

lek. dent. Hubert Kardach

Analiza wartości pomiarów ortodontycznych wykonanych na modelach gipsowych oraz modelach cyfrowych 3D

Rozprawa na stopień naukowy doktora nauk medycznych i nauk o zdrowiu
w dyscyplinie nauki medyczne

Promotor: dr hab. n. med. Barbara Biedziak
Promotor pomocniczy: dr n. med. Anna Szponar-Żurowska



Kolegium Nauk Medycznych
Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Poznań 2021

*Pragnę złożyć serdeczne podziękowanie
Pani dr hab. n. med. Barbarze Biedziak za nieocenioną pomoc,
cenne uwagi, liczne wskazówki merytoryczne oraz kliniczne,
które umożliwiły przygotowywanie pracy doktorskiej
oraz za ukierunkowanie mojego rozwoju naukowego i zawodowego.*

*Składam serdeczne podziękowania
Pani dr n. med. Annie Szponar-Żurowskiej
za poświęcony czas, pomoc oraz konsultacje merytoryczne
w celu realizacji niniejszego projektu badawczego.*

Pracę dedykuję mojej Żonie Ewelinie

Spis treści

Wykaz skrótów	5
1. Wstęp i przegląd piśmiennictwa	6
1.1. Diagnostyka radiologiczna w ortodoncji	6
1.2. Nieinwazyjne metody obrazowania w ortodoncji	10
1.3. Modele ortodontyczne	13
2. Cel badań	17
3. Materiał i metody	18
3.1. Materiał	18
3.2. Metody	19
3.2.1. Charakterystyka badania	19
3.2.2. Pomiary ortodontyczne	21
3.2.2.1. Pomiary zębowe	22
3.2.2.2. Pomiary liniowe na łukach zębowych	26
3.2.3. Analiza statystyczna	35
4. Wyniki	37
4.1. Wyniki pomiarów zębowych wykonanych na modelach gipsowych	37
4.2. Wyniki pomiarów liniowych wykonanych na modelach gipsowych	43
4.3. Wyniki pomiarów zębowych wykonanych na modelach cyfrowych	47
4.4. Wyniki pomiarów liniowych wykonanych na modelach cyfrowych	52
4.5. Analiza porównawcza wartości pomiarów zębowych wykonanych na modelach gipsowych i cyfrowych	56
4.6. Analiza porównawcza wartości pomiarów liniowych wykonanych na modelach gipsowych i cyfrowych	71
5. Dyskusja	73
6. Wnioski	79
7. Streszczenie	80
8. Summary	82
9. Piśmiennictwo	84
10. Spis rycin i tabel	92

Wykaz skrótów

- A pomiar analogowy
- ALARA . as low as reasonably achievable – zasada „tak mało, jak to rozsądnie możliwe”
- C pomiar cyfrowy
- CBCT . . cone beam computer tomography – tomografia komputerowa z wiązką promieniowania w kształcie stożka; tomografia wolumetryczna
- DP-DL . . przednia długość dolnego łuku po stronie lewej
- DP-DP . . przednia długość dolnego łuku po stronie prawej
- DP-GL . . przednia długość górnego łuku zębowego po stronie lewej
- DP-GP . . przednia długość górnego łuku zębowego po stronie prawej
- DT-DL . . tylna długość dolnego łuku po stronie lewej
- DT-DP . . tylna długość dolnego łuku po stronie prawej
- DT-GL . . tylna długość górnego łuku zębowego po stronie
- DT-GP . . tylna długość górnego łuku zębowego po stronie prawej
- FDI . . . Fédération Dentaire Internationale – Światowa Organizacja Dentystyczna
- H wysokość korony klinicznej zęba
- HP wysokość podniebienia
- M-D . . . szerokość mezjalno-dystalna korony klinicznej zęba
- p poziom istotności – p-value, probability value
- SD odchylenie standardowe – standard deviation
- SZD-4 . . szerokość przednia łuku dolnego
- SZD-6 . . szerokość tylna łuku dolnego
- SZG-4 . . szerokość przednia łuku górnego
- SZG-6 . . szerokość tylna łuku górnego

1. Wstęp i przegląd piśmiennictwa

1.1. Diagnostyka radiologiczna w ortodoncji

W planowaniu leczenia ortodontycznego konieczna jest właściwa diagnostyka. Korekta zgryzu obejmuje poprawę warunków czynnościowych i morfologicznych narządu żucia z uwzględnieniem oczekiwań pacjentów, które najczęściej związane są z poprawą ustawienia zębów, estetyką uśmiechu oraz atrakcyjniejszym wyglądem twarzy. Nowoczesne metody obrazowania i rozwijające się technologie informatyczne rozszerzają zakres narzędzi diagnostycznych w medycynie a także w ortodoncji. Dzięki nim naukowcy i lekarze mogą korzystać ze sprzętów przeznaczonych do diagnozowania 3D struktur ludzkiego ciała. Pozwalają one precyzyjnie określić rodzaj i nasilenie zaburzenia oraz ustalić postępowanie lecznicze poprzez dodatkowe pomiary przestrzenne takie jak: głębokość, objętość czy pole powierzchni zakrzywionej [Różyło-Kalinowska I., 2015].

Przełomowym okresem w rozwoju medycyny było odkrycie promieni rentgenowskich przez W. C. Roentgena [Forrai J., 2007, Frommer H., 2002]. Otworzyło to nową erę w diagnostyce i leczeniu. Zarówno w medycynie, jak i stomatologii, promieniowanie rentgenowskie jest powszechnie wykorzystywane do uzyskiwania zdjęć rentgenowskich, prześwietleń czy rentgenowskiej tomografii komputerowej, które pozwalają m.in. na szczegółowe obrazowanie oraz diagnostykę wewnętrznych struktur poszczególnych narządów [Różyło T, 2015; Czajkowski M., 2019].

W ortodoncji stosuje się różne rodzaje zdjęć z wykorzystaniem promieniowania rentgenowskiego. Są to: zdjęcia zewnątrzustne, czyli takie, w których detektor promieniowania rentgenowskiego umieszczony jest poza jamą ustną, oraz wewnątrzustne, w których detektor promieniowania znajduje się w jamie ustnej pacjenta podczas wykonywania zdjęcia. Do zdjęć wewnątrzustnych zaliczamy: zdjęcia zębowe, skrzydłowo-zgryzowe i zgryzowe. Najprostsze jest zdjęcie zębowe, stosowane w diagnostyce pojedynczych zębów. Zdjęcie to obejmuje swoim zasięgiem kilka sąsiednich zębów jednego łuku, obrazując tkanki koron i korzeni oraz tkanki kostnej okołowierzchołkowej. Zdjęcia skrzydło-

wo-zgryzowe ukazują równocześnie tkanki koron górnych i dolnych zębów oraz tkanki sąsiadującego z nimi przyzębia brzeżnego [Podsiadło-Urban G. i wsp., 2011]. Służą do diagnostyki wczesnych ognisk próchnicowych szczególnie w okolicach międzyzębowych oraz do analizy stanu przyzębia brzeżnego [Różyło-Kalinowska I. i wsp., 2002; Krasny K. i wsp., 2000]. Zdjęcia zgryzowe wykonywane są z detektorem promieniowania położonym w płaszczyźnie zgryzu. Mogą obrazować struktury szczęki lub żuchwy w zależności od kierunku padania promienia centralnego. Zdjęcia zgryzowe przydatne są w rozpoznawaniu i w analizie topografii zębów zatrzymanych, nadliczbowych czy dodatkowych. Umożliwiają także ocenę tkanek przyzębia okołowierzchołkowego [Kulczyk T., 2004; Estrela C. i wsp., 2008].

Zdjęcia rentgenowskie zewnątrzustne wykorzystywane w ortodoncji to zdjęcia pantomograficzne i teleradiograficzne głowy [Malisz P. et. Al., 2014]. Umożliwiają one obrazowanie zakrzywionych struktur twarzoczaszki w dwóch płaszczyznach [Granlund i wsp., 2012;] Zdjęcie pantomograficzne jest obrazem warstwowym szczęki i żuchwy uzyskanym przez synchroniczny obrót wokół głowy pacjenta lampy rentgenowskiej i detektora promieniowania. Oba elementy układu lampa i detektor znajdują się poza jamą ustną pacjenta. Już w latach dwudziestych i trzydziestych XX wieku podejmowano na świecie prace nad rozwojem techniki zdjęć pantomograficznych [Helmrot E. i wsp., 2010; Beneyto i wsp., 2007]. Wkład w tym temacie ma też Polak dr Edward Matuszek, który przedstawił „Metodę zdjęć warstwowych o dowolnej krzywiznie lub załamaniu powierzchni przekroju” [Malisz P., 2008]. Schemat techniki wykonywania badań pantomograficznych opracował w 1949 roku Yrjö Vell Paatero [Paatero., 1948]. Dziesięć lat później zastosowano po raz pierwszy w stomatologii ortopantomograf – aparat, w którym ruch obrotowy odbywał się wokół trzech osi. W aparatach tych możliwy jest zmienny tor ruchu układu lampa rentgenowska – detektor promieniowania, dzięki czemu warstwa obrazu precyzyjniej odwzorowuje krzywiznę łuku zębowego. Zdjęcie pantomograficzne jest zdjęciem tomograficznym, czyli warstwowym, w którego technice wykonania wykorzystuje się zasadę skanografii. Wąska wiązka promieniowania rentgenowskiego przemieszcza się po badanym obiekcie a detektor w formie linijki przesuwana się prostopadle do swojej długiej osi. W rezultacie otrzymujemy obraz, na którym bardzo precyzyjna wybrana jest warstwa, a struktury położone poza nią mogą być nieostre lub rozmazane [Rondon R. i wsp., 2014]. Zdjęcie pantomograficzne pozwala na jednoczesne zobrazowanie żuchwy, stawów skroniowo żuchwowych, podniebienia twardego, zatok szczękowych, szczęki i zębów [White SE i wsp., 2004].

Rozwój technologiczny aparatów pantomograficznych skierowany jest na skrócenie czasu badania, redukcję dawki promieniowania oraz zwiększenie jakości obrazu. W nowoczesnych aparatach czas ekspozycji ulega ograniczeniu do 6–7 sekund co minimalizuje dyskomfort pacjenta oraz zmniejsza dawkę efektywną promieniowania. Tradycyjne aparaty posiadające kasetę z błoną rentgenowską zastępowane są przez aparaty cyfrowe, w których detektorem jest kasetka z płytą pamięciową – radiografia pośrednia lub cyfrowy detektor – radiografia bezpośrednia [Mehta S. i wsp., 2017]. Cyfrowe obrazy pantomograficzne dzięki dedykowanym oprogramowaniom mogą być modyfikowane na indywidualne potrzeby diagnostyczne, wielokrotnie powielane, przesyłane i archiwizowane w postaci plików komputerowych. W nowoczesnych aparatach pantomograficznych można uzyskać wiele sąsiadujących ze sobą równoległych warstw i połączyć w jeden obraz wybrane, najbardziej ostre fragmenty tych warstw, uzyskując obraz o doskonałej jakości [Helmrot E. i wsp., 2010].

Zdjęcie teleradiograficzne głowy jest dwuwymiarowym obrazem odzwierciedlającym wzajemne relacje struktur w wymiarze pionowym i przednio-tylnym na zdjęciach teleradiograficznych bocznych głowy i w wymiarze poprzecznym na zdjęciu teleradiograficznym wykonanym w położeniu tylnoprzodnym głowy pacjenta [Lundstrom A. i wsp., 1995]. Dzięki pracom badaczy Hofratha i Broadbenta, którzy opracowali zasady analizy profilu twarzy nastąpił dalszy rozwój cefalometrii [Broadbent B. i wsp., 1975]. Cefalometria stanowi podstawowe narzędzie ortodontyczne stosowane w diagnostyce, planowaniu leczenia, oceny jego efektywności czy prognozowaniu wzrostu pacjenta. Dzięki analizie struktur twarzowej części czaszki określić można możliwości, ale również granice terapii ortodontycznej. Analiza cefalometryczna pozwala przeprowadzić ocenę morfologiczną wzajemnych struktur zębowych, wyrostkowych i kostnych i ich relację z tkankami miękkimi profilu twarzy. Pozwala lekarzowi zdiagnozować wady szkieletowe, czyli takie które dotyczą zaburzeń kostnych szczęki i żuchwy i różnicować je z wadami zębowo-wyrostkowymi, w których główny problem dotyczy uzębienia i wyrostka zębodołowego szczęki oraz części zębodołowej żuchwy [Sobieska E. i wsp., 2019, Proffit WR, 2009]. Niektórzy klinicyści wykorzystują dodatkowo zdjęcia teleradiograficzne boczne głowy do oceny dojrzałości kręgów szyjnych u pacjentów rosnących i na tej podstawie dokonują analizy dojrzałości szkieletowej pacjenta, czasu wystąpienia skoku wzrostowego czy zakończenia wzrostu. Na podstawie tej analizy określają optymalny czas dla wdrożenia leczenia ortodontycznego [Baccetti T i wsp., 2002, Perinetti G i wsp., 2017]. W ortodoncji najczęściej stosowana jest analiza wykorzystująca cefalogram

boczny w celu oceny relacji struktur twarzoczaszki w wymiarze pionowym i przednio-tylnym. Istnieje wiele systemów analizy cefalometrycznej [Różyło T, 2015]. Większość z nich skupia się na pięciu głównych elementach głowy: mózgowiczaszki i podstawie czaszki, kości szczęki, kości żuchwy, zębów oraz wyrostka zębodołowego szczęki czy części zębodołowej żuchwy. Wyznaczenie punktów i linii orientacyjnych oraz dokonywanie pomiarów cefalometrycznych może być przeprowadzone na odręcznym obrysie radiogramu przy użyciu kalki ortodontycznej, ołówka i negatoskopu. We współczesnej ortodoncji coraz częściej metoda ta wypierana jest przez programy komputerowe, dzięki którym analizy dokonuje się na ekranie monitora wyświetlającego zdjęcie w wersji cyfrowej [Walecki J. i wsp., 2006; Swennen G. i wsp., 2006; Sun L. i wsp., 2015; Ludlow J. i wsp., 2009]. Współcześnie wykorzystywane są także sztuczne sieci neuronowe do precyzyjnego wyznaczania zdefiniowanych punktów referencyjnych analizy cefalometrycznej minimalizując tym samym czas lekarza przeznaczony na ten element diagnostyki ortodontycznej [Peilin L. i wsp., 2019].

Przez ostatnie lata metody diagnostyczne znacząco ewaluowały od obrazowania 2D, poprzez obrazy 3D do obrazowania 4D – przestrzennego trójwymiarowego obrazowania w czasie rzeczywistym. Odzworowanie struktur twarzy w trzech płaszczyznach może odbywać się z użyciem skanerów wewnątrzustnych, skanerów do twarzy czy tomografii komputerowej. Popularność w różnych dziedzinach stomatologii w tym w ortodoncji zyskuje tomografia wolumetryczna wiązki stożkowej – Cone Beam Computed Tomography, CBCT. Rozwój tej metody diagnostycznej w diagnozowaniu struktur twarzoczaszki zawdzięczamy pracom naukowców z Japonii [Arai Y. i wsp., 1999] oraz Włoch [Mozzo P. i wsp., 1998].

Tomografia komputerowa CBCT oparta jest na promieniowaniu X emitowanym w kształcie stożka, a nie w postaci wachlarza typowej dla konwencjonalnej tomografii komputerowej [Mozzo i wsp., 1998; Sukovic P., 2003; Farman A. i wsp., 2009; Miracle A. i wsp., 2009; De Vos W. i wsp., 2009; Krzyżostaniak J. i wsp., 2010]. Wykorzystywany jest tu dwuwymiarowy detektor. Ruch obrotowy lampy i detektora wokół obiektu o 180° lub o 360° umożliwia szybkie skanowanie i pozyskanie danych niezbędnych do rekonstrukcji dwu- lub trójwymiarowych obrazów. Badanie odbywa się najczęściej w pozycji stojącej lub siedzącej i przypomina badanie pantomograficzne. Obszar skanowania może mieć różną wielkość – czyli objętość wyznaczoną przez promień kuli lub promień i wysokość walca, stąd nazwa obrazowanie wolumetryczne [Miszczuk K. i wsp., 2012]. Badanie może swoim zasięgiem obejmować różny obszar – od kilku zębów po całą twarzoczasz-

kę. Po badaniu otrzymuje się wielopłaszczyznowy obraz w rozmiarach rzeczywistych, który zostaje zarejestrowany cyfrowo, a dane gromadzone za pomocą formatu DICOM. Dużą zaletą badania wolumetrycznego jest fakt, że dawka efektywna promieniowania pochłaniana przez pacjenta stanowi dawkę zbliżoną do tej jaka emitowana jest podczas wykonywania zdjęcia pantomograficznego [Owecka M. i wsp., 2012]. Zmniejszenie dawki promieniowania, poprawa rozdzielczości i jej dostosowanie do obrazowania struktur zębów i twarzy przyczyniło się do rozwoju tej metody diagnostycznej we wszystkich dziedzinach stomatologii. Tomografia CBCT wykorzystywana jest jako precyzyjne narzędzie w diagnostyce i planowaniu terapii oraz kontroli wyników leczenia szczególnie w chirurgii szczękowo-twarzowej, chirurgii stomatologicznej i implantologii czy ortodontcji. W ortodontcji badanie przy użyciu CBCT znalazło szczególne zastosowanie do oceny lokalizacji zębów zatrzymanych czy dodatkowych, których precyzyjna topografia na dwuwymiarowych zdjęciach rentgenowskich nie jest możliwa [Kau C. i wsp., 2005; Hechler S., 2008]. Ponadto można dodatkowo przeprowadzić analizę struktur bliskich, w tym ocenę stanu korzeni zębów sąsiadujących z zębem zatrzymanym. Badanie za pomocą spiralnej tomografii komputerowej wykorzystywane jest również do analizy stopnia zniekształceń twarzoczaszki, badania asymetrii w budowie kości, rozszczepów podniebienia czy zespołów I i II łuku skrzelowego [Ziegler C. i wsp., 2002; Pelinsari L. i wsp., 2012; Popat i wsp., 2010]. Znamienne jest to, że podczas badania CBCT otrzymuje się również dowolne przekroje w skali 1:1, dzięki czemu można między innymi dokonać szczegółowej analizy cefalometrycznej [Ludlow J i wsp., 2009].

