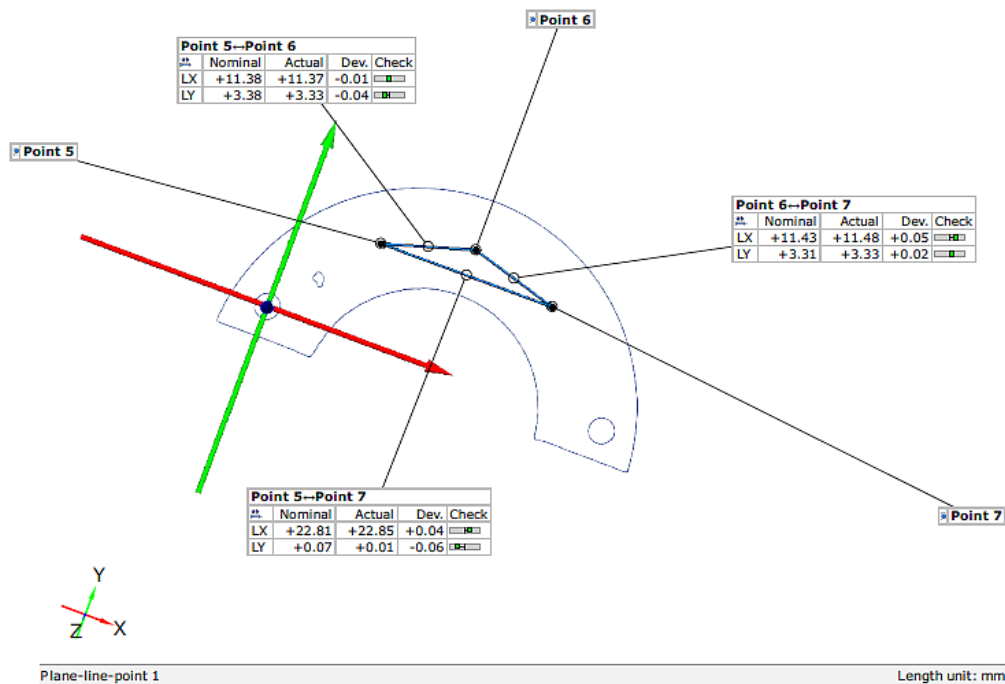
Każdy model uzyskany podczas doświadczenia różną metodą, techniką czy przy użyciu innej masy wyciskowej został zeskanowany wg metodologii lub jak w przypadku wycisku cyfrowego przetworzony na plik stl i zamieniony na model wirtualny (rozd. 3.2.5). Następnie wprowadzono siatkę zmierzoną tego modelu w układ współrzędnych analogicznego modelu „0” (stosując funkcję opartą na metodzie najmniejszych kwadratów, dopasowano modele na podstawie geometrii zamontowanych do skanowania transferów wyciskowych) w programie GOM Inspect V7 SR2 (GOM GmbH Industries, Niemcy). Dzięki temu uzyskano kolorystyczną mapę odchyłek (ryc. 52) i wyznaczono cechy krytyczne każdego modelu powielanego zgodnie z opracowaną metodyką (ryc. 53-55).



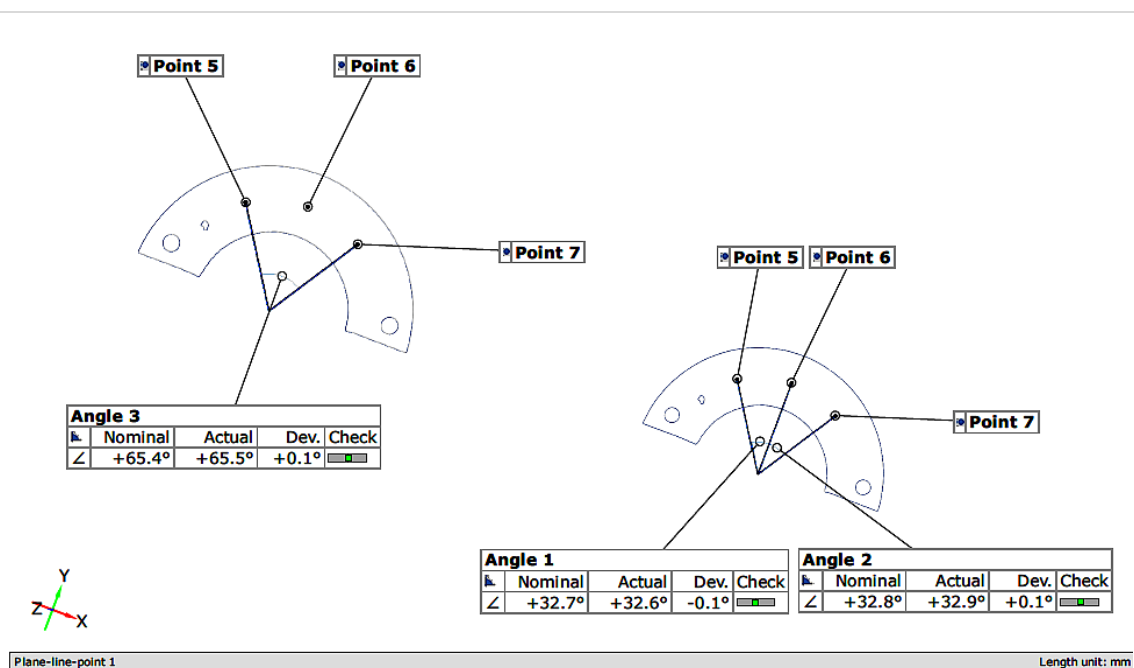
Rycina 52 Kolorowa mapa odchyłek dla modelu EK-3f-K-3p względem modelu 0-3-p



Rycina 53 Pozycja transferów względem układu współrzędnych na modelu EK-3f-K-3p z uwzględnieniem odchyłek od modelu 0-3-p



Rycina 54 Dystanse pomiędzy rozmieszczeniem implantów na płaszczyźnie₀ - środkowkwadratowej płaszczyźnie nominalnej EK-3f-K-3p z uwzględnieniem odchyłek od modelu 0-3-p



Rycina 55 Kąty zawarte pomiędzy długimi osiami implantów a płaszczyzną nominalną_0 na modelu EK-3f-K-3p

Analogiczne dane uzyskano dla wszystkich wirtualnych modeli, wytworzonych na podstawie powielonych modeli gipsowych.

Analizę wyników pomiarów przeprowadzono dla wszystkich modeli z 3 oraz 4 implantami rozmieszczonymi równolegle, zbieżnie i rozbieżnie. Porównania dokonano na podstawie **odchyłek** cech krytycznych warunkujących geometryczną dokładność (rozdz. 3.3.1). Analiza geometryczna dokładności wykonania poszczególnych cech obejmowała:

1. Odchyłkę położenia transferów na płaszczyźnie_0, lub w przypadku implantów rozmieszczonych kątowno na płaszczyznach indywidualnych na wysokości 0mm (płaszczyzna stożek1_0, płaszczyzna walec_0, płaszczyzna stożek2_0, płaszczyzna stożek3_0), względem układu współrzędnych.
2. Odchyłkę odległości pomiędzy środkami długich osi transferów (dystans) na płaszczyźnie_0, lub w przypadku implantów rozmieszczonych kątowno na płaszczyznach indywidualnych na wysokości 0mm (płaszczyzna stożek1_0, płaszczyzna walec_0, płaszczyzna stożek2_0, płaszczyzna stożek3_0).
3. Odchyłkę położenia transferów na wysokości 10mm- na płaszczyźnie_10 lub w przypadku implantów rozmieszczonych kątowno na płaszczyznach indywidualnych na wysokości 10mm (płaszczyzna_stożek1_10, .płaszczyzna_walec_10,

płaszczyzna_stożek2_10, płaszczyzna_stożek3_10), względem układu współrzędnych.

4. Odchyłkę prostopadłości osi walca i stożków względem płaszczyzny_0 lub w przypadku implantów rozmieszczonych kątowno odchyłkę osi walca i stożków do płaszczyzn prostopadłych indywidualnych na wysokości 0mm (płaszczyzna stożek1_0, płaszczyzna walec_0, płaszczyzna stożek2_0, płaszczyzna stożek3_0).

Na wykresach przedstawiono bezpośrednią odchyłkę położenia pomiędzy transferami na płaszczyźnie XY. Analizy przeprowadzono dla przejrzystości wyników pomiarów, zamiast osobnego analizowania odchyłek w osi X i w osi Y. Do analizy wykorzystano funkcję obliczającą długość wektora (wielkość odchyłki) na płaszczyźnie XY z twierdzenia Pitagorasa (wzór 1).

$$XY = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (1)$$

Gdzie:

XY- bezpośrednia odchyłka położenia na płaszczyźnie XY.

x- odchyłka położenia na płaszczyźnie w osi X

y- odchyłka położenia na płaszczyźnie w osi Y

4.3.1 Sytuacja kliniczna z 3 implantami

Wyniki porównawcze modeli powielonych z 3 implantami względem modelu 0-3-p, 0-3-r oraz 0-3-z pogrupowano według cech krytycznych i przedstawiono w tabelach (załącznik 1 do dysertacji) oraz w sposób graficzny na wykresach w dalszej części wyników. Wykresy przedstawiają zebrane odchyłki od modelu zerowego osobno dla każdej z cech krytycznych (rozdz. 4.1.1, ryc. 39-42). Jako dopuszczalną wartość odchyłek poszczególnych cech krytycznych warunkujących dokładność odwzorowania modeli z 3 implantami założono **150 μm** . Wyniki pogrupowano na 3 klasy dokładności odwzorowania modelu „0”:

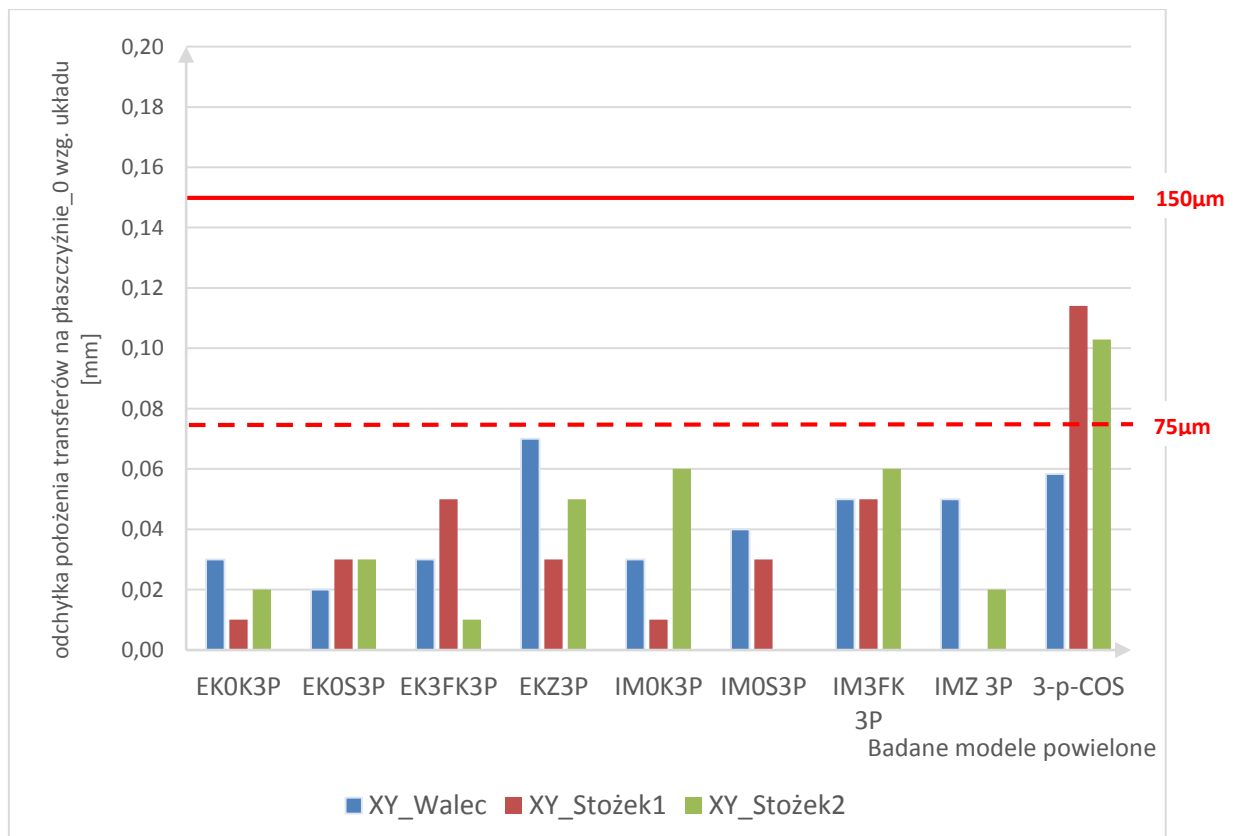
1. **KLASA I** – dokładność odwzorowania nie przekracza 0,075 mm (<75 μm); metody wyciskowe znajdujące się w tej klasie uznane zostały za bardzo dokładne i precyzyjnie odwzorowujące położenie implantów w implantoprotetyce;
2. **KLASA II** – dokładność odwzorowania nie przekracza 0,15 mm (75-150 μm); metody wyciskowe znajdujące się w tej klasie uznane zostały za dokładne i wystarczająco precyzyjne w implantoprotetyce;
3. **KLASA III** – dokładność odwzorowania przekracza 0,15 mm (>150 μm); metody wyciskowe znajdujące się w tej klasie uznane zostały za niewystarczająco dokładne i niezalecane w implantoprotetyce.

4.3.1.1 Położenie transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych (XY)

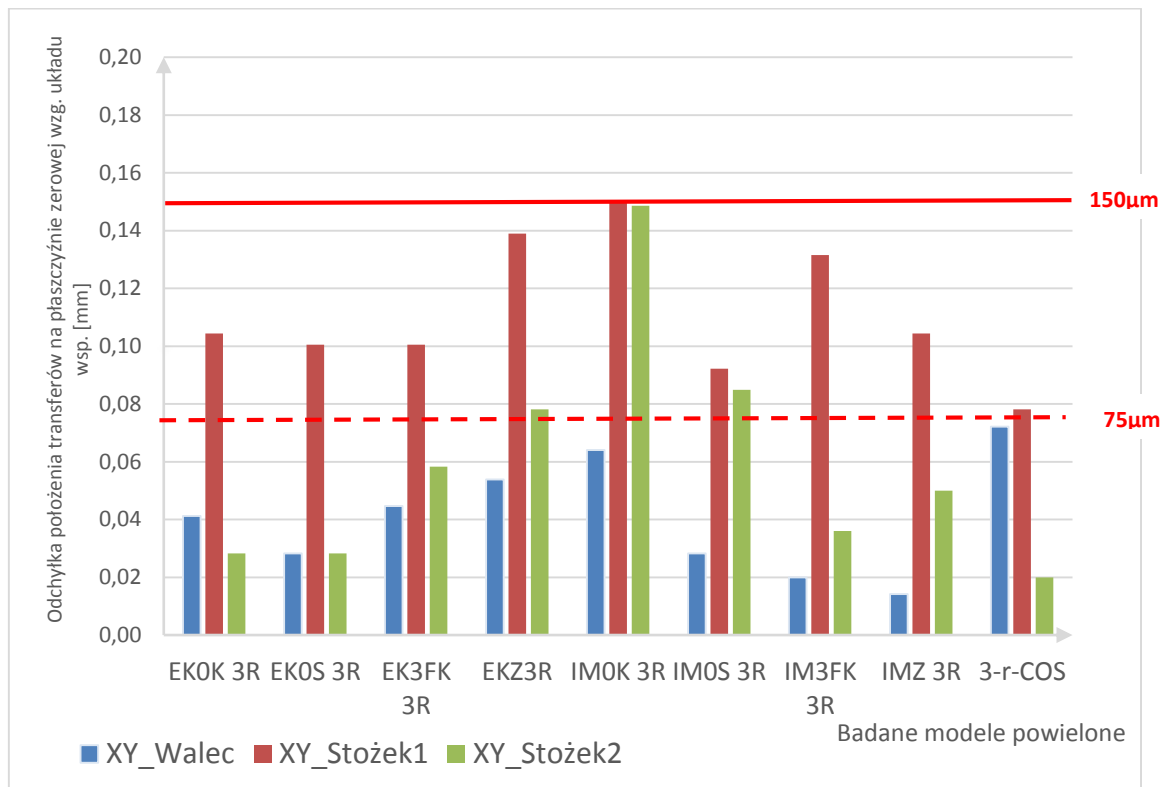
W przypadku 3 implantów ustawionych równolegle wszystkie odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych są bardzo małe (klasa I) z wyjątkiem metody wycisku cyfrowego, która jest metodą klasy II (wykres 1).

Wykres 2 przedstawia odchyłkę położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 3 implantów ustawionych rozbieżnie. W tym przypadku wszystkie metody wyciskowe zaklasyfikowały się do klasy II.

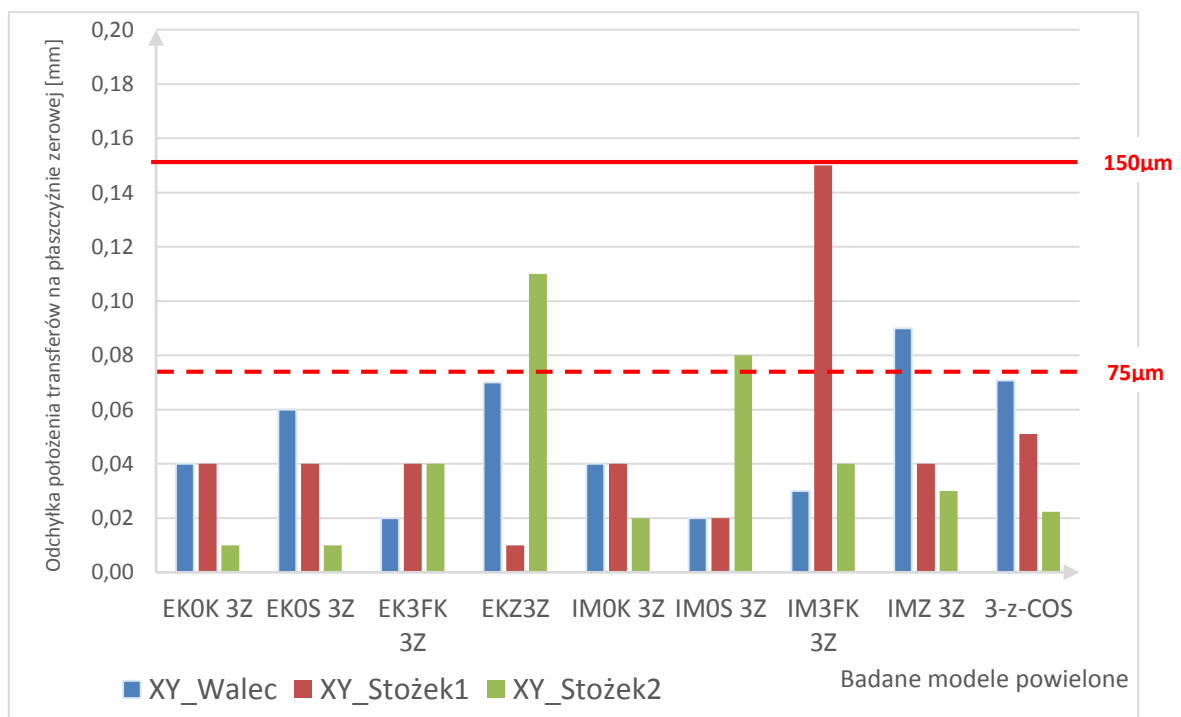
Wykres 3 natomiast przedstawia odchyłkę położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 3 implantów ustawionych zbieżnie. W tym przypadku do klasy I zaliczane są modele uzyskane metodą łyżki otwartej dla każdego rodzaju transferu czy techniki wyciskowej dla masy PVS, model uzyskany metodą łyżki otwartej bez blokowania transferów dla masy PE oraz model uzyskany metodą wycisku cyfrowego. Pozostałe metody wyciskowe znajdują się w klasie II.



Wykres 1 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 3 implantów ustawionych równolegle [mm]



Wykres 2 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 3 implantów ustawionych rozbieżnie [mm]

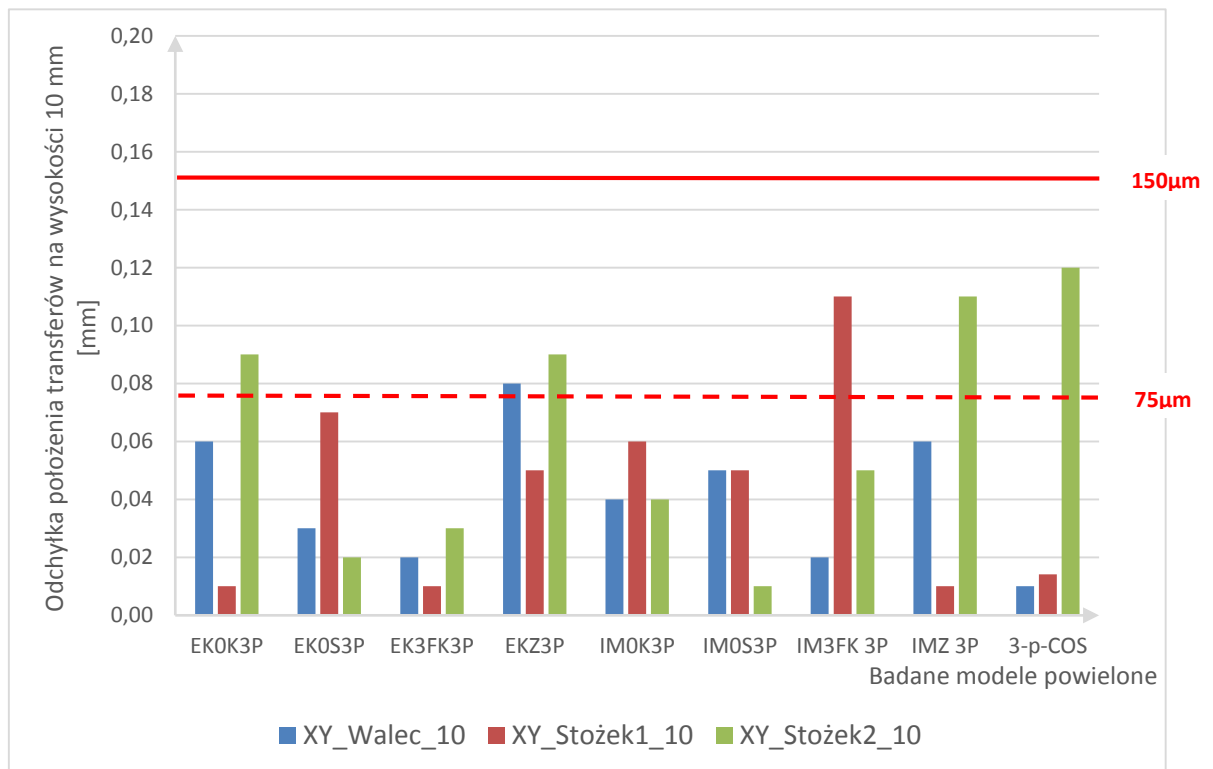


Wykres 3 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 3 implantów ustawionych zbieżnie [mm]

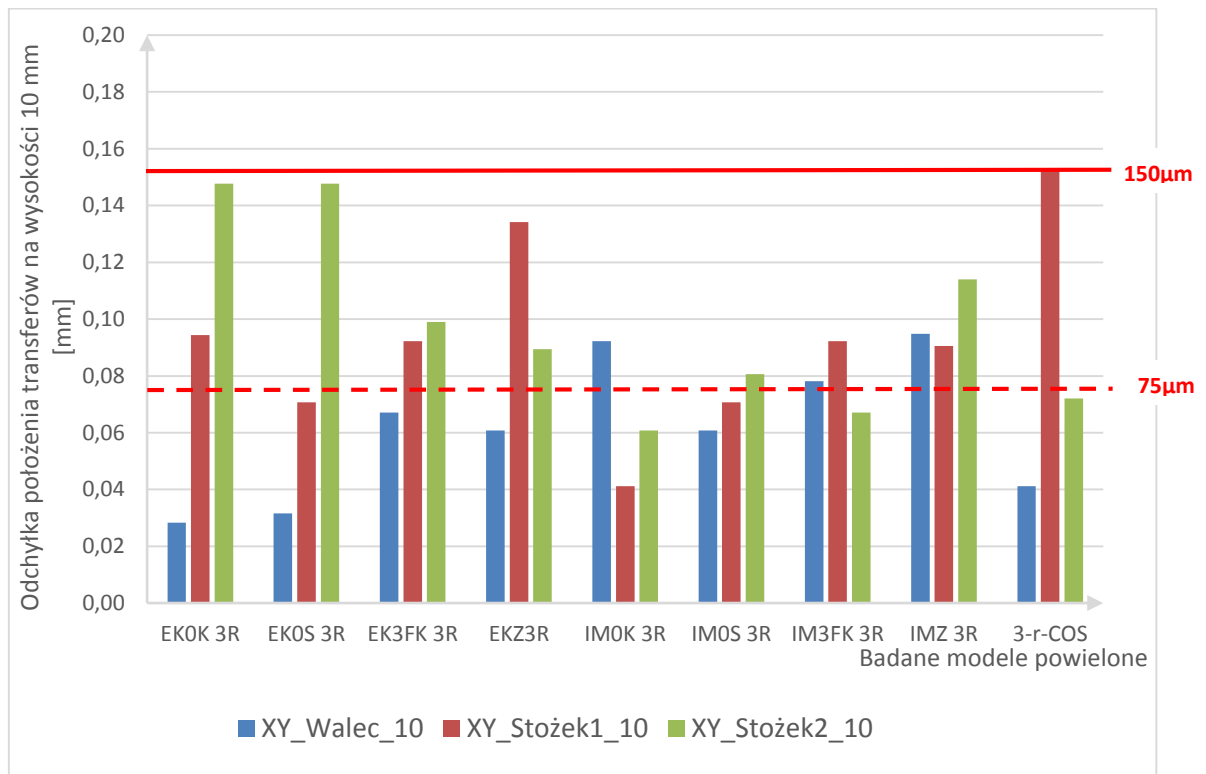
4.3.1.2 Położenie transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY)

W przypadku położenia transferów na wysokości 10 mm w przypadku implantów ustawionych równolegle dla masy PVS wyniki dla modeli uzyskanych metodą łyżki otwartej dla transferów zblokowanych i transferów trójfunkcyjnych są w I klasie dokładności. Dla masy PE w klasie I znajdują się wyniki dla modeli uzyskanych metodą łyżki otwartej transferami do łyżki otwartej niezależnie od blokowania transferów. Wyniki dla pozostałych metod wyciskowych znajdują się w klasie II (wykres 4).

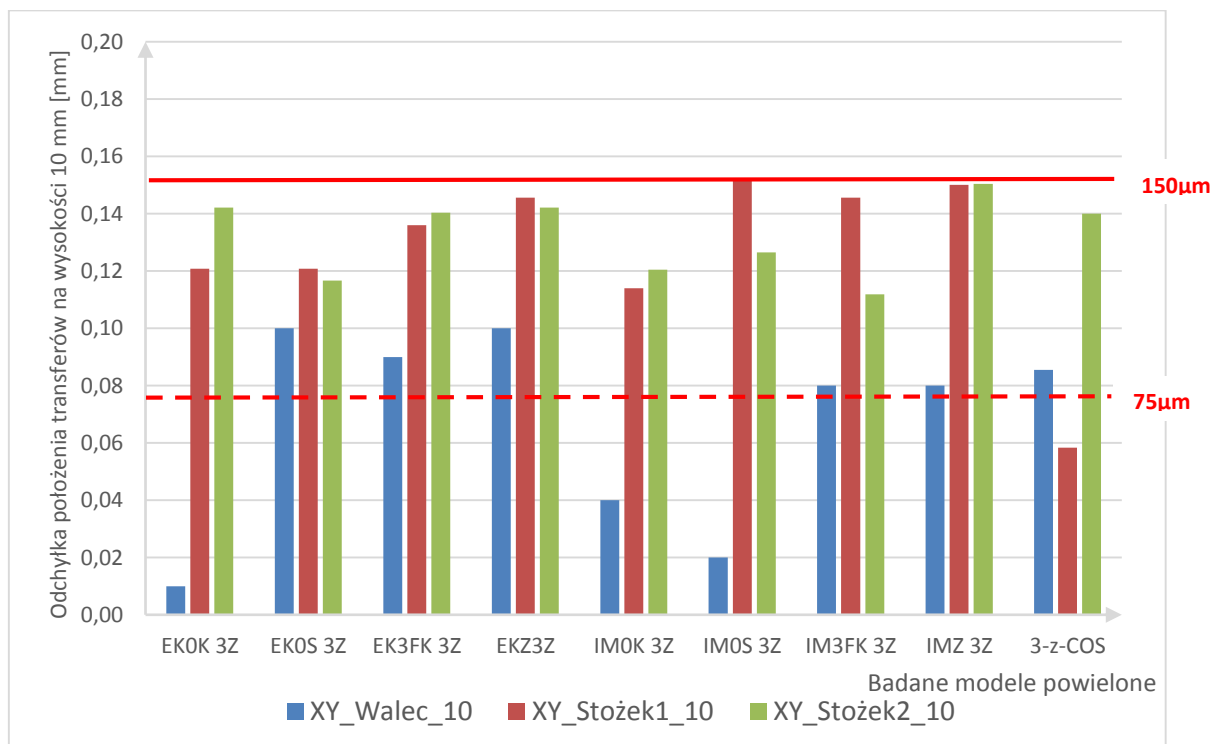
W przypadku 3 implantów ustawionych zbieżnie i rozbieżnie wszystkie wyniki dla każdej z metod wyciskowych znajdują się w klasie II (wykres 5 i wykres 6).



Wykres 4 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 3 implantami ustawionymi równolegle



Wykres 5 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 3 implantami ustawionymi rozbieżnie



Wykres 6 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 3 implantami ustawionymi zbieżnie

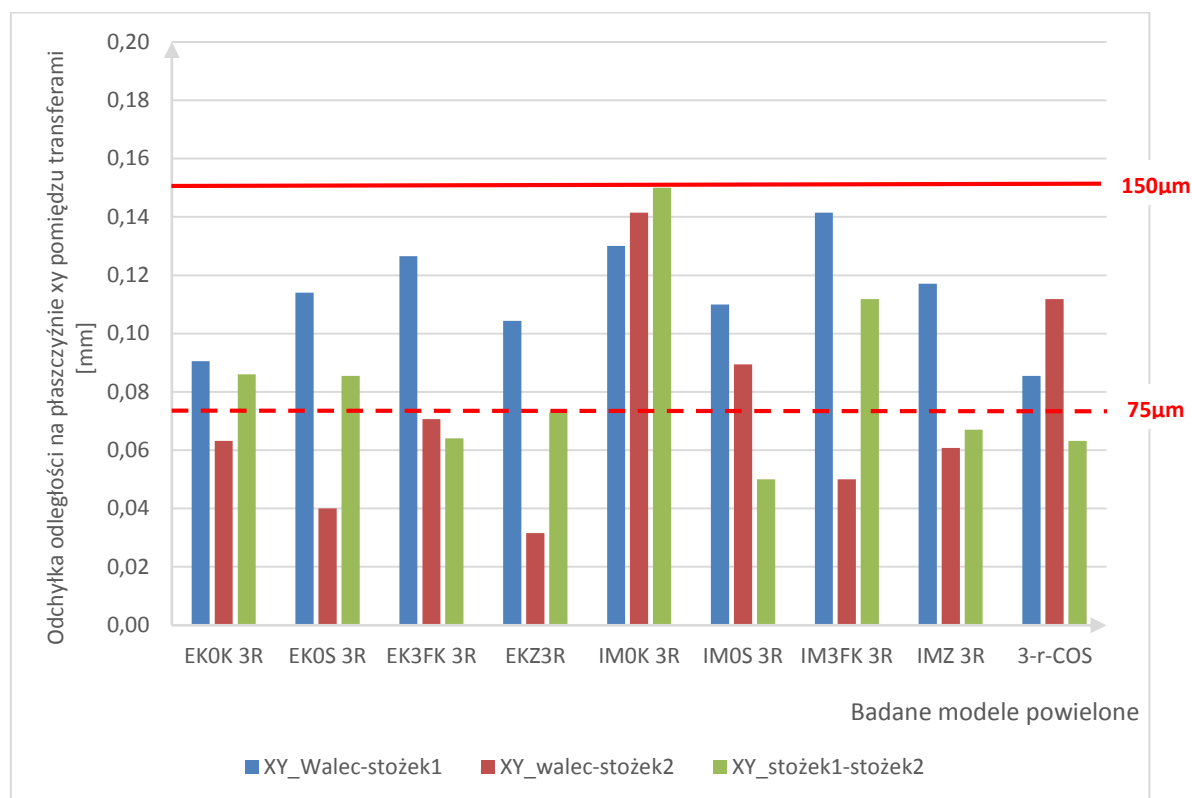
4.3.1.3 Odległości pomiędzy środkami transferów (dystans) na płaszczyźnie_0

W przypadku odległości pomiędzy transferami na płaszczyźnie_0 dla implantów ustawionych równolegle, wyniki dla wycisków pobranych masą PVS, dla metody łyżki otwartej bez względu na rodzaj transferu wyciskowego czy blokowanie implantów znajdują się w klasie I, z wyraźnym wskazaniem na model EKOK 3P jako najdokładniejszy. Dla tej masy metoda łyżki zamkniętej znajduje się w klasie II. Dla masy PE metoda łyżki otwartej z wykorzystaniem transferów do łyżki otwartej zablokowanych lub nie, znajduje się w klasie I, tak samo jak wycisk pobrany metodą łyżki zamkniętej. Wycisk pobrany przy pomocy transferu trójfunkcyjnego masą PE oraz wycisk cyfrowy znajdują się w klasie II (wykres 7).



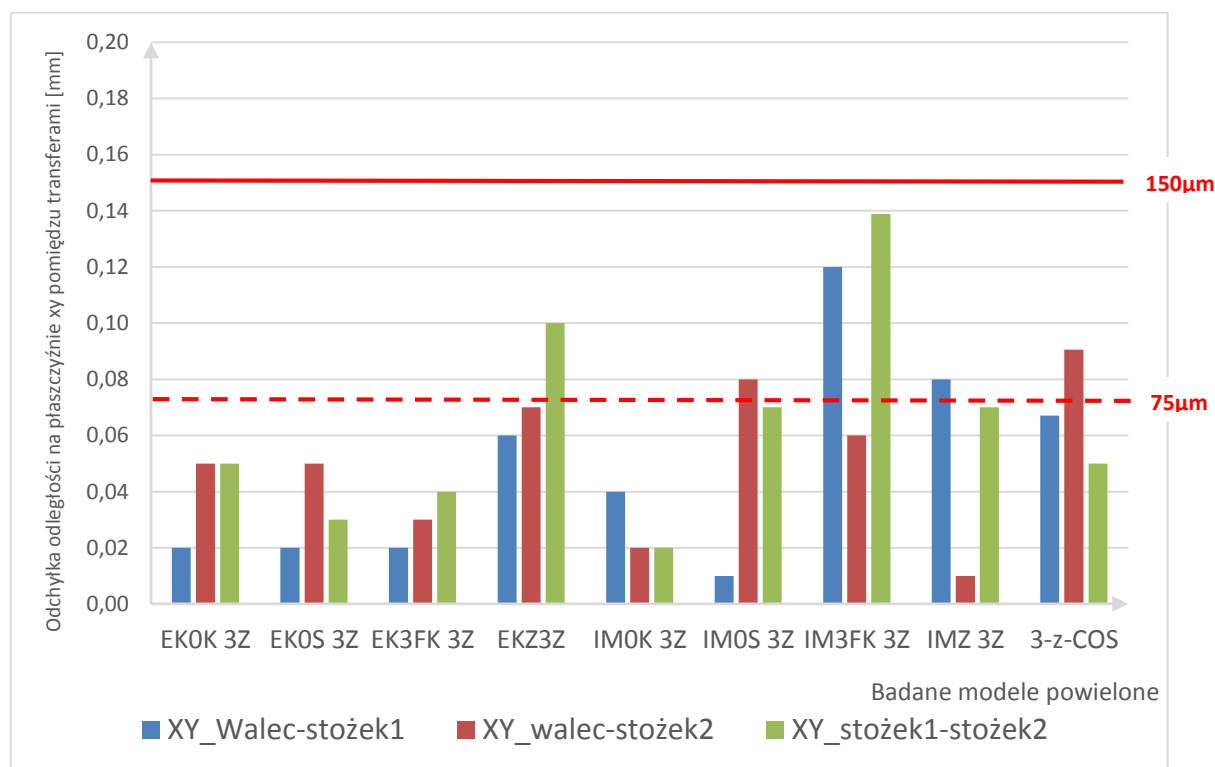
Wykres 7 Odchyłki odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 3 implantów ustawionych równolegle [mm]

W przypadku implantów ustawionych rozbieżnie odchyłki w odległości pomiędzy transferami dla wszystkich badanych metod wyciskowych znajdują się w klasie II (wykres 8).