1.2. Nieinwazyjne metody obrazowania w ortodontcji

Obrazowanie jest jednym z najważniejszych narzędzi diagnostycznych lekarzy ortodontów wykorzystywanym do oceny i rejestrowania wielkości i kształtu struktur twarzoczaszki. Współcześnie rutynowe techniki dwuwymiarowego obrazowania statycznego są zastępowane obrazowaniem trójwymiarowym dającym możliwość oceny głębokości struktur. Obrazowanie 3D zostało opracowane na początku lat 90-tych i ulega dalszym intensywnym modyfikacjom [Udupa i wsp., 1991]. Wprowadzenie nowoczesnych odtwarzalnych technologii obrazowania umożliwiło opracowanie nowych narzędzi do oceny morfologii twarzy i dokładnego planowania leczenia szczególnie powiązanego z chirurgią ortognatyczną. Technologie te są przeznaczone do obrazowania określonych

tkanek, takich jak twarz, szkielet i mięśnie. Technologie te mogą być nieinwazyjne np. przy użyciu rezonansu magnetycznego, ultradźwięków, światła widzialnego i lasera lub inwazyjne opierające się o promieniowanie rentgenowskie. Pierwsze technologie obrazowania cyfrowego przyjęte przez ortodontę obejmowały fotografię, zdjęcie pantomograficzne, cefalometrię i obrazowanie tkanek okołowierzchołkowych. Miękkie i twarde tkanki twarzy oraz uzębienie to 3 główne elementy, zwane także triadami, szczegółowo analizowane w ortodontacji i chirurgii ortognatycznej [Plooi J. i wsp., 2011]. Dlatego obrazowanie tych struktur jest jednym z ważnych narzędzi diagnostycznych dla klinicystów w podejmowaniu decyzji o sposobie leczenia [Mavili M. i wsp., 2007]. Obrazowanie 3D twarzy w technikach nieinwazyjnych z wykorzystaniem światła widzialnego czy lasera zyskuje coraz większą popularność. Skanery do twarzy odwzorowują trójwymiarową topografię anatomii powierzchni twarzy. Dzięki tym obrazom możliwe jest automatyczne rozpoznawanie punktów pomiarowych twarzy, dokonywanie pomiarów liniowych oraz kątowych po obu stronach twarzy a także dostępny stał się nowy pomiar – analiza bryły – poprzez badanie wklęsłości, wypukłości czy pola powierzchni danej struktury. Precyzyjna analiza wskaźników symetrii i proporcji twarzy sprawia, że technologia skanowania jest stosowana także w chirurgii plastycznej, chirurgii rekonstrukcyjnej, genetyce medycznej i badaniach antropometrycznych. Obrazy połączone z oprogramowaniem dostarczają cennych metod dokładnej trójwymiarowej dokumentacji klinicznej oraz obiektywnej analizy jakościowej i ilościowej ludzkiej twarzy. Dzięki technologii 3D uzyskuje się odwzorowanie kolorów ludzkiej twarzy w wysokiej rozdzielczości bez bezpośredniego z nią kontaktu lub ryzyka dla pacjentów [Miyamoto J. i wsp., 2010]. Laserowe skanery 3D oparte są na triangulacji trygonometrycznej. Rzutuują punkt lub linię laserową na obiekt, a następnie rejestrują jego odbicie za pomocą czujników. Zaletami skanowania laserowego są rozdzielczość i dokładność sięgająca dziesiątek mikrometrów. Jednak ta technika ma także kilka wad w skanowaniu 3D. Należy zaznaczyć, że na jakość procesu skanowania wpływ mają właściwości analizowanej powierzchni. Dlatego bardzo jasne lub przezroczyste powierzchnie mogą być bardzo trudne do wychwycenia co powoduje trudności w rozpoznawaniu punktów orientacyjnych z powodu koloru powierzchni [Baumrind S., 1991]. Ponadto procedura może być na tyle wolna, że na skanowanym obrazie występować będą zniekształcenia. Podczas obrotu skanera wokół głowy pacjenta, pacjenci powinni pozostawać w bezruchu przez minutę lub dłużej. Ze względu na potencjalny ruch pacjenta i problemy związane z bezpieczeństwem używania urządzeń laserowych, takie jak wystawianie oczu na wiązkę laserową, szczególnie u dzie-

ci, technologia ta zastępowana jest techniką światła strukturalnego [Fechteler P. i wsp., 2007]. Technologia z użyciem światła strukturalnego opiera się również na triangulacji trygonometrycznej, ale zasada działania polega na rzutowanie wzoru światła na obiekt, który ma zostać zdigitalizowany, a nie na linię lasera (lub punkt). Wzór światła najczęściej składa się z szeregu pasm, które są emitowane przez projektor a system czujników analizuje kształt wzoru światła i oblicza odległość z każdego punktu pola widzenia. [Paddock S. i wsp., 2014].

Rozwinięciem tej techniki jest stereofotogrametria, która pozwala na otrzymanie rekonstrukcji modelu twarzy z analizy dwóch lub więcej obrazów fotograficznych uzyskanych z różnych pozycji [Hajeer M. i wsp., 2002]. W 1967 roku po raz pierwszy zastosowano kliniczną fotogrametrię stereoskopową opisaną przez Thalmanna-Degana trzydzieści lat wcześniej i zarejestrowano zmiany zachodzące na twarzy pacjentów w wyniku leczenia ortodontycznego [Burke P. i wsp., 1967]. Ras i wsp. opracowali system, który analizuje współrzędne 3D dowolnych wybranych punktów orientacyjnych na twarzy [Ras F. i wsp., 1996]. System ten zawiera 2 zsynchronizowane kamery półmetryczne zainstalowane na statywie w odległości 50 cm między nimi, które umieszczone są zbieżnie pod kątem 15 stopni [Larheim T., 1995].

We współczesnym leczeniu ortodontycznym opartym na modelu biologicznym zmienność cech fizycznych jest akceptowana jako forma naturalna, bezpośrednio powiązana z wiekiem pacjenta. Osiągnięcie idealnej okluzji staje się raczej wyjątkiem niż regułą, a ortodonta i natura często są przeciwnikami. Zadaniem lekarza ortodonta jest osiągnięcie takich efektów okluzyjnych i zmian w wyglądzie twarzy, które przyniosą największe indywidualne korzyści dla pacjenta, dla którego estetyka jest często elementem najważniejszym [Ackerman J. i wsp., 1998]. Ponieważ tkanki miękkie w dużej mierze determinują ograniczenia leczenia ortodontycznego, zarówno z punktu widzenia funkcji, stabilności leczenia, jak i estetyki, lekarz ortodonta planuje leczenie w granicach adaptacji tkanek miękkich [Ackerman J. i wsp., 1997]. Ten ważny paradygmat dotyczący roli tkanek miękkich w diagnostyce i planowaniu leczenia kładzie nacisk na kliniczne badanie funkcji i estetyki tkanek miękkich w większym zakresie niż miało to miejsce wcześniej i stymuluje rozwój technologiczny w tym obszarze [Ackerman J. i wsp., 2018].

Dalszy rozwój technik skanowania twarzy pozwala rejestrować także jej dynamikę (4D Facial Dynamics). Systemy te służą do oceny funkcji twarzy w połączeniu z naturalnymi ruchami głowy, ruchami czynnościowymi i wynikami zmian mimiki u pacjentów poddawanych leczeniu i interwencjom chirurgicznym [Burt A. i wsp., 2020].

Ludzka twarz jest w stanie wykonywać unikalne mikroekspresje, które mogą mieć bardzo małą intensywność i trwać krócej niż 0,04 sekundy. Ocena animacji twarzy może być istotną częścią diagnozy ortodontycznej i oceny nieprawidłowości budowy twarzoczaszki, wirtualnego planowania chirurgicznego i analizy wyników leczenia [Taneva E. i wsp., 2015].

1.3. Modele ortodontyczne

Niezbędnym narzędziem diagnostycznym dla lekarza ortodonta są modele ortodontyczne. Dzięki nim możliwe staje się przeprowadzenie dokładnej analizy wielkości, kształtu i ustawienia zębów, kształtów łuków zębowych czy określenie wzajemnych relacji między nimi. Ponadto na modelach ortodontycznych wykonane są w laboratorium indywidualne aparaty ortodontyczne lub poszczególne ich elementy [Premkumar, 2015].

W celu stworzenia modelu ortodontycznego należy najpierw pobrać wycisk górnego i dolnego łuku zębowego w jamie ustnej pacjenta. Wyciski takie są niejako negatywem, który precyzyjnie odzwierciedla dany obszar jamy ustnej. Tworzone są poprzez wprowadzenie do jamy ustnej pacjenta specjalnej masy wyciskowej. W tym celu stosuje materiały o określonych właściwościach: nieszkodliwość dla tkanek jamy ustnej, prostej technice zarabiania, przyjemnym smaku i zapachu podnoszącym komfort procedury dla pacjenta, łatwości wprowadzania i wyjmowania z jamy ustnej, kontrolowanym czasie wiązania, precyzyjności odwzorowania danego rejonu jamy ustnej, utrzymaniu kształtu przez określony czas i wytrzymałości mechanicznej zapewniającej wykonanie modelu, swobodnym uwolnieniu z modelu czy kompatybilności z materiałami odlewowymi. Masy wyciskowe wprowadza się do jamy ustnej na łyżkach wyciskowych, których wielkość i kształt powinny być dostosowane do warunków anatomicznych jamy ustnej pacjenta. Dysponując bardzo precyzyjnym wyciskiem można następnie wykonać na jego podstawie model gipsowy. Będzie on stanowił tak zwany pozytyw, co oznacza, iż odzwierciedli wygląd danego obszaru jamy ustnej pacjenta. Tego rodzaju model wykonuje się poprzez wypełnienie wycisku odpowiednim rodzajem gipsu, uzyskując w ten sposób model prezentujący łuki zębowe pacjenta w skali 1:1 [Staley i wsp., 2012]. Wykonuje się dwa rodzaje modeli gipsowych: robocze oraz diagnostyczne. Modele robocze stanowią podłoże do laboratoryjnego wykonania aparatów ortodontycznych. Te drugie dzieli się z kolei na modele początkowe, które wykonywane są przed rozpoczęciem terapii i przede

wszystkim mają służyć do diagnostyki, umożliwić wykonanie odpowiednich pomiarów czy zaplanowanie leczenia. W trakcie leczenia można wykonać także modele pośrednie, aby monitorować przebieg leczenia, a po zakończeniu terapii wykonuje się modele końcowe [Spiechowicz, 2010].

Ortodontyczne modele gipsowe do niedawna stanowiły jedyny dostępny trójwymiarowy nośnik informacji, który dokładnie odzwierciedlał sytuację zgryzową pacjenta. W związku z rozwojem technik komputerowych oraz wprowadzeniem metod skanowania tkanek jamy ustnej możliwe stało się tworzenie trójwymiarowych cyfrowych modeli ortodontycznych [Jedlińska, 2008]. W różnych publikacjach modele ortodontyczne nowej generacji są różnie nazywane przez autorów. Do najczęściej spotykanych określeń zalicza się: wirtualne modele ortodontyczne, cyfrowe modele ortodontyczne, modele 3D, trójwymiarowe modele ortodontyczne, e-modele [Janikowski T. i wsp., 2004; Jerrold L. i wsp., 2006]. Istnieją dwie metody wytworzenia modelu wirtualnego. Do pierwszej z nich zaliczamy technikę bezpośrednią, kiedy podczas badania pacjenta przy pomocy specjalistycznych technik wizualizacji między innymi z wykorzystaniem skanera tomografii komputerowej, skanera rezonansu magnetycznego lub w procesie skanowania wewnątrzustnego z użyciem skanera ręcznego dokonuje się zapisów warunków jamy ustnej w formie pliku. Dla uzyskania pełnego obrazu łuku zębowego wymagane jest skanowanie pięciu obszarów: powierzchni policzkowych, zgryzowych, językowych oraz bliższych i dalszych powierzchni międzyzębowych [Truszkowski M., 2002]. Drugą możliwością jest skanowanie pośrednie, polegające na zeskanowaniu wcześniej wykonanego modelu gipsowego w sposób tradycyjny po pobraniu wycisków w jamie ustnej pacjenta przy użyciu masy wyciskowej lub skanowaniu samych wycisków. W tej metodzie wykorzystywane są procesy skanowania optycznego bezdotykowego za pomocą lasera lub światła białego lub dotykowego piezoelektrycznego. Istnieją również techniki destrukcyjne (zniszczeniowe) polegające na analizie bryły modelu gipsowego przez odsłanianie jej kolejnych przekrojów poprzez ścinanie warstw o ustalonej grubości z równoczesnym ich rejestrowaniem. Obrazowanie warstw dokonywane jest za pomocą skanera i przy pomocy specjalistycznego oprogramowania komputerowego generowany jest cyfrowy zapis modelu [Jaworski S., 2004].

Trójwymiarowe wyciski cyfrowe zostały po raz pierwszy wprowadzone w 1987 roku przez CEREC 1 (Siemens, Monachium, Niemcy) przy użyciu kamery na podczerwień i proszku optycznego rozmieszczonego na powierzchni zębów. Z biegiem lat rozwój sprzętu komputerowego i oprogramowania radykalnie ulepszył technologie czyniąc je

znacznie szybszymi i prostszymi wypierając tradycyjne wyciski z użyciem masy wyciskowej w wielu gabinetach stomatologicznych i ortodontycznych. Wspomagane komputerowo systemy projektowania i wytwarzania (CAD / CAM) oparte są na trzech podstawowych etapach: 1) zbieranie danych i ich digitalizacja; 2) przetwarzanie i projektowanie danych oraz 3) produkcja. Pojawienie się cyfrowych wycisków pozwoliło stworzyć wirtualne modele 3D o wysokiej rozdzielczości [Patzelt S et. al., 2014; Logozzo S. i wsp., 2014]. Odwzorowanie struktur zębów i tkanek je otaczających odbywa się przy użyciu bezdotykowych technologii optycznych. Dzięki temu eliminowane są negatywne aspekty wycisków tradycyjnych, takich jak dyskomfort dla pacjenta, niedokładność czy praca w laboratorium. Choć modele gipsowe od lat są stosowane jako rutynowy zapis dentystryczny do analizy uzębienia, to niemniej jednak mają kilka wad. Są one czasochłonne, przechowywanie ich wymaga dużej przestrzeni, wykazują kruchość, degradację i mogą ulec zniszczeniu przy przenoszeniu. Tak więc cyfrowe modele stanowią alternatywę dla tradycyjnych modeli gipsowych. Ich zalety w diagnostyce ortodontycznej i planowaniu leczenia obejmują łatwy i szybki elektroniczny transfer danych, natychmiastowy dostęp i zmniejszone zapotrzebowanie na miejsce [Kravitz N. i wsp., 2014]. Modele cyfrowe można zintegrować z różnymi systemami zarządzania danymi, zapisami cyfrowymi, wraz z cyfrowymi zdjęciami, radiogramami i fotografiami klinicznymi czy skanami twarzy. Modele cyfrowe można wirtualnie przetwarzać w celu analizowania określonych zębów, kształtu łuku, wielkości stłoczeń lub szpar oraz rodzaju wady zgryzu [Flugge T. i wsp., 2013]. Możliwe są pomiary, takie jak: nagryz poziomy, nagryz pionowy, rozmiar zęba, długość łuku, szerokość łuku czy wskaźniki ortodontyczne. Lekarz może uzyskać cyfrową analizę diagnostyczną, stworzyć obraz jako rezultat zaplanowanego leczenia, wykonać szablony do klejenia pośredniego zamków [Quimby M. i wsp., 2009; Cuperus A. i wsp., 2012]. Modele CBCT można łączyć z modelami cyfrowymi w celu ułatwienia planowania leczenia ortognatycznego, tworzenia szyn chirurgicznych, wprowadzania tymczasowych implantów ortodontycznych czy analizy pozycji zębów zatrzymanych [Wiranto M., i wsp. 2013]. Ponadto, jeśli do wytworzenia aparatu ortodontycznego wymagany jest rzeczywisty model uzębienia, modele cyfrowe można wydrukować w formie druku 3D za pomocą technologii szybkiego prototypowania [Berman B., 2012; Groth C. i wsp., 2014].