Wykres 8 Odchyłka odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 3 implantów ustawionych rozbieżnie [mm]

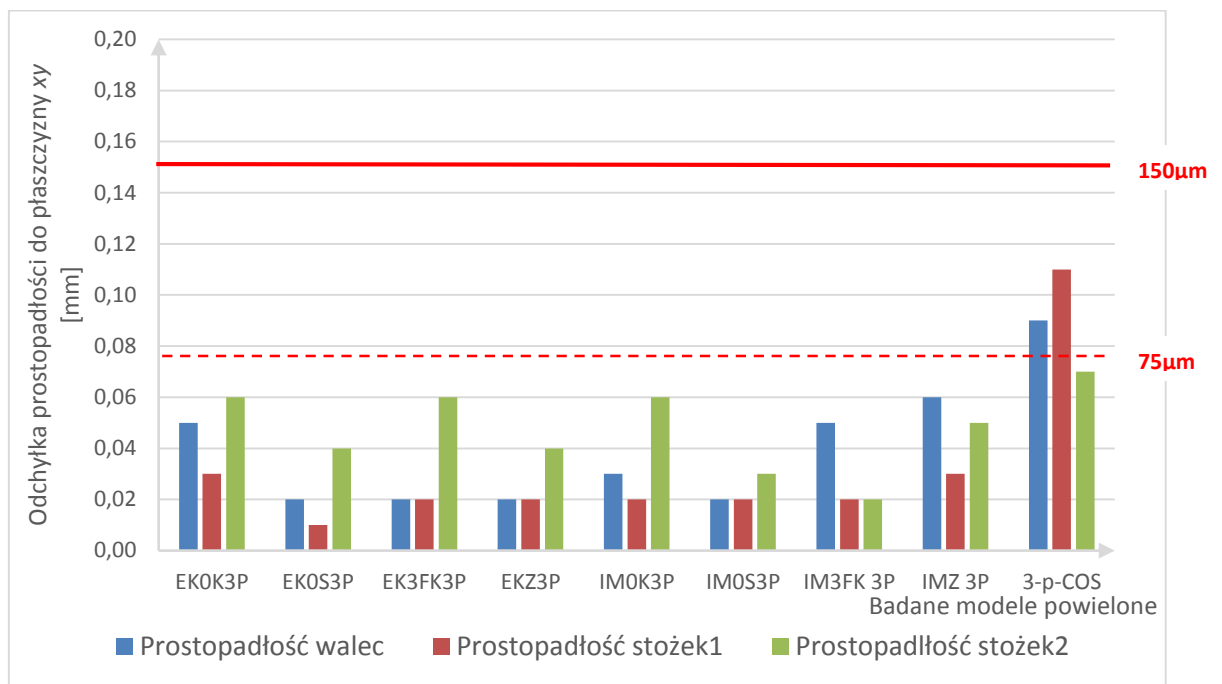
W przypadku 3 implantów ustawionych zbieżnie wyniki dla wycisków pobranych masą PVS, dla metody łyżki otwartej bez względu na rodzaj transferu wyciskowego czy blokowanie implantów znajdują się w klasie I, tak jak wycisk metoda łyżki otwartej bez blokowania implantów transferem do łyżki otwartej dla masy PE. Pozostałe metody włącznie z wyciskiem cyfrowym znajdują się w klasie II (wykres 9).



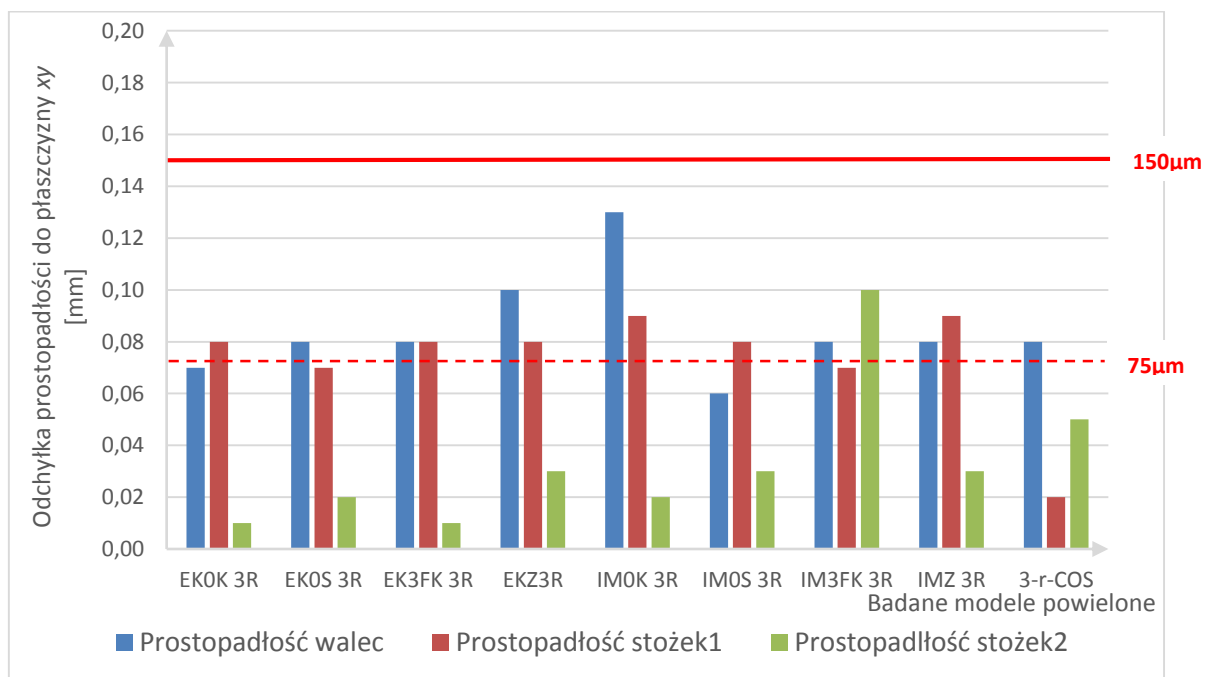
Wykres 9 Odchyłka odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 3 implantów ustawionych zbieżnie [mm]

4.3.1.4 Prostopadłość długiej osi walca i stożków względem płaszczyzny_0/ płaszczyzn referencyjnych

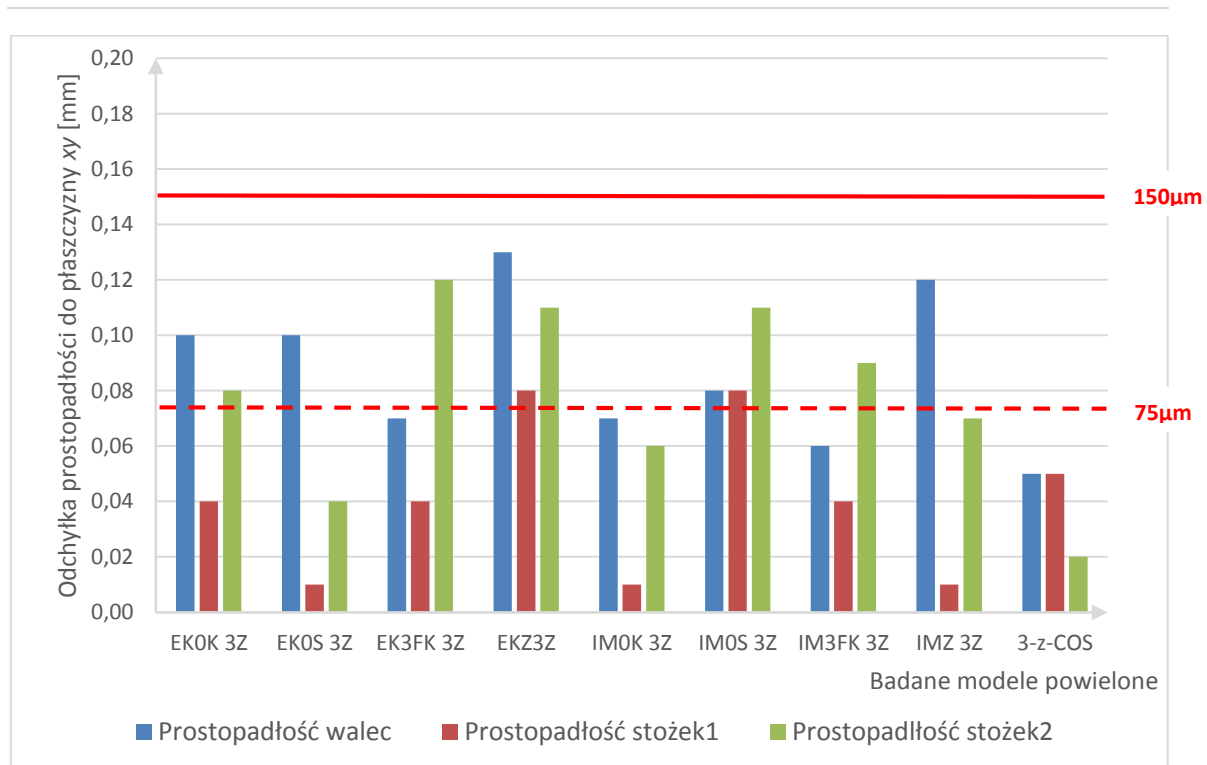
W przypadku prostopadłości transferów do płaszczyzny_0 dla 3 implantów ustawionych równolegle wszystkie odchyłki znajdują się w klasie I, z wyjątkiem modelu uzyskanego metodą wycisku cyfrowego, która znajduje się w klasie II (wykres 10). W przypadku implantów ustawionych rozbieżnie odchyłki prostopadłości dla wszystkich metod wyciskowych znajdują się w klasie II (wykres 11). Dla 3 implantów ustawionych zbieżnie odchyłki prostopadłości dla metody łyżki otwartej bez blokowania implantów z wykorzystaniem masy PE oraz metoda wycisku cyfrowego znajdują się w klasie I. Odchyłki od prostopadłości dla pozostałych metod wyciskowych są w klasie II (wykres 12).



Wykres 10 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny XY [mm] dla modeli z 3 implantami ustawionymi równolegle



Wykres 11 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny XY [mm] dla modeli z 3 implantami ustawionymi rozbieżnie



Wykres 12 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny XY [mm] dla modeli z 3 implantami ustawionymi zbieżnie

4.3.2 Sytuacja kliniczna z 4 implantami

Wyniki porównawcze modeli powielonych dla 4 implantów ustawionych równolegle, rozbieżnie i zbieżnie względem modeli odpowiednio 0-4-p, 0-4-r oraz 0-4-z pogrupowano według cech krytycznych i przedstawiono w tabelach (załącznik 1) oraz w sposób graficzny na wykresach w dalszej części wyników. Wykresy przedstawiają zebrane odchyłki od modelu zerowego osobno dla każdej z cech krytycznych (rozdz. 4.1.2, ryc. 43-46). Jako dopuszczalną wartość odchyłek poszczególnych cech krytycznych warunkujących dokładność odwzorowania modeli z 4 implantami założono **200 μm** . Wyniki pogrupowano na 3 klasy dokładności odwzorowania modelu „0”:

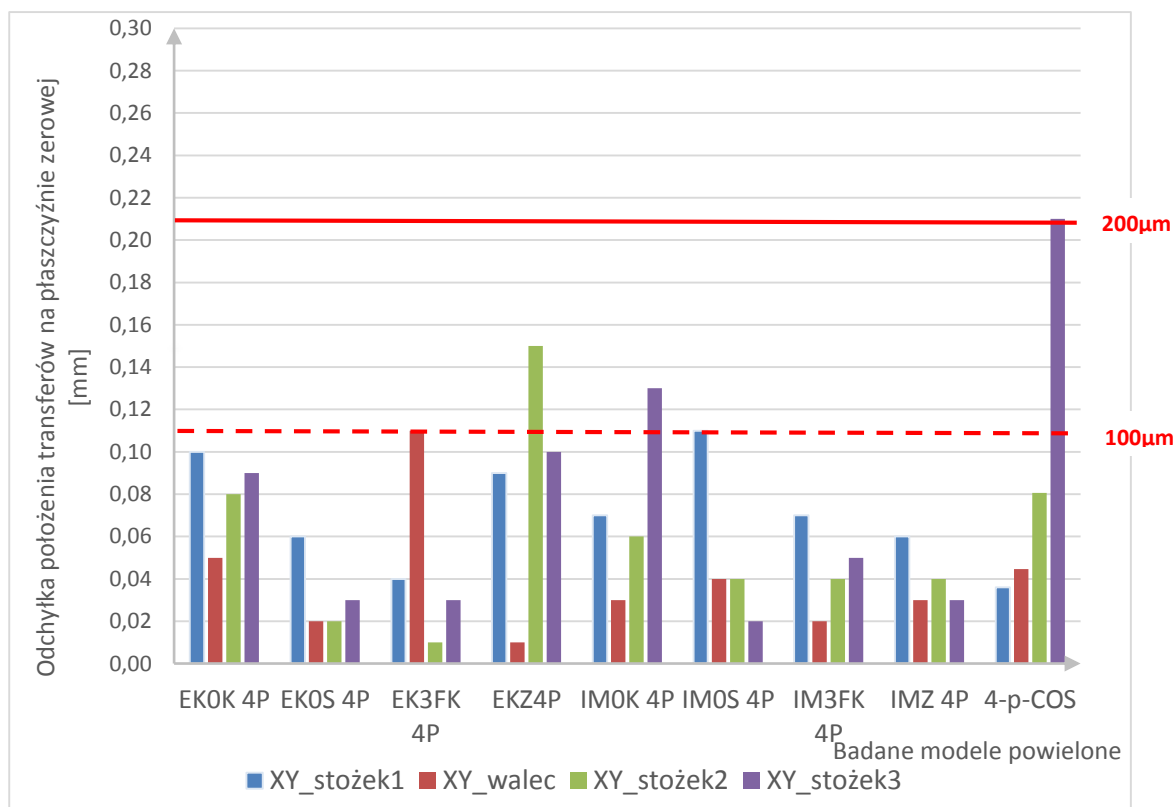
4. **KLASA I** – dokładność odwzorowania nie przekracza 0,10 mm (<100 μm); metody wyciskowe znajdujące się w tej klasie uznane zostały za bardzo dokładne i precyzyjnie odwzorowujące położenie implantów;
5. **KLASA II** – dokładność odwzorowania nie przekracza 0,20 mm (100-200 μm); metody wyciskowe znajdujące się w tej klasie uznane zostały za dokładne i wystarczająco precyzyjne w implantoprotetyce;
6. **KLASA III** – dokładność odwzorowania przekracza 0,20 mm (>200 μm); metody wyciskowe znajdujące się w tej klasie uznane zostały za niewystarczająco dokładne i niezalecane w implantoprotetyce.

4.3.2.1 Położenie transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych (XY)

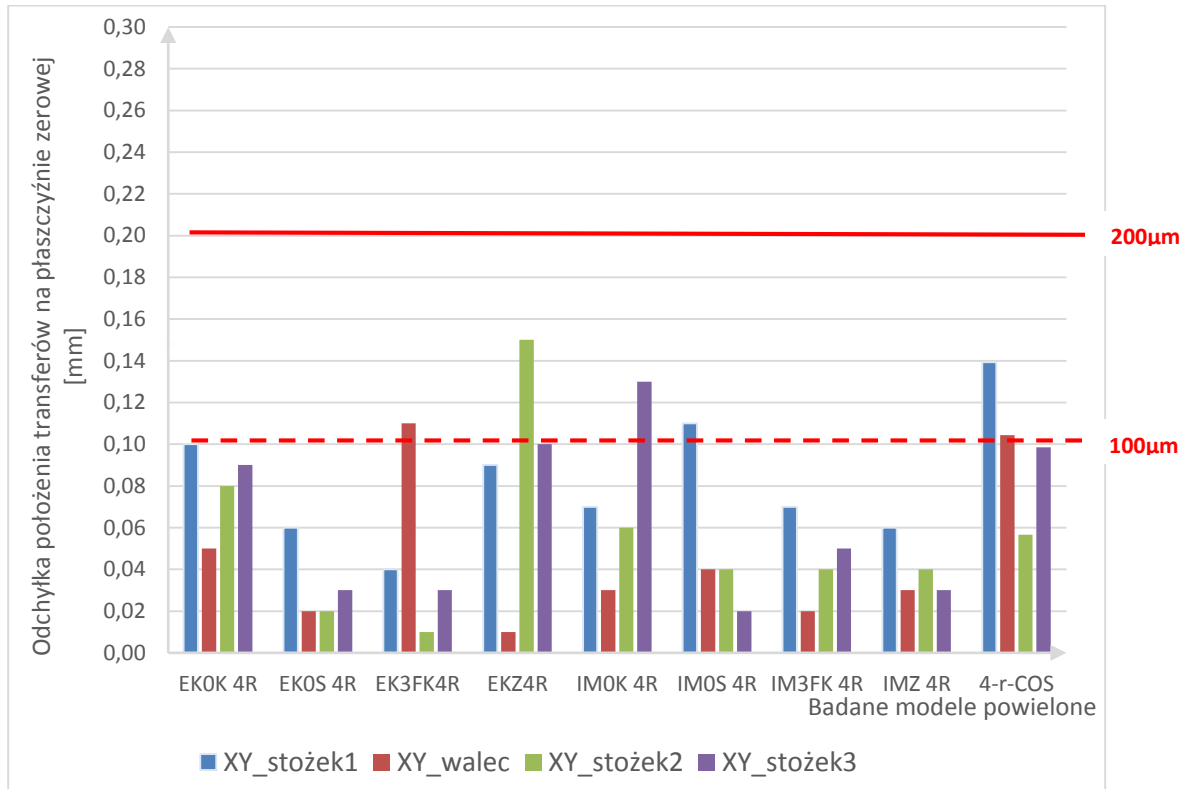
W przypadku 4 implantów ustawionych równolegle odchyłki położenia transferów są zróżnicowane. W klasie pierwszej znajdują się wyniki dla masy PVS dla metody łyżki otwartej niezależnie od blokowania implantów, a dla masy PE modele powstałe metodą łyżki otwartej z wykorzystaniem transferu trójfunkcyjnego oraz metod łyżki zamkniętej. Pozostałe metody klasyczne znajdują się w klasie II. Metoda wycisku cyfrowego znajduje się w klasie III dla położenia stożka3, dlatego nie jest zalecana (wykres 13). Dla 4 implantów ustawionych rozbieżnie odchyłki położenia dla masy PVS dla metody łyżki otwartej niezależnie od blokowania implantów znajdują się w I klasie, tak jak dla masy PE

metoda łyżki zamkniętej oraz łyżki otwartej z zastosowaniem transferu trójfunkcyjnego. Odchyłki dla pozostałych metod znajdują się w II klasie (wykres 14).

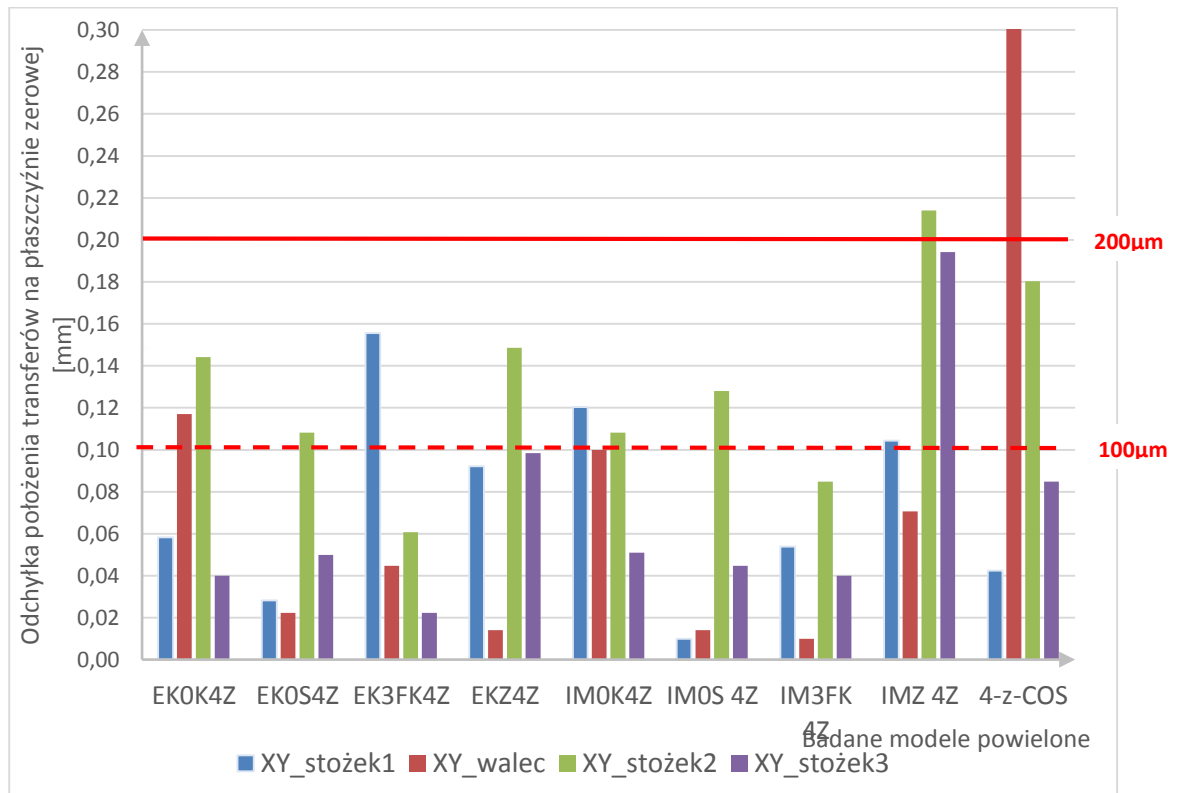
W przypadku implantów położonych zbieżnie odchyłki dla wszystkich metod znajdują się w II klasie, z wyjątkiem metody łyżki zamkniętej dla masy PE oraz wycisku cyfrowego, które znajdują się w III klasie, dlatego nie są zalecane jako metody wyciskowe przy 4 implantach ustawionych zbieżnie (wykres 15).



Wykres 13 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 4 implantów ustawionych równolegle [mm]



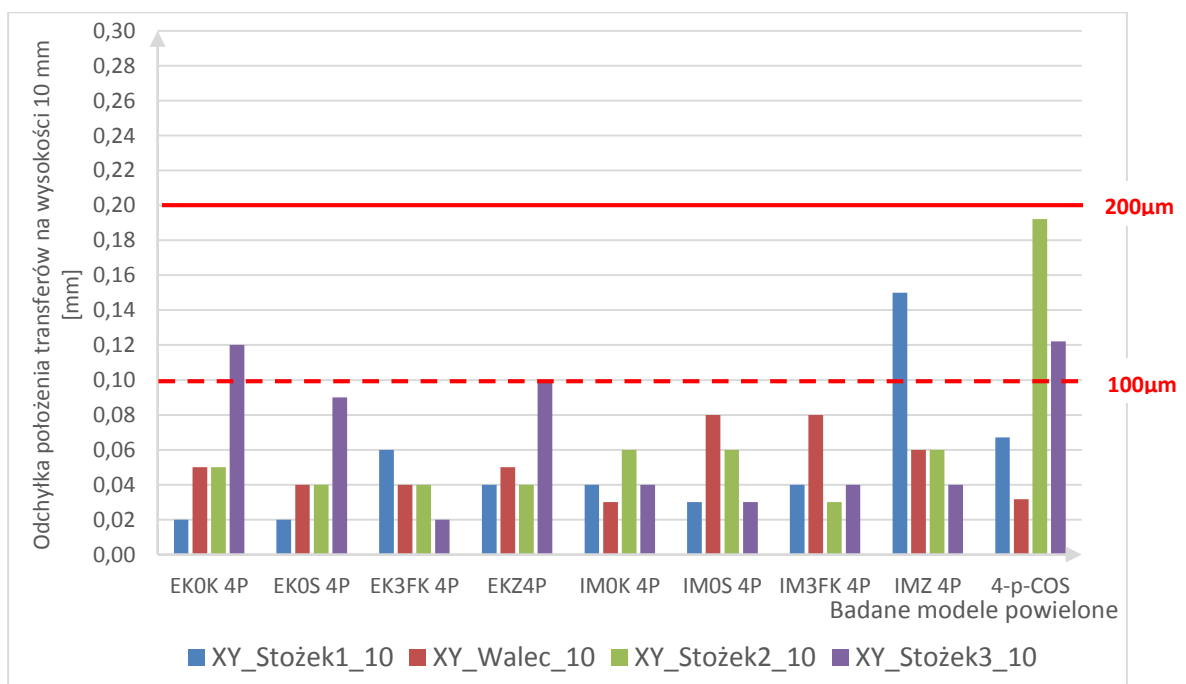
Wykres 14 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 4 implantów ustawionych rozbieżnie [mm]



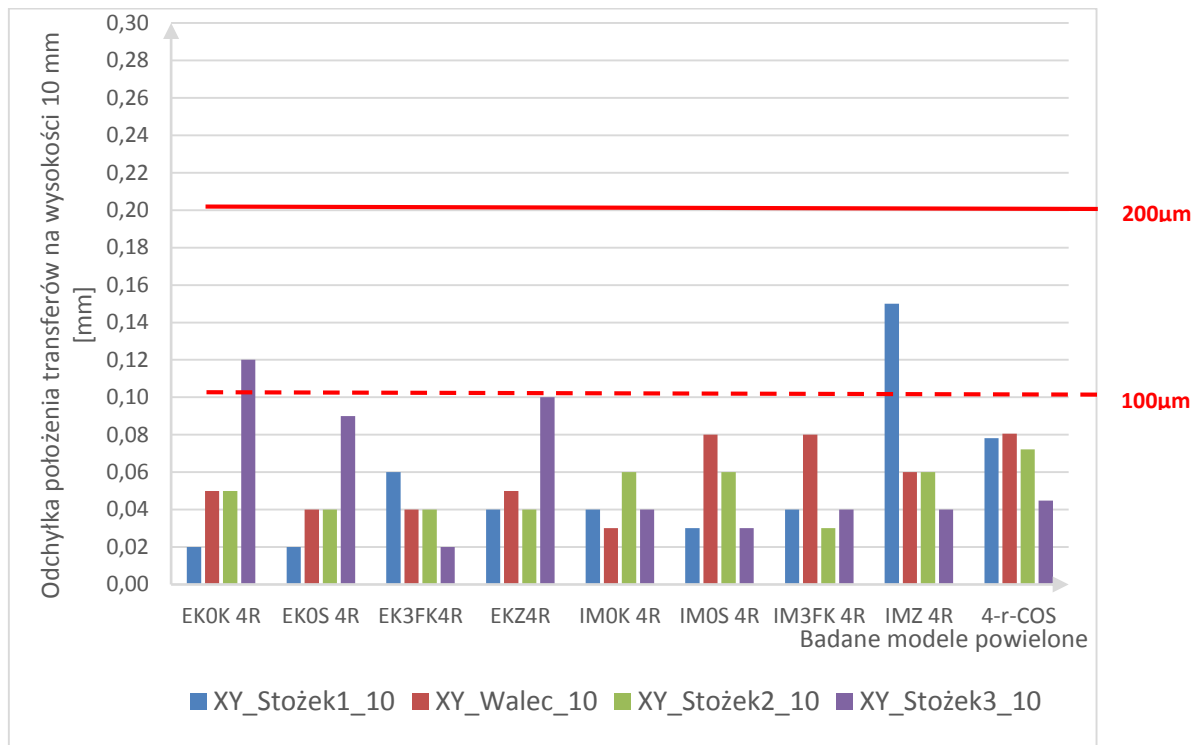
Wykres 15 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 4 implantów ustawionych zbieżnie [mm]

4.3.2.2 Położenie transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY)

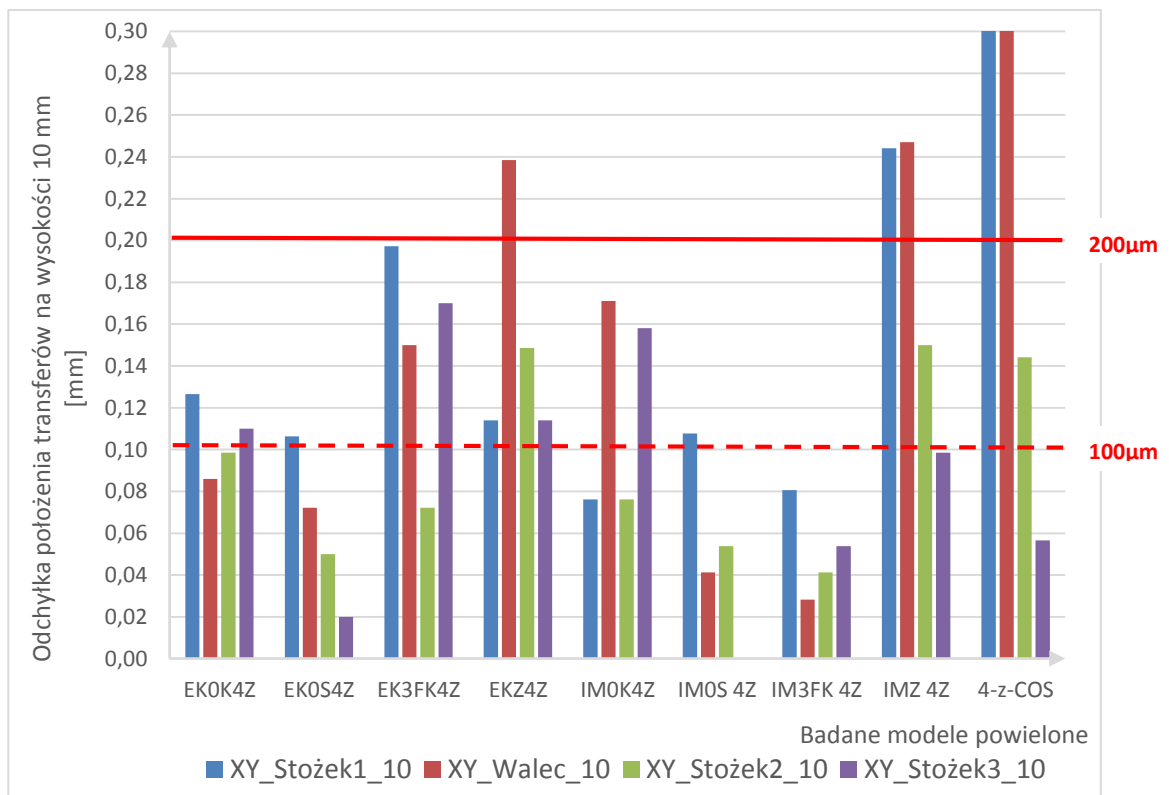
W przypadku 4 implantów ustawionych równolegle odchyłka położenia transferów na wysokości 10 mm w przypadku masy PVS dla łyżki otwartej bez blokowania transferów i dla masy PE dla łyżki zamkniętej oraz wycisk cyfrowy znajdują się w II klasie dokładności. Pozostałe wyniki znajdują się w I klasie dokładności (wykres 16). W przypadku 4 implantów ustawionych rozbieżnie sytuacja wygląda podobnie jak dla implantów ustawionych równolegle z tą różnicą, że odchyłka dla wycisku cyfrowego znajduje się w I klasie, a nie II (wykres 17). Odmiennie wygląda sytuacja dla 4 transferów ustawionych zbieżnie. W tym przypadku dla obu mas wyciskowych PVS i PE odchyłki dla metody łyżki zamkniętej znajduje się w III klasie dokładności, tak samo jak wycisk cyfrowy, dla którego odchyłki mieszczą się poza skalą wykresu i wynoszą odpowiednio 0,40 mm dla stożka1_10 i 0,39 mm dla walca_10. W takiej konfiguracji ustawienia implantów ww. 3 metody nie są zalecane. Pozostałe metody znajdują się w II klasie z wyjątkiem wycisku łyżką otwartą dla masy PE pobranego z użyciem transferu trójfunkcyjnego (wykres 18).



Wykres 16 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 4 implantami ustawionymi równolegle



Wykres 17 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie₁₀ względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 4 implantami ustawionymi rozbieżnie



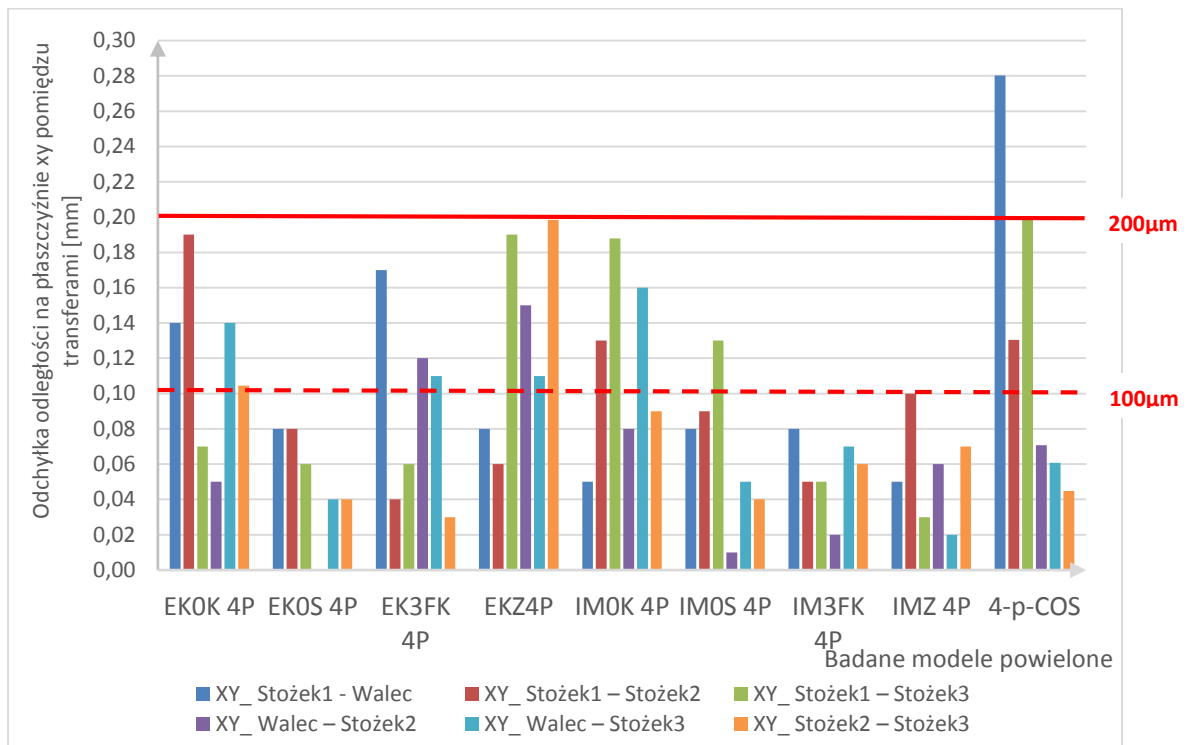
Wykres 18 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie₁₀ względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 4 implantami ustawionymi zbieżnie

4.3.2.3 Odległości pomiędzy środkami transferów (dystans) na płaszczyźnie_0

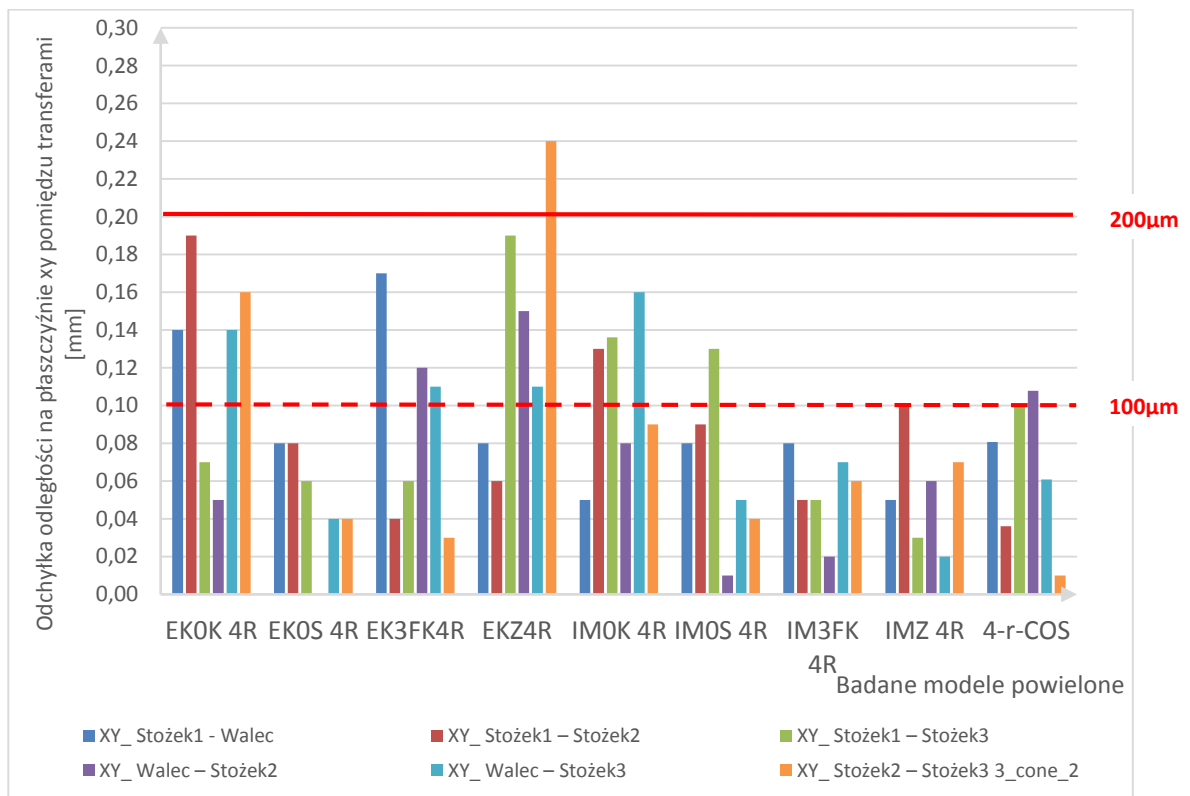
W przypadku odchyłki odległości dla 4 implantów ustawionych równolegle dla masy PVS metoda łyżki otwartej z blokowaniem transferów znajduje się w I klasie dokładności, pozostałe metody dla tej masy są w II klasie dokładności. W przypadku masy PE metoda łyżki zamkniętej oraz metoda łyżki otwartej z zastosowaniem transferu trójfunkcyjnego znajdują się w I klasie, pozostałe metody wyciskowe dla tej masy znajdują się w II klasie. Tylko wycisk cyfrowy znajduje się w III klasie dokładności, co sugeruje, że dla tej cechy krytycznej wycisk cyfrowy nie powinien być stosowany (wykres 19).

Dla 4 implantów ustawionych rozbieżnie w III klasie dokładności znajduje się metoda łyżki zamkniętej dla masy PVS. Pozostałe wyciski dla masy PVS znajdują się w 2 klasie z wyjątkiem metody łyżki otwartej z blokowaniem transferów, która znajduje się w I klasie. Dla masy PE metoda łyżki otwartej niezależnie od blokowania implantów znajduje się w II klasie (tak jak metoda wycisku cyfrowego), a metoda z transferem trójfunkcyjnym oraz metoda łyżki zamkniętej w I klasie (wykres 20).

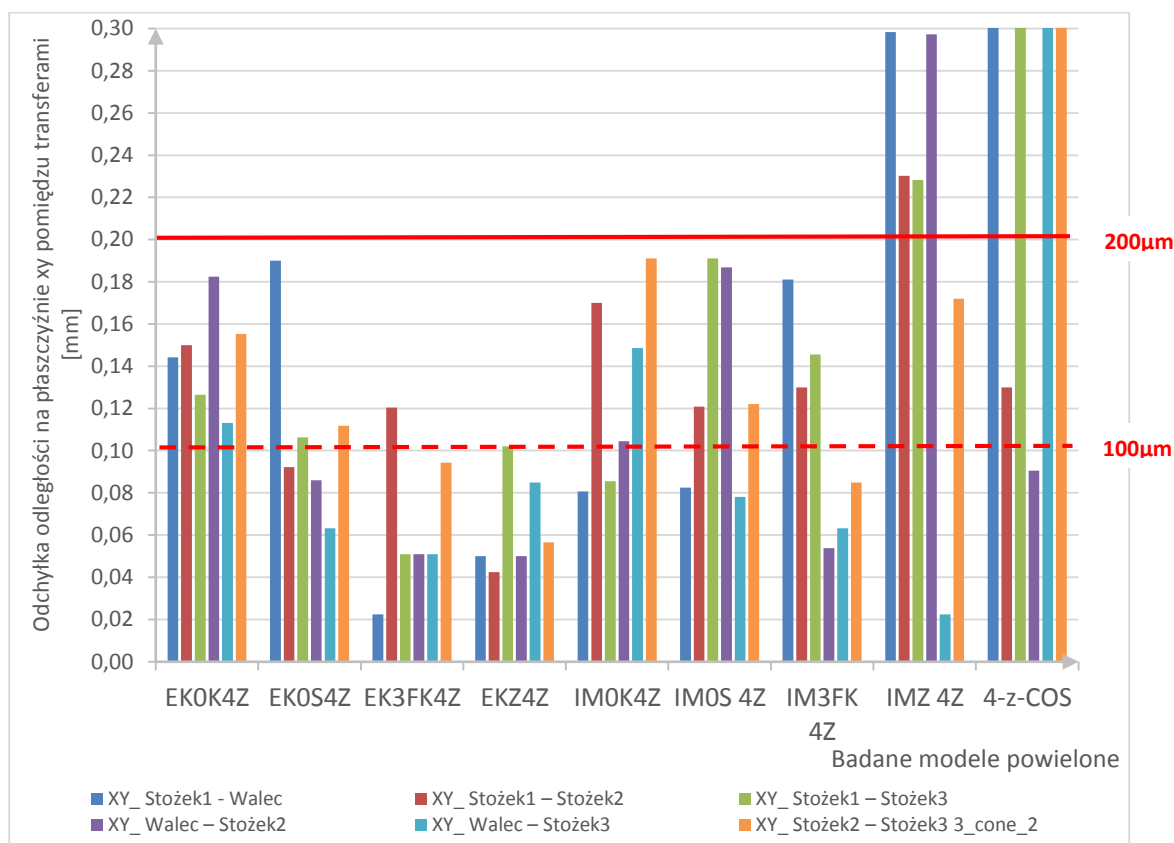
Dla 4 implantów ustawionych zbieżnie wyniki dla odchyłek odległości między transferami dla masy PVS dla metody łyżki zamkniętej znajdują się w I klasie. Pozostałe metody dla tej masy znajdują się w klasie II. Dla masy PE wszystkie techniki dla metody łyżki otwartej znajdują się w II klasie. Dla tej masy metoda łyżki zamkniętej znajduje się w III klasie i nie jest zalecana. W przypadku wycisku cyfrowego odchyłki 4 z 6 cech krytycznych znajdują się w III klasie dokładności, dodatkowo są poza skalą wykresu i wynoszą odpowiednio 0,44 mm dla dystansu stożek1 – walec, 0,34 mm dla dystansu stożek1 – stożek3, 0,66 mm dla dystansu walec – stożek3 oraz 0,32 mm dla dystansu stożek2 – stożek3. Ze względu na tak duże odchyłki od wartości nominalnej metoda wycisku cyfrowego przy 4 implantach ustawionych zbieżnie nie jest zalecana (wykres 21).



Wykres 19 Odchyłki odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 4 implantów ustawionych równolegle [mm]



Wykres 20 Odchyłki odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 4 implantów ustawionych rozbieżnie [mm]



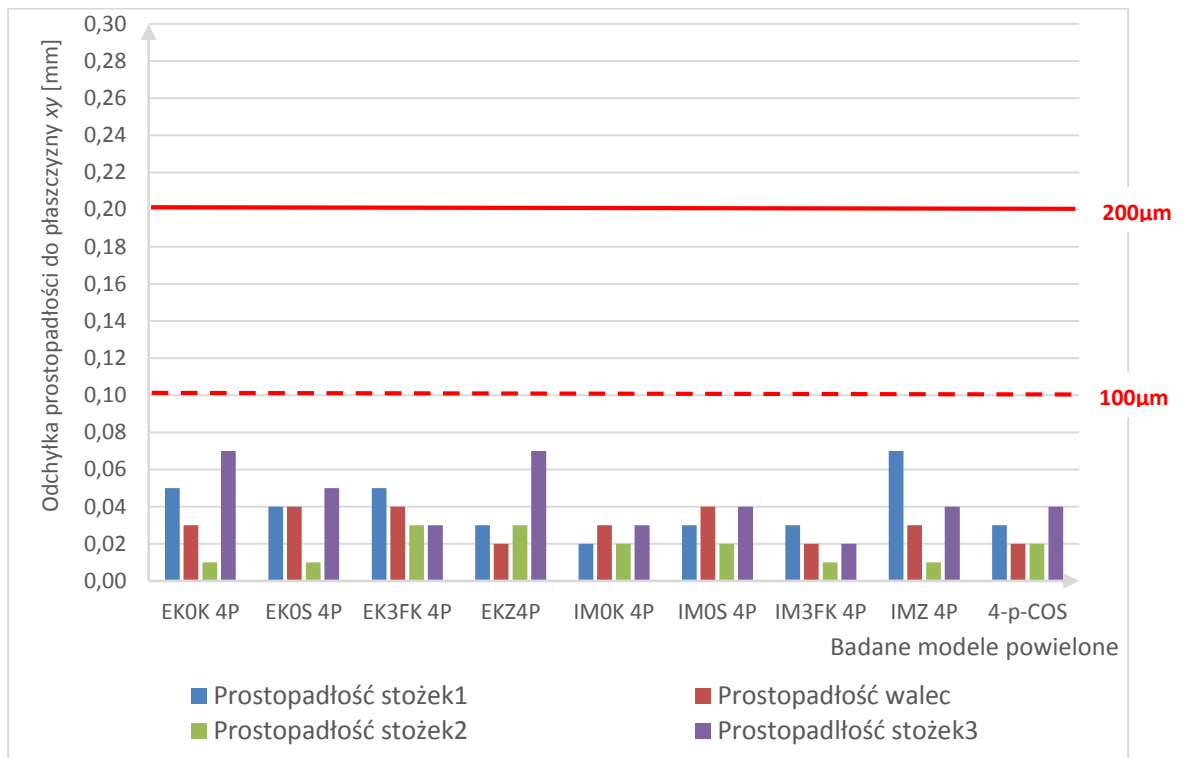
Wykres 21 Odchyłki odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 4 implantów ustawionych zbieżnie [mm]

4.3.2.4 Prostopadłość długiej osi walca i stożków względem płaszczyzny_0/ płaszczyzn referencyjnych

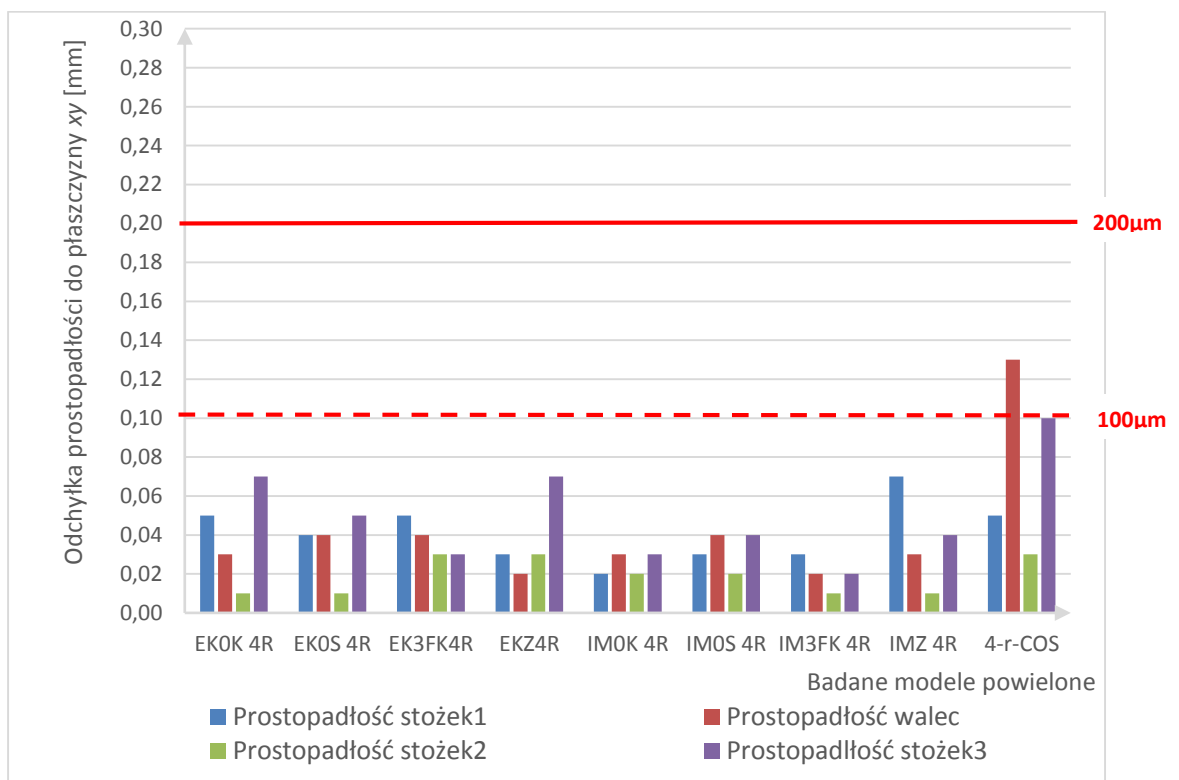
W przypadku prostopadłości dla 4 implantów ustawionych równolegle wszystkie odchyłki dla każdej z metod znajdują się w I klasie dokładności (wykres 22).

W przypadku 4 implantów ustawionych rozbieżnie odchyłki dla metod klasycznych znajdują się w I klasie dokładności, a metoda wycisku cyfrowego znajduje się w II klasie (wykres 23).

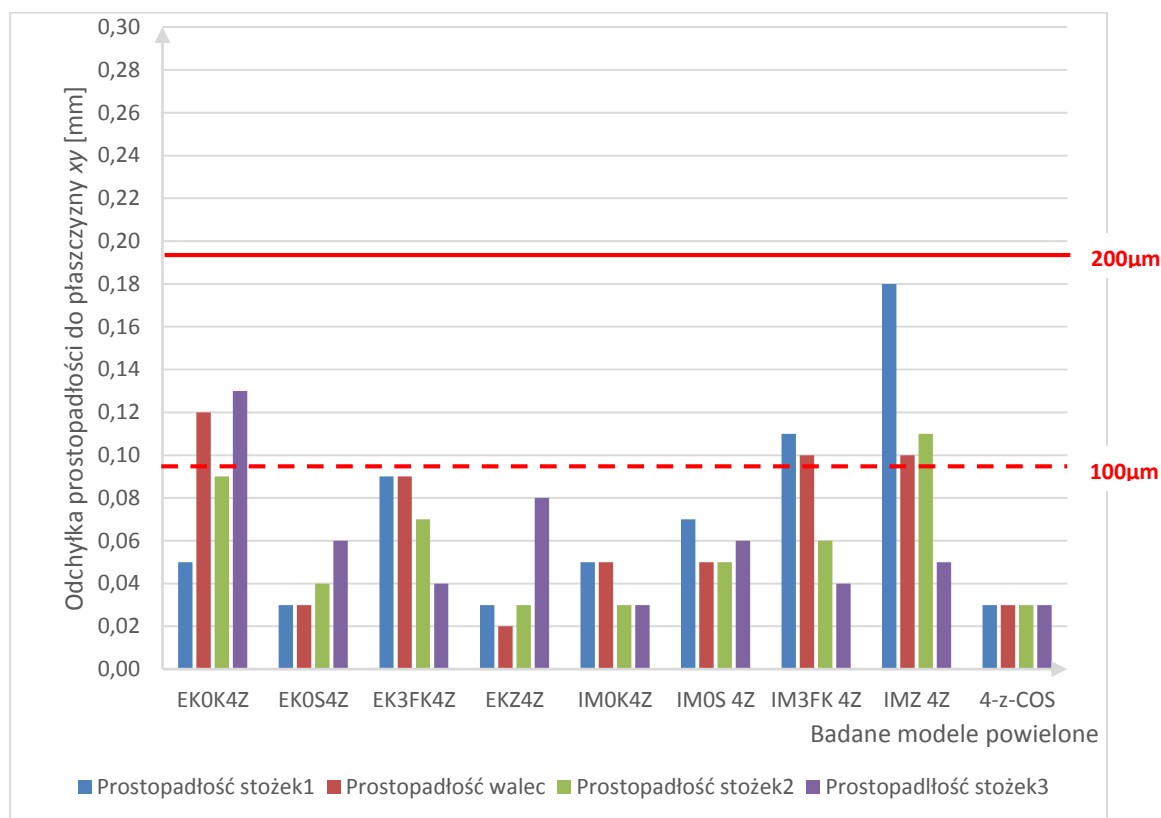
Dla 4 implantów ustawionych zbieżnie dla masy PVS odchyłka prostopadłości dla metody łyżki otwartej bez blokowania implantów znajduje się w II klasie. Pozostałe odchyłki dla tej masy znajdują się w I klasie. Dla masy PE metoda łyżki otwartej niezależnie od blokowania implantów znajduje się w I klasie, natomiast metoda z wykorzystaniem transferu trójfunkcyjnego i metoda łyżki zamkniętej znajdują się w II klasie. Metoda wycisku cyfrowego dla tej cechy krytycznej znajduje się w I klasie.



Wykres 22 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny xy [mm] dla modeli z 4 implantami ustawionymi równolegle



Wykres 23 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny xy [mm] dla modeli z 4 implantami ustawionymi rozbieżnie



Wykres 24 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny XY [mm] dla modeli z 4 implantami ustawionymi rozbieżnie

4.4 Analiza statystyczna otrzymanych wyników

W celu otrzymania prawidłowej analizy statystycznej wszystkie wyniki metrologiczne pogrupowano w kilka kategorii. Osobno porównywano modele z 3 implantami oraz z 4 implantami. Dane rozdzielono pod względem cech krytycznych i zestawiono tabelarycznie w odpowiedniej kolejności (załącznik 1, tabela 7 i 8) Analizę statystyczną przeprowadzono w programie Statistica 10 (StatSoft Inc.) oraz pakiecie Office Word i Excel (Microsoft corp.).

Sprawdzono zgodność danych z rozkładem prawdopodobieństwa i dla większości danych rozkład okazał się normalny, dzięki czemu zdecydowano się na analizę metodami parametrycznymi. Do porównania wykorzystano metodę analizy wariancji ANOVA z wykorzystaniem jednowymiarowych testów istotności. Następnie w celu określenia różnicy między grupami w badanej próbie, wykonano testy *post hoc* metodą HSD Turkeya.

Dla kilku cech krytycznych, w których nie wykazano normalności rozkładów, wykonano testy metodą ANOVA dla porównań wielokrotnych (dwustronnych) z wykorzystaniem rangowego testu nieparametrycznego metodą Kruskala-Wallisa.

Analizę statystyczną przeprowadzono osobno dla każdej cechy krytycznej, bazując na odchyłkach od wartości nominalnej. Analizowano osobno odchyłkę w osi X, w osi Y oraz osi XY. W celu przedstawienia wyników w sposób zwięzły, w dalszej części dysertacji pokazane zostaną wyniki przykładowe oraz najbardziej istotne dla porównań. Pełną analizę statystyczną dołączono osobno na płycie CD (załącznik 2; *Analiza statystyczna dla 3 implantów.docx*, *Analiza statystyczna dla 4 implantów.docx*).

4.4.1 Porównanie metod wyciskowych

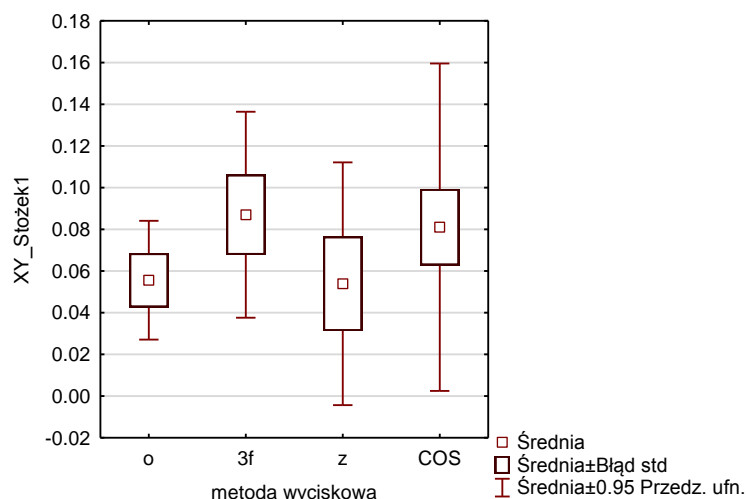
Porównania metod wyciskowych dokonano osobno dla 3 i 4 implantów, niezależnie od ich ustawienia kąтового. W tym przypadku porównano również wszystkie metody klasyczne z metodą wycisku cyfrowego oraz wszystkie metody klasyczne między sobą.

W celu porównania metod wyciskowych, dane podzielono na:

- o – metodę łyżki otwartej z wykorzystaniem transferu dedykowanego do tej metody,
- 3f – metodę łyżki otwartej z wykorzystaniem transferu trójfunkcyjnego,
- z – metodę łyżki zamkniętej,
- COS – metodę wycisku cyfrowego.

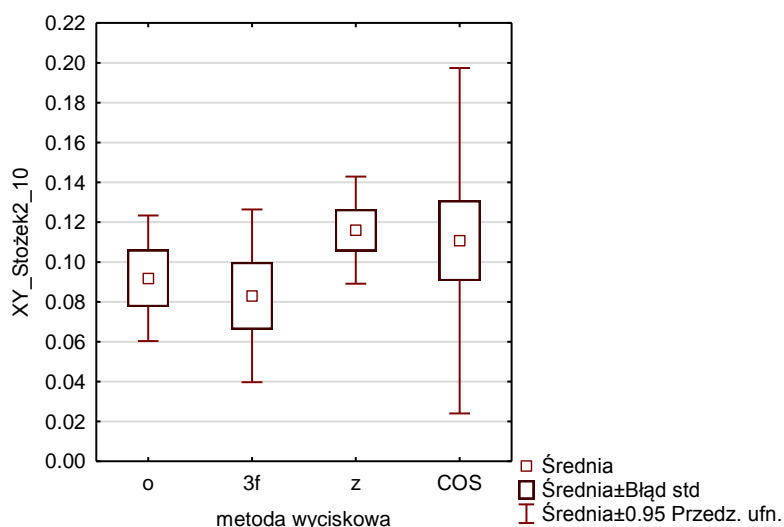
4.4.1.1 Wyniki dla 3 implantów

Na podstawie analizy statystycznej dla odchyłki położenia transferów na poziomie 0 mm względem układu współrzędnych nie znaleziono istotnych różnic statystycznych pomiędzy metodami wyciskowymi (jedna grupa), dla żadnej z cech krytycznych, co przykładowo pokazano dla położenia stożka1 na płaszczyźnie 0 mm w osi XY na wykresie 25.



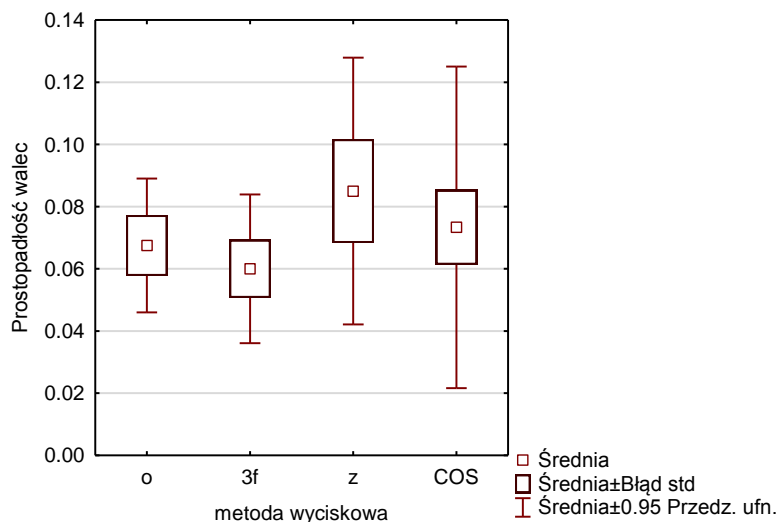
Wykres 25 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla odchyłki położenia stożka1 na płaszczyźnie 0 mm w osi XY [mm]

Dla odchyłki położenia transferu wyciskowego względem układu współrzędnych na poziomie 10 mm sytuacja wygląda podobnie. Nie znaleziono różnic statystycznych dla żadnej z cech krytycznych dla tego parametru, co przykładowo pokazano dla stożka2 w osi XY na wykresie (wykres 26).



Wykres 26 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla odchyłki położenia stożka2 na poziomie 10 mm w osi XY [mm]

W przypadku odchyłki odległości pomiędzy transferami oraz odchyłki prostokątowości transferów do płaszczyzny nominalnej nie wykazano różnic statystycznych dla żadnej z cech krytycznych, co przedstawiono przykładowo dla walca na wykresie (wykres 27).



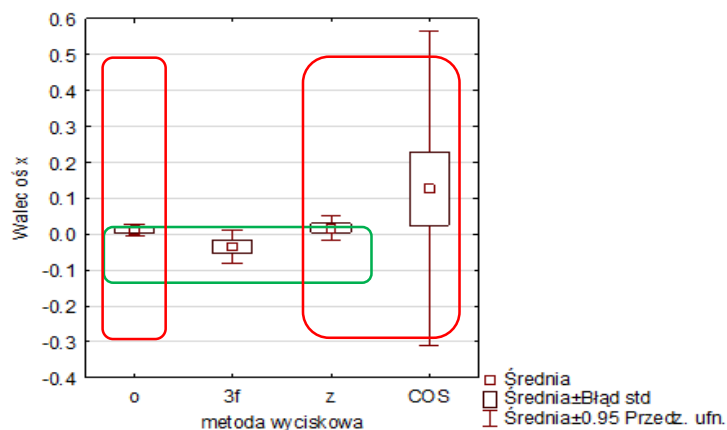
Wykres 27 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla odchyłki prostopadłości walca dla 3 implantów [mm]

4.4.1.2 Wyniki dla 4 implantów

Na podstawie analizy statystycznej dla położenia transferów na poziomie 0 mm względem układu współrzędnych przy 4 implantach wykazano różnice statystyczne dla niektórych cech krytycznych. I tak dla odchyłki położenia walca w osi X (wykres 28) wykazano, że metoda łyżki otwartej z wykorzystaniem transferu trójfunkcyjnego [3f] jest statystycznie dokładniejsza niż metoda wycisku cyfrowego [COS] dla poziomu istotności $p < 0,01$, przy czym dla pozostałych metod nie wykazano różnic statystycznych.

Dla odchyłki położenia stożka2 w osi XY wykazano statystyczne różnice w dokładności między metodą łyżki otwartej z wykorzystaniem transferu trójfunkcyjnego [3f], a metodą łyżki zamkniętej [z], gdzie dokładniejsza jest metoda 3f, dla poziomu istotności $p < 0,05$.

Dla pozostałych cech krytycznych dla odchyłki położenia transferu na poziomie 0 mm nie znaleziono różnic statystycznych między metodami wyciskowymi, choć widać, że metoda wycisku cyfrowego charakteryzuje się największym błędem standardowym i przedziałem ufności, co pokazano przykładowo na wykresie 28.

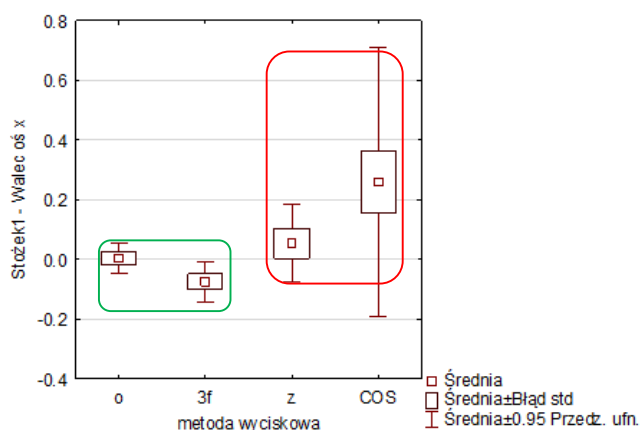


Wykres 28 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla odchyłki położenia walca na płaszczyźnie 0 mm w osi X przy 4 implantach [mm]

W przypadku odchyłki odległości między implantami także znaleziono kilka różnic statystycznych między wyciskami. Dla odległości stożek1 – walec w osi X wykazano 2 grupy jednorodne:

- i. metoda łyżki otwartej z transferem dedykowanym [o] i trójfunkcyjnym [3f] {zielona}
- ii. metoda łyżki zamkniętej [z] i metoda wycisku cyfrowego [COS] {czerwona}

Metoda łyżki otwartej jest dokładniejsza, co przedstawia wykres 29.



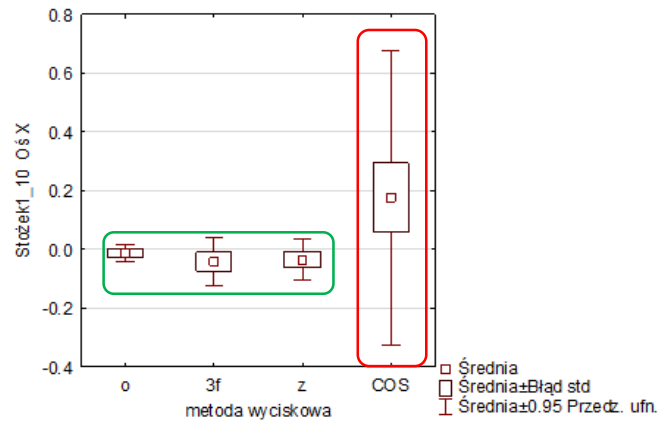
Wykres 29 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla odchyłki odległości stożek1 – walec w osi X dla 4 implantów [mm]

Dla wszystkich pozostałych odchyłek odległości między implantami zarówno w osi X, Y oraz XY nie znaleziono istotnych różnic statystycznych pomiędzy metodami wyciskowymi.

W przypadku odchyłki położenia transferów wyciskowych na poziomie 10 mm znaleziono różnice statystyczne dla kilku cech krytycznych dla metod wyciskowych. Dla cechy stożek1_10 w osi X wyodrębniło 2 grupy jednorodne, dla $p < 0,01$:

- a. metody klasyczne [o], [z], [3f],
- b. metoda wycisku cyfrowego [COS],

gdzie wyciski pobierane metodami klasycznymi charakteryzowały się większą dokładnością (wykres 30).

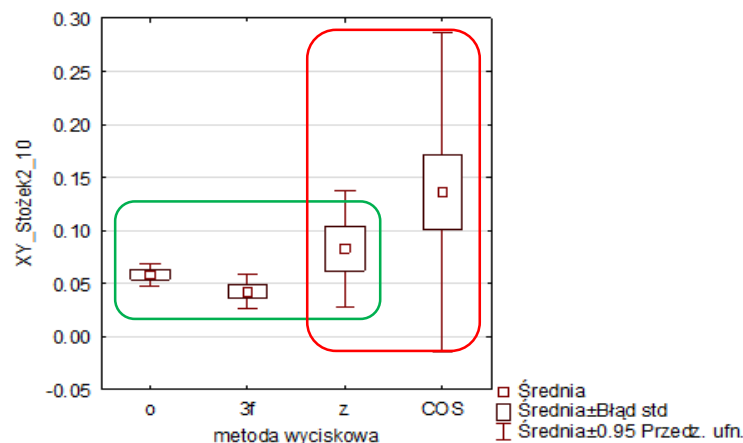


Wykres 30 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla cechy stożek1_10 w osi X dla 4 implantów [mm]

Dla cechy stożek2 w osi XY także wyodrębniono 2 grupy jednorodne, dla $p < 0,01$:

- 1) metody klasyczne [o], [3f], [z],
- 2) metoda wycisku cyfrowego [COS], metoda łyżki zamkniętej [z].

Taki wynik ponownie pozwala określić wycisk cyfrowy jako najmniej dokładny, lecz bez różnicy statystycznej względem metody łyżki zamkniętej (wykres 31).



Wykres 31 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla cechy stożek2_10 w osi XY dla 4 implantów [mm]

Dla pozostałych cech krytycznych nie wykazano istotnych różnic statystycznych dla porównania metod wyciskowych dla 4 implantów ($p > 0,05$).

4.4.2 Porównanie technik wyciskowych

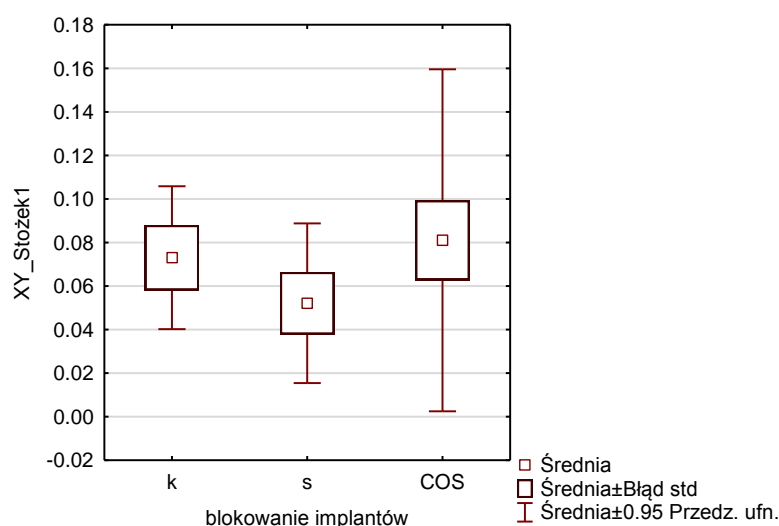
W celu przeprowadzenia analizy statystycznej wyników dla porównania różnych technik wyciskowych dane pogrupowano na 3 rodzaje. Porównywano ze sobą wyciski pobrane metodą łyżki otwartej przy użyciu transferów dedykowanych do tej metody z blokowaniem transferów materiałem żywicznym, bez blokowania transferów, oraz wycisk pobrany techniką cyfrową skanerem wewnątrzustnym. Dane pogrupowano na:

- k – wycisk pobrany techniką klasyczną bez blokowania transferów wyciskowych,
- s – wycisk pobrany techniką z blokowaniem implantów (z ang. *splint*),
- COS – wycisk pobrany metodą wycisku cyfrowego urządzeniem LAVA COS.

Analizę statystyczną przeprowadzono osobno dla 3 i dla 4 implantów, niezależnie od ich rozmieszczenia kąтового.

4.4.2.1 Wyniki dla 3 implantów

Na podstawie analizy statystycznej dla położenia transferów na poziomie 0 mm względem układu współrzędnych nie znaleziono istotnych różnic statystycznych pomiędzy metodami wyciskowymi (jedna grupa), dla żadnej z cech krytycznych, co przykładowo pokazano dla odchyłki położenia stożka1 na płaszczyźnie 0 mm w osi XY na wykresie 32.



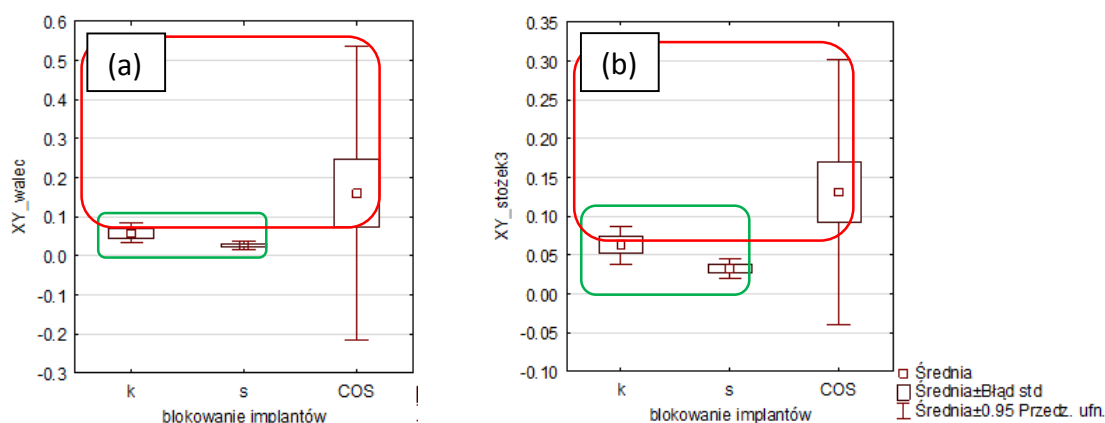
Wykres 32 Rozkład statystyczny danych z porównania technik wyciskowych dla odchyłki położenia stożka1 na płaszczyźnie 0 mm w osi XY [mm]

Dla odchyłki położenia transferu wyciskowego względem układu współrzędnych na poziomie 10 mm sytuacja wygląda podobnie. Także w przypadku odległości pomiędzy

transferami oraz prostopadłości do płaszczyzny nominalnej nie wykazano różnic statystycznych dla żadnej z cech krytycznych w przypadku technik wyciskowych dla 3 implantów.