Pojawienie się nowych rozwiązań technologicznych stało się przedmiotem badań nad zgodnością i wiarygodnością pomiarów modeli gipsowych i modeli cyfrowych. Pierwsze badania dotyczyły analizy modeli cyfrowych uzyskanych przez skanowanie

modeli gipsowych za pomocą skanera 3D do modeli. Większość badaczy wykazała, że model cyfrowy zeskanowany za pomocą skanera modeli 3D wykazuje dużą dokładność w porównaniu z konwencjonalnymi modelami gipsowymi [Motohashi N. i wsp., 1999; Zilberman O. i wsp., 2003; Flemin P. i wsp., 2011; Rossini G. i wsp., 2016]. Niektórzy badacze podali, że modele cyfrowe zapewniają dokładniejsze zobrazowanie niż model gipsowy [Mullen S. i wsp., 2007]. Jednakże technika ta nie eliminowała trudności klinicznych związanych z wywołaniem odruchu wymiotnego u pacjentów podczas pobierania wycisków. Wprowadzenie skanerów wewnątrzustnych, które eliminowały procedurę wycisków doprowadziło do szybkiego rozwoju wewnątrzustnych modeli cyfrowych. Niektóre badania wykazały, że cyfrowe modele uzyskane drogą bezpośredniego skanowania wewnątrzustnego zapewniają wyższy poziom dokładności w porównaniu do modeli cyfrowych uzyskanych przez skanowanie modeli gipsowych. Jednak tylko nieliczne badania porównujące metodę konwencjonalną a metodą modelowania cyfrowego wykorzystywały modele 3D i interfejs programu analitycznego tego samego producenta [Saleh W. i wsp., 2015; Tomassetti J. i wsp., 2001; Wiranto M. i wsp., 2013; Czarnota J., 2016]. W kilku badaniach wykorzystano inne oprogramowanie do analizy modeli, które nie zostało dostarczone przez producenta skanera [Keating P. i wsp., 2008; Grunheid T. i wsp., 2014; Yilmaz H., i wsp., 2019]. Skłoniło mnie to do podjęcia badań oceny dokładności pomiarów dokonywanych na modelach cyfrowych uzyskanych w procesie skanowania wewnątrzustnego z integralnym oprogramowaniem z tradycyjnymi gipsowymi modelami ortodontycznymi.

2. Cel badań

Głównym celem pracy była ocena przydatności cyfrowych modeli ortodontycznych jako narzędzia diagnostycznego w pracy lekarza ortodonta poprzez analizę porównawczą wartości pomiarów ortodontycznych wykonanych na tradycyjnych modelach gipsowych i modelach wirtualnych.

Cel główny realizowano poprzez następujące cele szczegółowe:

1. Analiza porównawcza wartości pomiarów zębowych – szerokość i wysokość korony klinicznej.
2. Analiza porównawcza wartości pomiarów liniowych przeprowadzonych na łukach zębowych.

3. Materiał i metody

3.1. Materiał

Materiał do badań pozyskano od pacjentów zgłaszających się do leczenia ortodontycznego do Kliniki Wad Rozwojowych Twarzy Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu. Spośród pacjentów wyselekcjonowano grupę badaną, która uwzględniała kryteria włączenia oraz wyłączenia.

Udział pacjentów w projekcie badawczym był dobrowolny, a wszyscy uczestnicy zostali poinformowani o jego przebiegu oraz celowości. Badani podpisali świadomą zgodę pacjenta na udział w projekcie badawczym.

Protokół badań został zatwierdzony przez Komisję Bioetyczną przy Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu stwierdzając, że badania nie nosi cech eksperymentu medycznego i nie wymaga dalszego postępowania Komisji.

Kryteria włączenia do badań:

- uzębienie stałe do drugiego trzonowca włącznie w szczęce oraz w żuchwie,
- wiek powyżej 14. roku życia,
- pacjenci bez wad rozwojowych twarzowej części czaszki,
- brak uszkodzeń mechanicznych i choroby próchnicowej tkanek zębów, brak kamienia nazębnego, brak wypełnień,
- brak uzupełnień protetycznych,
- pacjenci nie byli w trakcie leczenia ortodontycznego,
- świadoma zgoda na udział w badaniu naukowym.

Kryteria wyłączenia do badań:

- uzębienie mleczne, mieszane, częściowe braki zębowe,

- wiek poniżej 14. roku życia,
- pacjenci z wadami rozwojowymi twarzowej części czaszki,
- ubytki próchnicowe, kamień i osad nazębny, wypełnienia wykonane podczas leczenia zachowawczego,
- uzupełnienia protetyczne stałe lub ruchome,
- pacjenci poddani leczeniu ortodontycznemu,
- brak świadomej i dobrowolnej zgody na udział w badaniu naukowym.

Ostatecznie po zastosowaniu wyżej wymienionych kryteriów włączeń i wyłączeń do grupy badanej zakwalifikowano 40 pacjentów. Wykonano 80 kompletów modeli, w tym 40 kompletów modeli gipsowych oraz 40 kompletów modeli cyfrowych. Przedział wiekowy badanej grupy wynosił od 16 do 37 lat. Wśród badanych były 24 kobiety oraz 16 mężczyzn.

3.2. Metody

U każdego pacjenta przeprowadzono wywiad medyczny oraz badanie kliniczne stomatologiczne, pobrano wyciski pod modele gipsowe oraz wykonano skan wewnątrzustny. Pobranie wycisków alginatowych oraz wykonanie skanów u danego pacjenta odbywało się tego samego dnia.

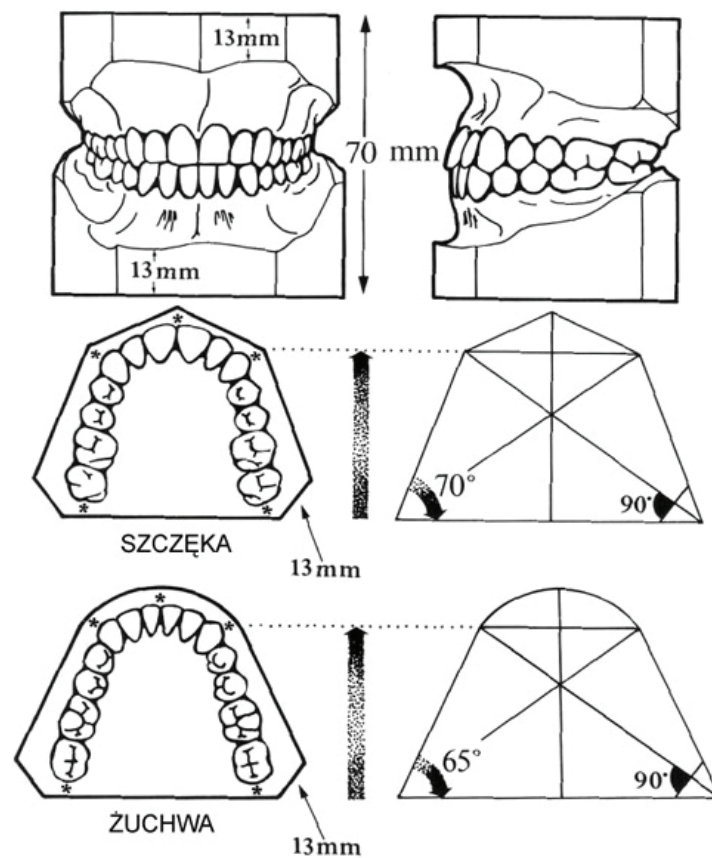
3.2.1. Charakterystyka badania

U wszystkich pacjentów pobrane zostały wyciski anatomiczne przy użyciu jednego rodzaju masy wyciskowej. Wykorzystano do tego celu masę alginatową o nazwie firmowej Kromopan. Każde nowe opakowanie masy alginatowej, przed otwarciem, zostało sprawdzone pod kątem szczelności zamknięcia torebki oraz daty przydatności do użycia.

Wycisk pobierano za pomocą jednorazowej łyżki ortodontycznej o odpowiednim rozmiarze dla pacjenta. Fabrycznie wykonana perforacja łyżek wyciskowych dodatkowo zwiększyła retencję masy wyciskowej.

W kolejnym etapie zabezpieczono wyciski, w środowisku wilgotnym, jak najszybciej, nie przekraczając 2 godzin, transportowano do laboratorium protetycznego. W następnej kolejności odlewano model przy pomocy gipsu protetycznego odlewowego Typ III. Charakteryzujący się kolorem idealnej bieli, wysoką wytrzymałością i niską ekspansją.

W tym samym dniu dokonywano przycięcia cokołów odlewu według zasad wyznaczonych przez Polskie Towarzystwo Ortodontyczny (PTO) (rycina 1). Cokół górny i dolny docinany był indywidualnie dla każdego pacjenta i stanowił wysokość korony klinicznej siekaczy centralnych w szczęce. Cokoły posiadały odpowiednio, dla szczęki, kształt siedmiokąta, a dla żuchwy sześciokąta. Tylna ściana modelu górnego, opracowana była prostopadle, do wcześniej wyznaczonej w nim, płaszczyzny szwu podniebiennego, natomiast ścianę tylną modelu dolnego przycinano odpowiednio do modelu górnego, po uprzednim zestawieniu obu modeli w zgryzie orientacyjnym.



Rycina 1. Schemat przygotowania modeli gipsowych. Źródło: https://www.o3dm.com/img,articles,big,modele_2.jpg

Podczas tej samej wizyty u pacjenta wykonano skan wewnątrzustny przy pomocy urządzenia 3Shape Intraoral Scan TRIOS. Aby procedura została wykonana prawidłowo na wstępie osuszano przy pomocy sprężonego powietrza powierzchnie zębów, a następnie jałową głowicą skanera, rozpoczynając od prawego kwadrantu w szczęce, skanowano uzębienie pacjenta. Dzięki przeprowadzonej czynności uzyskiwano wirtualne modele pacjentów, które archiwizowano w serwerze 3Shape w postaci plików dcm (rycina 2).



Rycina 2. Skaner 3Shape Trios Cart. Źródło: <https://media.3shape.com.imgeng.in/-/media/corporate/product-configurator/trios--3/trios3-pen-wired-cart.png?v=19f6c0a8-8170-4b89-9adf-2e80defec94e>

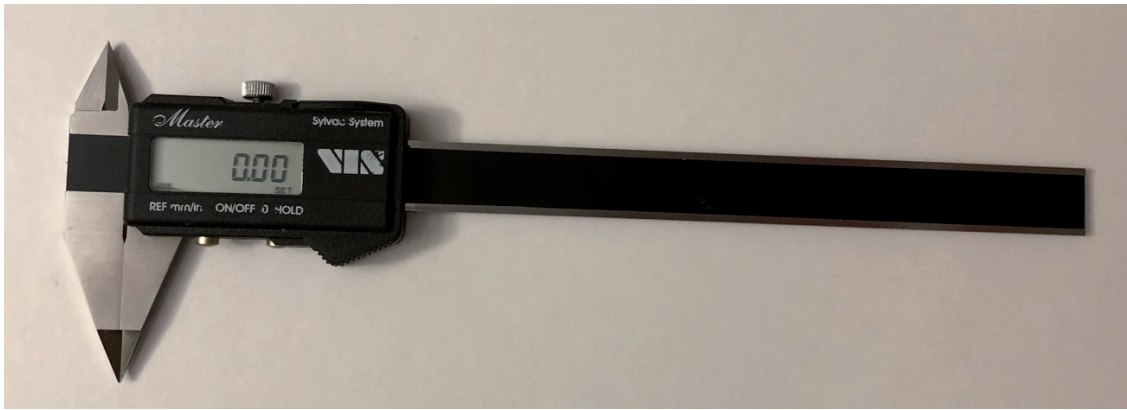
3.2.2. Pomiary ortodontyczne

Podstawową metodą badawczą zastosowaną w pracy było wykonanie pomiarów ortodontycznych. W przypadku modeli diagnostycznych gipsowych pomiary dokonane zostały przy pomocy ręcznej elektronicznej suwmiarki marki FWP VIS S.A. model MAUa Basic, optimum master o zakresie pomiarowym 150 mm, z dokładnością 0,01 mm (rycina 3). Celem zminimalizowania powstania błędu pomiarowego stworzono jednakowe warunki pomiarowe dotyczące oświetlenia pomieszczenia oraz temperatury w nim obecnej.

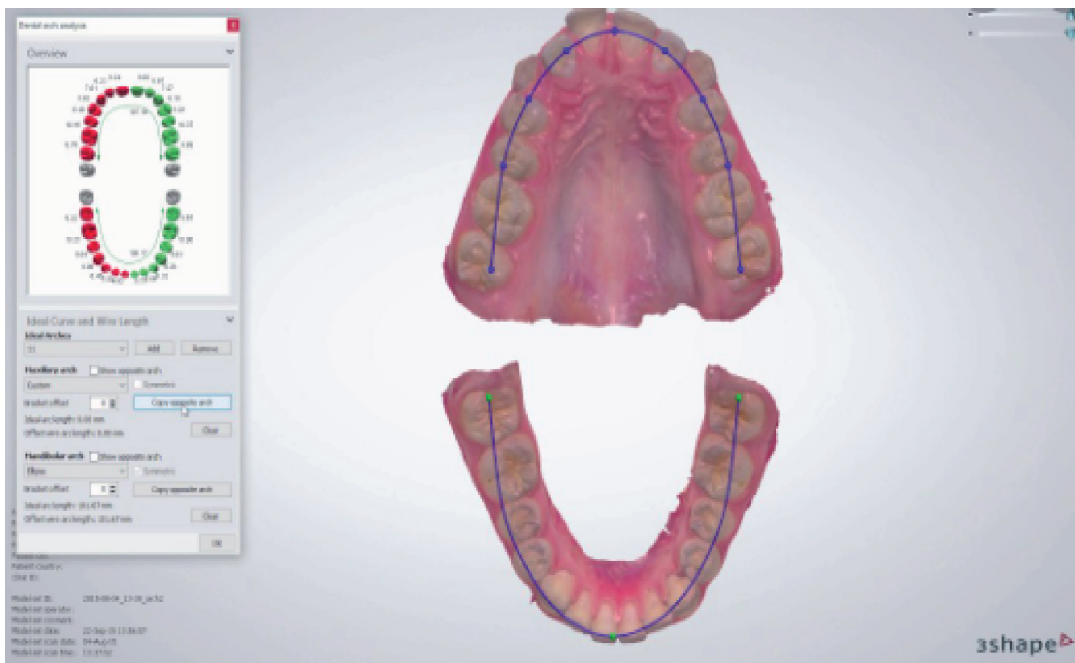
W celu określenia zgodności wykonywanych pomiarów wybrano 10 badanych parametrów, z czego 5 dotyczyło pomiarów zębowych oraz 5 pomiarów liniowych.

Analiza ortodontyczna modeli cyfrowych została wykonana przy użyciu suwmiarki cyfrowej przy zastosowaniu oprogramowania OrthoAnalyzer 3Shape, również z dokładnością 0,01 mm (rycina 4).

W oparciu o badany materiał opracowano 61 parametrów diagnostycznych. Dotyczyły one parametrów zębowych oraz pomiarów liniowych przeprowadzonych na łukach



Rycina 3. Suwmiarka wykorzystana do pomiarów. Źródło: zbiory własne



Rycina 4. Suwmiarka cyfrowa w programie 3Shape OrthoAnalyzer. Źródło: zbiory własne

zębowych w trzech płaszczyznach przestrzennych. Pomiary wykonywane na modelach analogowych/ gipsowych/ oznaczono symbolem A. Natomiast pomiary wykonywane na modelach cyfrowych 3D oznaczono literą C.