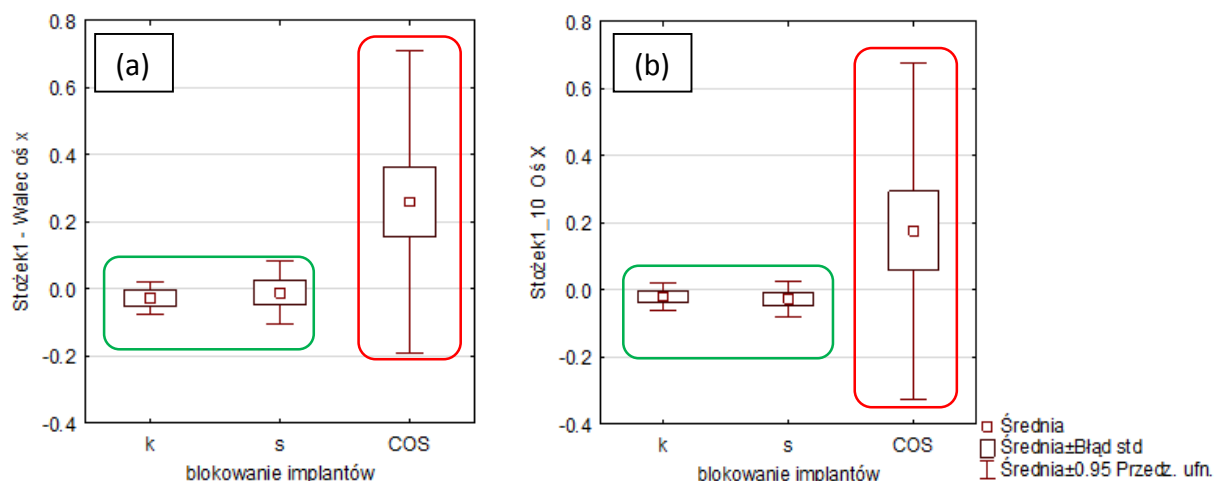
4.4.2.2 Wyniki dla 4 implantów

W przypadku blokowania implantów dla cech krytycznych z grupy położenia transferów na poziomie 0 mm, dla dwóch cech krytycznych (XY_walec, XY_stożek3) wykazano istotną różnicę statystyczną ($p < 0,03$). Zmienne podzielono na 2 grupy: (1) k i COS, (2) k i s; Dla obu cech krytycznych wykazano, że wyciski pobrane z blokowaniem transferów są dokładniejsze od wycisków pobranych cyfrowo, bez różnic statystycznych w pozostałych konfiguracjach, pomiędzy blokowaniem i nie, w przypadku wycisków metodami klasycznymi (wykres 33).



Wykres 33 Rozkład statystyczny danych z porównania technik wyciskowych dla odchyłki położenia walca (a) i stożka3 (b) na płaszczyźnie 0 mm w osi XY [mm]

W przypadku odległości między transferami na poziomie 0 mm wykazano różnicę dla odległości walec-stożek1 w osi X. Podobne wyniki uzyskano dla odchyłki położenia transferów na poziomie 10 mm dla stożka1_10 w osi X. W obu przypadkach wykazano istnienie dwóch grup jednorodnych: (1) k i s (2) COS. Dzięki temu wykazano, że wyciski pobierane metodami klasycznymi niezależnie od blokowania implantów są dokładniejsze od wycisku pobranego metodą cyfrową (wykres 34), przy $p < 0,05$. Identyczne wyniki uzyskano dla odchyłki cechy krytycznej stożek2_10, w osi XY ($p < 0,01$).



Wykres 34 Rozkład statystyczny danych z porównania technik wyciskowych dla odchyłki odległości stożek1-walec w osi X (a) oraz odchyłki położenia transferu na poziomie 10 mm dla pozycji stożek1_10 w osi X (b), dla 4 implantów [mm]

Dla pozostałych cech krytycznych nie wykazano różnic statystycznych pomiędzy technikami wyciskowymi dla 4 implantów.

4.4.3 Porównanie mas wyciskowych

W celu przeprowadzenia analizy statystycznej wyników dla porównania różnych mas wyciskowych dane pogrupowano na 3 rodzaje. Porównywano ze sobą wyciski pobrane masą poliwinylsiloksanową z masą polieterową oraz wyciskiem pobranym techniką cyfrową skanerem wewnątrzustnym. Dane pogrupowano na:

- Ek – wycisk pobrany z wykorzystaniem masy poliwinylsiloksanowej (Ekspress),
- Im – wycisk pobrany z wykorzystaniem masy polieterowej (Impregum),
- COS – wycisk pobrany metoda wycisku cyfrowego urządzeniem LAVA COS.

Analizę statystyczną przeprowadzono osobno dla 3 i dla 4 implantów, niezależnie od ich rozmieszczenia kąowego.

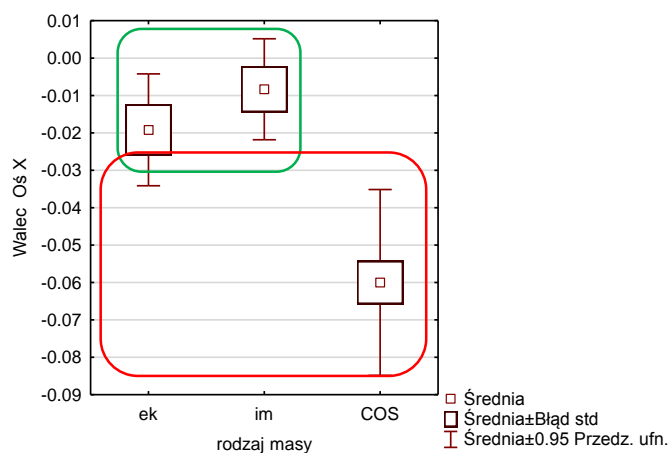
4.4.3.1 Wyniki dla 3 implantów

W przypadku 3 implantów nie wykazano istotnych różnic statystycznych pomiędzy klasycznymi masami wyciskowymi (EK i Im) dla żadnej cechy krytycznej.

Analiza statystyczna wykazała natomiast różnicę pomiędzy masami wyciskowymi klasycznymi a wyciskiem cyfrowym dla 2 cech krytycznych. Dla odchyłki położenia walca

na poziomie 0 mm względem układu współrzędnych w osi X wykazano, że istnieją 2 grupy jednorodne, przy wartości $p < 0,01$ (wykres 35):

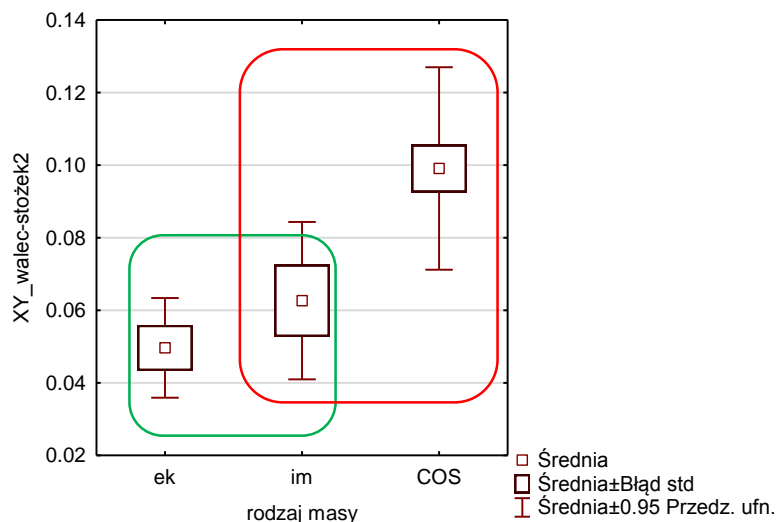
- 1) masa Ek i masa Im (oznaczone na zielono),
- 2) COS i Ek (oznaczone na czerwono).



Wykres 35 Rozkład statystyczny danych z porównania mas wyciskowych dla odchyłki położenia walca na poziomie 0 mm względem układu współrzędnych w osi X dla 3 implantów [mm]

Z powyższego wykresu wynika, że masa polieterowa statystycznie jest dokładniejsza od wycisku cyfrowego dla tej cechy krytycznej, bez różnic pomiędzy pozostałymi masami. Na podstawie powyższego wykresu można pokusić się o sugestię, że wycisk cyfrowy jest najmniej dokładny (odchyłka jest najbardziej oddalona od oryginału). Podobne wyniki uzyskano dla odchyłki odległości pomiędzy transferami dla dystansu między walcem a stożkiem2 (wykres 36), z tą różnicą, że tutaj masa poliwinylsiloksanowa okazała się masą statystycznie dokładniejszą od metody wycisku cyfrowego bez różnic statystycznych pomiędzy pozostałymi masami. Także powstały dwie grupy jednodne, przy poziomie istotności $p < 0,03$:

- 1) masa Ek i Im (oznaczone na zielono),
- 2) COS i Im (oznaczone na czerwono).



Wykres 36 Rozkład statystyczny danych z porównania mas wyciskowych dla odchyłki odległości pomiędzy walcem a stożkiem2 w osi XY dla 3 implantów [mm]

4.4.3.2 Wyniki dla 4 implantów

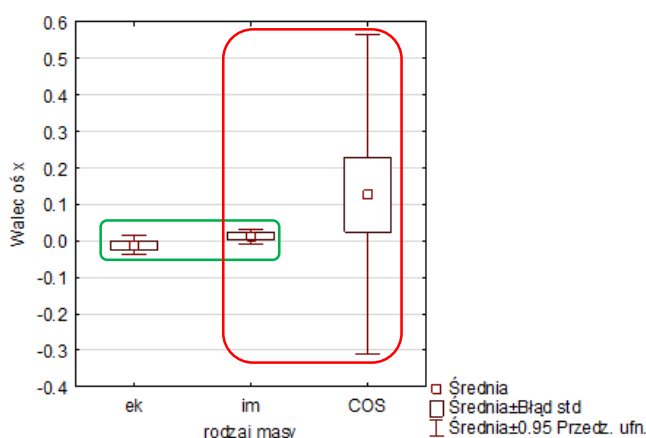
W przypadku 4 implantów nie wykazano istotnych różnic statystycznych pomiędzy klasycznymi masami wyciskowymi (EK i Im) dla żadnej cechy krytycznej.

Analiza statystyczna wykazała natomiast różnicę pomiędzy masami wyciskowymi klasycznymi a wyciskiem cyfrowym dla 6 cech krytycznych, gdzie w każdym przypadku wycisk cyfrowy okazał się mniej dokładny.

W przypadku odchyłki położenia walca na poziomie 0 mm w osi X, wykazano różnice statystyczne, a dane pogrupowano na 2 grupy jednorodnej, przy poziomie istotności $p < 0,01$:

- 1) wycisk pobrany masą poliwinylsiloksanową [ek] i masą polieterową [im],
- 2) wycisk pobrany masą polieterową [im] i metodą cyfrową [COS],

gdzie masa poliwinylsiloksanowa jest istotnie dokładniejsza od wycisku cyfrowego, a pomiędzy pozostałymi masami nie ma różnic (wykres 37).

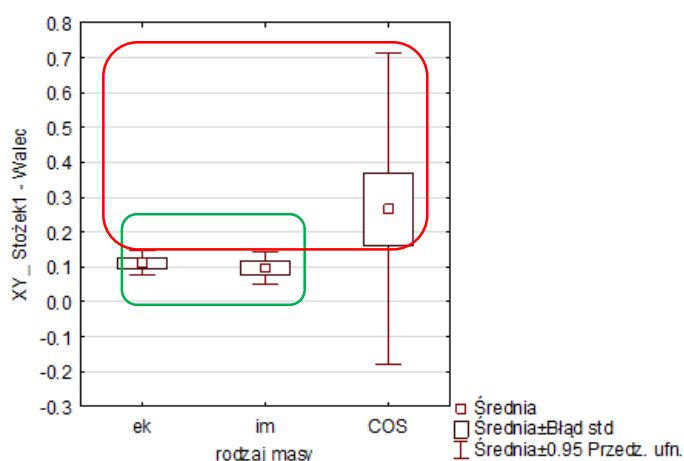


Wykres 37 Rozkład statystyczny danych z porównania mas wyciskowych dla odchyłki położenia walca na poziomie 0 mm względem układu współrzędnych w osi X dla 4 implantów [mm]

W przypadku odchyłki odległości między stożkiem1 a walcem na poziomie 0 mm w osi XY, wykazano różnice statystyczne, a dane rozłożono na 2 grupy jednorodne, przy poziomie istotności $p < 0,02$:

- 1) wycisk pobrany masą poliwinylsiloksanową [ek] i masą polieterową [im],
- 2) wycisk pobrany masą poliwinylsiloksanową [ek] i metodą cyfrową [COS].

Dla tej cechy krytycznej masa polieterowa okazała się istotnie dokładniejsza od wycisku cyfrowego, gdzie dla pozostałych mas nie wykazano różnic statystycznych (wykres 38).



Wykres 38 Rozkład statystyczny danych z porównania mas wyciskowych dla odchyłki odległości między stożkiem1 a walcem na poziomie 0 mm w osi XY dla 4 implantów [mm]

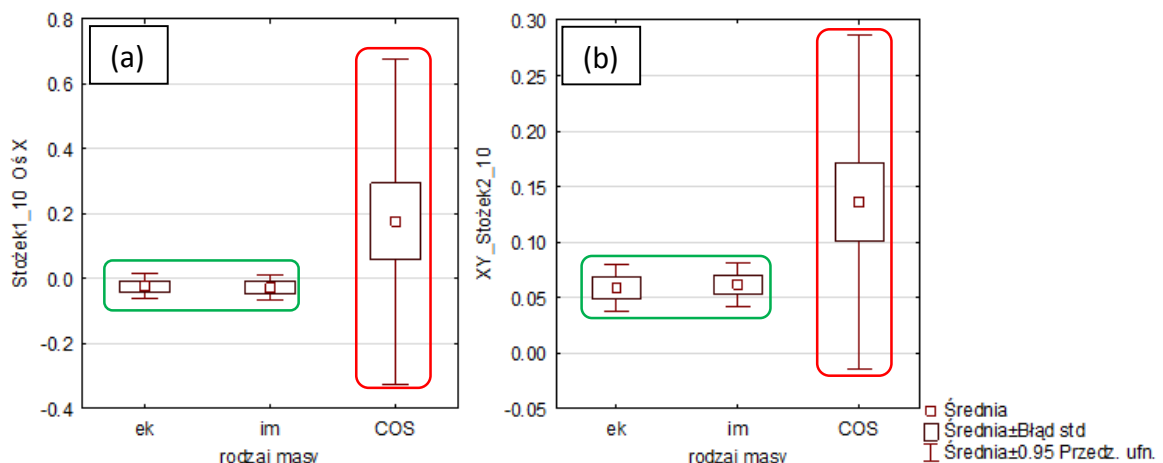
W przypadku 4 pozostałych cech krytycznych wykazano różnicę statystyczną między wyciskiem pobranym cyfrowo a wyciskami pobranymi klasycznie, niezależnie od masy wyciskowej, a dane podzielono na 2 grupy jednorodne:

- 1) wycisk pobrany masą poliwinylsiloksanową [ek] i masą polieterową [im],
 - 2) wycisk pobrany metodą cyfrową,
- gdzie grupa 1. charakteryzowała się większą dokładnością wycisku.

Powyższe wyniki uzyskano dla następujących cech krytycznych, przy poziomie istotności $p < 0,01$:

- odchyłka odległości między stożkiem1 a walcem w osi X na poziomie 0 mm,
- odchyłka położenia walca na poziomie 0 mm w osi XY,
- odchyłka położenia stożka1 w osi X na poziomie 10 mm,
- odchyłka położenia stożka2 w osi XY na poziomie 10 mm.

Dla przykładu pokazano wyniki analizy statystycznej dla położenie stożka1 w osi X oraz stożka2 w osi XY na płaszczyźnie 10 mm na wykresach (wykres 39 a i b).



Wykres 39 Rozkład statystyczny danych z porównania mas wyciskowych dla 4 implantów dla odchyłki położenia stożka1 w osi X(a) i stożka2 w osi XY (b) na poziomie 10 mm [mm]

4.4.4 Porównanie rozmieszczenia kąтового implantów

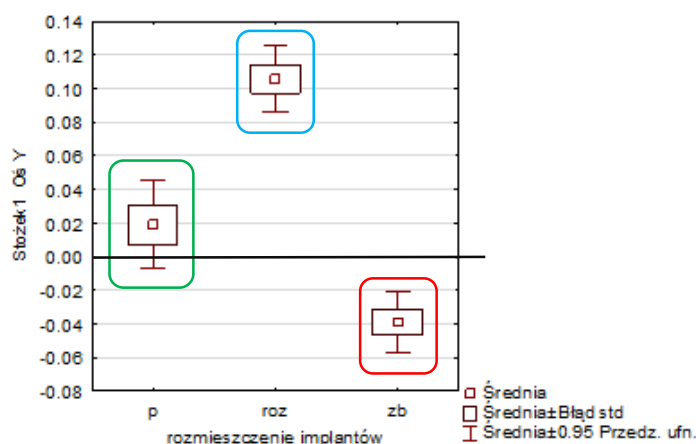
W celu przeprowadzenia analizy statystycznej wyników dla porównania rozmieszczenia kąowego dane pogrupowano na 3 rodzaje. Porównywano rozmieszczenie implantów ustawionych równolegle względem siebie i prostopadle do płaszczyzny_0 z implantami ustawionymi zbieżnie oraz rozbieżnie pod kątem około 8° do płaszczyzny_0. Dane pogrupowano na:

- p – implanty ustawione równolegle do siebie i prostopadle do płaszczyzny,
- roz – implanty ustawione rozbieżnie do płaszczyzny pod kątem 8° odśrodkowo,
- zb – implanty ustawione zbieżnie do płaszczyzny pod kątem 8° dośrodkowo.

Analizę statystyczną przeprowadzono osobno dla 3 i dla 4 implantów.

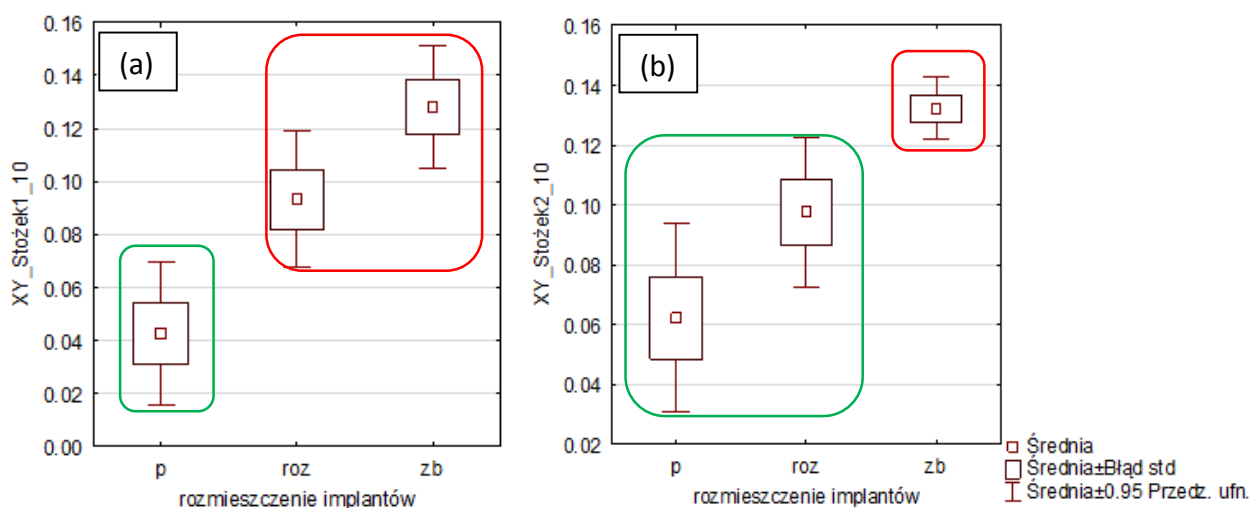
4.4.4.1 Wyniki dla 3 implantów

Na podstawie analizy statystycznej dla położenia transferów na poziomie 0 mm względem układu współrzędnych znaleziono kilka istotnych różnic statystycznych pomiędzy rozmieszczeniem implantów. Dla położenia stożka1 w osi Y znaleziono 3 grupy jednorodne, dla $p < 0,001$, przy czym najmniej dokładnie położenie stożka1 odzwierciedlone było w przypadku rozbieżnego ustawienia implantów. Błąd odwzorowania był najmniejszy w przypadku implantów ustawionych równolegle – co ciekawe, wektor błędu w przypadku implantów ustawionych kątowo skierowany był w stronę ustawienia kąowego implantu (wykres 40).



Wykres 40 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąowego implantów dla 3 implantów dla odchyłki położenia stożka1 w osi Y na poziomie 0 mm [mm]

W przypadku analizowania odchyłki położenia transferu na wysokości 10 mm zauważono istotne różnice statystyczne. Dla położenia walca w osi X znaleziono 2 grupy jednorodne, przy $p < 0,05$, gdzie najdokładniejsze odwzorowanie wystąpiło w przypadku implantów ustawionych równolegle i różniły się one statystycznie od implantów ustawionych rozbieżnie. Także dla stożka1 w osi X, osi Y oraz osi XY (wykres 41a) wykazano różnicę statystyczną dla odchyłki położenia transferu na poziomie 10 mm, przy poziomie istotności $p < 0,01$. Tutaj zauważono także, że wyciski pobierane na implantach ustawionych równolegle są najdokładniejsze, co potwierdzają wyniki uzyskane dla odchyłki położenia transferu na poziomie 10 mm dla stożka2 (wykres 41b).

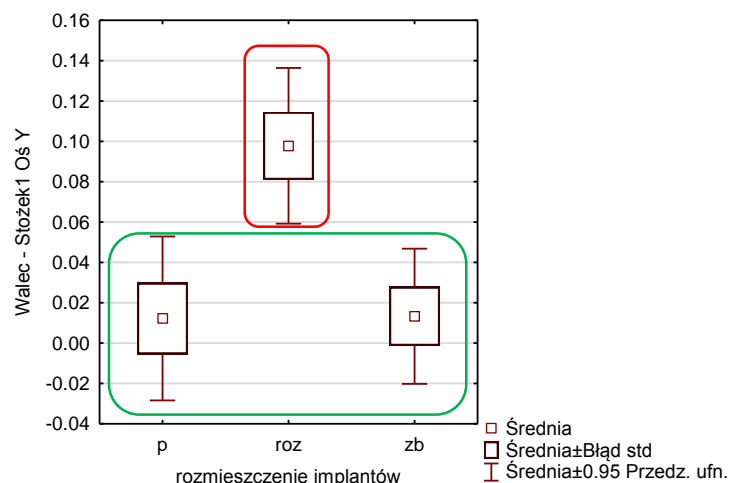


Wykres 41 a i b Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąтового implantów dla 3 implantów dla odchyłki położenia stożka1 i stożka2 w osi XY na poziomie 10 mm [mm]

W przypadku porównania odległości między transferami na płaszczyźnie₀ dla dystansu walec – stożek1 w osi Y powstały 2 grupy jednodne:

- 1) implanty ustawione równolegle [p] i zbieżnie [zb] (oznaczone na zielono),
- 2) implanty ustawione rozbieżnie [roz] (oznaczone na czerwono).

W tym przypadku implanty rozmieszczone rozbieżnie charakteryzują się większą odchyłką błędów odwzorowania dla dystansu walec – stożek1 w osi Y względem odwzorowania pola przy implantach ustawionych równolegle lub zbieżnie (wykres 42).

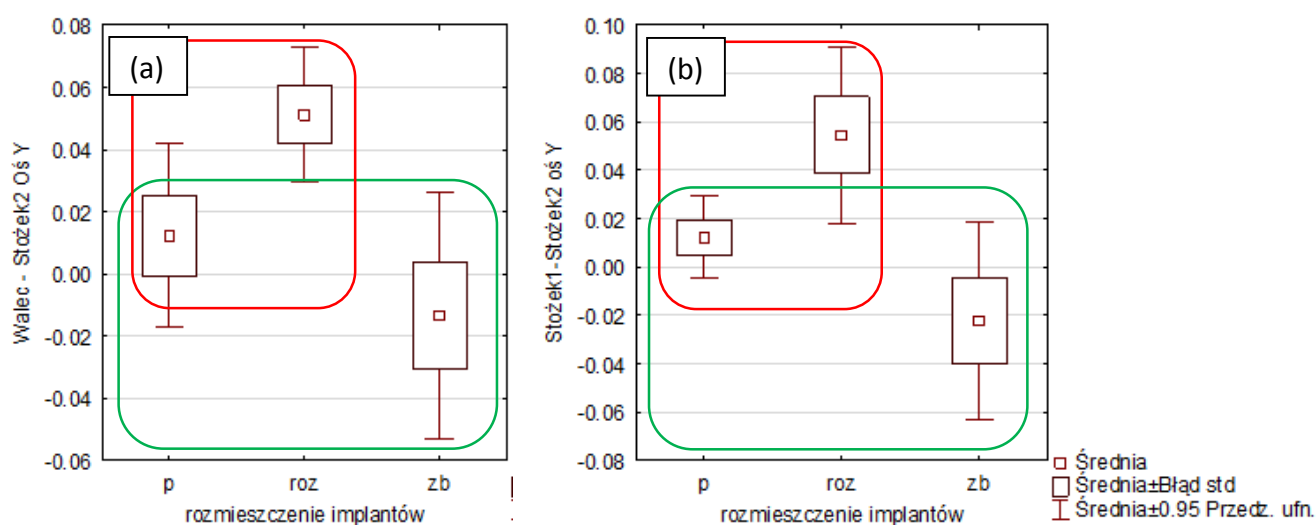


Wykres 42 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąowego implantów dla 3 implantów dla odchyłki odległości walec – stożek1 w osi Y [mm]

Także dla pozostałych dystansów uzyskano kilka grup jednorodnych, różnych statystycznie. Dla dystansu walec – stożek2 w osi Y (wykres 43a) oraz stożek1 – stożek2 w osi Y (wykres 43b) znaleziono 2 grupy jednorodne, przy $p < 0,01$:

- 1) implanty ustawione równoległe [p] i zbieżnie [zb] (oznaczone na zielono),
- 2) implanty ustawione równoległe [p] i rozbieżnie [roz] (oznaczone na czerwono).

Analiza ta wykazała istotną statystycznie różnicę między implantami ustawionymi zbieżnie i rozbieżnie, przy czym dla implantów ustawionych zbieżnie dystans był skrócony, a w przypadku implantów ustawionych rozbieżnie odległość była zwiększona. Najmniejsze odchyłki zauważalne były w przypadku implantów ustawionych równoległe.

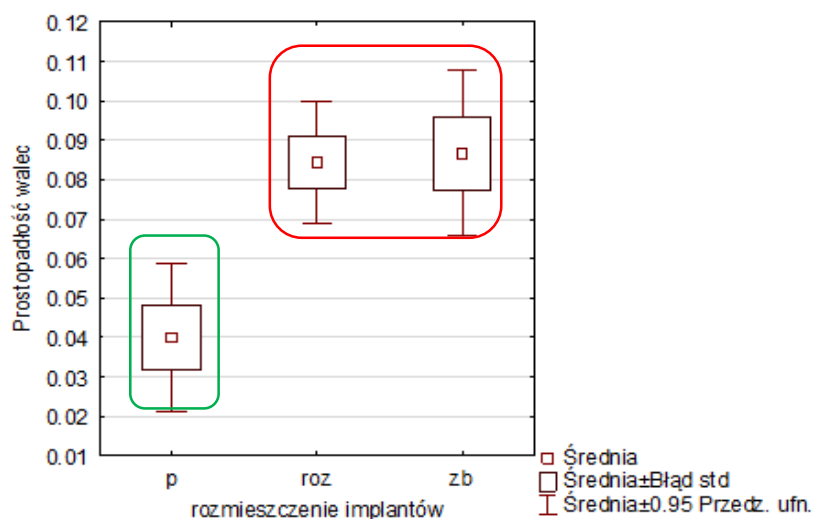


Wykres 43 a i b Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąowego implantów dla 3 implantów dla odchyłki odległości walec – stożek2(a) oraz stożek1 – stożek2 (b) w osi Y [mm]

Ostateczną różnicę w dokładności odwzorowania pola protetycznego w zależności od ustawienia kąтового implantów w przypadku 3 implantów potwierdza odchyłka prostopadłości walca względem płaszczyzny referencyjnej, dla której wyodrębniono 2 grup jednorodne:

- 1) implanty ustawione równoległe [p],
- 2) implanty ustawione rozbieżnie [roz] i zbieżnie [zb].

Implanty ustawione równoległe charakteryzowały się istotnie mniejszymi odchyłkami w prostopadłości w stosunku do implantów ustawionych kątowo, co pokazano przykładowo dla odchyłki prostopadłości walca na wykresie 44.



Wykres 44 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąтового implantów dla 3 implantów dla odchyłki prostopadłości walca [mm]

4.4.4.2 Wyniki dla 4 implantów

W przypadku rozmieszczenia kąтового implantów znaleziono istotne różnice statystyczne dla 4 implantów w wielu cechach krytycznych. Najczęściej wykazywano, że powstają 2 grupy jednorodne:

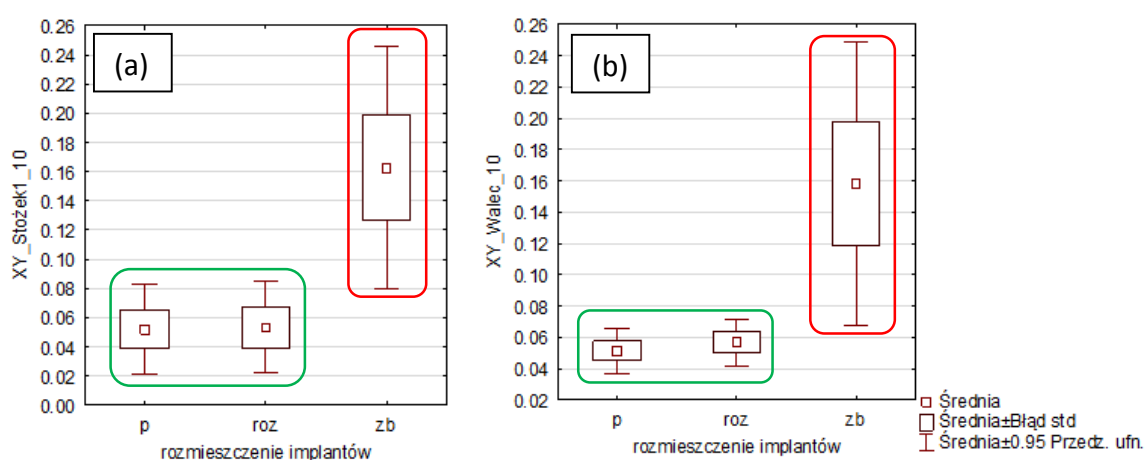
- 1) implanty ustawione równoległe [p] i ustawione rozbieżnie [roz],
- 2) implanty ustawione zbieżnie [zb],

gdzie grupa 1. charakteryzowała się większą dokładnością odwzorowania.

Powyższe wyniki uzyskano dla następujących cech krytycznych, przy poziomie istotności $p < 0,01$:

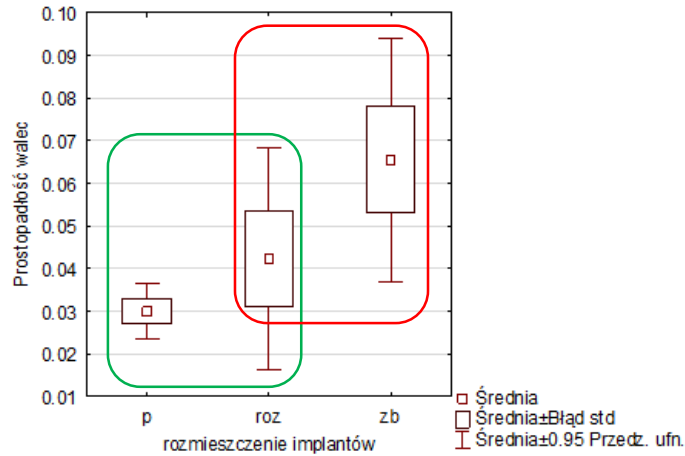
- położenie stożka2 na płaszczyźnie 0mm w osi XY,
- odległość pomiędzy stożkiem1 a stożkiem3 na płaszczyźnie 0 mm w osi Y,
- położenie stożka1 na poziomie 10 mm w osi XY,
- położenie walca na poziomie 10 mm w osi XY,
- prostokątność stożka2 do płaszczyzny 0 mm.

Dla przykładu pokazano wyniki analizy statystycznej dla położenie stożka1 oraz walca na płaszczyźnie 10 mm w osi XY na wykresach (wykres 45 a i b).



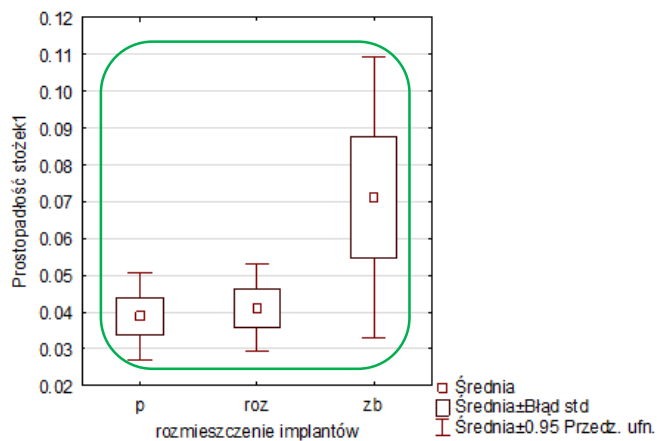
Wykres 45 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kątownego implantów dla 4 implantów dla odchyłki położenia stożka1(a) i walca(b) w osi XY na poziomie 10 mm [mm]

Dla kilku cech krytycznych wykazano różnice statystyczną pomiędzy ustawieniem równoległym implantów a zbieżnym, bez różnic między tymi cechami, a ustawieniem rozbieżnym. Wyniki takie uzyskano dla dystansu pomiędzy stożkiem1 a walcem na płaszczyźnie 0 mm w osi Y (stożek1 – walec oś Y) oraz prostokątności walca, co przykładowo pokazano na wykresie (wykres 46).



Wykres 46 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąтового implantów dla 4 implantów dla prostopadłości walca [mm]

W przypadku pozostałych cech krytycznych nie wykazano różnic statystycznych, jednakże dla większości przypadków wykresy charakteryzowały się największym rozrzutem danych dla implantów ustawionych zbieżnie, co dla przykładu pokazane zostało na wykresie (wykres 47) dla prostopadłości stożka1.



Wykres 47 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąтового implantów dla 4 implantów dla prostopadłości stożka1 [mm]

4.5 Weryfikacja zastosowanych metod i przyrządów pomiarowych

W celu weryfikacji metodologii oraz aparatury pomiarowej wykonano szereg badań oraz kalibrację.

Zarówno przed rozpoczęciem pomiarów, jak i po zmianie ustawień obiektywów kamer lub wzajemnego położenia kamer dokonano kalibracji systemu ATOS przy wykorzystaniu płyty kalibracyjnej (ryc. 65).



Rycina 56 Płyta wzorcowa GOM (z lewej) i widok płyty w oprogramowaniu (z prawej)

Proces kalibracji przebiega automatycznie poprzez pomiary i sprawdzanie parametrów wzorca w różnych jego położeniach kątowych i odległościach od kamer pomiarowych. Dodatkowo każda kamera pomiarowa podlega osobnej kalibracji.

Skaner LAVA C.O.S. praktycznie nie wymaga kalibracji, ze względu na brak możliwości zmiany ustawień w oprogramowaniu lub konstrukcji części pomiarowej. Raz w tygodniu wyświetlany jest komunikat powiadamiający o konieczności przeprowadzenia skanowania w celu konserwacji systemu. Skanowaniu podlega niewielka płytka, a proces ten weryfikuje poprawność optyki.

Sprawdzono powtarzalność pomiarów współrzędnościowych, która według międzynarodowego słownika podstawowych i ogólnych warunków w metrologii (VIM) oznacza stopień zgodności kolejnych wyników pomiarów tej samej wielkości mierzonej, wykonywanych w tych samych warunkach pomiarowych, takich jak ten sam obserwator, przyrząd pomiarowy, miejsce i procedura pomiarowa.

W celu weryfikacji metody pomiarowej urządzeniem GOM Atos-Ile po wstępnej analizie modeli sprawdzono powtarzalność dla 2 modeli równoległych: najdokładniejszego i najmniej dokładnego (wg wartości średniego rozstępu ze wszystkich uzyskanych wyników).

Przeprowadzono 10 skanów modelu Ek-o-s-3P, który po wstępnej analizie charakteryzował się najmniejszym błędem pomiarowym, oraz modelu Im-z-3P, który wstępnie charakteryzował się największymi odchyłkami. Z badań tych wynika, że rozstęp dla urządzenia GOM Atos-Ile dla wszystkich cech krytycznych na modelu Ek-o-s-3p był rzędu 0,08 mm, przy odchyleniu standardowym SD=0,029, oraz współczynnikiem zmienności CV poniżej 1 % dla każdej cechy krytycznej (tab. 10), a dla modelu Im-z-3p rozstęp był rzędu 0,090 mm przy odchyleniu standardowym SD=0,033 oraz współczynnikiem zmienności CV poniżej 1 % dla każdej cechy krytycznej (tab. 11).

<i>Tabela 10 Powtarzalność wyników dla urządzenia GOM Atos-Ile i metody pomiarowej na modelu Ek-o-s-3p [mm]</i>					<i>Tabela 11 Powtarzalność wyników dla urządzenia GOM Atos-Ile i metody pomiarowej na modelu Im-z-3p [mm]</i>				
ELEMENT	Rozstęp	Średnia	SD	CV (współczynnik zmienności)	ELEMENT	Rozstęp	Średnia	SD	CV (współczynnik zmienności)
Walec Oś X	0,08	10,592	0,029	0,27%	Walec Oś X	0,03	10,540	0,011	0,10%
Walec Oś Y	0,06	12,262	0,023	0,18%	Walec Oś Y	0,06	12,212	0,019	0,16%
Walec - Stożek1 Oś	0,10	11,375	0,038	0,34%	Walec - Stożek1 Oś	0,09	11,408	0,031	0,27%
Walec - Stożek1 Oś Y	0,06	3,356	0,023	0,68%	Walec - Stożek1 Oś Y	0,07	3,493	0,029	0,84%
Walec - Stożek2 Oś	0,13	22,796	0,048	0,21%	Walec - Stożek2 Oś	0,08	22,888	0,033	0,14%
Stożek1 Oś X	0,04	21,964	0,014	0,07%	Stożek1 Oś X	0,06	21,948	0,023	0,10%
Stożek1 Oś Y	0,08	15,618	0,032	0,20%	Stożek1 Oś Y	0,1	15,702	0,037	0,23%
Stożek1 - Stożek2 Oś	0,11	11,422	0,039	0,34%	Stożek1 - Stożek2 Oś	0,13	11,476	0,052	0,45%
Stożek1 - Stożek2 Oś	0,06	3,318	0,023	0,69%	Stożek1 - Stożek2 Oś	0,08	3,389	0,030	0,90%
Stożek2 Oś X	0,08	33,386	0,027	0,08%	Stożek2 Oś X	0,09	33,424	0,034	0,10%
Stożek2 Oś Y	0,07	12,320	0,027	0,22%	Stożek2 Oś Y	0,06	12,300	0,021	0,17%

Powtarzalność wyników dla skanera LAVA C.O.S. przeprowadzona została na modelu Im-z-3p, który dziesięciokrotnie skanowano. Następnie uzyskane wyciski cyfrowe zamieniono na wirtualne modele zgodnie z metodą badań (rozdz. 3.2.6). Uzyskane dane zebrano tabelarycznie i zestawiono. Z badań tych wynika, że rozstęp dla urządzenia LAVA C.O.S. dla wszystkich cech krytycznych średni wynosił 0,03 mm, przy odchyleniu standardowym $SD=0,012$, oraz współczynnika zmienności CV poniżej 0,6 % dla każdej cechy krytycznej (tab. 12).

Tabela 12 Powtarzalność wyników dla skanera LAVA C.O.S. przeprowadzona na modelu Im-z-3p [mm]

ELEMENT	Rozstęp	Średnia	SD	CV (współczynnik zmienności)
Walec Oś X	0,02	10,538	0,006	0,06%
Walec Oś Y	0,01	12,212	0,004	0,03%
Walec - Stożek1 Oś X	0,02	11,440	0,005	0,04%
Walec - Stożek1 Oś Y	0,01	3,477	0,005	0,14%
Walec - Stożek2 Oś X	0,03	22,864	0,010	0,04%
Stożek1 Oś X	0	21,980	0,000	0,00%
Stożek1 Oś Y	0,02	15,691	0,006	0,04%
Stożek1 - Stożek2 Oś X	0,03	11,424	0,008	0,07%
Stożek1 - Stożek2 Oś Y	0,06	3,397	0,018	0,54%
Stożek2 Oś X	0,03	33,403	0,008	0,02%
Stożek2 Oś Y	0,06	12,288	0,020	0,16%

5 Dyskusja

Długoterminowy sukces kliniczny jest celem każdego praktykującego lekarza. W implantoprotetyce na sukces ten wpływa wiele czynników, z których na jednym z czołowych miejsc jest pasywne dopasowanie odbudowy protetycznej do wszczepionych implantów, w szczególności w pracach wielosegmentowych **(1)** **(2)**. Zatem bardzo istotnym zadaniem jest odpowiedź na pytanie: jaki jest zadowalający stopień dopasowania odbudowy protetycznej, który zapewni długoterminowy sukces kliniczny i pozwoli na uniknięcie powikłań?

Kan i wsp. **(4)** próbowali zdefiniować pasywne dopasowanie odbudowy protetycznej, porównać wyniki różnych autorów i wykazali, że zdania były podzielone. Brånemark **(80)** stwierdził, że stopień dopasowania nie powinien przekraczać 10 μm , gdyż właśnie w tym zakresie kość jest w stanie odpowiednio się odżywiać i remodelować pod wpływem działania sił okluzyjnych. Jemt i wsp. **(19)** zdefiniowali pasywne dopasowanie jako takie, które długoczasowo nie powoduje żadnych komplikacji i wykazali, że granicą jest 150 μm (0,15 mm). Dodatkowo Ma i wsp. **(20)** dowiedli, że tolerancja dopasowania elementów implantologicznych względem siebie, takich jak transfer – analog czy łącznik – implant waha się pomiędzy 22 a 100 μm .

Pasywne dopasowanie pracy protetycznej na implantach jest szczególnie ważne, gdyż w porównaniu do naturalnego zęba, ruchomość implantu jest mniejsza, co przekłada się na długoterminowy sukces terapeutyczny. Idealna indeksacja położenia implantów i rzeczywiste odwzorowanie pola protetycznego jest niezbędne do uzyskania pełnego sukcesu klinicznego i długoterminowego utrzymania pracy protetycznej **(19)** **(20)**. Otrzymanie idealnego dopasowania pasywnego protezy na implantach nie jest możliwe w warunkach klinicznych **(3)** **(4)** **(37)**, natomiast lekarz klinicysta powinien dołożyć wszelkich starań, aby nie powiększać błędów wynikających z limitacji zastosowanych materiałów czy elementów implantologicznych.

Jednym z etapów leczenia implantoprotetycznego jest pobranie wycisku. Jest to moment, w którym może dojść do błędów w dokładności dopasowania odbudowy ostatecznej. Lekarze często zostają postawieni przed trudnym wyborem, jaką techniką czy metodą pobrać wycisk, jakiej masy wyciskowej użyć w konkretnym przypadku klinicznym,

czy nowinki technologiczne w postaci wycisków cyfrowych przełożą się na otrzymanie dobrze wykonanego modelu roboczego i idealnie dopasowanej pracy protetycznej.

Na temat metody wyciskowej zdania są podzielone. Wenz i wsp. (16), Akca i wsp. (34), Herbst i wsp. (55) oraz Cabral i wsp. (49) wykazują, że nie ma żadnych istotnych różnic w dokładności wycisku pobranego metodą łyżki otwartej i zamkniętej. Także Rashidan i wsp. (64) w swoich badaniach nad różnymi kształtami transferów nie zauważyli istotnych różnic pomiędzy metodami wyciskowymi. Conrad i wsp. (76) porównywali także obie metody na implantach rozmieszczonych pod różnym kątem i również nie dostrzegli statystycznych różnic między metodami niezależnie od kąta, pod jakim ustawione były implanty względem siebie. Carr (75) także wykazał, że w przypadku dwóch implantów ustawionych pod kątem 15° względem siebie nie ma różnicy między metodami wyciskowymi. Znacząca większość autorów uznaje metodę łyżki otwartej za dokładniejszą i obciążoną mniejszym prawdopodobieństwem błędu (23) (27) (28) (29) (30). Odstępstwem od ww. wyników są badania Humpriesa i wsp. (24), którzy uważają, że metoda łyżki zamkniętej jest lepsza.

W przeprowadzonych badaniach w przypadku pobierania wycisków na 3 implantach ustawionych równolegle, zbieżnie czy rozbieżnie, pasywne dopasowanie pracy protetycznej uzyskamy na poziomie $150\ \mu\text{m}$ niezależnie od metody wyciskowej. Przy założonych wielkościach nie zauważono różnic statystycznych pomiędzy metodami wyciskowymi w przypadku 3 implantów.

W przypadku 4 implantów znaleziono kilka różnic pomiędzy metodami wyciskowymi dla kilku cech krytycznych. Wyniki metrologiczne i statystyczne przedstawiają metodę łyżki otwartej jako lepszą od łyżki zamkniętej w przypadku zbieżnego ustawienia implantów, natomiast dla pozostałych cech krytycznych wśród klasycznych metod wyciskowych nie znaleziono różnic, niezależnie od ustawienia kąтового implantów. Zauważalnie gorzej wypadają wyciski pobierane metoda cyfrową w porównaniu do klasycznych metod wyciskowych.

W przypadku pobierania wycisków na 4 implantach, pasywne dopasowanie pracy protetycznej uzyskamy na poziomie $200\ \mu\text{m}$ dla większości technik wyciskowych, z wyjątkiem:

- wycisków pobieranych cyfrowo przy implantach ustawionych równolegle i zbieżnie,
- wycisków pobieranych metodą łyżki zamkniętej masą poliwinylsiloksanową przy ustawieniu rozbieżnym implantów,
- wycisków pobieranych metodą łyżki zamkniętej masą polieterową przy ustawieniu zbieżnym implantów.

W przypadku porównania technik wyciskowych Yamamoto i wsp. **(81)** w badaniu mikroskopem elektronowym wykazali, że dzięki blokowaniu implantów przerwa między elementami implant – łącznik na modelu powielonym jest mniejsza niż w przypadku, gdy transfery nie były blokowane, niezależnie od użytej masy wyciskowej. Wykazują oni także, że masa hydrokolidowa bez blokowania implantów jest najmniej dokładna. Z drugiej strony Faria i wsp. **(82)** wykazują, że nie ma różnicy w dopasowaniu suprastruktury protetycznej w zależności od tego, czy wycisk pobrany był techniką z blokowaniem czy bez blokowania transferów wyciskowych. Lahori i wsp. **(83)** w badaniu na bezzębnej szczęce na 4 implantach wykazali, że statystycznie nie ma różnicy między blokowaniem i nieblokowaniem transferów wyciskowych w dokładności odwzorowania modelu badanego. Metrologicznie wykazują oni jednak, że modele uzyskane techniką z blokowaniem transferów najmniej odbiegają od modelu referencyjnego w porównaniu z modelami uzyskanymi techniką bez blokowania transferów klasycznych czy transferów modyfikowanych poprzez piaskowanie ich powierzchni. Seyedan i wsp. **(84)** w badaniu na 4 implantach bezzębego modelu żuchwy wykazali, że nie ma istotnych różnic w dokładności, w zależności od zastosowanej techniki wyciskowej czy użytej masy wyciskowej (PE i PVS) w przypadku dwóch implantów rozmieszczonych przyśrodkowo. W przypadku blokowania transferów natomiast błąd odwzorowania na skrajnym implancie jest mniejszy niż na modelach powstałych bez blokowania transferów. Z przeprowadzonych badań metrologicznych i statystycznych wynika, że blokowanie transferów wyciskowych materiałem żywicznym nie wpływa na dokładność wycisku w przypadku 3 i 4 implantów ustawionych równolegle, zbieżnie i rozbieżnie. Wykazano natomiast istotne różnice w przypadku 4 implantów pomiędzy technikami klasycznymi niezależnie od blokowania implantów a wyciskiem cyfrowym, w przypadku którego dla 5

cech krytycznych ($p < 0,05$) rozkład statystyczny danych wykazał znacznie gorszą dokładność wycisku.

Problem z wyborem masy wyciskowej był szeroko analizowany w badaniach przeprowadzonych przez Wenza i wsp. (16). Wykazano wówczas, że nie ma statystycznych różnic pomiędzy masami PVS a masami PE, jeśli wycisk pobierany jest jednocześnie niezależnie od metody wyciskowej, a idealne odtworzenie położenia implantu nawet w warunkach idealnych nie jest możliwe, co niekoniecznie wpływa negatywnie na sukces kliniczny – to potwierdzają badania Stępień i wsp. (85) na masach elastomerowych. Wielu autorów do badania dokładności wycisków pod względem innych parametrów, takich jak blokowanie implantów czy użycie metody otwartej czy zamkniętej z wyboru używało mas polieterowych (37) (29) (41) (36). Większość badań wykazała, że nie ma istotnych różnic w dokładności pomiędzy masami poliwinylsiloksanowymi a masami polieterowymi. Aguilar i wsp. (62) wykazali, że nie ma istotnych różnic dokładności pomiędzy materiałami PVS a PE, jeśli używa się metody łyżki otwartej, a masy są mieszane mieszalnikami automatycznymi. Dodatkowo w przypadku obu materiałów powstała niedokładność nie wpływa na sukces kliniczny. Z badań przeprowadzonych przez Lee i wsp. (3) wynika, że masami z wyboru są masy polieterowe oraz masy poliwinylsiloksanowe i między nimi nie zauważono istotnych różnic w dokładności wycisków. Akca i Cahrelli (34), Assuncao i wsp. (29), Wee i wsp. (86) na przykładzie badań *in vitro* stwierdzają, że nie ma różnic w dokładności pomiędzy masami polieterowymi i poliwinylsiloksanowymi. Także Lorenzoni i wsp. (63) dowodzą, że masa polieterowa i masa silikonowa addycyjna w połączeniu z żywicą akrylową powinny być stosowane jako materiał z wyboru do pobierania wycisków z systemem Frialit®-2. Ponadto podają, że odkształcenie pomiędzy oryginalnym modelem a modelami powielanymi wynosiło średnio 100 μm i jest akceptowalne. Na podstawie przeprowadzonych badań nie wykazano istotnych różnic pomiędzy użytymi masami wyciskowymi, które wykazały się bardzo dokładnym odwzorowaniem pola protetycznego w przypadku 3 i 4 implantów. W badaniach statystycznych dla wszystkich cech krytycznych nie wykazano istotnych różnic pomiędzy masą polieterową a masą poliwinylsiloksanową, co potwierdzają wyniki wielu autorów (3) (34), przy czym obie masy nadają się do pobierania wycisków w implantoprotetyce.

Porównując metody klasyczne z metodą wycisku cyfrowego, Örtorp i wsp. (87) w badaniach laboratoryjnych stwierdzili, że metoda cyfrowa jest tak samo dokładna jak metoda z wykorzystaniem masy wyciskowej, a błędy powstałe w dokładności odwzorowania pola protetycznego nie są istotne w leczeniu klinicznym. Z drugiej strony Eliasson i wsp. (68) oraz Stimmelmayer i wsp. (27) stwierdzają, że techniki cyfrowe są mniej precyzyjne od technik klasycznych. W przypadku implantoprotetyki istotnym problemem skanerów optycznych jest metaliczny odbłask implantu oraz elementy wielokątowe schowane wewnątrz implantu. Rozwiązaniem tego problemu mogą okazać się kodowane śruby gojące lub specjalne łączniki z tworzywa przeznaczone do skanowania. Pozytywnym aspektem wycisku cyfrowego jest możliwość częściowego powtórzenia skanowania oraz brak konieczności posiadania dużego doświadczenia, choć w trakcie przeprowadzania badań często dochodziło do zatrzymania pracy skanera związanej z utratą pola skanowania oraz problemów z dokładnym połączeniem kilku elementów skanowanych w innym czasie. Pod względem dokładności odwzorowania położenia implantów względem modelu referencyjnego z przeprowadzonych badań wynika, że wycisk cyfrowy dla większości cech krytycznych nie różnił się od metod klasycznych, natomiast w kilku przypadkach okazywał się zdecydowanie gorszą metodą. Najgorzej skaner cyfrowy radził sobie w przypadku 4 implantów, szczególnie przy ich zbieżnym ustawieniu. W przypadku 3 implantów wyniki statystyczne nie wykazywały znaczących różnic dla metody cyfrowej. Reasumując całość wyników statystycznych (załącznik 2 do dysertacji) oraz wyników metrologicznych: metoda wycisku cyfrowego może być stosowana w implantoprotetyce przy małej liczbie implantów, natomiast nie jest zalecana w przypadku 4 implantów, szczególnie przy ich ustawieniu zbieżnym w kierunku dośrodkowym.

Mpikos i wsp. (88) wykazali, że dla implantów dwuczęściowych z wewnętrznym połączeniem położenie kątowe wpływa na dokładność wycisku. Także w przeprowadzonym badaniu wykazano istotne różnice w dokładności pomiędzy implantami ustawionymi równolegle a rozmieszczonymi kątowo. W badaniu wykazano, że w przypadku 3 implantów przy wybranych cechach krytycznych istnieje statystyczna różnica pomiędzy implantami ustawionymi równolegle a kątowo, przy czym dla implantów kątowych błąd odwzorowania jest większy. Ciekawym zjawiskiem zaobserwowanym podczas badania był kierunek przesunięcia odchyłki dla implantów

ustawionych kątowno. Dla implantów ustawionych rozbieżnie i zbieżnie odchyłka względem układu współrzędnych powiększała się w stronę wychylenia implantu, tj. w osi Y dla implantów rozbieżnych dodatnio od 0 a dla implantów ustawionych zbieżnie ujemnie od 0. Dodatkowo zaobserwowano, że w przypadku odległości między transferami dla implantów ustawionych rozbieżnie dystans się wydłużał, a dla implantów ustawionych zbieżnie – skracał. W przypadku 4 implantów wykazano, że istnieją różnice między implantami ustawionymi równolegle i rozbieżnie a ustawionymi zbieżnie, gdzie wyciski pobierane na implantach ustawionych zbieżnie charakteryzowały się gorszą dokładnością niezależnie od metody, techniki czy masy wyciskowej.

Uzyskane wyniki mogą sugerować, że następuje trwała deformacja masy wyciskowej po jej związaniu (przekroczeniu modułu elastyczności materiału wyciskowego), gdzie przy kątowym rozmieszczeniu implantów należy użyć większej siły do uwolnienia wycisku niż przy implantach ustawionych równolegle. Dodatkowo kierunek wektora siły potrzebnej do uwolnienia łyżki wyciskowej skierowany jest do góry i zewnątrz w przypadku ustawienia implantów w przednim odcinku żuchwy, co mogło mieć wpływ na dokładność wycisków w przypadku 4 implantów ustawionych zbieżnie.

Na dokładność wycisku może przekładać się również liczba implantów. Wyniki metrologiczne przeprowadzonych badań sugerują, że wyciski pobierane na 3 implantach są dokładniejsze niż wyciski na 4 implantach, o czym świadczą zauważalnie większe odchyłki tych samych cech krytycznych dla modeli z 4 implantami w stosunku do modeli z 3 implantami. Z własnych doświadczeń klinicznych wynika, że pobranie wycisku przy większej liczbie implantów wymaga dużej sprawności i doświadczenia oraz może niekorzystnie wpływać na dokładność wycisku, gdyż potrzeba więcej czasu na dokładne rozmieszczenie masy wyciskowej wokół implantów, przy jednakowym czasie wiązania tej masy. W celu potwierdzenia tezy, że zwiększona liczba implantów wpływa niekorzystnie na dokładność wycisków, należałoby w przyszłości przeprowadzić dodatkowe badania porównujące liczbę implantów od 1 do 5 implantów z wykonaniem badań powtarzalności.

W przypadku wycisków cyfrowych stosowanych w implantoprotetyce Holst i wsp. (89) porównali skanery optyczne ze współrzędnościową maszyną pomiarową (CMM) i stwierdzili, że skanery optyczne nadają się do użycia w implantoprotetyce i są tak samo dokładne jak maszyny stykowe współrzędnościowe (np. ProCera skaner). Potwierdzają to

badania powtarzalności przeprowadzone na skanerze optycznym GOM ATOS-IIe oraz skanerze optycznym stomatologicznym LAVA C.O.S., gdzie uzyskano bardzo dobre wyniki współczynnika zmienności (CV) dla skanera ATOS-IIe dla masy poliwinylsiloksanowej oraz masy polieterowej (CV<1%). Także wyniki dla skanera LAVA C.O.S. wykazały się bardzo niskim współczynnikiem (CV<0,6%). Może to świadczyć o tym, że zarówno użyte urządzenia pomiarowe, jak i metoda pomiarowa są precyzyjne i odpowiednie do zastosowania w badaniu dokładności metod i technik wyciskowych w implantoprotetyce.

6 Wnioski

1. Na dokładność wycisków w przypadku 3 implantów ustawionych równolegle, zbieżnie lub rozbieżnie nie ma wpływu zastosowana metoda łyżki wyciskowej oraz masa wyciskowa.
2. W przypadku 4 implantów ustawionych kątowno stosowanie metody łyżki zamkniętej nie jest zalecane.
3. Blokowanie implantów nie wpływa na poprawę dokładności wycisku.
4. W przypadku 3 implantów ustawienie kątowne (zbieżne i rozbieżne) wpływa niekorzystnie na dokładność wycisku, tak samo jak ustawienie zbieżne w przypadku 4 implantów.
5. Wyciski pobierane na 3 implantach charakteryzują się mniejszymi odchyłkami od wartości nominalnych niż wyciski pobierane na 4 implantach.
6. W przypadku 4 implantów ustawionych zbieżnie wycisk cyfrowy jest mniej dokładny niż wyciski klasyczne, a w przypadku 3 implantów może być stosowany jako ich alternatywa.
7. Badania optoelektrometryczne oraz precyzyjne optyczne maszyny pomiarowe mogą być odpowiednim narzędziem do badań porównawczych w implantoprotetyce.

7 Streszczenie

W leczeniu implantoprotetycznym, tak jak i w klasycznej protetyce pobranie wycisku jest niezbędne, a jego jakość wpływa na optymalne wykonawstwo pracy protetycznej. Wycisk bezpośrednio przekłada się na dokładność odzwierciedlenia struktur jamy ustnej na modelu roboczym i wpływa na idealne, pasywne dopasowanie odbudowy protetycznej umieszczonej na implantach. Idealna indeksacja położenia implantów i rzeczywiste odwzorowanie pola protetycznego jest niezbędne do uzyskania pełnego sukcesu klinicznego i długoterminowego utrzymania pracy protetycznej. W przypadku braku dopasowania mogą wystąpić komplikacje zarówno mechaniczne, jak i biologiczne.

Celem pracy było porównanie metod i technik wyciskowych stosowanych w implantoprotetyce, takich jak metoda, technika, masa wyciskowa czy liczba i rozmieszczenie implantów.

Do badań wykorzystano elementy Systemu Implantologicznego Osteoplast Hex® oraz 2 rodzaje masy wyciskowej (PVS i PE). Badania przeprowadzono również z wykorzystaniem wycisku cyfrowego. W pierwszej fazie przeprowadzono badania pilotażowe i zdecydowano się na zaprojektowanie i wykonanie urządzenia badawczego warunkującego powtarzalność i rzetelność pomiarów. Przy pomocy urządzenia wytworzono 6 modeli „0”, które symulowały 6 sytuacji klinicznych z 3 i 4 implantami bezzębnej żuchwy z implantami ustawionymi równolegle, zbieżnie i rozbieżnie względem siebie. W drugiej fazie za pomocą urządzenia badawczego pobrano szereg wycisków, różnymi metodami i technikami wyciskowymi oraz zastosowaniem różnych mas wyciskowych. Uzyskano w ten sposób 10 gipsowych modeli powielonych dla każdej sytuacji klinicznej. Modele te opisano i za pomocą skanera optycznego zamieniono w modele wirtualne, zapisane w postaci plików graficznych. Modele zerowe także zostały zeskanowane skanerem do pobierania wycisków cyfrowych (LAVA C.O.S.®) i zamienione na pliki graficzne. Ustalono pełną metodykę pomiarów. Porównania dokonano w oprogramowaniu skanera optycznego na zasadzie sporządzenia chmury punktów i kolorowej mapy odchyłek modeli powielanych względem modelu „0”. Jako weryfikację zastosowanych metod pomiarowych wykonano odrębne testy powtarzalności dla skanerów optycznych i zastosowanej metody pomiarowej.

Wyniki badań zostały przedstawione tabelarycznie oraz graficznie w postaci rycin i wykresów. Przeprowadzono dodatkowo badania statystyczne osobno dla 3 i 4 implantów, niezależnie od ich ustawienia kąтового – badania wykazały istotne różnice w wybranych cechach krytycznych analizowanych modeli.

Na podstawie wyników wyciągnięto następujące wnioski: 1) Na dokładność wycisków w przypadku 3 implantów ustawionych równolegle, zbieżnie czy rozbieżnie nie ma wpływu zastosowana metoda łyżki wyciskowej oraz masa wyciskowa. 2) W przypadku 4 implantów ustawionych kątowo stosowanie metody łyżki zamkniętej nie jest zalecane. 3) Blokowanie implantów nie wpływa na poprawę dokładności wycisku. 4) W przypadku 3 implantów ustawienie kątowe (zbieżne i rozbieżne) wpływa niekorzystnie na dokładność wycisku, tak samo jak ustawienie zbieżne w przypadku 4 implantów. 5) Wyciski pobierane na 3 implantach charakteryzują się mniejszymi odchyłkami od wartości nominalnych niż wyciski pobierane na 4 implantach. 6) W przypadku 4 implantów wycisk cyfrowy jest mniej dokładny niż wyciski klasyczne, w szczególności dla zbieżnego ustawienia implantów, lecz w przypadku 3 implantów może być stosowany jako ich alternatywa. 7) Badania optoelektrometryczne oraz precyzyjne optyczne maszyny pomiarowe są doskonałym narzędziem do badań porównawczych w implantoprotetyce.

8 Summary

In implant prosthetics treatment, as in the classic prosthetic treatment, taking a good impression is crucial, and its quality affects the outcomes of the final prosthesis. The impression directly translates into accuracy of structures of the oral cavity on the working model and affects the passive fit of the implant supported prosthesis. The ideal indexation of the position of the implants and the soft tissues impression are necessary to obtain a full clinical success and long-term maintenance of the prosthesis. If there isn't a good fit between the implant and the prosthesis, mechanical and biological complications may occur.

The aim of the study was to compare impression methods, techniques, impression material or the number and placement of implants used in Implant-prosthodontics.

In the study were used elements of Osteoplast Hex[®] System and 2 types of impression material (PVS and PE). Moreover digital impression was analyzed in the study. In the first phase, a pilot study was conducted and it was decided to design and construct a custom made device to determine the repeatability and reliability of measurements. Thanks to the device we were able to prepared six initial models "0", which simulate different clinical situations of toothless mandible with 3 implants, with 4 implants placed parallel, convergent and divergent to each other. In the second phase, a series of impressions were taken using the custom made device, comparing different methods, techniques and impression materials. This resulted in a 10 plaster models of each clinical situation. These models were described and turned into digital models using the optical scanner. The initial models were also scanned with oral chairside scanner (LAVA COS[®]) and converted into STL files. The measurement methodology was established. The comparison was made with the scanner software on the basis of optical point clouds and colored map deviations compared to the initial model. The repeatability tests were performed to verify the measuring methods for optical scanners and the measurement method.

The results were presented in a table and in the form of figures and graphs. Statistical analysis were performed separately for 3 and 4 implants, with no consideration of

angulation of the implants. Studies have shown significant differences of selected points on the analyzed models.

Based on the results we can conclude: 1) The accuracy of the impressions in the case of 3 implants arranged in parallel, convergent or divergent it is not affected by the impression method nor impression material. 2) In the case of 4 implants positioned with no parallelism using the close tray method is not recommended. 3) Splinting of the transfers does not improve the accuracy of the impression. 4) In the case of three implants angular position (convergent and divergent) influence the accuracy of the impression, as in the case of 4 converging implants. 5) The impression taken on 3 implants have a smaller deviations than the impressions taken on 4 implants. 6) In the case of four implants digital impression is less accurate than the classical impressions, especially in the convergent set of implants while in the case of three implants can be used as the alternative method. 7) Optoelectrometric methods and precise optical measuring machines can be useful tool in Implant-prosthetic research.

9 Spis tabel

Tabela 1 Wybrane właściwości materiałów elastomerowych.....	17
Tabela 2 Charakterystyka transferów wyciskowych w systemie Osteoplast.....	23
Tabela 3 Nazwy oraz rodzaje uzyskanych modeli „0” (sytuacji klinicznych)	46
Tabela 4 Nazewnictwo uzyskanych za pomocą doświadczenia powielonych modeli badawczych	48
Tabela 5 Nazewnictwo plików *.stl (wycisków cyfrowych) powstałych po skanowaniu skanerem wewnątrzustnym i przetworzeniu w programie graficznym	51
Tabela 6 Wartości nominalne dla wszystkich wyznaczonych cech na modelu „0” (0-3-p, 0-3-r, 0- 3-z)	58
Tabela 7 Wartości nominalne dla wszystkich wyznaczonych cech na modeli „0” z 4 implantami (0-4-p, 0-4-r, 0-4-z).....	62
<i>Tabela 8 Zestawienie odchyłek wartości nominalnych cech krytycznych modeli skanowanych skanerem LAVA C.O.S. do modelu „0” dla modeli z 3 implantami (0-3-p, 0-3-r, 0-3-z)</i>	<i>68</i>
Tabela 9 Zestawienie odchyłek wartości nominalnych cech krytycznych modeli skanowanych skanerem do modelu „0” dla modeli z 4 implantami (0-4-p, 0-4-r, 0-4-z).....	69
Tabela 10 Powtarzalność wyników dla urządzenia GOM Atos-Ile i metody pomiarowej na modelu Ek-o-s-3p [mm].....	113
<i>Tabela 11 Powtarzalność wyników dla urządzenia GOM Atos-Ile i metody pomiarowej na modelu Im-z-3p [mm].....</i>	<i>113</i>
Tabela 12 Powtarzalność wyników dla skanera LAVA C.O.S. przeprowadzona na modelu Im-z-3p [mm].....	114

10 Spis rycin i wykresów

Rycina 1 Metoda łyżki zamkniętej	11
Rycina 2 Metoda łyżki otwartej	11
Rycina 3 Metoda hybrydowa	11
Rycina 4 Technika bez blokowania transferów (35)	13
<i>Rycina 5 Technika blokowania transferów (35)</i>	13
Rycina 6 Uproszczony schemat reakcji zmieszanych składników w gumę polieterową (65)	16
Rycina 7 Uproszczony schemat reakcji zmieszanych składników w gumę silikonową dwóch past masy poliwinylsiloksanowej (65)	16
Rycina 8 Transfer wyciskowy do wycisku metodą łyżki zamkniętej (77)	24
Rycina 9 Transfer wyciskowy do wycisku metodą łyżki otwartej (77)	25
Rycina 10 Transfer wyciskowy w postaci łącznika trójfunkcyjnego (77)	26
Rycina 11 Analog implantu systemu Osteoplast (77)	27
Rycina 12 Masy wyciskowe oraz mieszalniki stosowane w badaniu (źródło: 3MEspe, USA)	28
Rycina 13 Skaner wewnętrzny LAVA C.O.S. (źródło: 3MEspe, USA)	29
Rycina 14 Schematyczne przedstawienie metod badawczych krok po kroku	32
Rycina 15 Modele dydaktyczne bezzębnej żuchwy z 4 implantami	33
Rycina 16 Pobranie wycisku indywidualną łyżką wyciskową	34
Rycina 17 Badanie tomografii CBCT oraz pierwszy projekt modelu badawczego	36
Rycina 18 Projekt modelu badawczego na przekroju koła	37
Rycina 19 Model CAD urządzenia badawczego ze wszystkimi elementami składowymi	39
Rycina 20 Rysunek techniczny jednego pierścienia do generowania modeli badawczych	42
Rycina 21 Rysunek techniczny pierścienia imitującego łyżkę wyciskową	43
Rycina 22 Rysunek techniczny tarczy transferów	43
Rycina 23 Rysunek techniczny tarczy analogów	44
Rycina 24 Urządzenie badawcze do wytwarzania modeli z implantami umieszczonymi równolegle	45
Rycina 25 Urządzenie badawcze do wytwarzania modeli z implantami umieszczonymi kątowo	45
Rycina 26 Zamontowane w urządzeniu badawczym modele „0” z implantami ustawionymi rozbieżnie (0-4-r i 0-3-r)	46
Rycina 27 Zamontowane w urządzeniu badawczym modele „0” z implantami równoległymi (0-3-p i 0-4-p) oraz dokręconymi transferami do metody zamkniętej	46

Rycina 28 Zamontowane w urządzeniu badawczym modele „0” z implantami ustawionymi zbieżnie (0-4-z i 0-3-z) z zamontowanymi transferami do łyżki otwartej.....	47
Rycina 29 Zamontowane w urządzeniu badawczym modele „0” z implantami ustawionymi zbieżnie (0-4-z i 0-3-z) z zamontowanymi transferami do łyżki otwartej po blokowaniu transferów żywicą.....	47
Rycina 30 Pobrane wyciski z przykręconymi do transferów analogami implantów, zamontowane w urządzeniu badawczym.....	48
Rycina 31 Uzyskane powielone modele gipsowe, przygotowane do skanowania skanerem i wytworzenia modeli wirtualnych	48
Rycina 32 Model „0” przygotowany do skanowania skanerem 3D przed przyklejeniem punktów referencyjnych.....	49
Rycina 33 Projekcja prążków i zasada triangulacji (79)	50
Rycina 34 Wirtualny model 0-3-p z mapą odchyłek w układzie współrzędnych	50
Rycina 35 Wirtualny model im-z-3r w układzie współrzędnych oraz pokazana odchyłka	50
Rycina 36 Przetworzony plik 3-z-COS.ply na plik 3-z-COS.stl w programie Geomagic Studio 12..	52
<i>Rycina 37 Przetworzony plik 4-z-COS.ply na plik 4-z-COS.stl w programie Geomagic Studio 12 ..</i>	<i>52</i>
Rycina 38 Cechy krytyczne warunkujące geometryczną dokładność odtworzenia kształtu	53
Rycina 39 Wyznaczona prostopadłość oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-3-p	59
Rycina 40 Wyznaczona prostopadłość oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-3-r	59
Rycina 41 Wyznaczona prostopadłość transferów oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-3-z60	
Rycina 42 Pozycje transferów oraz dystanse pomiędzy implantami na płaszczyźnie_0 - średniokwadratowej płaszczyźnie nominalnej na modelach 0-3-p, 0-3-r i 0-3-z	60
Rycina 43 Pozycja transferów oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-4-p.....	63
Rycina 44 Pozycja transferów oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-4-r	63
Rycina 45 Pozycja transferów oraz płaszczyzny nominalne na modelu 0-4-z	64
Rycina 46 Dystanse pomiędzy implantami na płaszczyźnie_0 – średniokwadratowej płaszczyźnie nominalnej na modelach 0-4-p, 0-4-r i 0-4-z	64
Rycina 47 Wizualna mapa odchyłek pomiędzy modelem 0-4-z a modelem 4-z-COS.....	65
Rycina 48 Pozycje długich osi transferów na płaszczyznach rozbieżnych na poziomie 0 w modelu 4-z-COS z podanymi odchyłkami od modelu 0-4-z	66
Rycina 49 Odległości pomiędzy długimi osiami transferów na poziomie „0” w modelu 4-z-COS z podanymi odchyłkami od modelu 0-4-z	66

Rycina 50 Skonstruowane na transferach odpowiednio walec i stożki 1-3 oraz wyznaczona prostopadłość osi walca i stożków względem płaszczyzn referencyjnych na modelu 4-z-COS z podanymi odchyłkami od modelu 0-4-z	67
Rycina 51 Odchyłka odległości położenia transferów na poziomie 0mm i poziomie 10 mm pomiędzy modelem 0-4-z a modelem 4-z-COS	67
Rycina 52 Kolorowa mapa odchyłek dla modelu EK-3f-K-3p względem modelu 0-3-p.....	70
Rycina 53 Pozycja transferów względem układu współrzędnych na modelu EK-3f-K-3p z uwzględnieniem odchyłek od modelu 0-3-p	71
Rycina 54 Dystanse pomiędzy rozmieszczeniem implantów na płaszczyźnie_0 - średniokwadratowej płaszczyźnie nominalnej EK-3f-K-3p z uwzględnieniem odchyłek od modelu 0-3-p.....	71
Rycina 55 Kąty zawarte pomiędzy długimi osiami implantów a płaszczyzną nominalną_0 na modelu EK-3f-K-3p.....	72
Rycina 56 Płyta wzorcowa GOM (z lewej) i widok płyty w oprogramowaniu (z prawej)	112
Wykres 1 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 3 implantów ustawionych równolegle [mm].....	75
Wykres 2 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 3 implantów ustawionych rozbieżnie [mm]	76
Wykres 3 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 3 implantów ustawionych zbieżnie [mm].....	76
Wykres 4 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 3 implantami ustawionymi równolegle	77
Wykres 5 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 3 implantami ustawionymi rozbieżnie	78
Wykres 6 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 3 implantami ustawionymi zbieżnie	78
Wykres 7 Odchyłki odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 3 implantów ustawionych równolegle [mm].....	79
Wykres 8 Odchyłki odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 3 implantów ustawionych rozbieżnie [mm]	80
Wykres 9 Odchyłki odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 3 implantów ustawionych zbieżnie [mm].....	81