3.2.2.1. Pomiary zębowe

Pierwsze 24 parametry (1–24) dotyczyły pomiarów szerokości koron klinicznych poszczególnych zębów (rycina 5). Pomiarami objęto 24 zęby rozpoczynając od pierwszego trzonowca w szczęcie po stronie prawej, mierząc kolejno zęby do pierwszego zęba trzonowego w szczęcie po stronie lewej. Natomiast w żuchwie, pomiar rozpoczynano od

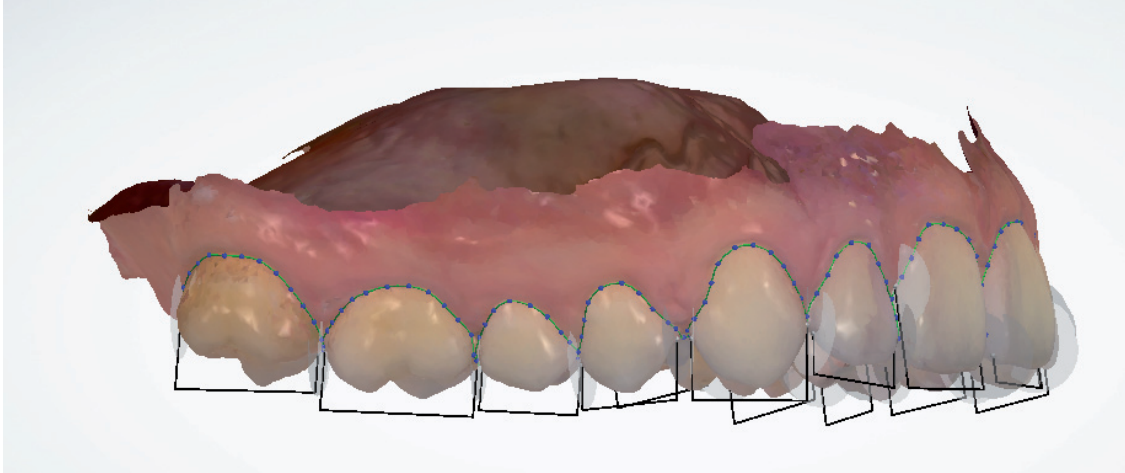


Rycina 5. Pomiar mezjalno-dystalny przy użyciu suwmiarki na modelu gipsowym. Źródło: zbiory własne

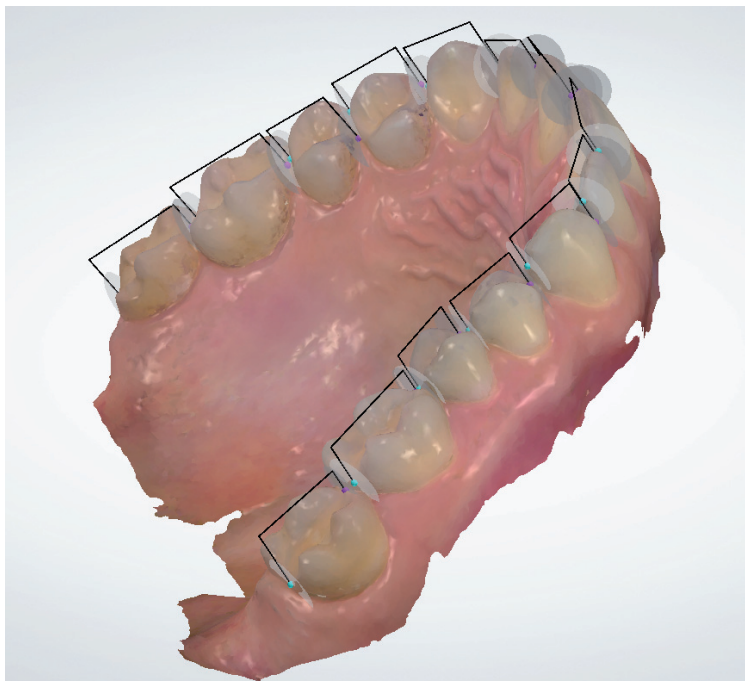
pierwszego zęba trzonowego po stronie lewej kończąc na pierwszym zębie trzonowym po stronie prawej. Mierzono szerokość mezjalno-dystalną każdego zęba w najszerszej odległości między punktami stycznymi. Na zębach siecznych i kłach pomiar wykonywany był na powierzchni wargowej. Na zębach przedtrzonowych i pierwszych trzonowcach pomiar wykonywany był w płaszczyźnie zgryzowej. Ramiona suwmiarki ustawione były równoległe do długiej osi zęba. W przypadku analizy wykonywanej na modelach cyfrowych przy użyciu oprogramowania OrthoAnalyzer 3Shape wyżej wymienione punkty zaznaczano na wirtualnym modelu i łączono w prostej linii mierząc powstały odcinek (ryciny 6, 7).

Kolejne parametry (25–48) stanowiły pomiary wysokości korony klinicznej poszczególnych zębów. We wszystkich grupach zębowych zostały wykonane one na powierzchniach wargowych lub policzkowych. W przypadku siekaczy pomiaru dokonywano pośrodku korony wzdłuż długiej osi zęba od linii dziąsłowej do brzegu siecznego (ryciny 8–11). Na kłach i zębach przedtrzonowych pomiar przeprowadzono od linii

dziąsła do szczytu guzków. Pomiary wysokości koron trzonowców zarówno w szczęce jak i w żuchwie zostały zmodyfikowane ze względu na budowę anatomiczną. Pomiar wykonano w długiej osi zębów trzonowych w bruzdzie policzkowej od linii dziąsła do powierzchni żującej.



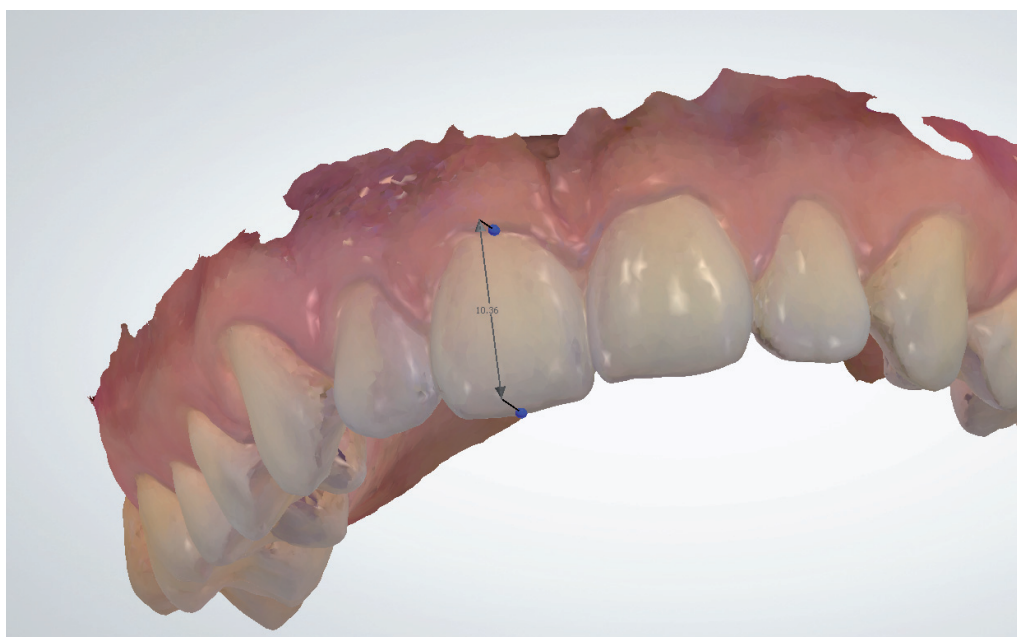
Rycina 6. Pomiary szerokości zębów górnych na modelach cyfrowych. Źródło: zbiory własne



Rycina 7. Pomiary szerokości zębów górnych na modelach cyfrowych. Źródło: zbiory własne



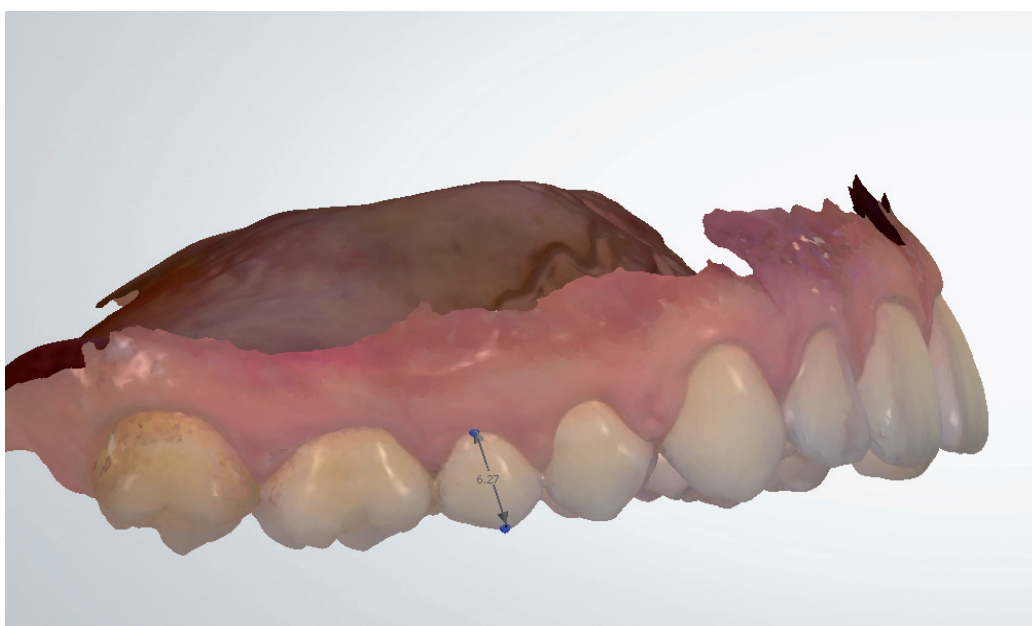
Rycina 8. Pomiar wysokości korony klinicznej przy użyciu suwmiarki na modelu gipsowym. Źródło: zbiory własne



Rycina 9. Pomiar wysokości korony klinicznej przy użyciu oprogramowania Ortho-Analyzer na modelu cyfrowym w odcinku przednim szczęki. Źródło: zbiory własne



Rycina 10. Pomiar wysokości korony klinicznej przy użyciu oprogramowania Ortho-Analyzer na modelu cyfrowym w odcinku przednim żuchwy. Źródło: zbiory własne



Rycina 11. Pomiar wysokości korony klinicznej przy użyciu oprogramowania Ortho-Analyzer na modelu cyfrowym w odcinku bocznym szczęki. Źródło: zbiory własne

3.2.2.2. *Pomiary liniowe na łukach zębowych*

Parametry (49–61) były pomiarami liniowymi poprowadzonymi na łukach zębowych. Dokonano czterech pomiarów długościowych dla szczęki oraz żuchwy (parametry 49–56). W szczęce i żuchwie analizowano dwa odcinki po stronie prawej oraz po stronie lewej. Pierwszy pomiar nazwano przednią długością łuku zębowego i zdefiniowano jako

odległość przyśrodkowego kąta centralnego siekacza do mezjalnej powierzchni pierwszego przedtrzonowca (ryciny 12–14). Natomiast drugi pomiar nazwano tylną długością łuku zębowego zdefiniowano jako odległość przyśrodkowego kąta centralnego siekacza do mezjalnej powierzchni pierwszego zęba trzonowego (ryciny 15–18).

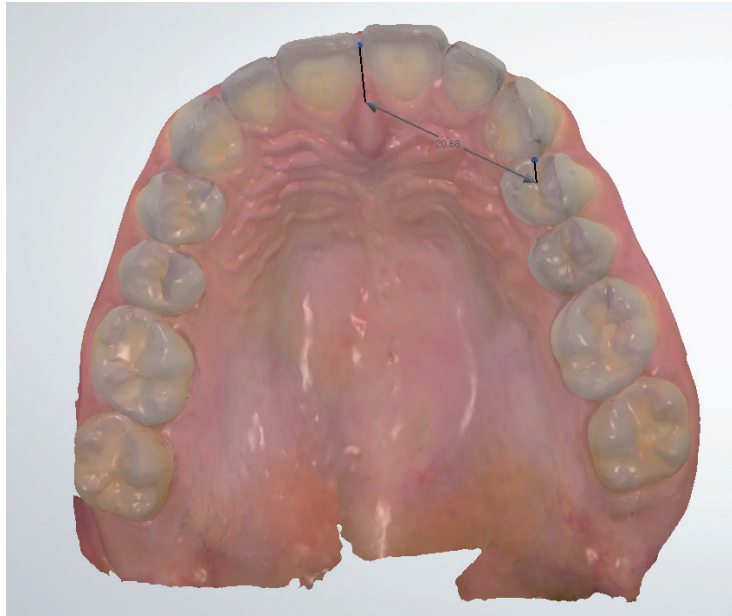
Kolejne 4 parametry (57–60) były to pomiary dotyczące szerokości łuków zębowych. Analizowano pomiar przedniej i tylnej szerokości łuku zębowego. W górnym łuku zębowym punkty pomiarowe znajdowały się na powierzchni podniebiennej pierwszych zę-



Rycina 12. Pomiar przedniej długości po prawej stronie szczęki wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne



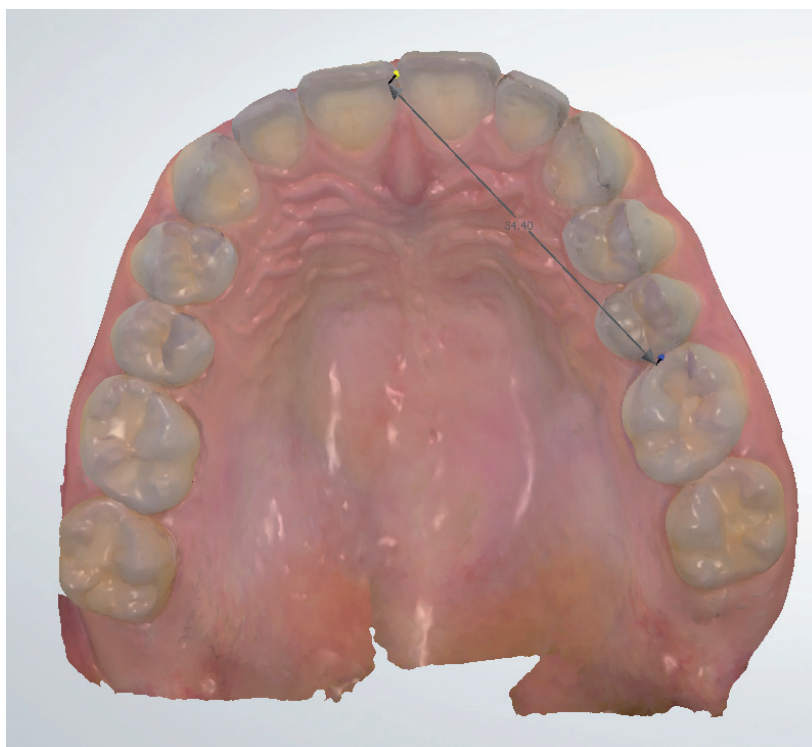
Rycina 13. Pomiar przedniej długości po prawej stronie żuchwy wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne



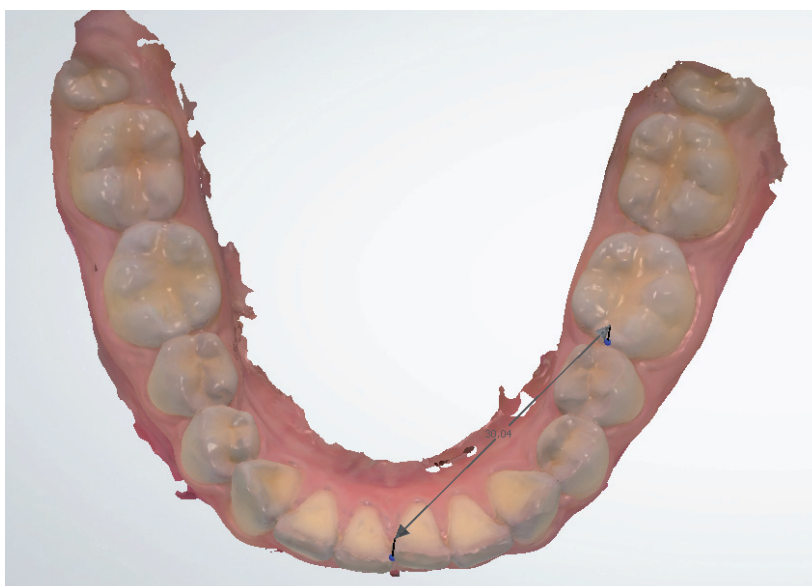
Rycina 14. Pomiar przedniej długości po lewej stronie szczęki wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne



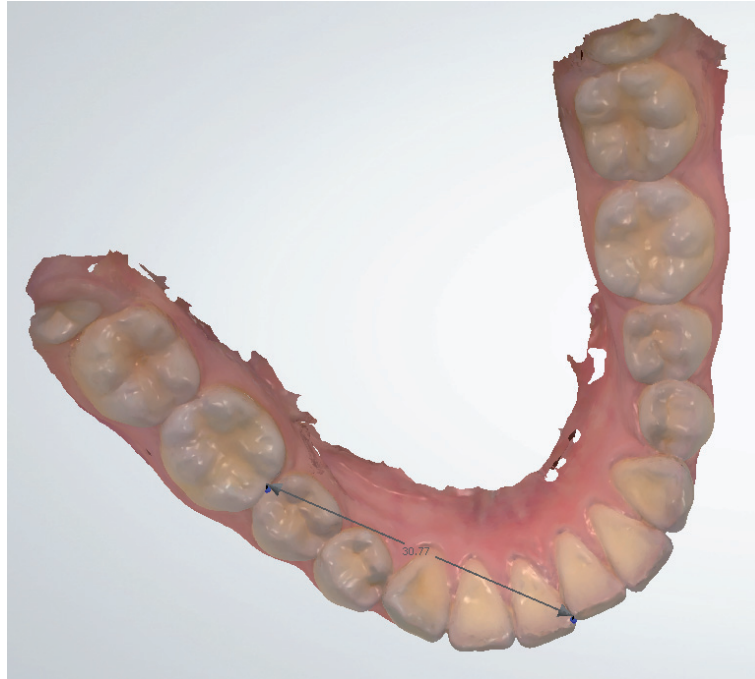
Rycina 15. Pomiar tylnej długości po prawej stronie szczęki wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne



Rycina 16. Pomiar tylnej długości po lewej stronie szczęki wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne

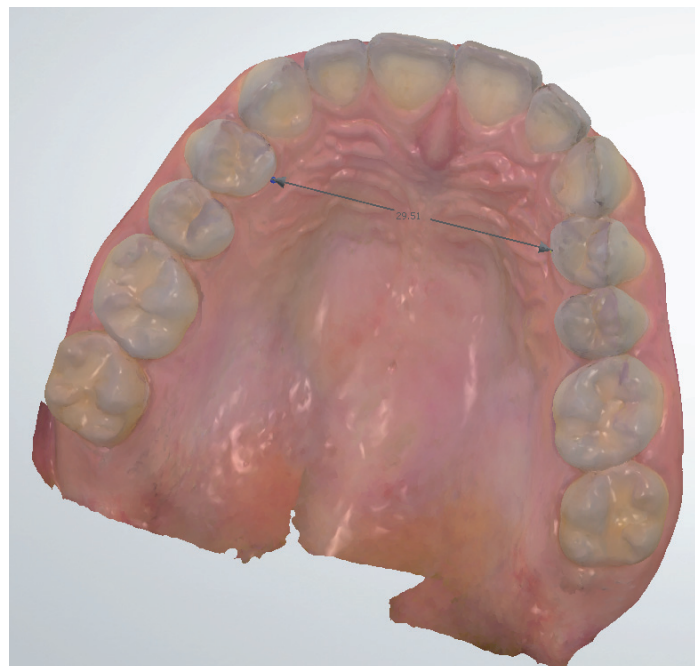


Rycina 17. Pomiar tylnej długości po lewej stronie żuchwy wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne

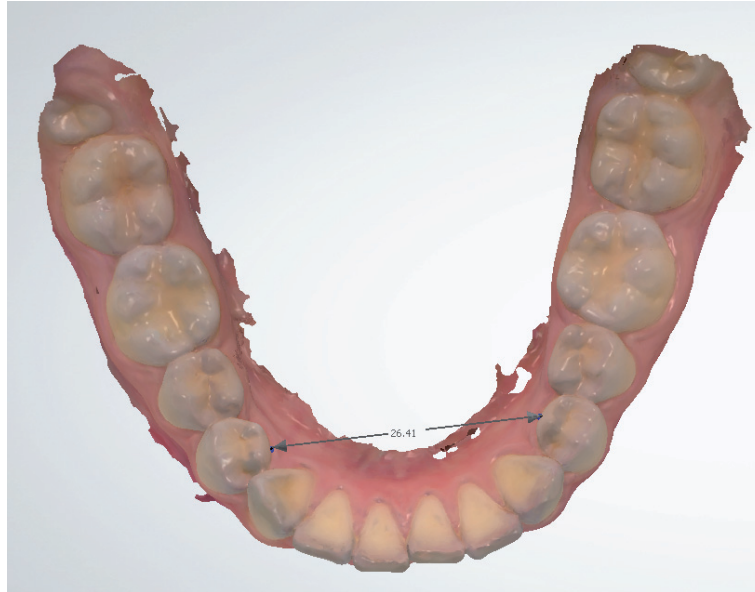


Rycina 18. Pomiar tylnej długości po prawej stronie żuchwy wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne

bów przedtrzonowych i trzonowych w miejscu kontaktu dziąsła z koroną kliniczną zęba. Przednią szerokość obliczano na podstawie pomiaru liniowego pomiędzy pierwszymi przedtrzonowcami po stronie prawej i lewej, a tylną analogicznie pomiędzy pierwszymi zębami trzonowymi (ryciny 19 i 20).

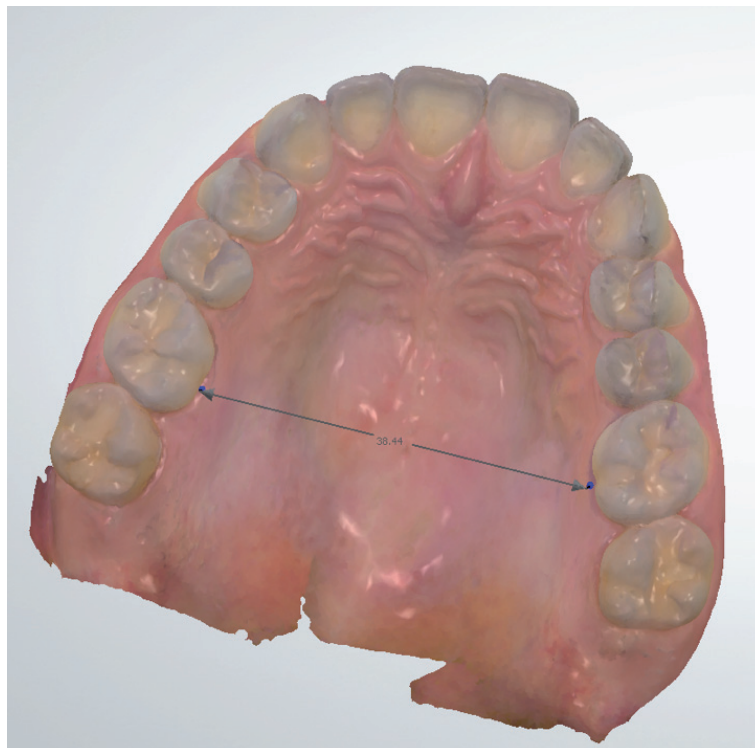


Rycina 19. Pomiar przedniej szerokości łuku zębowego w szczęcie. Źródło: zbiory własne

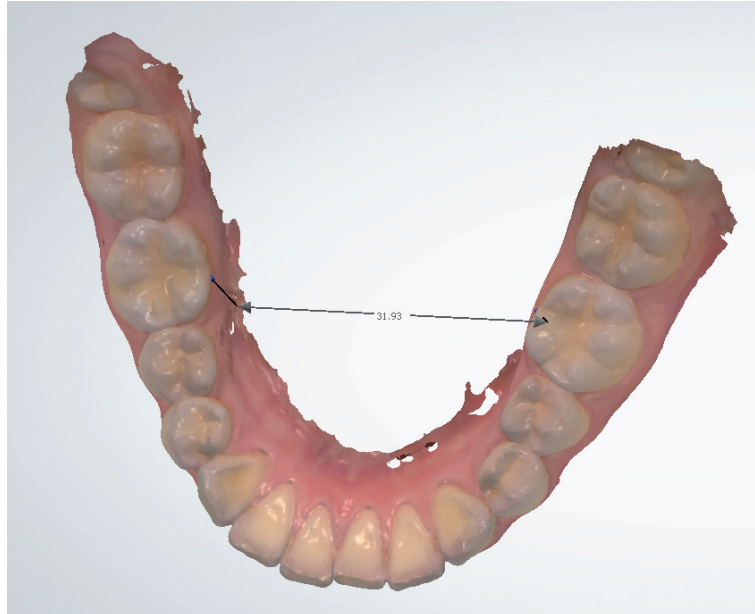


Rycina 20. Pomiar przedniej szerokości łuku zębowego w żuchwie. Źródło: zbiory własne

W łuku dolnym wykonano pomiary analogicznie jak w łuku górnym przeprowadzając je na powierzchniach językowych zębów dolnych (ryciny 21 i 22).

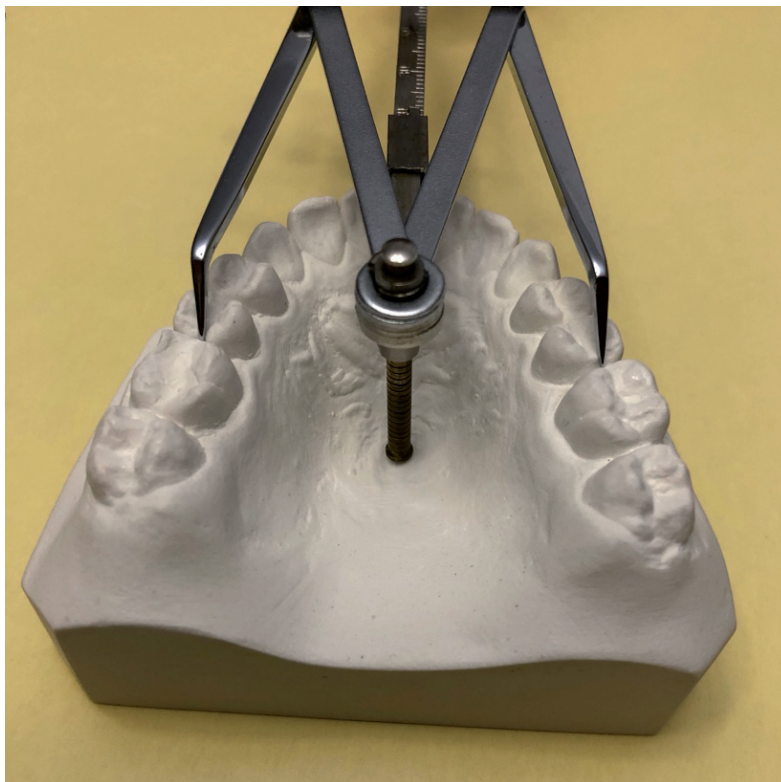


Rycina 21. Pomiar tylnej szerokości łuku zębowego w szczęce. Źródło: zbiory własne



Rycina 22. Pomiar tylnej szerokości łuku zębowego w żuchwie.
Źródło: zbiory własne

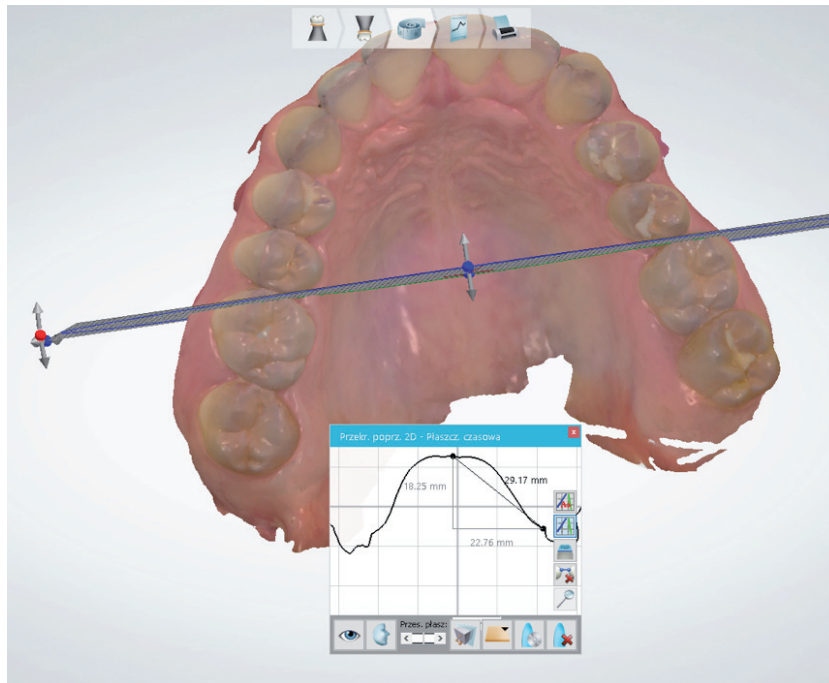
Ostatni pomiar (A61 i C61) stanowiła wysokość podniebienia. Pomiar ten mierzony był przy użyciu cyrkla Korkhaus'a (rycina 23). Na powierzchni żującej punktami referencyjnymi były punkty styczne między drugim przedtrzonowcem, a pierwszym trzonow-



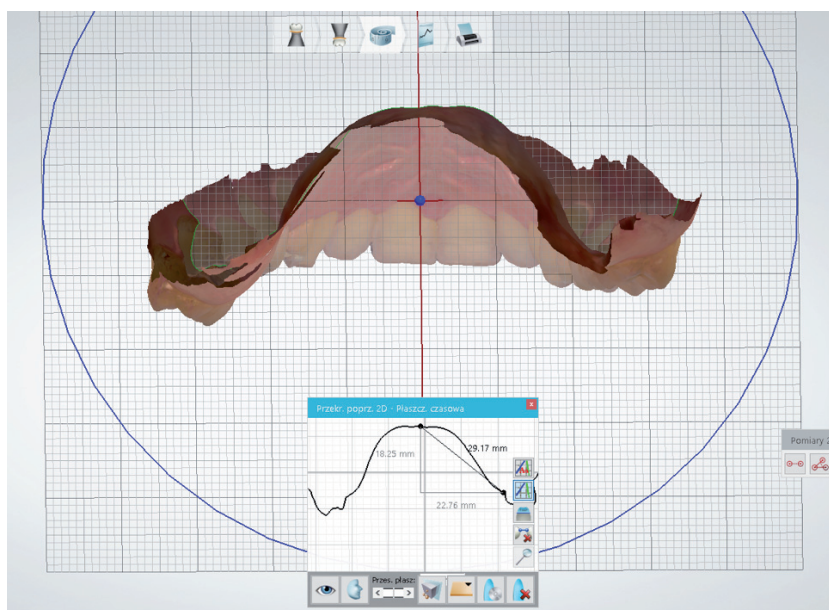
Rycina 23. Pomiar wysokości podniebienia wykonany przy użyciu cyrkla Korkhaus'a na modelu gipsowym. Źródło: zbiory własne

cem. Na modelach cyfrowych wykonano przekrój czołowy w tych samych punktach referencyjnych i wyznaczono prostą prostopadłą do szwu podniebiennego (ryciny 24 i 25).

Szczegółowy opis wszystkich parametrów przedstawiono w tabeli 1 i 2.



Rycina 24. Pomiar wysokości podniebienia wykonany na modelu cyfrowym przy użyciu oprogramowania OrthoAnalyzer, widok nr 1. Źródło: zbiory własne



Rycina 25. Pomiar wysokości podniebienia wykonany na modelu cyfrowym przy użyciu oprogramowania OrthoAnalyzer, widok nr 2. Źródło: zbiory własne

Tabela 1. Opis pomiarów zębowych i przypisanych im skrótów

Symbol parametru model analogowy	Symbol parametru model cyfrowy	Opis parametru
M-D16/A	M-D16/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 16
M-D15/A	M-D15/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 15
M-D14/A	M-D14/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 14
M-D13/A	M-D13/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 13
M-D12/A	M-D12/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 12
M-D11/A	M-D11/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 11
M-D21/A	M-D21/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 21
M-D22/A	M-D22/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 22
M-D23/A	M-D23/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 23
M-D24/A	M-D24/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 24
M-D25/A	M-D25/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 25
M-D26/A	M-D26/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 26
M-D36/A	M-D36/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 36
M-D35/A	M-D35/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 35
M-D34/A	M-D34/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 34
M-D33/A	M-D33/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 33
M-D32/A	M-D32/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 32
M-D31/A	M-D31/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 31
M-D41/A	M-D41/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 41
M-D42/A	M-D42/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 42
M-D43/A	M-D43/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 43
M-D44/A	M-D44/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 44
M-D45/A	M-D45/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 45
M-D46/A	M-D46/C	Pomiar szerokości korony klinicznej zęba 46
H16/A	H16/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 16
H15/A	H15/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 15
H14/A	H14/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 14
H13/A	H13/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 13
H12/A	H12/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 12
H11/A	H11/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 11
H21/A	H21/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 21
H22/A	H22/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 22
H23/A	H23/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 23
H24/A	H24/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 24
H25/A	H25/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 25
H26/A	H26/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 26
H36/A	H36/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 36
H35/A	H35/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 35
H34/A	H34/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 34
H33/A	H33/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 33
H32/A	H32/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 32
H31/A	H31/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 31

Cd. tabeli 1.

Symbol parametru model analogowy	Symbol parametru model cyfrowy	Opis parametru
H41/A	H41/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 41
H42/A	H42/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 42
H43/A	H43/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 43
H44/A	H44/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 44
H45/A	H45/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 45
H46/A	H46/C	Pomiar wysokości korony klinicznej zęba 46

Tabela 2. Opis pomiarów liniowych na łukach zębowych i przypisanych im skrótów

DP-GP/A	DP-GP/C	Pomiar przedniej długości górnego łuku zębowego po stronie prawej
DT-GP/A	DT-GP/C	Pomiar tylnej długości górnego łuku zębowego po stronie prawej
DP-GL/A	DP-GL/C	Pomiar przedniej długości górnego łuku zębowego po stronie lewej
DT-GL/A	DT-GL/C	Pomiar tylnej długości górnego łuku zębowego po stronie lewej
DP-DL/A	DP-DL/C	Pomiar przedniej długości dolnego łuku zębowego po stronie lewej
DT-DL/A	DT-DL/C	Pomiar tylnej długości dolnego łuku zębowego po stronie lewej
DP-DP/A	DP-DP/C	Pomiar przedniej długości dolnego łuku zębowego po stronie prawej
DT-DP/A	DT-DP/C	Pomiar tylnej długości dolnego łuku zębowego po stronie prawej
SZG-4/A	SZG-4/C	Pomiar przedniej szerokości górnego łuku zębowego
SZG-6/A	SZG-6/C	Pomiar tylnej szerokości górnego łuku zębowego
SZD-4/A	SZD-4/C	Pomiar przedniej szerokości dolnego łuku zębowego
SZD-6/A	SZD-6/C	Pomiar tylnej szerokości dolnego łuku zębowego
HP/A	HP/C	Pomiar wysokości podniebienia

Numeracji zębów dokonano według wytycznych FDI.