Wykres 10 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny XY [mm] dla modeli z 3 implantami ustawionymi równolegle	82
Wykres 11 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny XY [mm] dla modeli z 3 implantami ustawionymi rozbieżnie	82
Wykres 12 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny XY [mm] dla modeli z 3 implantami ustawionymi zbieżnie	83
Wykres 13 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 4 implantów ustawionych równolegle [mm]	85
Wykres 14 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 4 implantów ustawionych rozbieżnie [mm]	86
Wykres 15 Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych dla 4 implantów ustawionych zbieżnie [mm]	86
Wykres 16 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 4 implantami ustawionymi równolegle	87
Wykres 17 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 4 implantami ustawionymi rozbieżnie	88
Wykres 18 Odchyłki położenia transferów na płaszczyźnie_10 względem układu współrzędnych (XY) dla modeli z 4 implantami ustawionymi zbieżnie	88
Wykres 19 Odchyłki odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 4 implantów ustawionych równolegle [mm]	90
Wykres 20 Odchyłki odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 4 implantów ustawionych rozbieżnie [mm]	90
Wykres 21 Odchyłki odległości na płaszczyźnie XY pomiędzy transferami dla 4 implantów ustawionych zbieżnie [mm]	91
Wykres 22 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny xy [mm] dla modeli z 4 implantami ustawionymi równolegle	92
Wykres 23 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny xy [mm] dla modeli z 4 implantami ustawionymi rozbieżnie	92
Wykres 24 Odchyłka prostopadłości do płaszczyzny XY [mm] dla modeli z 4 implantami ustawionymi rozbieżnie	93
Wykres 25 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla odchyłki położenia stożka1 na płaszczyźnie 0 mm w osi XY [mm]	95
Wykres 26 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla odchyłki położenia stożka2 na poziomie 10 mm w osi XY [mm]	95

Wykres 27 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla odchyłki prostopadłości walca dla 3 implantów [mm]	96
Wykres 28 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla odchyłki położenia walca na płaszczyźnie 0 mm w osi X przy 4 implantach [mm]	97
Wykres 29 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla odchyłki odległości stożek1 – walec w osi X dla 4 implantów [mm].....	97
Wykres 30 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla cechy stożek1_10 w osi X dla 4 implantów [mm]	98
Wykres 31 Rozkład statystyczny danych z porównania metod wyciskowych dla cechy stożek2_10 w osi XY dla 4 implantów [mm]	98
Wykres 32 Rozkład statystyczny danych z porównania technik wyciskowych dla odchyłki położenia stożka1 na płaszczyźnie 0 mm w osi XY [mm].....	99
Wykres 33 Rozkład statystyczny danych z porównania technik wyciskowych dla odchyłki położenia walca (a) i stożka3 (b) na płaszczyźnie 0 mm w osi XY [mm]	100
Wykres 34 Rozkład statystyczny danych z porównania technik wyciskowych dla odchyłki odległości stożek1-walec w osi X (a) oraz odchyłki położenia transferu na poziomie 10 mm dla pozycji stożek1_10 w osi X (b), dla 4 implantów[mm]	101
Wykres 35 Rozkład statystyczny danych z porównania mas wyciskowych dla odchyłki położenia walca na poziomie 0 mm względem układu współrzędnych w osi X dla 3 implantów [mm].....	102
Wykres 36 Rozkład statystyczny danych z porównania mas wyciskowych dla odchyłki odległości pomiędzy walcem a stożkiem2 w osi XY dla 3 implantów [mm].....	103
Wykres 37 Rozkład statystyczny danych z porównania mas wyciskowych dla odchyłki położenia walca na poziomie 0 mm względem układu współrzędnych w osi X dla 4 implantów [mm].....	104
Wykres 38 Rozkład statystyczny danych z porównania mas wyciskowych dla odchyłki odległości między stożkiem1 a walcem na poziomie 0 mm w osi XY dla 4 implantów [mm]	104
Wykres 39 Rozkład statystyczny danych z porównania mas wyciskowych dla 4 implantów dla odchyłki położenia stożka1 w osi X(a) i stożka2 w osi XY (b) na poziomie 10 mm [mm]	105
Wykres 40 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąтового implantów dla 3 implantów dla odchyłki położenia stożka1 w osi Y na poziomie 0 mm [mm]	106
Wykres 41 a i b Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąтового implantów dla 3 implantów dla odchyłki położenia stożka1 i stożka2 w osi XY na poziomie 10 mm [mm] .	107
Wykres 42 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąтового implantów dla 3 implantów dla odchyłki odległości walec – stożek1 w osi Y [mm]	108

Wykres 43 a i b Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąowego implantów dla 3 implantów dla odchyłki odległości walec – stożek2(a) oraz stożek1 – stożek2 (b) w osi Y [mm]	108
Wykres 44 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąowego implantów dla 3 implantów dla odchyłki prostopadłości walca [mm]	109
Wykres 45 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąowego implantów dla 4 implantów dla odchyłki położenia stożka1(a) i walca(b) w osi XY na poziomie 10 mm [mm]	110
Wykres 46 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąowego implantów dla 4 implantów dla prostopadłości walca [mm]	111
Wykres 47 Rozkład statystyczny danych z porównania rozmieszczenia kąowego implantów dla 4 implantów dla prostopadłości stożka1 [mm]	111

11 Bibliografia

1. Jemt, T.; Book, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1996; vol 11: 620-625.
2. Sahin, S.; Çehreli, M. C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant dentistry*, 2001; vol 10(2): 85-92.
3. Lee, H.; So, J. S.; Hochstedler, J. L.; Ercoli, C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2008; vol 100: 285-291.
4. Kan, J. Y. K.; Rungcharassaeng, K.; Bohsali, K.; Goodacre, C. J.; Lang, B. R. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999; vol 81: 7-13.
5. Gracis, S.; Michalakis, K.; Vigolo, P.; Vult von Steyern, P.; Zwahlen, M.; Sailer, I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 2012; vol 23(supp.6): 202-216.
6. Chee, W.; Jivraj, S. Impression techniques for implant dentistry. *British dental journal*, 2006; vol 201: 429-432.
7. Michalakis, K. X.; Calvani, P.; Hirayama, H. Biomechanical considerations on tooth-implant supported fixed partial dentures. *Journal of dental biomechanics*, 2012, 1758736012462025.
8. Carranza FA. *Glickman's clinical periodontology*; PA: W.B. Saunders: Philadelphia, 1990; 39-40.
9. Qian, L.; Todo, M.; Morita, Y.; Matsushita, Y.; Koyano, K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dental Materials*, 2009; vol 25: 1285-1292.
10. Lin, J. D.; Özcoban, H.; Greene, J. P.; Jang, A. T.; Djomehri, S. I.; Fahey, K. P.; Hunter, L. L.; Schneider, G. A.; Ho, S. P. Biomechanics of a bone–periodontal ligament–tooth fibrous joint. *Journal of biomechanics*, 2012, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.010>.

11. Papaspyridakos, P.; Chen, C.-J.; Chuang, S.-K.; Weber, H.-P.; Gallucci, G. O. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2012, vol 27: 102-110.
12. Berglundh, T.; Persson, L.; Klinge, B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *Journal of Clinical Periodontology*, 2002; vol 29 (suppl.3): 197-212.
13. Abduo, J.; Bennani, V.; Waddell, N.; Lyons, K.; Swain, M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2010; vol 25: 506-515.
14. Eckert, S. E.; Meraw, S. J.; Cal, E.; Ow, R. K. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1999; vol 24: 662-667.
15. Özkan, Y.; Özcan, M.; Akalin, F.; Kulak-Özkan, Y.; et.al. Evaluation of the methods used for impression making for different implant systems in prosthetic dentistry. *Ciência Odontológica Brasileira*, 2006; vol 9(2): 21-33.
16. Wenz, H.; Reuter, H.; Hertrampf, K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2008; vol 23: 39-47.
17. Madhan, R.; Nayar, S.; Annapoorani, H. Comparative evaluation of accuracy of six different implant impression techniques: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society* 2006; vol 6(4): 185-189.
18. Albrektsson, T.; Donos, N. Implant survival and complications. The Third EAO consensus conference 2012. *Clinical Oral Implants Research*, 2012; vol 23 suppl.6: 63-65.
19. Jemt, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the

- time of prosthesis placement to the first annual checkup. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1990; vol 6: 270-276.
20. Ma, T.; Nicholls, J. I.; Rubenstein, J. E. Tolerance measurements of various implant components. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1996; vol 12: 371-375.
21. Del'Acqua, M. A.; Arioli-Filho, J. N.; Compagnoni, M. A.; Mollo Jr, F. A. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2008; vol 23: 226-236.
22. Assif, D.; Marshak, B.; Schmidt, A. Accuracy of implant impression techniques. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 1996; vol 11: 216-222.
23. Kwon, J.-H.; Son, Y.-H.; Han, C.-H.; Kim, S. Accuracy of implant impressions without impression copings: a three-dimensional analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2011; vol 105(6): 367-373.
24. Humphries, R. M.; Yaman, P.; Bloem, T. J. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1990; vol 5: 331-336.
25. La Cruz, J. E.; Funkenbusch, P. D.; Ercoli, C.; Moss, M. E.; Graser, G. N.; Tallents, R. H. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002; vol 88: 329-336.
26. Vigolo, P.; Majzoub, Z.; Cordioli, G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003; vol 89(2): 186-192.
27. Stimmelmayer, M.; Erdelt, K.; Güth, J.-F.; Happe, A.; Beuer, F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model—a digital approach. *Clinical oral investigations*, 2012; vol 16: 1137-1142.
28. Lee, Y.-J.; Heo, S.-J.; Koak, J.-Y.; Kim, S.-K. Accuracy of different impression techniques for internal-connection implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2009; vol 24: 823-830.

29. Assuncao, W. G.; Gennari Filho, H.; Zaniquelli, O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant dentistry*, 2004; vol 13(4): 358-366.
30. Jo, S.-H.; Kim, K.-I.; Seo, J.-M.; Song, K.-Y.; Park, J.-M.; Ahn, S.-G. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics*, 2010; vol 2: 128-133.
31. Carr, A. B. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1990; vol 7: 448-455.
32. Chang, W.-G.; Vahidi, F.; Bae, K.-H.; Lim, B.-S. Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *The International journal of prosthodontics*, 2012; vol 44-52.
33. Walker, M. P.; Ries, D.; Borello, B. Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression material viscosity. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2008; vol 23: 669-674.
34. Akca, K.; Çehreli, M. C. Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2004; vol 19: 517-523.
35. Hędzerek, W.; Gajdus, P.; Niedźwiedzki, T.; Leda, B.; et.al. Dobór transferów i metod wyciskowych na przykładzie systemu implantologicznego Osteoplast. Część II Opis przypadków klinicznych. *Protetyka Stomatologiczna*, 2010; LX, vol 4: 280-284.
36. Filho, H. G.; Mazaro, J.; Vedovatto, E.; Assuncao, W.; Santos, P. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2—Comparison of splinting techniques. *Journal of Prosthodontics*. 2009; vol 18: 172–176.
37. Papaspyridakos P.; Lal K.; White G.S.; Weber H.P.; Gallucci G.O. Effect of Splinted and Non splinted Impression Techniques on the Accuracy of Fit of Fixed Implant Prosthesis in Edentulous Jaws: A Comparative Study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2011; vol 26: 1267-1272.

38. Kim, S.; Nicholls, J. I.; Han, C.-H.; Lee, K.-W. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2006; vol 21: 747-755.
39. Assunção, W. G.; Cardoso, A.; Gomes, E. A.; Tabata, L. F.; Santos, P. H. d. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1—Influence of transfer copings surface abrasion. *Journal of Prosthodontics*, 2008; vol 17: 641-647.
40. Del Acqua, M. A.; Chávez, A. M.; Castanharo, S. M.; Compagnoni, M. A.; Mollo Jr, F. A. The effect of splint material rigidity in implant impression techniques. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2010; vol 25: 1153-1158.
41. Del'Acqua, M. A.; Chávez, A. M.; Compagnoni, M. A.; Molo Jr, F. A. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2010; vol 25: 715-721.
42. Hariharan, R.; Shankar, C.; Rajan, M.; Baig, M. R.; Azhagarasan, N. S. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2009; vol 25: 38-44.
43. Burawi, G.; Houston, F.; Byrne, D.; Claffey, N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1997; vol 77: 68-75.
44. Chang, B. M. W.; Wright, R. F. A solid bar splint for open-tray implant impression technique. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2006; vol 96: 143-144.
45. Vigolo, P.; Fonzi, F.; Majzoub, Z.; Cordioli, G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 200; vol 92: 470-476.
46. Dumbrigue, H. B.; Gurun, D. C.; Javid, N. S. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000; vol 84: 108-110.
47. Cerqueira, N. M.; Ozcan, M.; Gonçalves, M.; da Rocha, D. M.; Vasconcellos, D. K.; Bottino, M. A.; Yener-Salihoglu, E. A strain gauge analysis of microstrain induced by

- various splinting methods and acrylic resin types for implant impressions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2012; vol 27: 341-345.
48. Naconecy, M. M.; Teixeira, E. R.; Shinkai, R. S.; Frasca, L. C.; Cervieri, A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2004; vol 19: 192-198.
49. Cabral, L. M.; Guedes, C. G. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant dentistry*, 2007; vol 16(2): 187-194.
50. Wong K.M. Impression technique for implant dentistry. *Implants*, 2012; vol 2: 17-20.
51. Papaspyridakos, P.; Benic, G. I.; Hogsett, V. L.; White, G. S.; Lal, K.; Gallucci, G. O. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clinical Oral Implants Research*, 2012; vol 23: 676-681.
52. Vigolo P.; Millstein P.L. Evaluation of Master Cast Techniques for Multiple Abutment Implant Prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1993; vol 8: 439-446.
53. Ferreira, V. F.; Barboza, E. P.; Gouvêa, C. V. D.; Bianchini, G. M.; Mussallem, F.; Carvalho, W. R. Comparative Study of the Polyvinyl Siloxane Technique With Resin-Splinted Transfer Copings Used for Multiple Implant Abutment Impressions. *Implant dentistry*, 2012, vol 21(1): 72-76.
54. Choi, J. H.; Lim, Y. J.; Yim, S.; Kim, C. W. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2007; vol 22: 761-768.
55. Herbst, D.; Nel, J. C.; Driessen, C. H.; Becker, P. J. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000; vol 83: 555-561.

56. Assunção, W. G.; Tabata, L. F.; Cardoso, A.; Rocha, E. P.; Gomes, É. A. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant dentistry*, 2008; vol 17(3): 248-256.
57. Assif, D.; Nissan, J.; Varsano, I.; Singer, A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 1999; vol 14: 885-888.
58. Sorrentino, R.; Gherlone, E. F.; Calesini, G.; Zarone, F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2010, vol 12, Supp. 1, e63-e76.
59. Lee, H.; Ercoli, C.; Funkenbusch, P. D.; Feng, C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2008; vol 99(2): 107-113.
60. Del'Acqua, M. A.; Chávez, A. M.; Amaral, A. L.; Compagnoni, M. A.; A Jr, M. F. Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2009; vol 25: 771-776.
61. Enkling N.; Bayer S.; Johren P.; Mericske-Stern R. Vinyl siloxano ether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanoether vs polyether materials. *Clinical implant dentistry and related research journal*, 2012; vol 14(1): 144-151.
62. Aguilar, M. L.; Elias, A.; Vizcarrondo, C. E. T.; Psoter, W. J. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2010; vol 101: 202-209.
63. Lorenzoni, M.; Pertl, C.; Penkner, K.; Polansky, R.; Sedaj, B.; Wegscheider, W. A. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system. *Journal of oral rehabilitation*, 2000; vol 27: 629-638.

-
64. Rashidan, N.; Alikhasi, M.; Samadzadeh, S.; Beyabanaki, E.; Kharazifard, M. J. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clinical implant dentistry and related research*, 2012; vol 14(2): 218-225.
65. Craig R.G.; Powers J.M.; Wataha J.C.; *Materiały Stomatologiczne; Wydanie I Polskie*, Wrocław 2000, *Wydawnictwo Medyczne Urban i Partner*: 176-179.
66. Ramsey, C. D.; Ritter, R. G. Utilization of digital technologies for fabrication of definitive implant-supported restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2012; vol 24: 299-399.
67. Östman P-O. Using Digital Technologies for Replacement of a Maxillary Central Incisor. *Eye On Biomet3i* 2012; vol 7(1): 8-11.
68. Eliasson, A.; Ortorp, A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clinical implant dentistry and related research* 2011; vol 14, supp. 1, e30-e38
69. Lee, S. J.; Gallucci, G. O. Digital vs conventional implant impressions: efficient outcomes. *Clinical Oral Implants Research* 2013; vol 24, 111–115
70. Burns, J.; Palmer, R.; Howe, L.; Wilson, R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003, vol 89 (3), 250-255.
71. Del'Acqua, M. A.; Avila, É. D.; Amaral, A. L.; La Pinelli; Assis Jr, M. F. Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2012, vol 27(3), 544-550.
72. Jang, H.-K.; Kim, S.; Shim, J.-S.; Lee, K.-W.; Moon, H.-S. Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2011, vol 26(5), 1011-1015.
73. Rutkunas, V.; Sveigata, K.; Savickas, R. Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study. *The International Journal of Prosthodontics* 2012, vol 25:512-515.

74. Assunção, W. G.; Britto, R. C.; Barão, V. A. R.; Delben, J. A.; dos Santos, P. H. Evaluation of impression accuracy for implant at various angulations. *Implant dentistry*, 2010, vol19(2), 167-174.
75. Carr, A. B. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1992; vol 7: 468-475.
76. Conrad, H. J.; Pesun, I. J.; DeLong, R.; Hodges, J. S. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2007, vol 97(6), 349-356.
77. Hędzielek, W.; Gajdus, P.; Niedźwiedzki, T.; Łukaszewska, M.; et.al. Dobór transferów i metod wyciskowych na przykładzie systemu implantologicznego Osteoplant. Część I. *Protetyka Stomatologiczna* 2010, LX, vol 4, 270-279.
78. Borys, M.; Szyszkowska, A.; Dejak, B. Techniki cyfrowego odwzorowania kształtu opracowanych zębów za pomocą skanerów wewnątrzustnych. *Protetyka Stomatologiczna* 2012, LXII, vol 2, 91-98.
79. Wieczorowski, M.; Znaniecki, P. Robotyzacja pomiarów wykonywanych skanerem optycznym. *Advances in Science and Technology*, 2011, 81-82.
80. Brånemark, P.-I. Osseointegration and its experimental background. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1983; vol 50: 399-410.
81. Yamamoto, E.; Marotti, J.; Toyota de Campos, T.; Neto, P. T. Accuracy of four transfer impression techniques for dental implants: a scanning electron microscopic analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2010; vol 25: 1115-1124.
82. Faria, J. C. B.; Cruz, F. L. G.; Silva-Concilio, L. R.; Neves, A. C. C. Influence Of Different Materials And Techniques To Transfer Molding In Multiple Implants. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 2012; vol 25(1): 96-102.
83. Lahori, M.; Mahesh, L.; Nagrath, R.; Singh, S. An Evaluation of the Accuracy of Multiple Implant Impression Techniques: An in Vitro Study. *The Journal of Implant & Advanced Clinical Dentistry*, 2012; vol 4(3); 57-69.

-
84. Seyedan, K.; Sazegara, H.; Kalalipour, M.; Alavi, K. Dimensional accuracy of polyether and Poly Vinyl Siloxane materials for different implant impression technique. *Research Journal of Applied Sciences*, 2008; vol 3(3):257-263.
85. Stępień, J.; Zgórniak, P.; Dejak, B. Ocena wpływu rodzaju masy wyciskowej na precyzję odwzorowania pola protetycznego w technice jednoczasowej. *Protetyka Stomatologiczna*, 2013; LXIII, vol 4: 292-300.
86. Wee, A. G. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000; vol83: 323-331.
87. Örtorp, A.; Jemt, T.; Bäck, T. Photogrammetry and conventional impressions for recording implant positions: a comparative laboratory study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2005; vol 7(1): 43-50.
88. Mpikos, P.; Tortopidis, D.; Galanis, C.; Kaisarlis, G.; Koidis, P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external-and internal-connection implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2011; vol 27(6): 1422-1428.
89. Holst, S.; Persson, A.; Wichmann, M.; Karl, M. Digitizing implant position locators on master casts: comparison of a noncontact scanner and a contact-probe scanner. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2012; vol 27(6): 29-35.

W załączniku 1 przedstawiono tabelarycznie wszystkie wyniki uzyskane podczas przeprowadzonego doświadczenia dla modeli powielonych względem 6 modeli „0” (tabela1-tabela6).

Dane podzielono względem modelu „0” i dla przykładu pokazano wyniki z oprogramowania GOM Inspect 7,5 (GOM Industries, Niemcy) na rycinach w sposób graficzny (ryciny 1- 22). Ryciny przedstawiają wyniki w zależności od cech krytycznych dla jednego wybranego rodzaju wycisku i masy wyciskowej, np. EKOK 3P.

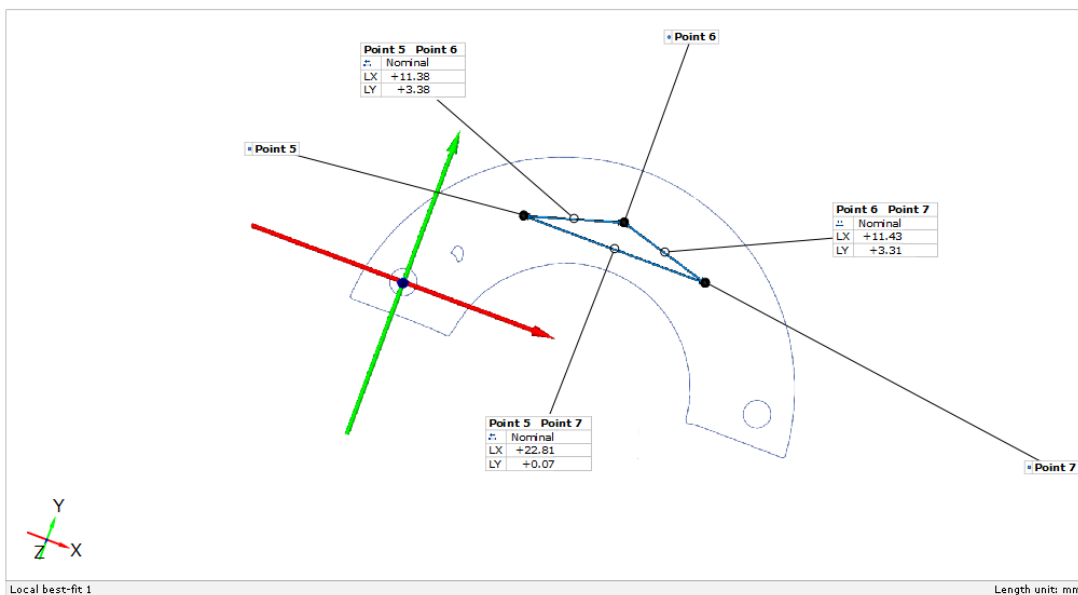
W załączniku pokazano również sposób podziału danych do analizy statystycznej w tabeli 7 dla 3 implantów oraz w tabeli 8 dla 4 implantów.

1 DANE DLA 3 IMPLANTÓW USTAWIONYCH RÓWNOLEGLE

Tabela 1 Zestawienie odchyłek wartości nominalnych cech krytycznych modeli powielonych w stosunku do modelu 0 dla modeli z 3 implantami równoległymi.

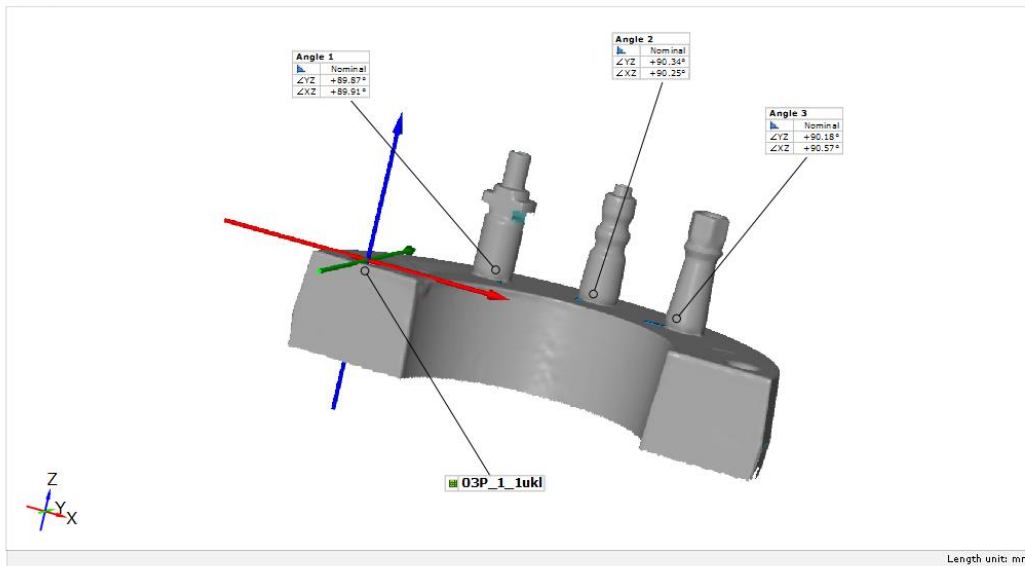
Element	Model	EK0 K3P	EK0S3 P	EK3FK 3P	EKZ3P	IM0K3 P	IM0S3P	IM3FK 3P	IMZ 3P	3-p-COS
Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie 0mm (w mm)	Walec Oś X	-0,02	0,00	-0,03	-0,05	-0,03	0,02	0,00	-0,01	-0,05
	Walec Oś Y	-0,02	0,02	0,01	-0,05	0,00	0,04	-0,05	-0,05	0,03
	XY_Walec	0,03	0,02	0,03	0,07	0,03	0,04	0,05	0,05	0,06
	Stożek1 Oś X	-0,01	0,02	-0,05	0,00	0,01	0,02	0,02	0,00	0,07
	Stożek1 Oś Y	0,00	0,02	-0,01	0,03	0,01	-0,02	0,05	0,00	0,09
	XY_Stożek1	0,01	0,03	0,05	0,03	0,01	0,03	0,05	0,00	0,11
	Stożek2 Oś X	-0,02	-0,01	0,01	0,05	0,06	0,00	0,06	0,02	0,09
	Stożek2 Oś Y	-0,01	-0,03	0,00	0,01	0,00	0,00	0,01	0,00	0,05
	XY_Stożek2	0,02	0,03	0,01	0,05	0,06	0,00	0,06	0,02	0,10
Odchyłka odległości na płaszczyźnie 0mm pomiędzy środkami transferów (dystans) (w mm)	Walec - Stożek1 Oś X	0,01	0,01	-0,02	0,05	0,05	0,00	0,02	0,00	-0,06
	Walec - Stożek1 Oś Y	0,01	0,00	-0,02	0,08	0,01	-0,06	0,09	0,05	-0,05
	XY_Walec-stożek1	0,01	0,01	0,03	0,09	0,05	0,06	0,09	0,05	0,08
	Walec - Stożek2 Oś X	0,00	-0,01	0,04	0,09	0,06	-0,02	0,06	0,03	0,09
	Walec - Stożek2 Oś Y	0,01	-0,05	-0,01	0,06	0,00	-0,03	0,05	0,05	0,03
	XY_walec-stożek2	0,01	0,05	0,04	0,09	0,06	0,04	0,08	0,06	0,09
	Stożek1-Stożek2 oś X	-0,01	-0,02	0,06	0,04	0,05	-0,02	0,04	0,03	0,05
	Stożek1-Stożek2 oś Y	0,01	0,05	-0,01	0,02	0,01	-0,02	0,04	0,00	0,01
	XY_stożek1-stożek2	0,01	0,05	0,06	0,04	0,05	0,03	0,06	0,03	0,05
Odchyłka położenia transferów na wysokości 10mm (w mm)	Walec_10 Oś X	0,01	0,00	0,02	0,00	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01
	Walec_10 Oś Y	0,06	0,03	0,01	0,08	0,04	0,05	0,02	0,06	0,00
	XY_Walec_10	0,06	0,03	0,02	0,08	0,04	0,05	0,02	0,06	0,01
	Stożek1_10 Oś X	0,01	0,00	0,00	-0,05	0,04	-0,04	-0,09	0,01	0,01
	Stożek1_10 Oś Y	0,01	0,07	0,01	0,02	0,04	0,03	0,07	0,01	0,01
	XY_Stożek1_10	0,01	0,07	0,01	0,05	0,06	0,05	0,11	0,01	0,01
	Stożek2_10 Oś X	0,01	0,01	0,03	0,01	0,01	0,00	0,05	0,06	0,12
	Stożek2_10 Oś Y	0,09	0,02	0,01	0,09	0,04	0,01	0,02	0,09	0,00
	XY_Stożek2_10	0,09	0,02	0,03	0,09	0,04	0,01	0,05	0,11	0,12
Odchyłka Prosto- padłości (mm)	Prostopadłość walec	0,05	0,02	0,02	0,02	0,03	0,02	0,05	0,06	0,09
	Prostopadłość stożek1	0,03	0,01	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,03	0,11
	Prostopadłość stożek2	0,06	0,04	0,06	0,04	0,06	0,03	0,02	0,05	0,07

dystans



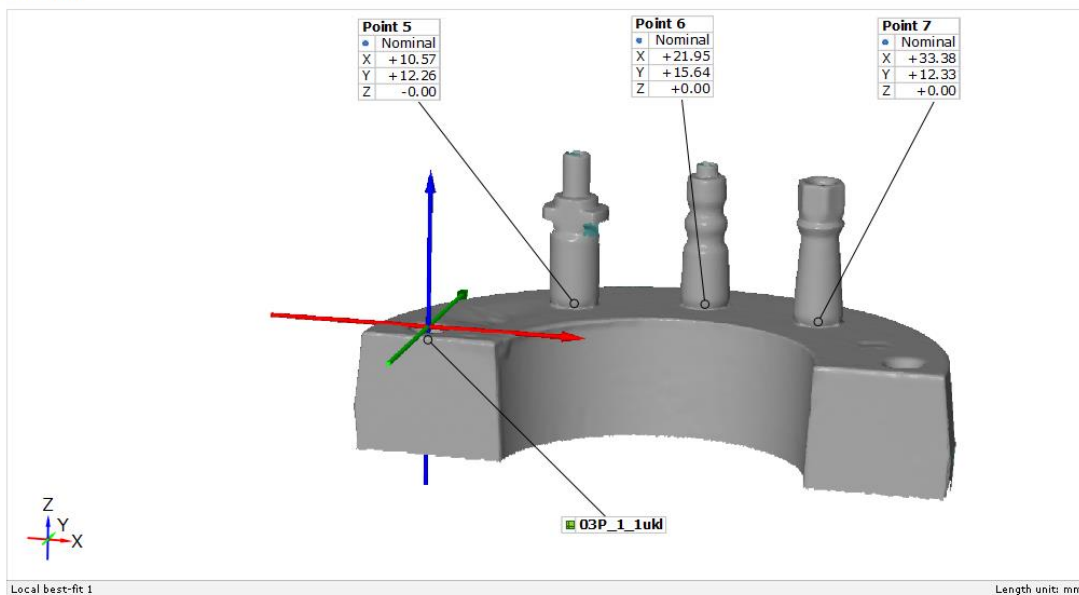
Ryc. 1 Dystanse i odchyłki od odległości między transferami dla 3 implantów ustawionych równolegle

Kąty osi



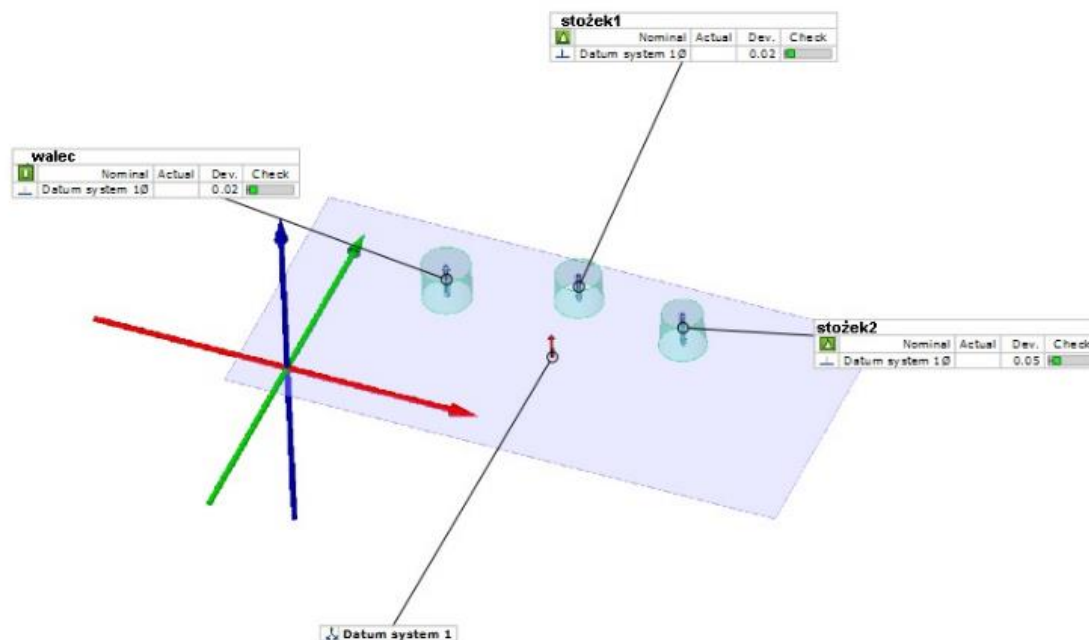
Ryc. 2 Kąty zawarte pomiędzy długą osią implantu a płaszczyzną_0

pozycja



2/8

Ryc. 3 Położenie transferów na płaszczyźnie_0 względem układu współrzędnych wraz z odchyłkami od modelu 0-3-p

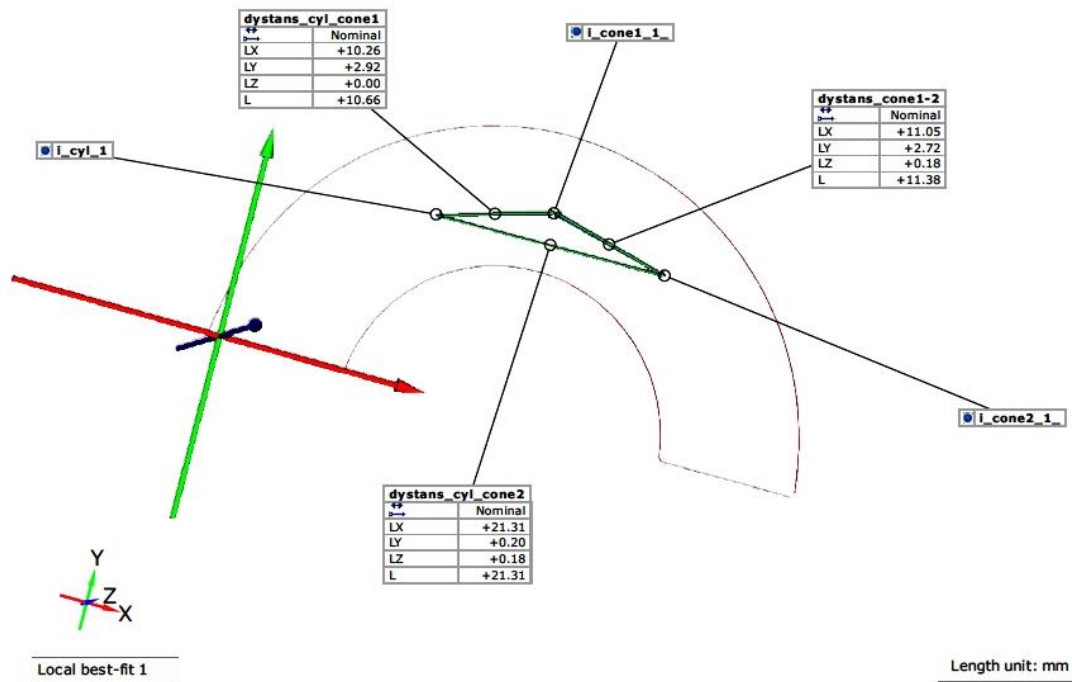


Ryc. 4 Skonstruowane na transferach odpowiednio walec i stożki 1-3 oraz wyznaczona prostopadłość osi walca i stożków względem płaszczyzny_0

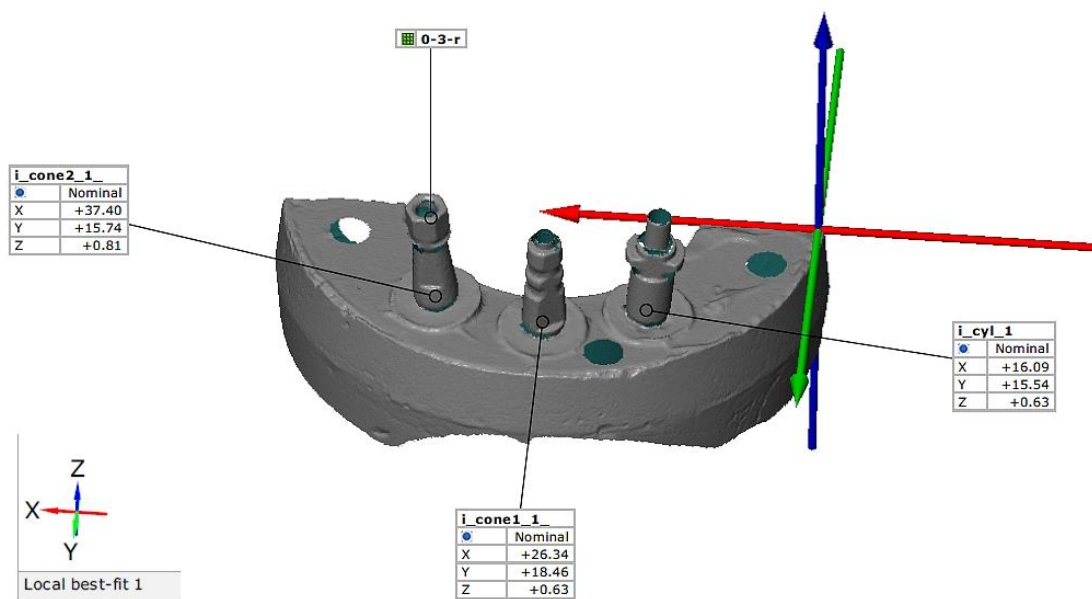
2 DANE DLA 3 IMPLANTÓW USTAWIONYCH ROZBIEŻNIE

Tabela 2 Zestawienie odchyłek wartości nominalnych cech krytycznych modeli powielonych w stosunku do modelu 0 dla modeli z 3 implantami rozbieżnymi

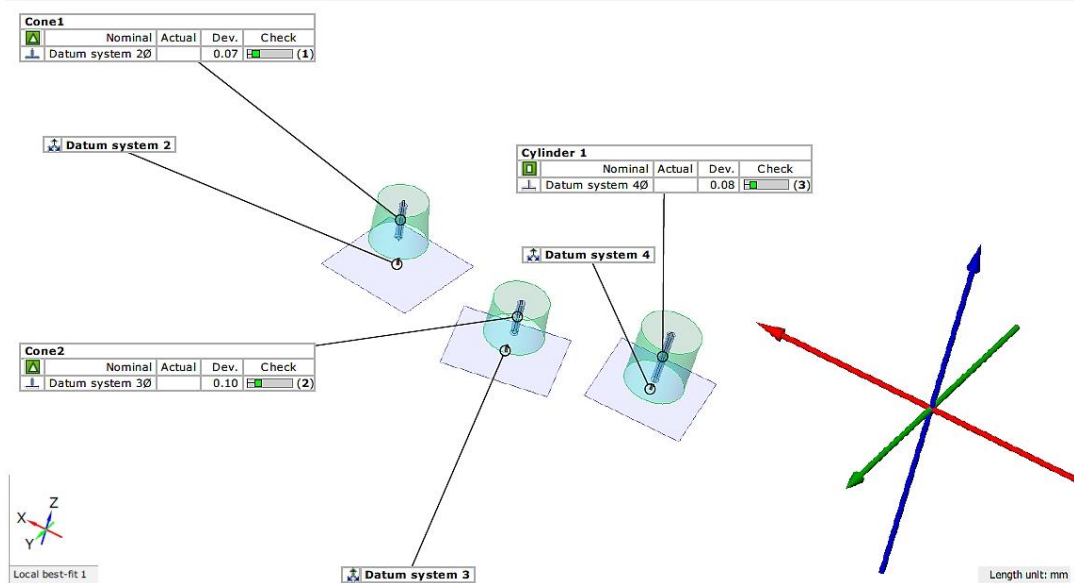
Element	Model	EK0K 3R	EK0S 3R	EK3FK 3R	EKZ3R	IM0K 3R	IM0S 3R	IM3FK 3R	IMZ 3R	3-r- COS
Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie 0mm (w mm)	Walec Oś X	-0,04	-0,02	-0,04	-0,05	-0,05	-0,02	0,00	-0,01	-0,06
	Walec Oś Y	0,01	-0,02	-0,02	0,02	-0,04	-0,02	-0,02	-0,01	0,04
	XY_Walec	0,04	0,03	0,04	0,05	0,06	0,03	0,02	0,01	0,07
	Stożek1 Oś X	-0,03	0,01	0,01	-0,07	0,00	-0,02	-0,02	0,03	0,05
	Stożek1 Oś Y	0,10	0,10	0,10	0,12	0,15	0,09	0,13	0,10	0,06
	XY_Stożek1	0,10	0,10	0,10	0,14	0,15	0,09	0,13	0,10	0,08
	Stożek2 Oś X	0,02	-0,02	-0,03	-0,05	0,14	-0,06	0,03	0,00	0,02
	Stożek2 Oś Y	0,02	0,02	0,05	0,06	0,05	0,06	0,02	0,05	0,00
XY_Stożek2	0,03	0,03	0,06	0,08	0,15	0,08	0,04	0,05	0,02	
Odchyłka odległości na płaszczyźnie 0mm pomiędzy środkami transferów (dystans) (w mm)	Walec - Stożek1 Oś X	0,01	0,03	0,04	-0,03	0,06	0,00	-0,02	0,04	0,08
	Walec - Stożek1 Oś Y	0,09	0,11	0,12	0,10	0,13	0,11	0,14	0,11	-0,03
	XY_Walec-stożek1	0,09	0,11	0,13	0,10	0,13	0,11	0,14	0,12	0,09
	Walec - Stożek2 Oś X	0,06	0,00	0,01	-0,01	0,10	-0,04	0,03	0,01	0,11
	Walec - Stożek2 Oś Y	0,02	0,04	0,07	0,03	0,10	0,08	0,04	0,06	0,02
	XY_walec-stożek2	0,06	0,04	0,07	0,03	0,14	0,09	0,05	0,06	0,11
	Stożek1-Stożek2 oś X	0,05	-0,03	-0,04	0,02	0,12	-0,04	0,05	-0,03	0,02
	Stożek1-Stożek2 oś Y	0,07	0,08	0,05	0,07	0,09	0,03	0,10	0,06	-0,06
XY_stożek1-stożek2	0,09	0,09	0,06	0,07	0,15	0,05	0,11	0,07	0,06	
Odchyłka położenia transferów na wysokości 10mm (w mm)	Walec_10 Oś X	-0,02	-0,03	-0,06	-0,01	-0,07	-0,06	-0,05	-0,09	-0,04
	Walec_10 Oś Y	0,02	-0,01	0,03	0,06	-0,06	0,01	0,06	0,03	0,01
	XY_Walec_10	0,03	0,03	0,07	0,06	0,09	0,06	0,08	0,09	0,04
	Stożek1_10 Oś X	0,05	0,05	0,02	0,06	0,01	0,01	0,02	-0,01	0,15
	Stożek1_10 Oś Y	0,08	0,05	0,09	0,12	-0,04	0,07	0,09	0,09	-0,03
	XY_Stożek1_10	0,09	0,07	0,09	0,13	0,04	0,07	0,09	0,09	0,15
	Stożek2_10 Oś X	0,07	0,07	0,07	0,08	0,06	0,07	0,06	0,07	0,04
	Stożek2_10 Oś Y	-0,13	-0,13	-0,07	-0,04	0,01	-0,04	0,03	-0,09	0,06
XY_Stożek2_10	0,15	0,15	0,10	0,09	0,06	0,08	0,07	0,11	0,07	
Odchyłka Prostopadłości (mm)	Prostopadłość walec	0,07	0,08	0,08	0,10	0,13	0,06	0,08	0,08	0,08
	Prostopadłość stożek1	0,08	0,07	0,08	0,08	0,09	0,08	0,07	0,09	0,02
	Prostopadłość stożek2	0,01	0,02	0,01	0,03	0,02	0,03	0,10	0,03	0,05



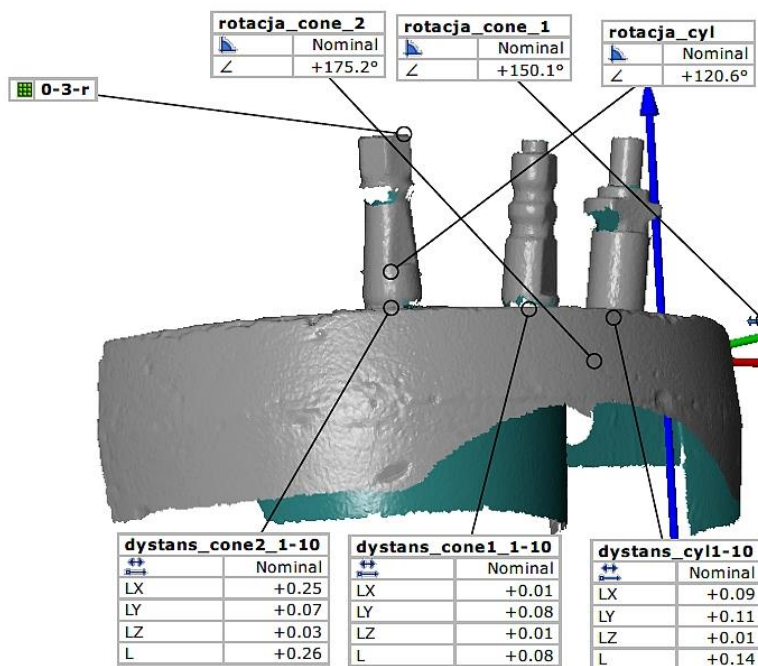
Ryc. 5 Dystanse i odchyłki od odległości między transferami dla 3 implantów ustawionych rozbieżnie



Ryc. 6 Położenie transferów względem układu współrzędnych dla 3 implantów ustawionych rozbieżnie



Ryc. 7 Skonstruowane na transferach odpowiednio walec i stożki 1-3 oraz wyznaczona prostopadłość osi walca i stożków względem płaszczyzn nominalnych



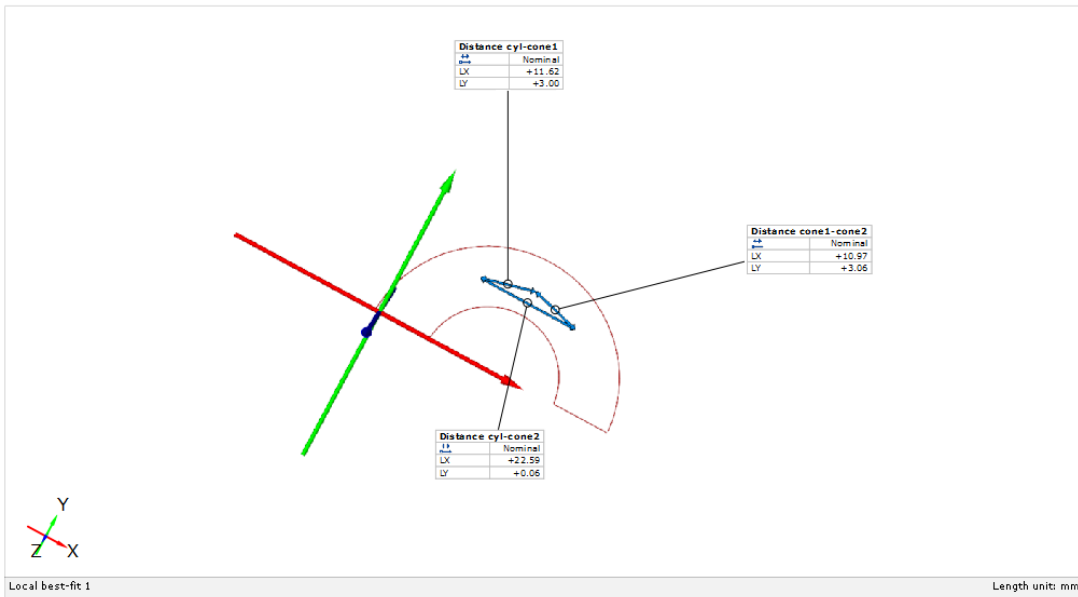
Ryc. 8 Rotacje transferów wokół własnej osi oraz odchyłki położenia transferów na poziomie 10mm dla 3 implantów ustawionych rozbieżnie

3 DANE DLA 3 IMPLANTÓW USTAWIONYCH ZBIĘZNIE

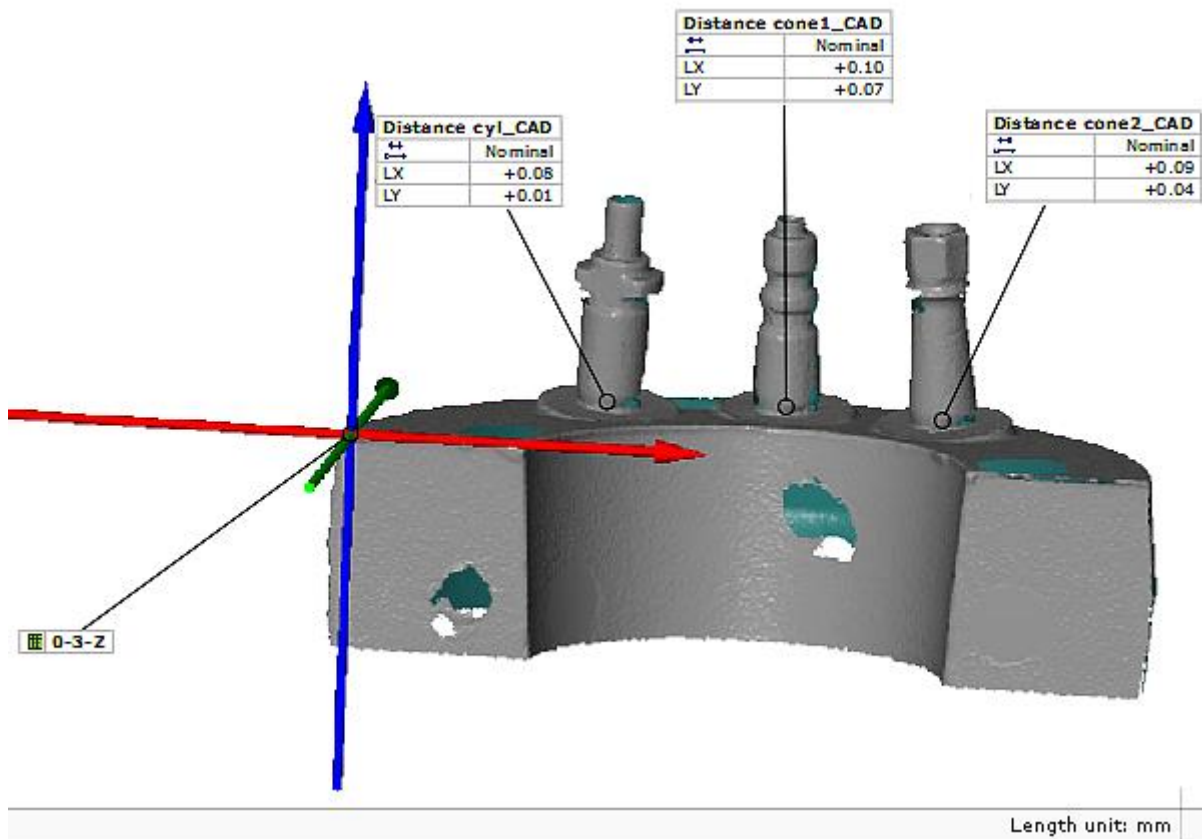
Tabela 3 Zestawienie odchyłek wartości nominalnych cech krytycznych modeli powielonych w stosunku do modelu 0 dla modeli z 3 implantami zbieżnymi

Element	Model	EK0K 3Z	EK0S 3Z	EK3FK 3Z	EKZ3Z	IM0K 3Z	IM0S 3Z	IM3FK 3Z	IMZ 3Z	3-z- COS
Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie 0mm (w mm)	Walec Oś X	0,02	0,01	-0,01	0,00	-0,03	0,01	0,02	0,00	-0,07
	Walec Oś Y	-0,04	-0,06	-0,02	-0,07	-0,02	-0,02	-0,02	-0,09	-0,01
	XY_Walec	0,04	0,06	0,02	0,07	0,04	0,02	0,03	0,09	0,07
	Stożek1 Oś X	0,00	0,01	0,00	-0,01	0,00	0,00	0,12	-0,04	-0,01
	Stożek1 Oś Y	-0,04	-0,04	-0,04	-0,01	-0,04	-0,02	-0,09	-0,02	-0,05
	XY_Stożek1	0,04	0,04	0,04	0,01	0,04	0,02	0,15	0,04	0,05
	Stożek2 Oś X	0,01	0,01	-0,04	-0,06	-0,01	-0,06	-0,04	0,01	0,02
	Stożek2 Oś Y	0,00	-0,01	-0,02	-0,09	-0,02	-0,06	-0,02	0,03	-0,01
	XY_Stożek2	0,01	0,01	0,04	0,11	0,02	0,08	0,04	0,03	0,02
Odchyłka odległości na płaszczyźnie 0mm pomiędzy środkami transferów (dystans) (w mm)	Walec - Stożek1 Oś X	0,00	0,02	-0,02	0,06	-0,02	0,00	-0,07	0,07	-0,03
	Walec - Stożek1 Oś Y	-0,02	0,00	0,01	-0,01	0,03	-0,01	0,10	-0,04	0,06
	XY_Walec-stożek1	0,02	0,02	0,02	0,06	0,04	0,01	0,12	0,08	0,07
	Walec - Stożek2 Oś X	-0,05	-0,05	0,00	0,02	0,00	0,04	-0,01	0,00	-0,01
	Walec - Stożek2 Oś Y	-0,01	0,00	-0,03	-0,07	0,02	-0,07	-0,06	0,01	0,09
	XY_walec-stożek2	0,05	0,05	0,03	0,07	0,02	0,08	0,06	0,01	0,09
	Stożek1-Stożek2 oś X	-0,05	-0,03	-0,01	0,08	-0,02	0,04	-0,07	-0,05	-0,04
	Stożek1-Stożek2 oś Y	0,01	0,00	-0,04	-0,06	-0,01	-0,06	-0,12	0,05	0,03
	XY_stożek1-stożek2	0,05	0,03	0,04	0,10	0,02	0,07	0,14	0,07	0,05
Odchyłka położenia transferów na wysokości 10mm (w mm)	Walec_10 Oś X	-0,01	-0,07	-0,07	-0,02	-0,03	0,00	0,08	-0,06	-0,03
	Walec_10 Oś Y	-0,01	-0,07	-0,05	0,10	-0,03	-0,02	0,01	-0,06	-0,08
	XY_Walec_10	0,01	0,10	0,09	0,10	0,04	0,02	0,08	0,08	0,09
	Stożek1_10 Oś X	-0,05	-0,05	-0,08	-0,04	-0,03	-0,06	-0,04	0,00	0,05
	Stożek1_10 Oś Y	0,11	0,11	0,11	0,14	0,11	0,14	0,14	0,15	-0,03
	XY_Stożek1_10	0,12	0,12	0,14	0,15	0,11	0,15	0,15	0,15	0,06
	Stożek2_10 Oś X	0,11	0,06	-0,01	0,09	0,01	0,04	0,02	-0,01	0,00
	Stożek2_10 Oś Y	0,09	0,10	0,14	0,11	0,12	0,12	0,11	0,15	-0,14
	XY_Stożek2_10	0,14	0,12	0,14	0,14	0,12	0,13	0,11	0,15	0,14
Odchyłka Prostopadłości (mm)	Prostopadłość walec	0,10	0,10	0,07	0,13	0,07	0,08	0,06	0,12	0,05
	Prostopadłość stożek1	0,04	0,01	0,04	0,08	0,01	0,08	0,04	0,01	0,05
	Prostopadłość stożek2	0,08	0,04	0,12	0,11	0,06	0,11	0,09	0,07	0,02

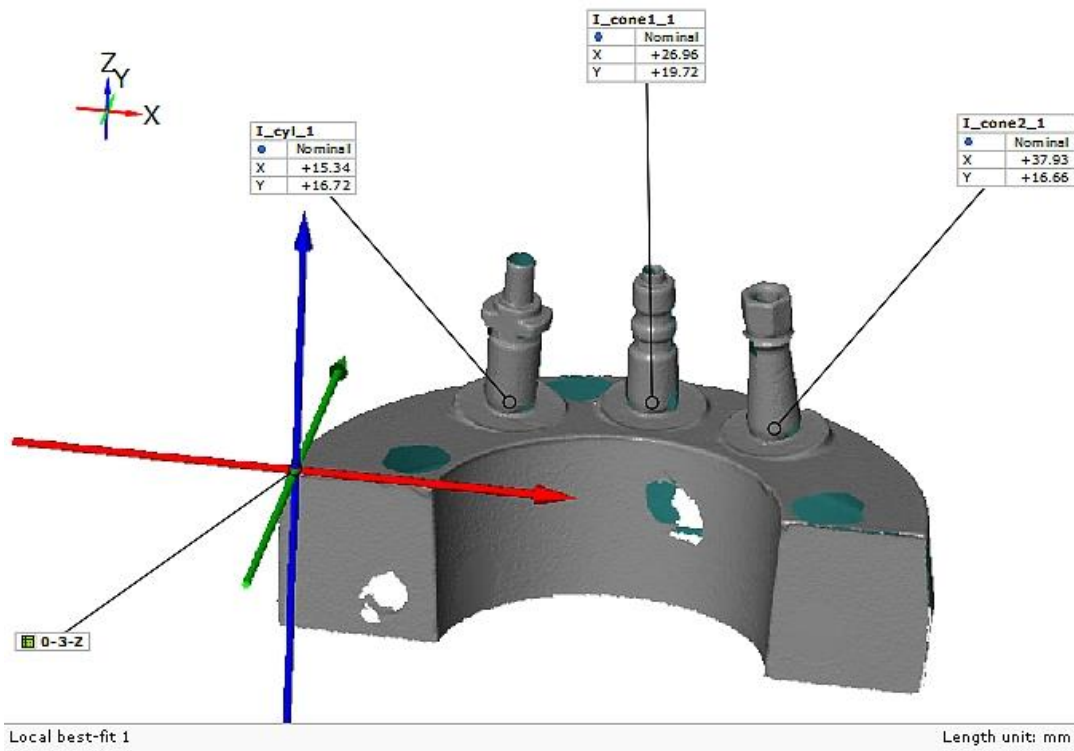
odleglosci osi transferow



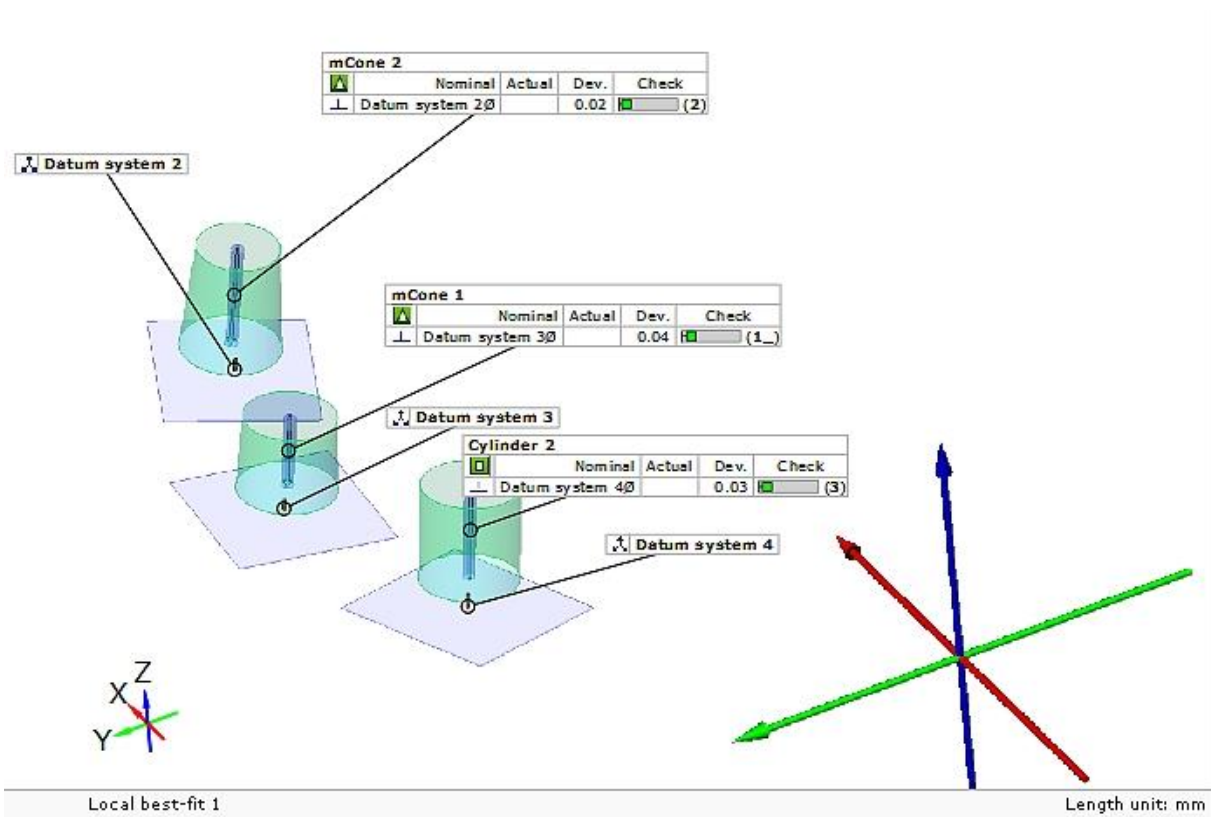
Ryc. 9 Dystanse między transferami dla 3 implantów ustawionych zbieżnie



Ryc. 10 Odchyłki położenia transferów na poziomie 10mm dla 3 implantów ustawionych zbieżnie



Ryc.11 Położenie transferów względem układu współrzędnych dla 3 implantów ustawionych zbieżnie



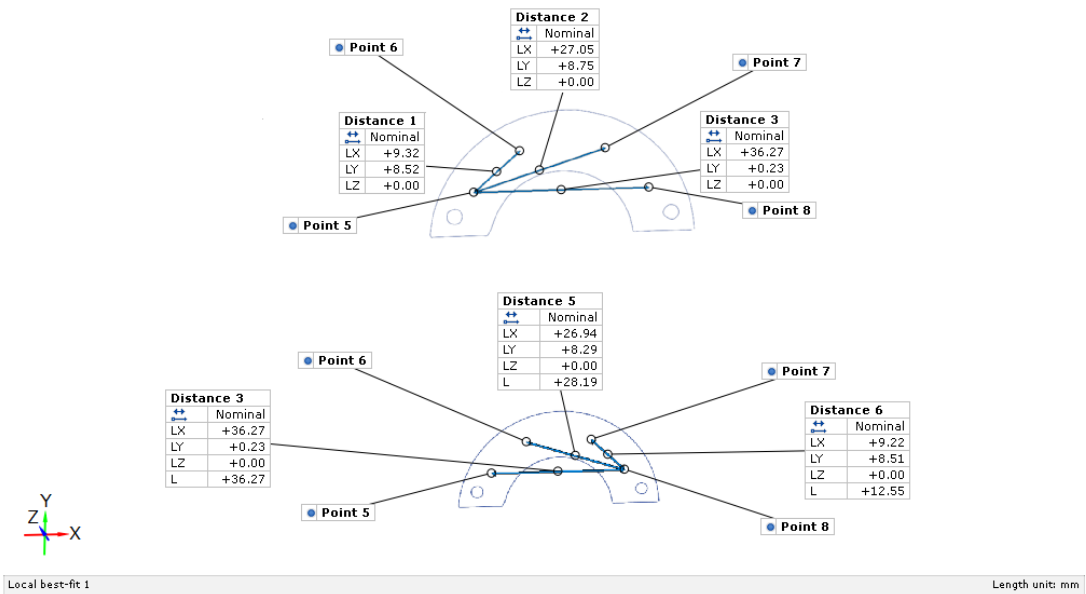
Ryc. 11 Skonstruowane na transferach odpowiednio wałek i stożki 1-3 oraz wyznaczona prostopadłość osi wałka i stożków względem płaszczyzn nominalnych dla 3 implantów zbieżnych

4 DANE DLA 4 IMPLANTÓW USTAWIONYCH RÓWNOLEGLE

Tabela 4 Zestawienie odchyłek wartości nominalnych cech krytycznych modeli powielonych w stosunku do modelu 0 dla modeli z 4 implantami równoległymi.

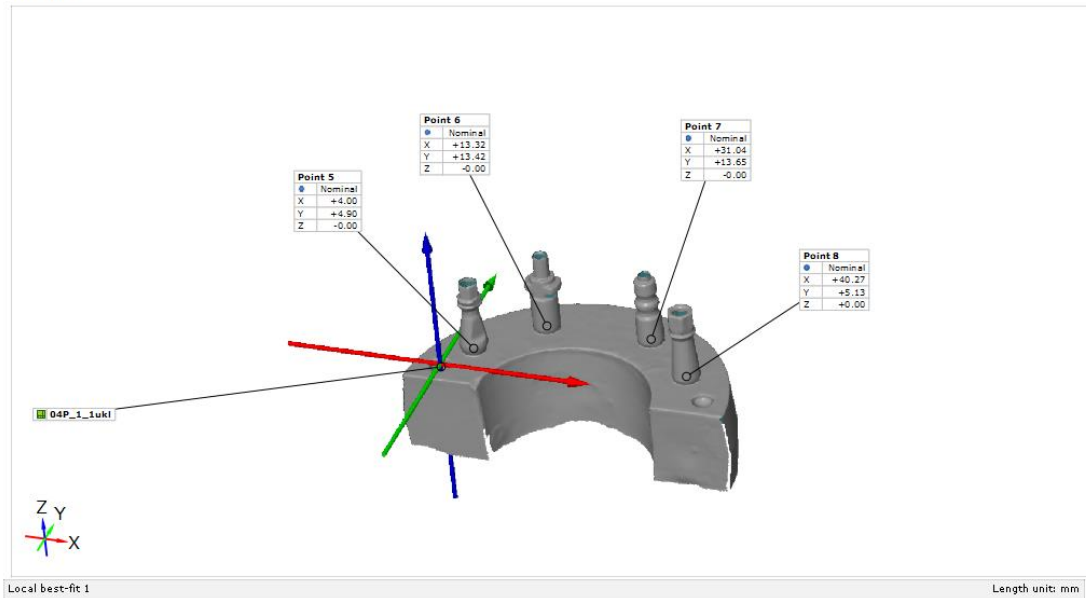
Element	Model	EK0K 4P	EK0S 4P	EK3FK 4P	EKZ4P	IM0K 4P	IM0S 4P	IM3FK 4P	IMZ 4P	4-p- COS
Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie 0mm (w mm)	Stożek 1 oś x	-0,06	-0,03	0,04	-0,07	-0,06	-0,01	0,07	0,06	0,03
	Stożek 1 oś y	0,08	0,05	0,02	0,06	0,04	0,11	0,01	0,02	0,02
	XY_stożek1	0,10	0,06	0,04	0,09	0,07	0,11	0,07	0,06	0,04
	Walec oś x	0,02	0,00	-0,09	-0,01	-0,03	0,02	-0,01	0,03	0,02
	Walec oś y	-0,05	-0,02	-0,07	-0,01	0,01	0,04	0,02	-0,01	0,04
	XY_walec	0,05	0,02	0,11	0,01	0,03	0,04	0,02	0,03	0,04
	Stożek 2 oś x	0,06	0,00	0,01	-0,11	0,03	0,03	0,02	-0,02	0,08
	Stożek 2 oś y	-0,06	-0,02	0,00	0,10	-0,05	0,03	0,03	-0,04	-0,01
	XY_stożek2	0,08	0,02	0,01	0,15	0,06	0,04	0,04	0,04	0,08
	Stożek 3 oś x	0,01	0,02	0,01	0,09	0,12	0,02	0,04	0,03	0,21
	Stożek 3 oś y	0,09	0,02	-0,03	-0,04	-0,04	-0,01	-0,03	0,01	0,00
	XY_stożek3	0,09	0,03	0,03	0,10	0,13	0,02	0,05	0,03	0,21
Odchyłka odległości na płaszczyźnie 0mm pomiędzy środkami transferów (dystans) (w mm)	Stożek1 - Walec oś x	0,08	0,03	-0,14	0,06	0,04	0,04	-0,08	-0,03	0,28
	Stożek1 - Walec oś y	-0,12	-0,07	-0,09	-0,06	-0,03	-0,07	0,01	-0,04	-0,01
	XY_Stożek1 - Walec	0,14	0,08	0,17	0,08	0,05	0,08	0,08	0,05	0,28
	Stożek1 – Stożek2 oś x	0,13	0,03	-0,04	-0,04	0,10	0,04	-0,05	-0,08	0,13
	Stożek1 – Stożek2 oś y	-0,14	-0,07	-0,02	0,04	-0,09	-0,08	0,02	-0,06	0,01
	XY_Stożek1 – Stożek2	0,19	0,08	0,04	0,06	0,13	0,09	0,05	0,10	0,13
	Stożek1 – Stożek3 oś x	0,07	0,05	-0,04	0,17	0,17	0,04	-0,03	-0,03	0,20
	Stożek1 – Stożek3 oś y	0,01	-0,03	-0,05	-0,09	-0,08	-0,12	-0,04	-0,01	0,00
	XY_Stożek1 – Stożek3	0,07	0,06	0,06	0,19	0,19	0,13	0,05	0,03	0,20
	Walec – Stożek2 oś x	0,05	0,00	0,10	-0,10	0,06	0,01	0,02	-0,05	0,07
	Walec – Stożek2 oś y	-0,02	0,00	0,07	0,11	-0,06	-0,01	0,01	-0,03	0,01
	XY_Walec – Stożek2	0,05	0,00	0,12	0,15	0,08	0,01	0,02	0,06	0,07
	Walec – Stożek3 oś x	-0,01	0,02	0,10	0,11	0,15	0,00	0,05	0,00	-0,01
	Walec – Stożek3 oś y	-0,14	-0,04	-0,04	0,03	0,05	0,05	0,05	-0,02	0,06
	XY_Walec – Stożek3	0,14	0,04	0,11	0,11	0,16	0,05	0,07	0,02	0,06
Odchyłka położenia transferów na wysokości 10mm (w mm)	Stożek1_10 Oś X	0,02	0,02	-0,04	-0,03	-0,03	-0,01	0,04	-0,04	0,06
	Stożek1_10 Oś Y	-0,01	0,01	0,04	0,02	-0,02	-0,03	0,01	0,14	-0,03
	XY_Stożek1_10	0,02	0,02	0,06	0,04	0,04	0,03	0,04	0,15	0,07
	Walec_10 Oś X	0,00	-0,02	-0,03	-0,03	0,00	-0,03	-0,03	0,01	-0,03
	Walec_10 Oś Y	-0,05	-0,03	-0,02	-0,04	-0,03	-0,07	-0,07	-0,06	0,01
	XY_Walec_10	0,05	0,04	0,04	0,05	0,03	0,08	0,08	0,06	0,03
	Stożek2_10 Oś X	0,03	0,03	0,04	0,03	0,05	0,06	0,03	0,01	-0,12
	Stożek2_10 Oś Y	-0,04	-0,02	0,01	-0,03	-0,04	0,00	0,01	-0,06	0,15
	XY_Stożek2_10	0,05	0,04	0,04	0,04	0,06	0,06	0,03	0,06	0,19
	Stożek3_10 Oś X	0,09	0,06	0,00	-0,01	-0,01	-0,01	-0,03	0,04	-0,07
	Stożek3_10 Oś Y	0,08	0,07	0,02	0,10	0,04	0,03	0,02	-0,01	-0,10
	XY_Stożek3_10	0,12	0,09	0,02	0,10	0,04	0,03	0,04	0,04	0,12
Odchyłka Prostopadłości (mm)	Prostopadłość stożek1	0,05	0,04	0,05	0,03	0,02	0,03	0,03	0,07	0,03
	Prostopadłość walec	0,03	0,04	0,04	0,02	0,03	0,04	0,02	0,03	0,02
	Prostopadłość stożek2	0,01	0,01	0,03	0,03	0,02	0,02	0,01	0,01	0,02
	Prostopadłość stożek3	0,07	0,05	0,03	0,07	0,03	0,04	0,02	0,04	0,04