3.2.3. Analiza statystyczna

Do analizy istotnych różnic w pomiarach metodą analogiczną i cyfrową zastosowano test t-studenta dla zmiennych powiązanych. Dodatkowo wykonano wykres Blanda-Altmana w celu oceny powtarzalności uzyskanych wyników na podstawie badanych metod oraz oceny ilości pomiarów będących w obszarze z zgodności – średnia różnic $\pm 1.96 * SD$, gdzie SD, to odchylenie standardowe różnic. Analizę statystyczną wykonano przy pomocy programu STATA 15 (StataCorp. 2017. Stata Statistical Software: Release 15. College Station, TX: StataCorp LLC.).

Do analizy rzetelności pomiarów zastosowanych parametrów na modelach gipsowych oraz cyfrowych wykorzystano współczynnik korelacji wewnątrzklasowej w modelu dwuczynnikowym mieszanym dla zgodności bezwzględnej pojedynczego pomia-

ru – ICC (3,1) (intra class correlation coefficient, two – way mixed model for absolute agreement of single measurment). Dla wszystkich parametrów zgodność obu pomiarów jest istotna statystycznie, jak również uzyskano zgodność bardzo wysoką (interpretację współczynnika: < 0,5 – słaba; 0,5 – 0,75 – przeciętna; 0,75 – 0,9 – dobra; > 0,9 – doskonała) (tabele 3 i 4)

Tabela 3. Uzyskany współczynnik zgodności ICC (3,1) dla wybranych parametrów na modelach gipsowych

Parametr analogowy	ICC (3,1) zgodność bezwzględna	P
M-D16/A	0,9985	0,0000
M-D11/A	0,9977	0,0000
M-D26/A	0,9993	0,0000
H21/A	0,9985	0,0000
H31/A	0,9699	0,0000
DP-GP/A	0,9435	0,0000
DT-GL/A	0,9771	0,0000
SZG-4/A	0,9128	0,0000
SZG-6/A	0,9356	0,0000
SZD-4/A	0,9426	0,0000

Tabela 4. Uzyskany współczynnik zgodności ICC (3,1) dla wybranych parametrów na modelach cyfrowych

Parametr cyfrowy	ICC (3,1) zgodność bezwzględna	P
M-D16/C	0,9874	0,0000
M-D11/C	0,9365	0,0000
M-D26/C	0,9193	0,0000
H21/C	0,9638	0,0000
H31/C	0,9043	0,0000
DP-GP/C	0,9845	0,0000
DT-GL/C	0,9326	0,0000
SZG-4/C	0,9467	0,0000
SZG-6/C	0,9811	0,0000
SZD-4/C	0,9274	0,0000

4. Wyniki

4.1. Wyniki pomiarów zębowych wykonanych na modelach gipsowych

W tabelach 3 oraz 4 przedstawiono otrzymane wyniki pomiarów szerokości zębów dla łuku górnego (tabela 5) oraz dla łuku dolnego (tabela 6). Przedstawione wartości pomiarów wyrażone są w milimetrach. Obliczono średnie wartości szerokości koron klinicznych zębów, które stanowiły podstawy dalszych analiz.

W grupie zębów siecznych najmniejszą wartość szerokości klinicznej zęba zaobserwowano dla dolnego zęba siecznego po stronie prawej, średnia wartość szerokości klinicznej dla tego zęba wynosiła 5,17 mm i była średnio o 0,04 mm mniejsza od szerokości korony analogicznego zęba po stronie lewej. Największą wartość szerokości korony zaobserwowano dla górnego zęba siecznego przyśrodkowego po stronie prawej. Średnia wartość szerokości klinicznej korony dla tego zęba wyniosła 8,25 mm i była większa o 0,06 mm od szerokości korony jego odpowiednika po stronie lewej. Wśród kłów największą szerokość korony klinicznej wykazał kieł górny po stronie prawej, którego średnia szerokość wynosiła 7,70 mm i była o 0,05 mm większa od kła górnego po stronie lewej. Szerokość koron klinicznych dolnych kłów po stronie prawej i lewej były identyczne i wyniosły 6,52 mm. W grupie zębów przedtrzonowych drugi przedtrzonowiec górny po stronie prawej był zębem najwęższym. Średnia szerokość jego korony wyniosła 6,43 mm i była mniejsza o 0,08 mm od analogicznego górnego przedtrzonowca po stronie lewej, a od drugich zębów przedtrzonowych dolnych o 0,43 mm. Najszerszym zębem wśród przedtrzonowców był pierwszy prawy dolny przedtrzonowiec. Średnia wartość szerokości korony wyniosła 6,98 mm. W łuku dolnym drugie przedtrzonowce po stronie lewej i prawej wykazały taką samą szerokość to jest 6,87 mm. Wśród pierwszych zębów trzonowych najmniejszą wartość szerokości korony klinicznej zaobserwowano dla górnego trzonowca po stronie lewej. Średnia wartość szerokości klinicznej wyniosła 9,93 mm.

Tabela 5. Wartości pomiarów szerokości koron zębów (M-D) wykonanych na modelach gipsowych w łuku górnym oraz ich średnie [mm]

Model gipsowy	NUMER ZĘBA											
	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26
1	11,83	6,38	7,99	8,89	7,41	9,27	8,91	7,2	8,83	7,83	7,34	10,87
2	10,27	6,04	6,53	7,33	5,97	7,73	7,70	6,34	7,54	6,12	5,87	9,82
3	10,55	6,65	6,82	7,32	6,81	8,51	8,52	6,65	7,37	6,91	7,11	10,43
4	9,57	6,30	6,38	7,48	5,95	8,39	8,16	5,75	7,35	6,30	6,73	9,54
5	10,56	6,78	7,41	8,04	6,08	8,50	8,53	6,42	8,13	6,95	6,87	10,91
6	11,28	7,15	7,11	8,14	6,64	8,63	8,64	6,63	7,88	7,10	7,42	10,13
7	10,55	6,42	6,68	7,84	7,24	8,43	8,45	7,30	7,63	6,82	6,39	11,03
8	8,59	5,49	5,64	6,94	6,73	8,14	7,92	6,97	6,89	5,72	5,82	9,09
9	9,03	6,35	6,84	7,09	6,15	7,68	7,96	6,13	6,91	6,74	6,32	9,56
10	11,11	6,05	6,58	7,14	6,89	8,65	8,38	6,62	7,61	6,61	6,26	10,12
11	10,34	6,76	7,66	7,92	6,92	8,20	8,81	6,91	7,79	7,49	6,90	10,37
12	9,52	6,14	6,52	7,18	5,57	7,33	7,51	5,66	6,68	6,66	5,87	9,47
13	9,19	5,93	6,6	7,58	6,02	7,76	7,67	6,34	7,55	6,79	6,13	9,49
14	10,9	6,55	6,38	7,60	6,47	7,89	8,15	6,60	7,37	6,05	6,76	9,71
15	10,35	6,04	6,38	7,49	6,46	8,29	8,06	6,44	7,63	6,28	6,01	10,19
16	8,89	9,36	6,21	7,51	6,70	7,82	7,58	6,21	7,10	5,94	9,29	7,88
17	9,88	6,18	6,58	7,83	6,35	8,33	8,03	6,33	7,93	6,07	6,32	9,72
18	9,24	6,08	6,35	7,56	5,75	7,72	7,65	5,68	7,76	6,20	6,63	9,51
19	10,83	6,91	6,96	7,88	6,74	7,98	8,06	6,91	7,93	7,08	7,05	10,22
20	10,46	6,20	6,51	7,45	6,51	7,68	7,60	6,46	7,60	6,03	5,51	10,09
21	9,71	6,08	6,77	7,90	6,35	8,32	8,08	6,55	8,01	6,15	6,32	9,84
22	11,88	6,66	7,78	8,12	6,63	7,90	7,84	5,93	8,08	7,42	6,49	10,71
23	10,52	6,73	7,34	8,04	6,08	8,50	8,53	6,49	8,13	6,93	6,82	10,85
24	9,92	6,10	6,33	7,82	6,81	8,01	8,14	6,41	7,89	6,36	6,04	9,61
25	11,93	6,48	7,99	8,89	7,41	9,27	8,91	7,20	8,83	7,83	7,34	10,87
26	9,65	5,63	5,9	7,78	6,62	8,36	8,30	5,92	7,70	6,17	5,75	9,63
27	10,26	6,02	6,53	7,31	5,97	7,73	7,70	6,34	7,52	6,10	5,87	9,84
28	11,84	7,35	6,77	8,07	6,87	9,24	8,91	6,60	7,55	7,05	6,81	9,11
29	10,66	6,67	6,95	8,23	6,62	8,42	8,49	6,82	7,99	6,81	6,42	10,71
30	10,40	6,81	6,93	8,27	6,93	9,41	9,13	6,31	8,09	6,55	6,53	10,13
31	11,84	7,25	6,67	7,89	6,77	9,14	8,91	6,6	7,75	7,11	6,86	9,11
32	9,37	6,21	6,21	7,18	5,93	8,21	8,16	5,67	7,38	6,29	6,73	9,54
33	10,59	6,45	6,62	7,64	7,14	8,43	8,42	7,25	7,61	6,82	6,39	11,03
34	9,54	6,09	6,52	7,18	5,57	7,44	7,51	5,66	6,54	6,66	5,87	9,47
35	11,07	6,01	6,45	7,39	6,41	8,33	8,12	6,33	7,45	6,18	5,99	10,18
36	9,87	6,07	6,29	7,78	6,77	7,97	8,09	6,55	7,87	6,01	6,01	9,55
37	9,15	6,15	6,29	7,61	5,72	7,83	7,73	5,72	7,69	6,46	6,63	9,51
38	10,61	6,61	6,89	8,19	6,54	8,37	8,44	6,77	7,94	6,76	6,37	10,63
39	10,90	6,55	6,38	7,58	6,47	7,83	8,15	6,60	7,43	6,18	6,69	9,71
40	8,56	5,52	5,61	7,01	6,69	8,18	7,88	7,01	6,91	5,68	5,86	9,04
ŚREDNIA	10,28	6,43	6,68	7,70	6,49	8,25	8,19	6,46	7,65	6,58	6,51	9,93

Tabela 6. Wartości pomiarów szerokości koron zębów (M-D) wykonanych na modelach gipsowych w łuku dolnym oraz ich średnie [mm]

Model gipsowy	NUMER ZĘBA											
	36	35	34	33	32	31	41	42	43	44	45	46
1	10,55	7,82	8,44	7,56	6,78	5,83	5,87	6,52	7,42	8,04	7,46	11,63
2	10,21	5,98	6,63	5,71	5,44	5,02	4,76	5,18	5,97	6,32	6,51	10,12
3	10,2	6,54	7,10	5,74	5,62	4,81	5,25	5,40	5,85	7,03	7,21	11,03
4	9,61	6,57	7,17	6,83	6,17	5,56	5,34	5,76	6,84	6,91	6,25	9,19
5	10,97	6,93	6,70	6,44	5,75	5,31	5,27	5,71	6,38	7,35	6,90	10,45
6	11,54	7,73	7,32	6,99	6,08	5,36	5,55	5,94	6,81	7,32	7,46	11,13
7	10,92	6,91	6,72	6,59	5,76	5,24	5,27	5,84	6,34	6,83	6,58	11,42
8	9,45	6,95	6,36	6,45	5,7	5,32	5,14	5,64	6,46	6,78	6,19	9,33
9	9,66	6,88	6,85	6,08	5,08	4,59	4,46	5,21	6,06	7,14	6,83	9,70
10	10,98	7,17	7,21	6,72	5,69	5,27	5,30	6,09	6,63	6,74	7,28	10,80
11	10,49	7,35	7,74	6,92	5,60	5,29	5,32	6,10	7,04	7,64	7,04	10,91
12	9,46	6,58	6,66	6,32	4,98	4,63	4,72	5,1	5,95	7,03	6,16	9,54
13	9,44	6,65	6,89	6,75	5,73	4,66	4,92	5,55	6,82	6,70	7,24	10,41
14	10,16	6,68	6,92	6,52	5,93	5,18	4,89	5,64	6,21	6,81	5,80	10,69
15	10,98	6,93	6,85	6,57	5,89	5,47	5,44	5,65	6,52	7,10	7,29	10,54
16	10,18	6,53	6,86	6,19	5,27	5,14	4,82	5,38	6,46	7,10	6,88	10,09
17	10,33	6,27	6,72	6,74	6,37	5,31	5,44	6,79	6,52	6,49	6,35	9,69
18	9,99	6,20	6,25	5,94	5,43	4,96	4,60	5,54	6,25	6,54	6,41	10,12
19	10,49	7,22	6,86	6,59	5,24	5,10	4,86	5,25	6,64	7,02	7,27	10,09
20	9,46	6,56	7,17	5,48	5,22	5,14	5,45	6,36	7,02	6,94	10,23	10,33
21	10,41	6,27	6,72	6,74	6,39	5,29	5,40	5,83	6,62	6,49	6,35	9,72
22	10,07	7,78	7,59	7,26	5,64	5,15	5,31	5,63	7,23	7,96	7,86	11,08
23	10,97	6,93	6,70	6,44	5,75	5,31	5,29	5,71	6,38	7,35	6,84	10,45
24	10,24	7,09	6,57	6,70	5,61	5,18	5,10	5,52	6,26	6,58	7,06	10,61
25	10,58	7,85	8,45	7,60	6,80	5,83	5,87	6,52	7,46	8,06	7,5	11,63
26	10,84	6,23	6,47	5,99	5,42	4,62	4,58	5,53	6,18	6,75	5,94	11,00
27	10,19	5,98	6,70	5,71	5,44	5,02	4,76	5,08	5,9	6,32	6,51	10,12
28	9,76	7,55	7,10	6,64	6,54	5,89	5,86	6,35	6,61	7,31	7,62	9,77
29	11,54	7,21	6,85	6,74	5,86	5,04	4,97	5,81	6,82	6,89	6,83	11,56
30	10,89	6,91	7,13	6,90	6,14	5,60	5,51	6,04	7,51	7,11	6,79	10,6
31	9,86	7,55	7,04	6,79	6,45	5,78	5,95	6,40	6,64	7,34	7,72	9,87
32	9,61	6,73	7,17	6,83	6,17	5,56	5,34	5,86	6,84	7,02	6,25	9,19
33	10,92	6,91	6,72	6,51	5,69	5,24	5,27	5,84	6,24	6,73	6,58	11,34
34	9,46	6,58	6,59	6,38	5,03	4,69	4,78	5,16	6,01	7,09	6,22	9,62
35	10,96	6,87	6,85	5,99	5,89	5,47	5,44	5,65	6,12	7,10	7,26	11,05
36	10,19	7,03	6,51	6,67	5,56	5,14	5,07	5,48	6,23	6,53	7,01	10,57
37	9,99	6,20	6,25	5,94	5,43	4,96	4,60	5,54	6,25	6,54	6,41	10,12
38	11,49	7,15	6,79	6,69	5,81	4,99	4,93	5,75	6,77	6,84	6,78	11,49
39	10,16	6,68	6,92	6,52	5,93	5,18	4,89	5,64	6,21	6,81	5,80	10,69
40	9,41	6,93	6,36	6,45	5,7	5,32	5,16	5,59	6,46	6,65	6,19	9,33
ŚREDNIA	10,32	6,87	6,92	6,52	5,77	5,21	5,17	5,74	6,52	6,98	6,87	10,43

Trzonowiec ten był mniejszy od górnego trzonowca po stronie prawej o 0,35 mm. Natomiast najmniejszym zębem trzonowym był dolny trzonowiec po stronie prawej. Szerokość kliniczna korony tego zęba wyniosła 10,43 mm i była o 0,5 mm większa od najmniejszego trzonowca.

W tabelach 7 i 8 przedstawiono otrzymane wyniki pomiarów wysokości koron zębów (H) dla łuku górnego (tabela 7) oraz łuku dolnego (tabela 8). Przedstawione wartości pomiarów wyrażone są w milimetrach. Obliczono średnie wartości wysokości koron zębów, które stanowiły podstawę do dalszych analiz.