Distance 1



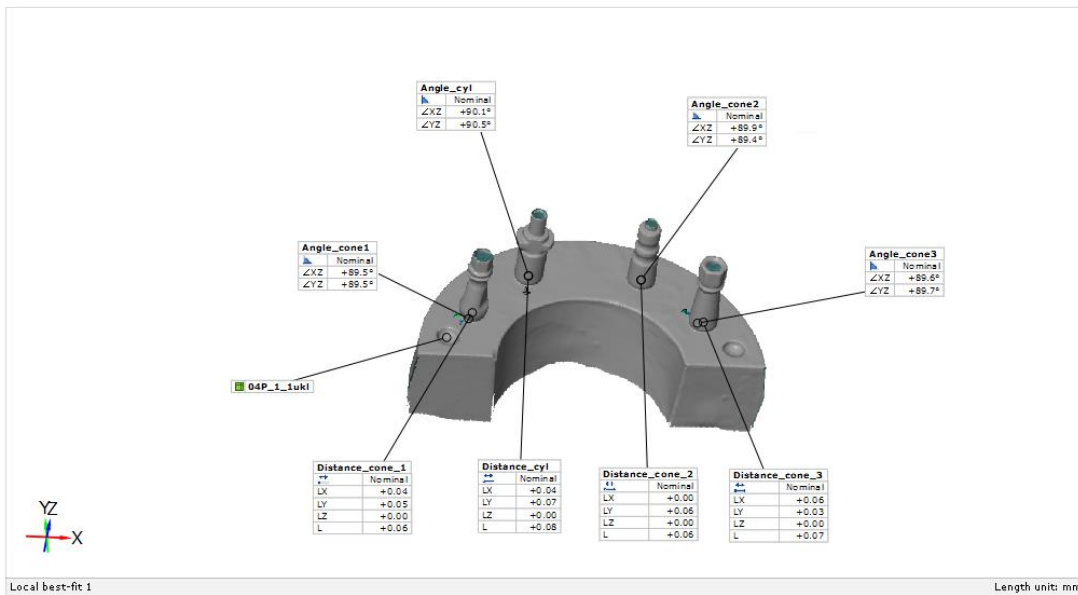
Ryc. 12 Dystanse między transferami dla 4 implantów ustawionych równoległe

Pozycje

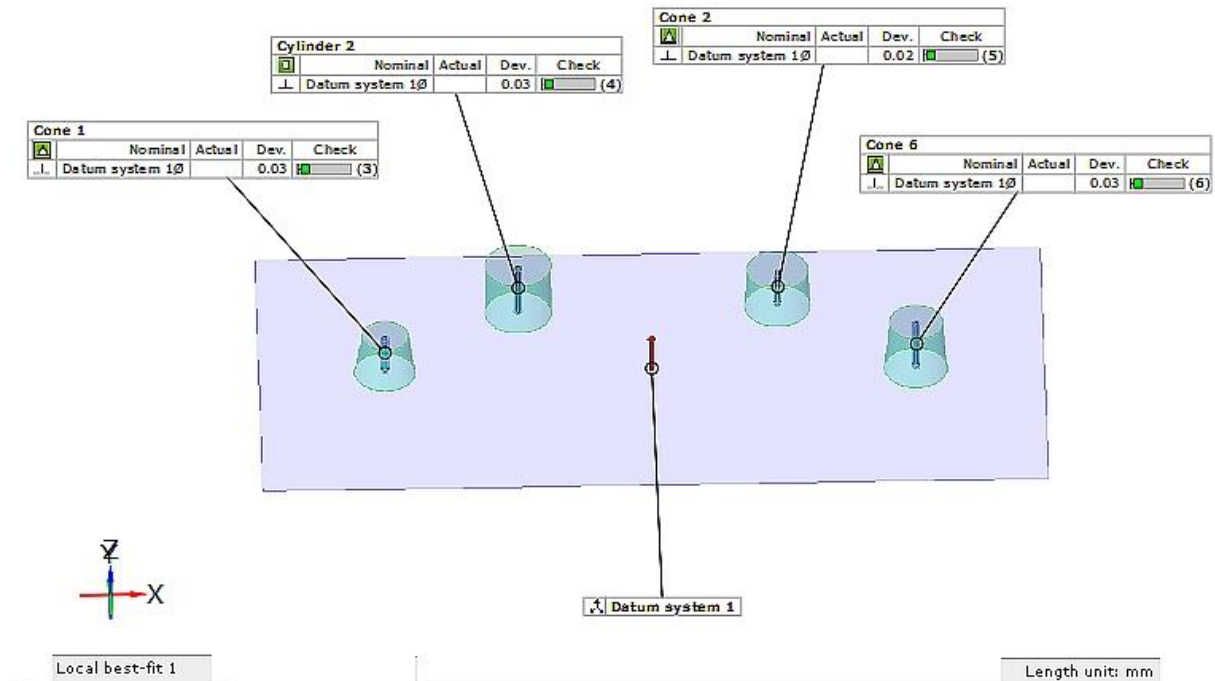


Ryc. 13 Położenie transferów względem układu współrzędnych dla 4 implantów ustawionych równoległe

odchylenie położenia osi transferów



Ryc. 14 Odchyłki położenia transferów na poziomie 10mm dla 4 implantów ustawionych równolegle

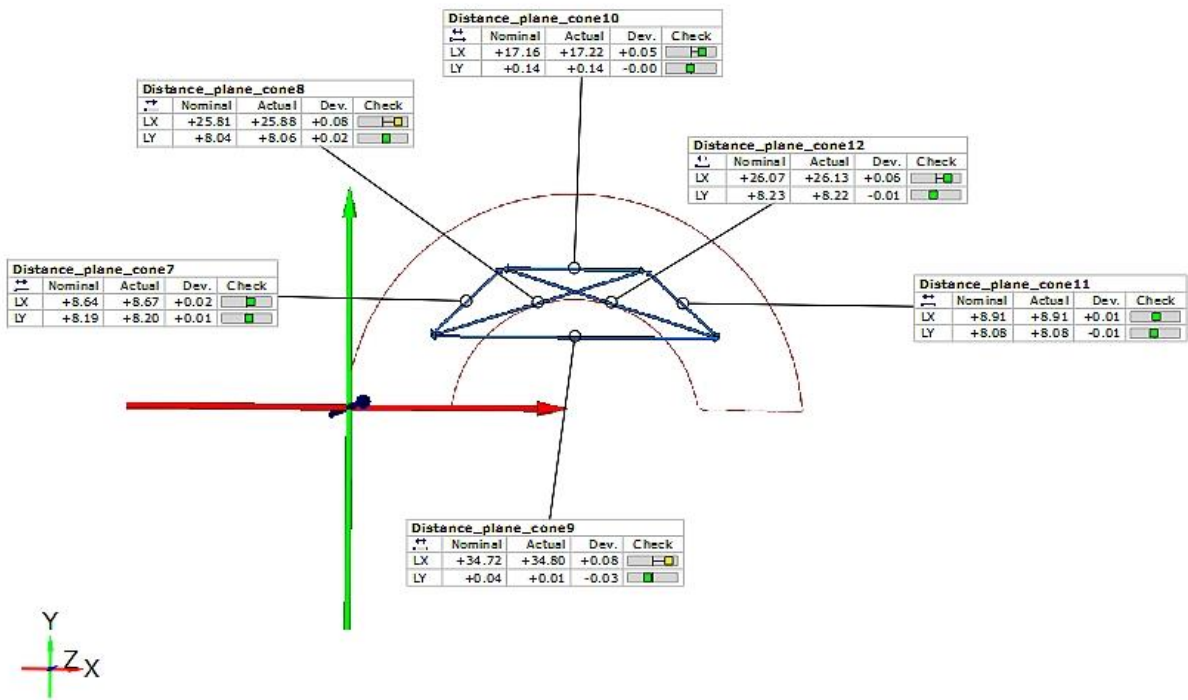


Ryc. 15 Skonstruowane na transferach odpowiednio wałek i stożki 1-3 oraz wyznaczona prostopadłość osi walca i stożków względem płaszczyzn nominalnych dla 4 implantów równoległych

5 DANE DLA 4 IMPLANTÓW USTAWIONYCH RÓWNOLEGLE

Tabela 5 Zestawienie odchyłek wartości nominalnych cech krytycznych modeli powielonych w stosunku do modelu 0 dla modeli z 4 implantami ustawionymi rozbieżnie

Element	Model	EK0K4R	EK0S4R	EK3FK4R	EKZ4R	IM0K4R	IM0S4R	IM3FK4R	IMZ4R	4-r-COS
Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie 0mm (w mm)	Stożek 1 oś x	-0,06	-0,03	0,04	-0,07	-0,06	-0,01	0,07	0,06	0,05
	Stożek 1 oś y	0,08	0,05	0,02	0,06	0,04	0,11	0,01	0,02	0,13
	XY_stożek1	0,10	0,06	0,04	0,09	0,07	0,11	0,07	0,06	0,14
	Walec oś x	0,02	0,00	-0,09	-0,01	-0,03	0,02	-0,01	0,03	0,03
	Walec oś y	-0,05	-0,02	-0,07	-0,01	0,01	0,04	0,02	-0,01	0,10
	XY_walec	0,05	0,02	0,11	0,01	0,03	0,04	0,02	0,03	0,10
	Stożek 2 oś x	0,06	0,00	0,01	-0,11	0,03	0,03	0,02	-0,02	-0,04
	Stożek 2 oś y	-0,06	-0,02	0,00	0,10	-0,05	0,03	0,03	-0,04	-0,04
	XY_stożek2	0,08	0,02	0,01	0,15	0,06	0,04	0,04	0,04	0,06
	Stożek 3 oś x	0,01	0,02	0,01	0,09	0,12	0,02	0,04	0,03	-0,04
	Stożek 3 oś y	0,09	0,02	-0,03	-0,04	-0,04	-0,01	-0,03	0,01	-0,09
	XY_stożek3	0,09	0,03	0,03	0,10	0,13	0,02	0,05	0,03	0,10
Odchyłka odległości na płaszczyźnie 0mm pomiędzy środkami transferów (dystans) (w mm)	Stożek1 - Walec oś x	0,08	0,03	-0,14	0,06	0,04	0,04	-0,08	-0,03	0,07
	Stożek1 - Walec oś y	-0,12	-0,07	-0,09	-0,06	-0,03	-0,07	0,01	-0,04	0,04
	XY_Stożek1 - Walec	0,14	0,08	0,17	0,08	0,05	0,08	0,08	0,05	0,08
	Stożek1 – Stożek2 oś x	0,13	0,03	-0,04	-0,04	0,10	0,04	-0,05	-0,08	0,02
	Stożek1 – Stożek2 oś y	-0,14	-0,07	-0,02	0,04	-0,09	-0,08	0,02	-0,06	0,03
	XY_Stożek1 – Stożek2	0,19	0,08	0,04	0,06	0,13	0,09	0,05	0,10	0,04
	Stożek1 – Stożek3 oś x	0,07	0,05	-0,04	0,17	0,11	0,04	-0,03	-0,03	-0,10
	Stożek1 – Stożek3 oś y	0,01	-0,03	-0,05	-0,09	-0,08	-0,12	-0,04	-0,01	0,00
	XY_Stożek1 – Stożek3	0,07	0,06	0,06	0,19	0,14	0,13	0,05	0,03	0,10
	Walec – Stożek2 oś x	0,05	0,00	0,10	-0,10	0,06	0,01	0,02	-0,05	-0,10
	Walec – Stożek2 oś y	-0,02	0,00	0,07	0,11	-0,06	-0,01	0,01	-0,03	-0,04
	XY_Walec – Stożek2	0,05	0,00	0,12	0,15	0,08	0,01	0,02	0,06	0,11
	Walec – Stożek3 oś x	-0,01	0,02	0,10	0,11	0,15	0,00	0,05	0,00	0,06
	Walec – Stożek3 oś y	-0,14	-0,04	-0,04	0,03	0,05	0,05	0,05	-0,02	0,01
	XY_Walec – Stożek3	0,14	0,04	0,11	0,11	0,16	0,05	0,07	0,02	0,06
	Stożek2 – Stożek3 oś x	-0,06	0,02	0,00	0,20	0,09	-0,01	0,02	0,05	0,00
Stożek2 – Stożek3 oś y	-0,15	-0,04	0,03	0,13	-0,01	0,04	0,06	-0,05	0,01	
XY_Stożek2 – Stożek3	0,16	0,04	0,03	0,24	0,09	0,04	0,06	0,07	0,01	
Odchyłka położenia transferów na wysokości 10mm (w mm)	Stożek1_10 Oś X	0,02	0,02	-0,04	-0,03	-0,03	-0,01	0,04	-0,04	0,06
	Stożek1_10 Oś Y	-0,01	0,01	0,04	0,02	-0,02	-0,03	0,01	0,14	0,05
	XY_Stożek1_10	0,02	0,02	0,06	0,04	0,04	0,03	0,04	0,15	0,08
	Walec_10 Oś X	0,00	-0,02	-0,03	-0,03	0,00	-0,03	-0,03	0,01	0,08
	Walec_10 Oś Y	-0,05	-0,03	-0,02	-0,04	-0,03	-0,07	-0,07	-0,06	-0,01
	XY_Walec_10	0,05	0,04	0,04	0,05	0,03	0,08	0,08	0,06	0,08
	Stożek2_10 Oś X	0,03	0,03	0,04	0,03	0,05	0,06	0,03	0,01	0,06
	Stożek2_10 Oś Y	-0,04	-0,02	0,01	-0,03	-0,04	0,00	0,01	-0,06	-0,04
	XY_Stożek2_10	0,05	0,04	0,04	0,04	0,06	0,06	0,03	0,06	0,07
	Stożek3_10 Oś X	0,09	0,06	0,00	-0,01	-0,01	-0,01	-0,03	0,04	0,02
	Stożek3_10 Oś Y	0,08	0,07	0,02	0,10	0,04	0,03	0,02	-0,01	0,04
XY_Stożek3_10	0,12	0,09	0,02	0,10	0,04	0,03	0,04	0,04	0,04	
Odchyłka Prostopadłości	Prostopadłość stożek1	0,05	0,04	0,05	0,03	0,02	0,03	0,03	0,07	0,05
	Prostopadłość walec	0,03	0,04	0,04	0,02	0,03	0,04	0,02	0,03	0,13
	Prostopadłość stożek2	0,01	0,01	0,03	0,03	0,02	0,02	0,01	0,01	0,03
	Prostopadłość stożek3	0,07	0,05	0,03	0,07	0,03	0,04	0,02	0,04	0,10

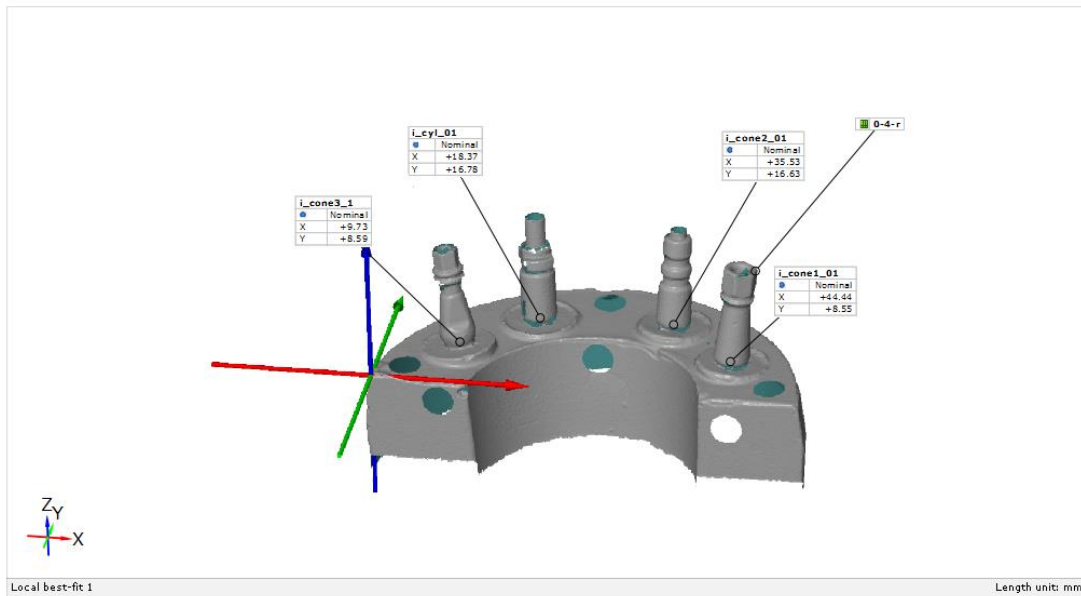


Ryc. 16 Dystanse między transferami dla 4 implantów ustawionych rozbieżnie

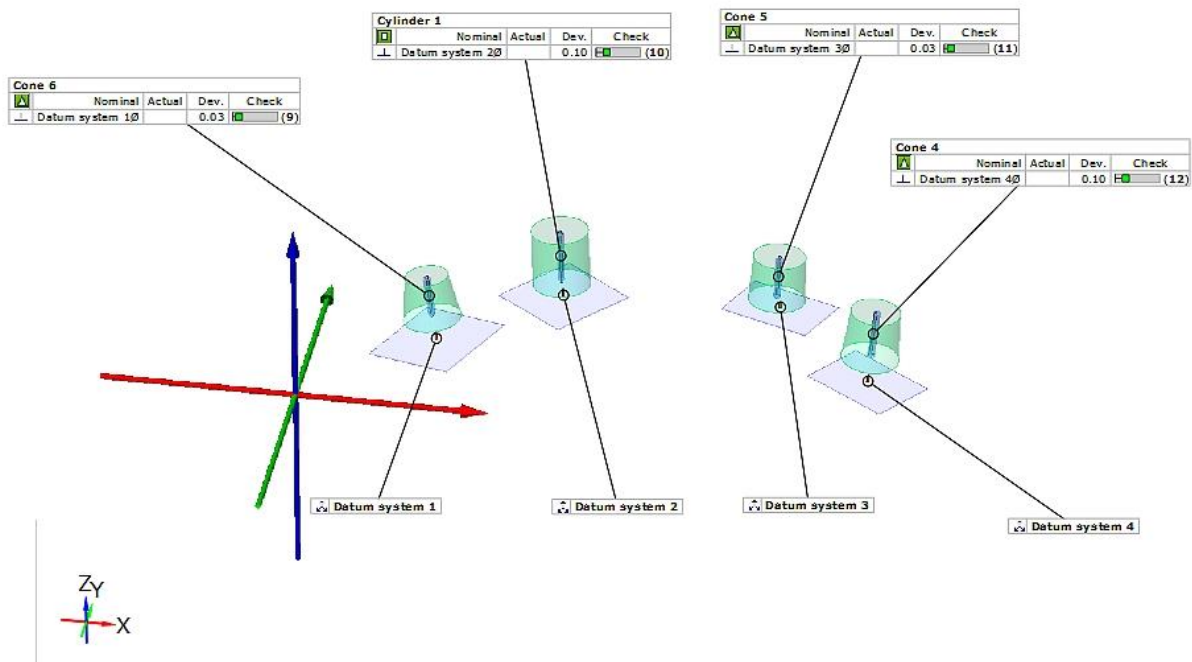
Generated with GOM Inspect Professional V7.5



Pozycje osi transferów na płaszczyznach rozbieżnych



Ryc. 17 Położenie transferów względem układu współrzędnych dla 4 implantów ustawionych rozbieżnie



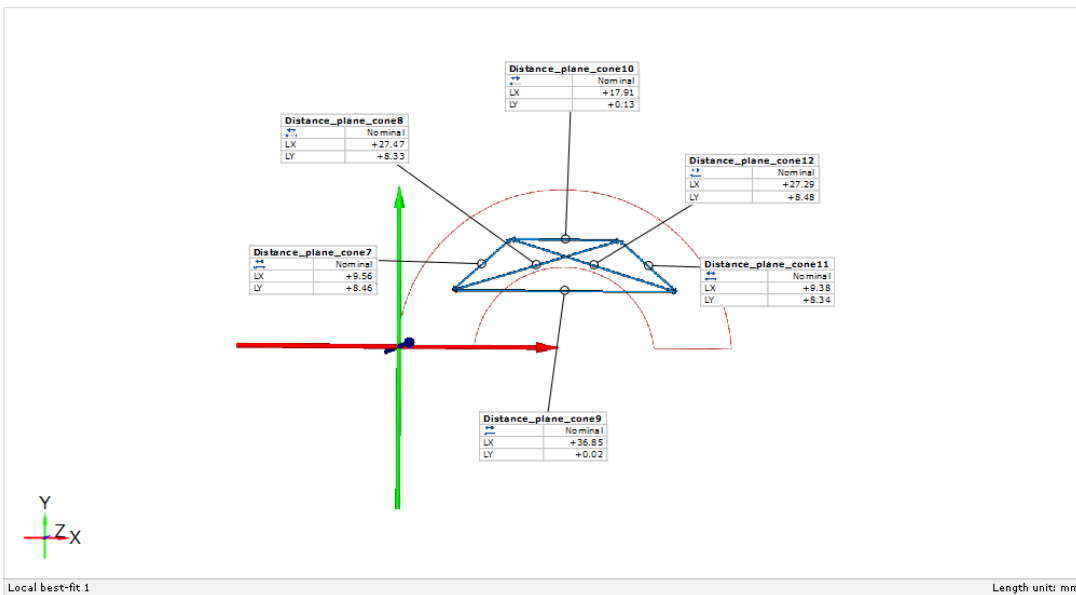
Ryc. 18 Skonstruowane na transferach odpowiednio walec i stożki 1-3 oraz wyznaczona prostopadłość osi walca i stożków względem płaszczyzn nominalnych dla 4 implantów ustawionych rozbieżnie

6 DANE DLA 4 IMPLANTÓW USTAWIONYCH RÓWNOLEGLE

Tabela 6 Zestawienie odchyłek wartości nominalnych cech krytycznych modeli powielonych w stosunku do modelu 0 dla modeli z 4 implantami ustawionymi zbieżnie.

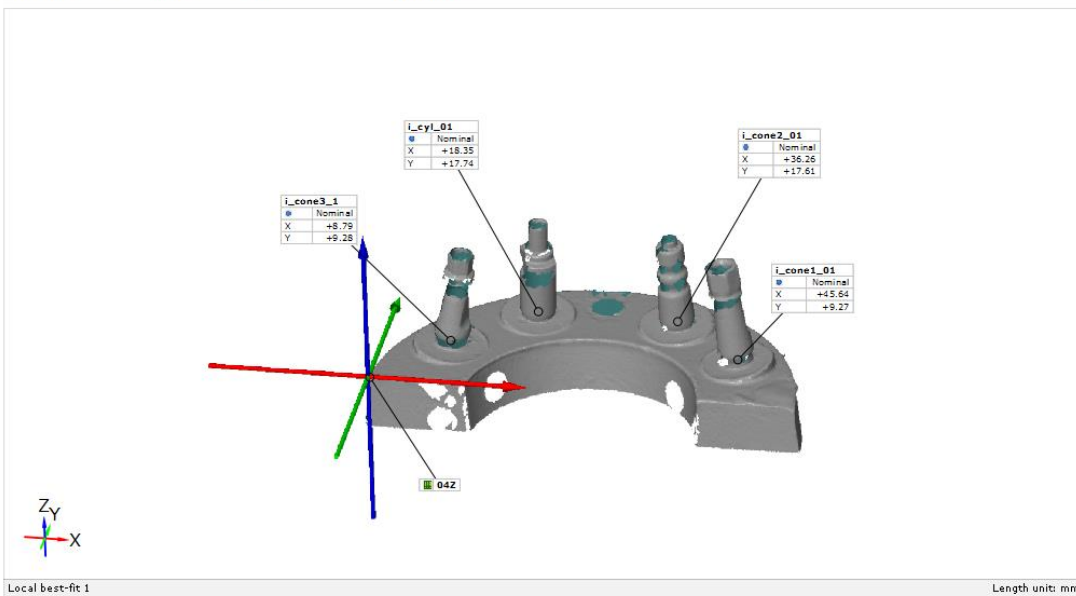
Element	Model	EK0K4Z	EK0S4Z	EK3FK4Z	EKZ4Z	IM0K4Z	IM0S4Z	IM3FK4Z	IMZ4Z	4-z-COS
Odchyłka położenia transferów na płaszczyźnie 0mm (w mm)	Stożek 1 oś x	0,05	-0,02	-0,11	-0,07	0,01	0,00	-0,02	0,03	0,03
	Stożek 1 oś y	0,03	0,02	-0,11	0,06	-0,12	-0,01	-0,05	0,10	0,03
	XY_stożek1	0,06	0,03	0,16	0,09	0,12	0,01	0,05	0,10	0,04
	Walec oś x	0,04	0,01	-0,02	-0,01	0,06	-0,01	0,01	0,07	0,33
	Walec oś y	0,11	0,02	0,04	-0,01	0,08	-0,01	0,00	0,01	0,03
	XY_walec	0,12	0,02	0,04	0,01	0,10	0,01	0,01	0,07	0,33
	Stożek 2 oś x	0,08	0,06	0,06	-0,11	-0,06	0,10	0,06	0,17	-0,15
	Stożek 2 oś y	-0,12	-0,09	-0,01	0,10	-0,09	-0,08	-0,06	-0,13	-0,10
	XY_stożek2	0,14	0,11	0,06	0,15	0,11	0,13	0,08	0,21	0,18
	Stożek 3 oś x	0,00	0,04	0,01	0,09	-0,01	0,04	0,00	0,16	0,06
	Stożek 3 oś y	-0,04	-0,03	-0,02	-0,04	0,05	-0,02	-0,04	-0,11	0,06
XY_stożek3	0,04	0,05	0,02	0,10	0,05	0,04	0,04	0,19	0,08	
Odchyłka odległości na płaszczyźnie 0mm pomiędzy środkami transferów (dystans) (w mm)	Stożek1 - Walec oś x	-0,08	-0,19	0,02	-0,03	-0,04	-0,02	-0,02	0,29	0,43
	Stożek1 - Walec oś y	0,12	0,00	0,01	0,04	-0,07	-0,08	0,18	-0,07	0,09
	XY_Stożek1 - Walec	0,14	0,19	0,02	0,05	0,08	0,08	0,18	0,30	0,44
	Stożek1 - Stożek2 oś x	0,12	-0,06	-0,01	0,03	0,00	-0,05	-0,05	0,01	0,05
	Stożek1 - Stożek2 oś y	-0,09	0,07	-0,12	-0,03	-0,17	0,11	-0,12	0,23	0,12
	XY_Stożek1 - Stożek2	0,15	0,09	0,12	0,04	0,17	0,12	0,13	0,23	0,13
	Stożek1 - Stożek3 oś x	0,12	-0,08	-0,01	-0,02	0,08	-0,19	0,14	-0,20	0,29
	Stożek1 - Stożek3 oś y	0,04	0,07	0,05	0,10	-0,03	0,02	-0,04	0,11	0,18
	XY_Stożek1 - Stożek3	0,13	0,11	0,05	0,10	0,09	0,19	0,15	0,23	0,34
	Walec - Stożek2 oś x	0,03	0,05	0,01	-0,03	-0,10	0,05	0,02	0,20	0,09
	Walec - Stożek2 oś y	0,18	0,07	0,05	-0,04	-0,03	0,18	0,05	0,22	0,01
	XY_Walec - Stożek2	0,18	0,09	0,05	0,05	0,10	0,19	0,05	0,30	0,09
	Walec - Stożek3 oś x	-0,08	-0,02	-0,05	0,06	0,05	-0,06	-0,06	-0,01	0,53
	Walec - Stożek3 oś y	0,08	0,06	-0,01	-0,06	0,14	0,05	0,02	0,02	0,39
	XY_Walec - Stożek3	0,11	0,06	0,05	0,08	0,15	0,08	0,06	0,02	0,66
	Stożek2 - Stożek3 oś x	-0,04	-0,05	-0,08	-0,04	0,13	-0,10	-0,06	-0,10	0,30
Stożek2 - Stożek3 oś y	0,15	0,10	0,05	0,04	0,14	0,07	0,06	0,14	-0,12	
XY_Stożek2 - Stożek3	0,16	0,11	0,09	0,06	0,19	0,12	0,08	0,17	0,32	
Odchyłka położenia transferów na wysokości 10mm (w mm)	Stożek1_10 Oś X	-0,04	-0,08	-0,17	0,07	0,07	-0,10	-0,08	-0,14	0,41
	Stożek1_10 Oś Y	0,12	0,07	0,10	-0,09	0,03	0,04	-0,01	0,20	-0,03
	XY_Stożek1_10	0,13	0,11	0,20	0,11	0,08	0,11	0,08	0,24	0,41
	Walec_10 Oś X	0,05	-0,06	-0,12	0,20	0,02	-0,04	-0,02	-0,13	0,38
	Walec_10 Oś Y	-0,07	-0,04	0,09	0,13	0,17	-0,01	0,02	-0,21	0,08
	XY_Walec_10	0,09	0,07	0,15	0,24	0,17	0,04	0,03	0,25	0,39
	Stożek2_10 Oś X	0,04	-0,03	-0,04	-0,10	0,07	-0,05	0,01	-0,09	0,12
	Stożek2_10 Oś Y	-0,09	-0,04	-0,06	0,11	-0,03	-0,02	-0,04	-0,12	-0,08
	XY_Stożek2_10	0,10	0,05	0,07	0,15	0,08	0,05	0,04	0,15	0,14
	Stożek3_10 Oś X	0,00	-0,02	-0,08	0,11	-0,05	0,00	-0,02	-0,04	-0,04
	Stożek3_10 Oś Y	0,11	0,00	0,15	0,03	0,15	0,00	0,05	-0,09	0,04
XY_Stożek3_10	0,11	0,02	0,17	0,11	0,16	0,00	0,05	0,10	0,06	
Odchyłka Prostopadłości	Prostopadłość stożek1	0,05	0,03	0,09	0,03	0,05	0,07	0,11	0,18	0,03
	Prostopadłość walec	0,12	0,03	0,09	0,02	0,05	0,05	0,10	0,10	0,03
	Prostopadłość stożek2	0,09	0,04	0,07	0,03	0,03	0,05	0,06	0,11	0,03
	Prostopadłość stożek3	0,13	0,06	0,04	0,08	0,03	0,06	0,04	0,05	0,03

odlegosci między transferami na poziomie 0



Ryc. 19 Dystanse między transferami dla 4 implantów ustawionych zbieżnie

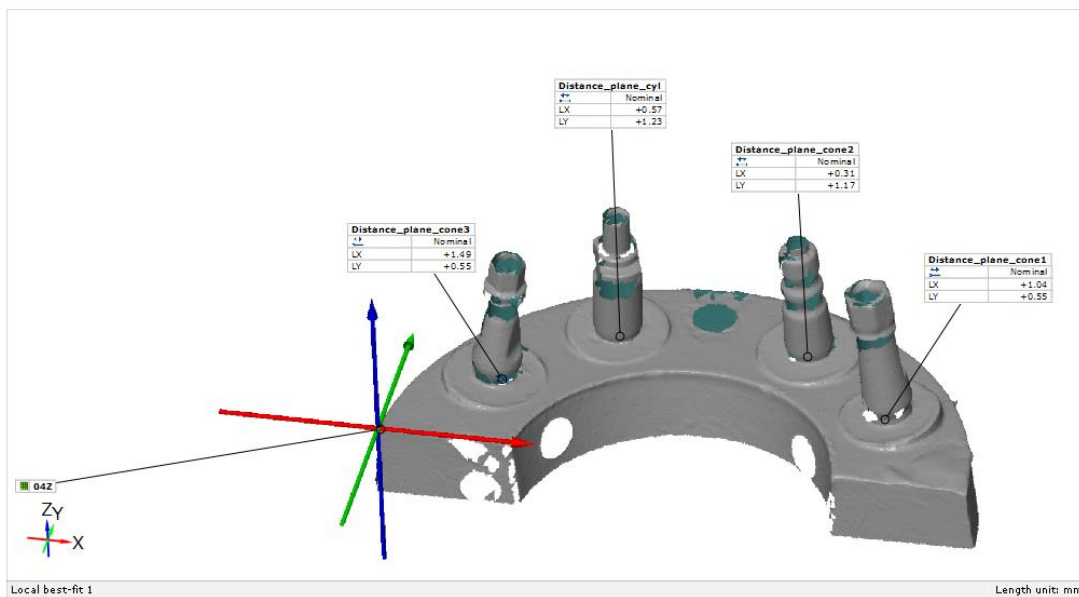
Pozycje osi transferów na płaszczyznach rozbieżnych



2/7

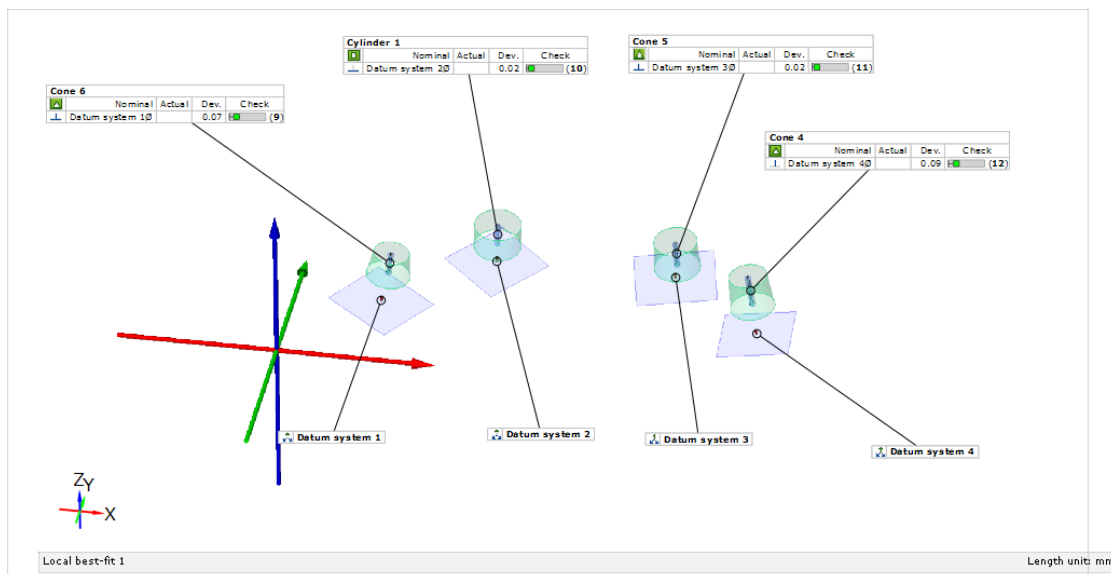
Ryc. 20 Położenie transferów względem układu współrzędnych dla 4 implantów ustawionych rozbieżnie

odchyłka odległości położenia osi transferów na płaszcz dziaśłai na wys 10



Ryc. 21 Odchyłki położenia transferów na poziomie 10mm dla 4 implantów ustawionych zbieżnie

Prostopadlosć



Ryc. 22 Skonstruowane na transferach odpowiednio walec i stożki 1-3 oraz wyznaczona prostopadłość osi walca i stożków względem płaszczyzn nominalnych dla 4 implantów ustawionych zbieżnie

7 ROZKŁAD DANYCH DO PORÓWNAŃ STATYSTYCZNYCH

Tabela 7 Rozkład danych do porównań statystycznych bez cech krytycznych dla 3 implantów

Element				
Model	rodzaj masy	metoda wyciskowa	blokowanie implantów	rozmieszczenie implantów
EK0K3P	ek	o	k	p
EK0S3P	ek	o	s	p
EK3FK3P	ek	3f	k	p
EKZ3P	ek	z		p
IM0K3P	im	o	k	p
IM0S3P	im	o	s	p
IM3FK 3P	im	3f	k	p
IMZ 3P	im	z		p
EK0K 3R	ek	o	k	roz
EK0S 3R	ek	o	s	roz
EK3FK 3R	ek	3f	k	roz
EKZ3R	ek	z		roz
IM0K 3R	im	o	k	roz
IM0S 3R	im	o	s	roz
IM3FK 3R	im	3f	k	roz
IMZ 3R	im	z		roz
EK0K 3Z	ek	o	k	zb
EK0S 3Z	ek	o	s	zb
EK3FK 3Z	ek	3f	k	zb
EKZ3Z	ek	z		zb
IM0K 3Z	im	o	k	zb
IM0S 3Z	im	o	s	zb
IM3FK 3Z	im	3f	k	zb
IMZ 3Z	im	z		zb
3-p-COS	COS	COS	COS	p
3-r-COS	COS	COS	COS	r
3-z-COS	COS	COS	COS	zb

Tabela 8 Rozkład danych do porównań statystycznych bez cech krytycznych dla 4 implantów

Element				
Model	rodzaj masy	metoda wyciskowa	blokowanie implantów	rozmieszczenie implantów
EK0K 4P	ek	o	k	p
EK0S 4P	ek	o	s	p
EK3FK 4P	ek	3f	k	p
EKZ4P	ek	z		p
IM0K 4P	im	o	k	p
IM0S 4P	im	o	s	p
IM3FK 4P	im	3f	k	p
IMZ 4P	im	z		p
EK0K 4R	ek	o	k	roz
EK0S 4R	ek	o	s	roz
EK3FK4R	ek	3f	k	roz
EKZ4R	ek	z		roz
IM0K 4R	im	o	k	roz
IM0S 4R	im	o	s	roz
IM3FK 4R	im	3f	k	roz
IMZ 4R	im	z		roz
EK0K4Z	ek	o	k	zb
EK0S4Z	ek	o	s	zb
EK3FK4Z	ek	3f	k	zb
EKZ4Z	ek	z		zb
IM0K4Z	im	o	k	zb
IM0S 4Z	im	o	s	zb
IM3FK 4Z	im	3f	k	zb
IMZ 4Z	im	z		zb
4-p-COS	COS	COS	COS	p
4-r-COS	COS	COS	COS	r
4-z-COS	COS	COS	COS	zb