W grupie zębów siecznych najwyższym zębem okazał się przyśrodkowy górny siekacz po stronie lewej. Średnia wysokość tego zęba wyniosła 9,61 mm i była większa od średniej wysokości przyśrodkowego górnego siekacza po stronie prawej o 0,06 mm. Najniższym siekaczem był dolny przyśrodkowy siekacz prawy. Średnia wysokość korony klonicznej tego zęba wyniosła 7,94 mm. Ząb ten był niższy niż jego odpowiednik w łuku dolnym po przeciwnej stronie o 0,32 mm. Wśród kłów dolne zęby były wyższe od górnych. Największą wysokość wykazano dla dolnego kła po stronie prawej. Wyniosła ona 9,51 mm. Natomiast najniższym zębem okazał się górny kieł prawy, którego średnia wysokość wyniosła 9,23 mm. W grupie zębów przedtrzonowych zarówno pierwsze, jak i drugie przedtrzonowce dolne były wyższe od ich odpowiedników w łuku górnym. Najwyższym zębem okazał się pierwszy dolny przedtrzonowiec po stronie prawej. Wysokość tego zęba wyniosła średnio 8,35 mm. Natomiast najniższym zębem przedtrzonowym okazał się drugi przedtrzonowiec górny po stronie lewej, którego wysokość korony wyniosła średnio 6,42 mm. Wśród pierwszych zębów trzonowych dolne trzonowce były wyższe od górnych średnio o 0,68 mm po stronie prawej i o 0,72 mm po stronie lewej. Najniższym zębem w tej grupie okazał się pierwszy trzonowiec górny po stronie lewej, natomiast zębem najwyższym w tej grupie był prawy trzonowiec dolny. Średnie wysokości koron tych zębów wyniosły odpowiednio 5,50 mm i 6,28 mm.

Tabela 7. Wartości pomiarów wysokości koron klinicznych zębów (H) wykonanych na modelach gipsowych w łuku górnym oraz ich średnie [mm]

Model gipsowy	NUMER ZĘBA											
	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26
1	6,73	8,08	8,88	10,39	9,54	10,83	10,82	9,43	10,47	8,68	7,77	6,63
2	4,67	5,56	5,76	7,47	6,65	7,43	7,45	6,98	8,30	6,47	5,70	4,46
3	5,28	6,78	8,39	9,78	9,34	9,59	9,80	9,49	9,73	7,27	5,66	6,17
4	6,78	7,07	7,48	8,44	6,90	8,47	9,09	7,46	9,16	8,18	6,63	6,05
5	6,53	6,35	7,63	9,73	8,09	9,45	9,41	8,75	9,20	7,07	6,32	5,29
6	7,02	8,35	9,70	11,10	9,72	10,92	11,21	9,81	11,42	10,62	6,51	8,14
7	5,04	6,60	7,83	10,41	9,57	9,84	9,48	9,48	9,75	8,48	6,41	4,85
8	5,44	6,64	6,65	8,48	7,69	9,61	9,57	8,18	9,10	7,32	6,63	6,23
9	5,80	6,90	7,77	9,44	8,34	8,67	9,02	8,16	9,39	8,05	7,18	5,14
10	4,88	6,39	8,07	9,53	8,13	9,10	9,00	8,34	9,22	7,76	6,42	5,87
11	5,51	7,05	8,58	9,82	10,77	12,72	12,05	11,17	11,42	9,18	6,30	5,82
12	5,57	6,65	7,73	8,13	8,19	9,59	9,40	8,99	9,01	8,14	7,08	5,45
13	5,75	6,34	7,57	8,78	7,02	9,01	9,31	7,88	8,71	7,59	6,33	5,14
14	3,92	6,00	6,94	8,88	6,80	9,28	8,99	7,02	8,05	6,46	5,78	4,73
15	5,74	6,44	9,27	9,92	8,72	10,29	10,36	7,96	9,46	9,05	6,81	5,74
16	4,82	5,91	7,23	8,53	8,45	8,69	8,60	8,22	8,22	7,62	5,30	5,09
17	7,12	7,23	9,12	10,51	8,39	9,48	9,32	9,02	12,98	9,51	7,51	7,45
18	5,26	6,60	7,43	10,23	9,52	11,09	10,47	9,44	10,30	6,80	5,97	5,83
19	5,23	6,63	7,62	8,46	8,80	10,22	9,36	8,16	9,26	7,50	6,74	6,12
20	5,96	8,20	9,83	11,44	9,88	10,17	10,5	9,25	12,07	9,57	7,64	4,34
21	7,00	7,31	9,00	10,45	8,33	9,40	9,32	9,02	12,54	9,48	7,58	7,40
22	6,14	7,31	9,62	10,08	9,27	9,79	9,45	8,03	9,07	9,07	6,09	4,92
23	6,59	6,41	7,68	9,70	8,14	9,49	9,47	8,79	9,15	7,02	6,38	5,37
24	5,77	5,99	7,08	8,16	9,19	9,91	9,95	8,34	7,08	6,68	5,50	4,51
25	6,46	7,81	8,6	10,21	9,27	10,54	10,55	9,16	10,2	8,41	7,50	6,36
26	5,64	5,81	7,58	8,81	8,73	8,86	9,21	8,69	9,60	7,54	5,74	5,19
27	4,5	5,43	5,63	7,34	6,52	7,30	7,32	6,85	8,17	6,34	5,57	4,33
28	4,63	5,84	6,71	7,86	6,28	7,75	8,37	6,25	7,37	6,53	6,35	4,53
29	5,22	5,86	6,82	9,34	6,05	9,39	10,84	7,60	9,23	5,93	5,75	4,76
30	5,11	6,60	7,32	7,76	7,83	9,53	9,54	7,65	8,94	6,90	6,13	5,20
31	4,68	5,84	6,61	7,86	6,18	7,75	8,27	6,25	7,27	6,53	6,25	4,53
32	6,78	7,07	7,48	8,44	6,90	8,57	9,09	7,54	9,16	8,18	6,63	6,14
33	5,20	6,60	8,03	10,41	9,73	9,84	9,68	9,48	9,96	8,48	6,61	4,85
34	5,77	6,65	7,93	8,13	8,29	9,59	9,63	8,99	9,21	8,14	7,28	5,45
35	5,74	6,44	9,27	9,92	8,72	10,29	10,36	7,96	9,46	9,05	6,81	5,74
36	5,92	6,14	7,23	8,31	9,34	10,06	10,1	8,49	7,23	6,83	5,65	4,66
37	5,03	6,37	7,20	10,00	9,29	10,86	10,24	9,21	10,07	6,57	5,74	5,6
38	5,49	6,13	7,09	9,61	6,32	9,66	11,11	7,87	9,50	6,20	6,02	5,03
39	4,09	6,17	7,11	9,05	6,97	9,45	9,16	7,19	8,22	6,63	5,95	4,90
40	5,22	6,42	6,43	8,26	7,47	9,39	9,35	7,96	8,88	7,10	6,41	6,01
ŚREDNIA	5,60	6,60	7,75	9,23	8,23	9,55	9,61	8,36	9,39	7,72	6,42	5,50

Tabela 8. Wartości pomiarów wysokości koron klinicznych zębów (H) wykonanych na modelach gipsowych w łuku dolnym oraz ich średnie [mm]

Model gipsowy	NUMER ZĘBA											
	36	35	34	33	32	31	41	42	43	44	45	46
1	7,43	8,67	8,72	11,21	9,02	10,48	10,65	9,06	10,6	8,78	8,68	7,14
2	4,83	6,43	7,1	8,80	7,65	6,99	7,07	7,44	8,34	7,12	6,25	5,42
3	8,20	8,40	9,91	11,30	8,73	9,03	9,11	9,17	10,88	9,43	8,06	6,64
4	6,09	6,70	8,13	8,78	7,96	6,56	6,93	7,97	9,18	8,49	6,94	6,34
5	6,48	7,19	8,38	9,23	8,75	7,97	8,59	8,71	9,14	7,65	7,38	6,22
6	7,46	8,92	9,74	10,09	9,51	8,91	8,93	8,86	11,37	9,56	8,52	7,54
7	5,96	7,30	8,65	9,38	8,46	8,87	8,48	8,11	9,10	8,30	6,9	6,24
8	7,49	8,21	8,77	9,35	7,48	6,40	6,99	7,07	9,06	7,60	7,12	7,02
9	6,66	7,18	8,70	9,61	8,95	7,18	7,73	8,69	9,69	8,58	7,87	6,60
10	6,14	7,80	9,22	10,13	10,02	8,99	9,41	8,89	10,15	8,8	7,65	6,13
11	6,20	7,06	10,62	13,08	9,64	10,31	9,98	8,6	11,4	9,18	6,46	6,62
12	5,95	6,94	7,70	8,11	8,17	7,55	7,58	7,20	7,38	7,45	6,79	6,28
13	5,84	6,19	7,76	9,04	7,85	7,68	7,35	7,47	9,20	7,53	6,29	5,86
14	6,33	6,74	7,82	8,36	7,67	6,49	6,49	7,56	9,01	7,76	5,08	6,04
15	6,41	7,69	8,88	9,62	8,56	8,46	9,01	9,10	10,1	8,06	7,44	6,46
16	5,28	6,58	7,94	9,55	8,35	7,95	7,75	8,36	9,64	8,82	7,81	5,92
17	5,40	6,81	8,11	9,54	9,37	8,73	9,12	9,37	9,24	7,88	7,39	5,24
18	6,93	7,97	9,36	11,60	9,35	9,24	9,02	8,96	10,70	8,95	7,67	6,80
19	6,01	6,68	7,49	9,42	8,32	7,36	7,91	7,93	9,10	7,28	6,90	6,48
20	5,03	6,12	7,08	9,19	10,06	8,03	8,94	8,55	9,21	8,92	8,48	6,67
21	5,49	6,92	8,19	9,60	9,47	8,83	9,31	9,56	9,25	7,97	7,45	5,35
22	6,17	7,40	8,95	9,43	8,33	7,64	7,63	7,74	10,94	9,15	7,37	6,55
23	6,49	7,24	8,43	9,13	8,69	7,97	8,58	8,71	9,14	7,65	7,21	6,12
24	6,06	6,32	7,91	9,52	7,74	7,10	7,83	7,50	10,03	7,26	6,71	6,30
25	7,16	8,40	8,45	10,94	8,75	10,21	10,38	8,79	10,33	8,51	8,41	6,87
26	5,54	8,03	9,42	9,22	7,87	7,74	7,95	8,65	9,68	8,53	7,97	5,92
27	4,72	6,32	6,99	8,69	7,54	6,88	6,96	7,33	8,23	6,97	6,10	5,27
28	5,67	6,06	7,19	7,75	7,11	6,73	7,47	7,51	7,86	6,92	6,88	5,34
29	6,02	6,95	7,95	9,39	9,24	7,78	8,64	9,51	10,46	7,59	6,61	6,31
30	6,18	6,50	7,40	8,36	7,96	7,94	9,53	7,97	8,48	7,65	6,61	6,06
31	5,57	6,06	7,09	7,65	7,01	6,73	7,37	7,51	7,76	6,82	6,88	5,25
32	6,09	6,89	8,13	8,98	7,96	6,73	6,93	7,97	9,18	8,49	6,94	6,45
33	6,16	7,30	8,86	9,38	8,64	8,87	8,68	8,11	9,31	8,30	7,12	6,24
34	6,15	6,94	7,94	8,11	8,37	7,55	7,78	7,20	7,58	7,45	6,99	6,28
35	6,41	7,69	8,88	9,62	8,56	8,46	9,01	9,10	10,1	8,06	7,44	6,46
36	6,21	6,47	8,06	9,67	7,89	7,25	7,98	7,65	10,18	7,41	6,86	6,45
37	6,70	7,74	9,13	11,37	9,12	9,01	8,79	8,73	10,47	8,72	7,44	6,57
38	6,29	7,22	8,22	9,66	9,51	8,05	8,91	9,78	10,73	7,86	6,88	6,58
39	6,50	6,91	7,99	8,53	7,84	6,66	6,66	7,73	9,18	7,93	5,25	6,21
40	7,27	7,99	8,55	9,13	7,26	6,18	6,77	6,85	8,84	7,38	6,90	6,80
ŚREDNIA	6,22	7,17	8,35	9,49	8,47	7,94	8,26	8,27	9,51	8,07	7,14	6,28

4.2. Wyniki pomiarów liniowych wykonanych na modelach gipsowych

W tabelach 9 i 10 przedstawiono wartości pomiarów liniowych przedniej i tylnej długości łuku górnego (tabela 9) oraz dolnego (tabela 10). Przedstawione wartości wyrażone są w milimetrach. Obliczono średnie wartości pomiarów przedniej i tylnej długości łuków po stronie prawej i lewej, które stanowiły podstawę do dalszych analiz.

W łuku górnym pomiar przedniej długości łuku po stronie prawej wyniósł średnio 18,8 mm i był zbliżony do średniego pomiaru przedniej długości po stronie lewej, który wyniósł 18,75 mm. Podobne średnie otrzymano dla pomiarów tylnej długości łuku. Po stronie prawej był on zbliżony do średniej wartości pomiaru tylnej długości po stronie lewej. Odpowiednio wartości te wyniosły 30,88 mm i 30,80 mm. W dolnym łuku średnia wartość pomiarów długościowych były nieznacznie większe po stronie lewej niż prawej i wyniosły odpowiednio dla długości przedniej 15,70 mm po stronie lewej i 15,04 mm po stronie prawej, natomiast dla długości tylnej 27,03 mm dla strony lewej i 26,37 mm dla strony prawej.

W tabeli 11 przedstawiono otrzymane wyniki pomiarów szerokości przedniej i tylnej dla łuku zębowego górnego (SZG-4, SZG-6) i dolnego (SZD-4, SZD-6) oraz wysokość podniebienia (H) wykonanych na modelach gipsowych [mm]. Przedstawione wartości pomiarów wyrażone są w milimetrach. Obliczono średnie wartości tych parametrów, które stanowiły podstawę do dalszych analiz.

Średnia wartość szerokości górnego łuku zarówno w odcinku przednim jak i tylnym były większe od szerokości łuku dolnego. Średnia wartości szerokości przedniej dla łuku górnego wyniosła 26,37 mm, wartość dla łuku dolnego 26,22 mm. Średnia wartość szerokości tylnej dla łuku górnego wyniosła 33,39 mm, a dla łuku dolnego 32,81 mm. Średnia wysokość podniebienia na modelach gipsowych wyniosła 17,60 mm.

Tabela 9. Wartości pomiarów przedniej i tylnej długości łuku górnego wykonanych na modelach gipsowych [mm]

Model gipsowy	POMIAR			
	DP-GP	DT-GP	DP-GL	DT-GL
1	22,89	36,29	22,61	36,68
2	19,55	31,22	18,83	30,06
3	18,79	31,14	20,36	27,56
4	16,89	28,96	16,38	27,60
5	19,01	32,69	18,07	31,13
6	20,63	33,98	20,25	35,61
7	19,06	30,19	19,63	31,06
8	17,71	28,12	18,25	29,71
9	18,19	30,25	17,41	29,28
10	18,45	29,71	18,84	30,72
11	20,00	32,86	19,07	32,75
12	18,13	29,8	17,60	29,53
13	18,87	30,61	18,39	30,11
14	17,67	28,97	17,39	28,6
15	18,43	30,47	18,90	30,76
16	19,02	33,71	19,25	33,80
17	18,11	30,90	17,99	29,91
18	17,19	28,80	18,03	29,18
19	18,74	31,07	18,36	31,76
20	17,54	28,76	17,58	28,39
21	18,21	30,50	18,22	30,04
22	19,91	32,97	19,54	32,92
23	18,97	32,69	18,12	31,37
24	20,74	31,64	19,84	31,19
25	22,32	35,72	22,04	36,11
26	18,71	30,06	18,66	30,13
27	19,40	31,07	18,68	29,91
28	19,12	31,88	19,16	31,28
29	16,37	29,57	18,30	31,83
30	21,71	32,22	20,28	32,30
31	19,12	31,73	19,16	31,18
32	16,89	28,96	16,38	27,60
33	19,26	30,19	19,86	31,06
34	18,33	29,80	17,83	29,53
35	18,43	30,47	18,90	30,76
36	20,89	31,79	19,99	31,34
37	16,96	28,57	17,8	28,95
38	16,64	29,84	18,57	32,10
39	17,92	29,22	17,64	28,85
40	17,32	27,73	17,86	29,32
ŚREDNIA	18,80	30,88	18,75	30,80

Tabela 10. Wartości pomiarów przedniej i tylnej długości łuku dolnego wykonanych na modelach gipsowych [mm]

Model gipsowy	ODCINEK			
	DP-DL	DT-DL	DP-DP	DT-DL
1	18,37	31,83	17,94	30,99
2	15,68	27,33	14,83	25,90
3	15,50	27,39	15,32	27,44
4	14,57	23,81	13,46	23,16
5	15,66	27,31	14,84	27,09
6	16,50	30,34	17,44	30,08
7	14,77	25,64	15,27	25,46
8	23,86	29,02	14,77	26,53
9	14,78	26,25	14,80	27,73
10	14,78	26,94	15,26	26,90
11	15,79	28,77	14,94	27,79
12	14,14	25,44	13,62	24,30
13	14,52	25,62	14,53	26,44
14	14,61	25,28	14,57	23,77
15	15,78	27,29	15,97	27,68
16	15,00	26,36	14,27	25,86
17	14,62	26,10	15,07	25,95
18	14,30	25,11	14,61	24,82
19	14,98	26,86	14,51	26,41
20	15,89	31,86	14,00	24,79
21	14,72	26,12	15,17	25,95
22	15,73	28,71	15,78	28,30
23	15,45	27,31	14,84	27,09
24	15,48	27,64	15,25	27,16
25	17,80	31,26	17,37	30,42
26	15,27	26,12	14,79	25,33
27	15,53	27,18	14,74	25,81
28	15,27	25,61	15,12	26,76
29	14,36	26,63	14,80	25,75
30	16,67	28,71	16,04	27,79
31	15,14	25,61	14,95	26,76
32	14,67	23,81	13,65	23,16
33	14,99	25,64	15,47	25,46
34	14,24	25,44	13,78	24,30
35	15,78	27,29	15,97	27,68
36	15,63	27,79	15,40	27,31
37	14,07	24,88	14,38	24,59
38	14,63	26,90	15,07	26,02
39	14,86	25,53	14,82	24,02
40	23,47	28,63	14,38	26,14
ŚREDNIA	15,70	27,03	15,04	26,37

Tabela 11. Wartości pomiarów szerokości przedniej i tylnej oraz wysokości podniebienia wykonanych na modelach gipsowych [mm]

Model gipsowy	PARAMETR				
	SZG-4	SZG-6	SZD-4	SZD-6	HP
1	31,59	40,12	30,10	38,17	16,82
2	26,93	34,26	25,95	34,85	15,76
3	26,78	32,05	27,60	36,34	16,40
4	26,5	33,35	26,34	30,74	18,65
5	28,99	37,59	25,90	32,94	19,00
6	30,27	39,73	28,46	36,57	19,66
7	26,66	28,35	25,18	27,18	18,88
8	14,68	25,75	23,42	29,99	17,50
9	26,55	26,15	26,53	35,79	16,34
10	27,38	33,02	26,64	36,55	20,00
11	26,01	32,15	25,45	32,37	20,10
12	25,96	35,17	24,81	33,17	18,00
13	24,99	32,53	24,57	31,86	16,00
14	24,84	31,42	23,93	30,77	19,02
15	28,04	34,72	26,58	32,65	15,99
16	27,17	38,47	26,20	35,29	17,83
17	26,76	36,15	27,55	34,67	13,40
18	23,96	29,09	25,65	29,57	16,22
19	27,67	34,47	26,11	32,27	17,34
20	25,12	31,81	24,98	33,62	14,37
21	26,63	36,35	27,69	34,84	13,40
22	26,18	35,39	27,54	34,28	18,92
23	28,99	37,59	25,90	32,85	19,00
24	29,20	34,52	28,82	32,38	18,02
25	31,02	39,55	29,53	37,60	16,82
26	29,80	37,95	27,35	37,56	18,60
27	26,84	34,17	25,86	34,76	15,35
28	25,28	30,46	25,89	29,88	19,24
29	25,07	33,25	24,77	31,08	21,15
30	28,20	33,81	27,85	34,39	14,01
31	25,17	30,46	25,76	29,99	19,24
32	26,50	33,35	26,34	30,74	18,55
33	26,89	28,35	25,38	27,18	18,67
34	26,23	35,17	24,96	33,17	17,70
35	28,04	34,72	26,58	32,65	15,76
36	29,35	34,67	28,97	32,53	17,30
37	23,73	28,86	25,42	29,34	16,44
38	25,34	33,52	25,04	31,35	21,35
39	25,09	31,67	24,18	31,02	19,53
40	14,29	25,36	23,03	29,60	17,7
ŚREDNIA	26,37	33,39	26,22	32,81	17,60

4.3. Wyniki pomiarów zębowych wykonanych na modelach cyfrowych

W tabelach 12 oraz 13 przedstawiono otrzymane wyniki pomiarów szerokości zębów dla łuku górnego (tabela 12) oraz dla łuku dolnego (tabela 13). Przedstawione wartości pomiarów wyrażone są w milimetrach. Obliczono średnie wartości szerokości koron klinicznych zębów, które stanowiły podstawy dalszych analiz.

W łuku górnym szerokość zębów po stronie prawej, z wyłączeniem drugiego przedtrzonowca, wykazywała wartości wyższe od ich odpowiedników po stronie lewej. Zależność ta występowała analogicznie na modelach gipsowych. Jedynie szerokość drugiego przedtrzonowca lewego była większa od wartości tego zęba po stronie prawej. W grupie zębów siecznych najmniejszą wartość szerokości klinicznej korony zaobserwowano dla dolnego zęba siecznego po stronie lewej. Średnia wartość korony tego zęba wyniosła 5,18 mm i była średnio o 0,02 mm mniejsza od szerokości korony jego odpowiednika po stronie prawej. Największą wartość szerokości korony zaobserwowano dla górnego zęba siecznego przyśrodkowego po stronie prawej. Średnia wartość szerokości korony dla tego zęba wyniosła 8,31 mm i była średnio o 0,22 mm większa od szerokości korony jego odpowiednika po stronie lewej. Wśród kłów największą szerokość kliniczną wykazał kiel górny po stronie prawej, którego średnia wyniosła 7,60 mm i była o 0,25 mm większa od szerokości korony kła po stronie lewej. Nieznacznie większy wymiar szerokości korony obserwowano dla kła dolnego po stronie prawej, jego średnia była o 0,02 mm większa od średniej szerokości korony klinicznej kła lewego. W grupie zębów przedtrzonowych drugi przedtrzonowiec górny po stronie prawej był zębem najwęższym. Średnia szerokość jego korony wyniosła 6,41 mm. Największa wartość osiągnięto wśród koron zębów przedtrzonowych dolnych po stronie prawej. Analizując zęby trzonowe najmniejszą szerokością korony klinicznej charakteryzował się górny lewy trzonowiec, natomiast największą dolny prawy trzonowiec. Różnica pomiędzy nimi wyniosła 0,64 mm. Podobną zależność zaobserwowano w przypadku pomiarów wykonanych na modelach gipsowych i tam, różnica pomiędzy górnym lewym trzonowcem, który był zębem najwęższym, a dolnym prawym trzonowcem, który był zębem najszerszym wyniosła 0,50 mm.

W tabelach 14 i 15 przedstawiono otrzymane wyniki pomiarów wysokości koron zębów (H) dla łuku górnego (tabela 14) oraz łuku dolnego (tabela 15). Przedstawione wartości pomiarów wyrażone są w milimetrach. Obliczono średnie wartości wysokości koron zębów, które stanowiły podstawę do dalszych analiz.

Tabela 12. Wartości pomiarów szerokości koron zębów (M-D) wykonanych na modelach cyfrowych w łuku górnym oraz ich średnie [mm]

Model cyfrowy	NUMER ZĘBA											
	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26
1	11,77	6,73	8,01	8,05	7,43	9,35	8,61	7,39	8,61	7,82	6,82	11,25
2	10,32	6,53	6,32	7,19	5,59	8,09	7,92	6,47	7,31	6,02	5,56	9,59
3	10,51	6,82	6,82	7,79	6,98	8,82	8,74	6,64	7,25	7,13	6,78	11,03
4	9,82	6,53	6,88	7,79	6,09	8,38	8,11	5,71	7,25	6,48	5,92	9,93
5	10,68	6,83	6,93	7,91	6,47	9,06	8,40	6,41	7,66	7,13	6,53	10,37
6	11,08	6,51	7,27	8,24	6,35	8,29	8,37	6,69	7,49	7,56	8,31	10,14
7	10,7	6,29	7,30	7,95	6,84	8,46	8,45	6,79	7,98	7,19	6,46	10,17
8	9,22	5,14	5,89	6,53	6,74	8,09	7,64	6,74	5,98	5,41	5,66	9,47
9	9,33	6,40	7,07	7,21	6,28	7,72	8,07	6,28	6,98	6,89	6,33	9,42
10	11,19	5,99	6,05	7,74	7,12	8,41	7,98	6,38	7,49	6,21	5,83	10,31
11	10,55	6,84	7,80	7,27	6,58	8,30	7,98	6,89	7,47	7,66	6,91	10,56
12	10,7	6,45	6,32	7,37	5,38	7,95	6,98	5,35	6,82	6,98	5,62	9,91
13	9,99	6,06	6,80	7,55	6,16	7,60	7,41	5,97	7,73	6,60	6,36	9,16
14	11,37	6,77	6,43	7,40	6,37	7,99	8,10	6,32	7,29	6,59	6,87	10,24
15	11,11	5,69	6,33	7,03	6,53	8,10	8,22	5,92	6,94	5,49	6,15	10,31
16	8,69	9,22	5,95	7,39	6,29	7,97	7,85	6,03	6,64	5,55	9,21	7,14
17	10,27	6,02	6,88	7,93	6,21	8,13	7,85	5,97	7,44	5,73	6,12	9,46
18	9,06	5,94	6,08	7,76	5,84	7,65	7,68	5,65	7,81	6,62	6,22	9,31
19	11,17	7,35	7,18	7,52	6,94	7,82	7,91	6,55	7,45	6,64	7,31	10,05
20	9,93	6,08	6,59	7,65	6,33	8,08	7,73	6,28	7,52	5,72	5,27	10,18
21	10,43	5,97	6,99	7,93	6,21	8,06	7,88	5,97	7,43	5,64	6,16	9,36
22	12,08	6,76	7,73	8,24	7,01	8,11	7,90	5,92	6,92	7,62	6,65	10,81
23	10,68	6,83	6,89	7,91	6,47	8,98	8,40	6,41	7,66	7,13	6,53	10,37
24	10,84	5,93	6,91	7,66	6,23	8,02	8,05	6,12	7,19	5,62	6,31	9,69
25	11,88	6,83	8,01	8,05	7,43	9,35	8,61	7,39	8,61	7,82	6,82	11,25
26	9,46	5,79	6,19	7,81	6,66	8,39	8,27	6,04	8,08	6,24	5,89	9,44
27	10,22	6,63	6,34	7,23	5,49	8,13	7,88	6,43	7,34	6,02	5,56	9,59
28	11,68	6,69	6,51	7,37	6,85	9,05	8,75	6,21	6,82	6,53	6,87	8,81
29	10,39	6,56	7,49	7,91	6,49	8,56	8,26	6,75	7,48	6,92	6,98	10,95
30	10,65	6,45	6,78	8,22	6,82	9,52	9,26	5,97	8,03	6,31	6,61	10,36
31	11,75	6,63	6,51	7,17	6,75	8,98	8,72	6,27	6,76	6,63	6,97	8,91
32	9,72	6,43	6,66	7,99	6,19	8,09	8,11	5,71	7,25	6,48	6,34	9,93
33	10,73	6,27	7,30	7,81	6,84	8,47	8,45	6,79	7,98	7,19	6,46	10,67
34	10,56	6,55	6,29	7,39	5,38	7,95	6,98	5,35	6,82	6,89	5,69	9,78
35	11,11	5,69	6,29	7,05	6,53	8,10	8,22	5,92	6,94	5,61	6,15	10,33
36	10,79	5,89	6,87	7,62	6,19	7,98	8,01	6,08	7,15	5,57	6,28	9,66
37	9,06	5,94	6,08	7,76	5,84	7,65	7,68	5,65	7,81	6,68	6,22	9,31
38	10,33	6,51	7,44	7,85	6,43	8,51	8,21	6,69	7,41	6,85	6,91	10,89
39	11,29	6,77	6,43	7,29	6,37	7,99	8,10	6,32	7,29	6,59	6,87	10,24
40	9,22	5,14	5,89	6,53	6,74	8,09	7,64	6,74	5,98	5,41	5,66	9,47
ŚREDNIA	10,51	6,41	6,76	7,60	6,44	8,31	8,08	6,28	7,35	6,53	6,45	9,95

Tabela 13. Wartości pomiarów szerokości koron zębów (M-D) wykonanych na modelach cyfrowych w łuku dolnym oraz ich średnie [mm]

Model cyfrowy	NUMER ZĘBA											
	36	35	34	33	32	31	41	42	43	44	45	46
1	10,79	7,87	7,92	7,06	6,35	5,82	5,559	6,59	7,46	7,78	7,72	11,79
2	10,11	5,82	6,38	5,46	5,31	4,95	5,10	5,72	6,33	6,64	6,65	10,44
3	11,01	6,99	7,13	6,53	5,56	5,24	5,32	5,65	6,23	7,12	7,17	11,04
4	9,79	6,37	7,04	6,60	5,91	5,40	5,55	5,98	6,29	7,50	6,46	9,64
5	10,85	6,97	6,58	6,37	5,59	5,27	5,07	5,54	6,57	7,04	7,10	11,11
6	11,71	7,54	7,49	6,52	6,03	5,54	5,54	6,12	6,89	7,30	7,40	10,88
7	10,82	6,73	6,63	6,69	5,22	5,43	5,10	6,15	5,71	7,17	6,63	10,9
8	9,56	6,68	5,97	6,23	5,99	5,01	5,02	5,22	6,02	6,10	6,37	9,20
9	9,69	7,11	6,98	6,12	4,97	4,55	4,61	5,31	6,13	7,18	6,91	9,79
10	10,67	6,78	7,07	6,35	5,71	5,08	4,80	5,94	5,90	6,45	7,02	10,95
11	10,94	7,65	7,72	6,79	5,58	5,32	5,38	6,03	6,54	7,56	7,03	10,93
12	9,78	6,33	6,44	6,30	4,84	4,71	4,81	4,94	5,64	7,19	6,46	9,80
13	10,01	6,89	6,61	5,83	5,50	5,02	4,94	5,62	6,49	6,68	7,05	10,74
14	10,82	7,02	6,83	6,04	5,73	4,91	5,12	5,67	6,31	6,82	6,16	10,55
15	11,31	6,96	6,49	5,67	5,54	5,27	5,28	5,69	5,77	7,01	7,05	11,44
16	10,19	6,21	6,71	5,83	5,15	4,93	4,98	5,09	5,93	6,92	6,98	9,97
17	10,07	6,37	6,49	6,97	6,29	5,18	5,31	6,32	6,12	6,31	6,56	10,11
18	9,39	6,63	6,03	6,05	5,41	4,93	4,95	5,92	6,59	6,91	6,61	10,53
19	10,24	7,29	6,58	6,41	5,15	5,09	5,29	5,26	6,64	6,53	7,68	10,61
20	10,16	6,46	6,73	6,38	5,55	4,88	5,73	6,04	7,49	7,21	10,58	10,88
21	10,07	6,35	6,51	6,94	6,35	5,18	5,31	5,42	6,02	6,31	6,56	10,11
22	9,57	7,31	7,55	5,94	4,90	4,39	5,48	5,47	7,38	7,80	8,24	10,81
23	10,82	6,97	6,58	6,31	5,56	5,27	5,07	5,49	6,57	7,04	7,10	11,11
24	10,75	7,16	6,55	6,82	5,28	5,38	5,03	5,92	6,36	7,05	6,37	10,83
25	10,79	7,87	7,92	7,06	6,35	5,82	5,56	6,59	7,46	7,78	7,72	11,79
26	10,92	6,59	6,48	6,18	5,52	4,97	4,68	5,35	6,24	6,72	6,34	10,97
27	10,11	5,82	6,38	5,42	5,31	4,98	5,10	5,72	6,44	6,64	6,65	10,48
28	9,82	7,45	6,54	6,53	6,78	5,78	5,73	6,23	6,35	7,11	7,42	10,12
29	11,24	7,13	6,36	6,67	5,37	5,05	5,14	5,78	6,93	7,02	7,42	11,09
30	10,79	7,12	7,15	6,68	6,19	5,75	5,73	6,43	6,62	6,93	7,02	10,91
31	9,92	7,59	6,44	6,61	6,53	5,89	5,83	6,31	6,28	7,19	7,52	10,16
32	9,91	6,37	6,93	6,6	5,91	5,42	5,66	5,98	6,38	7,5	6,46	9,64
33	10,82	7,82	6,63	6,69	5,22	5,43	5,10	6,15	5,71	7,17	6,63	10,82
34	9,69	6,31	6,44	6,36	4,89	4,76	4,87	5,02	5,71	7,25	6,52	9,86
35	11,31	6,96	6,52	5,67	5,54	5,27	5,24	5,69	5,77	7,01	7,05	11,44
36	10,71	7,12	6,51	6,78	5,24	5,34	4,98	5,88	6,32	7,01	6,31	10,78
37	9,51	6,63	6,03	6,05	5,49	4,87	4,95	5,87	6,59	6,91	6,61	10,53
38	11,19	7,09	6,32	6,59	5,41	5,09	5,14	5,82	6,87	7,02	7,23	11,09
39	10,82	7,02	6,83	6,04	5,73	4,91	5,12	5,67	6,31	6,82	6,16	10,55
40	9,51	6,82	6,01	6,19	6,02	5,03	4,98	5,26	5,98	6,05	6,32	9,14
ŚREDNIA	10,40	6,90	6,71	6,36	5,62	5,18	5,20	5,77	6,38	6,99	6,98	10,59

Tabela 14. Wartości pomiarów wysokości koron klinicznych zębów (H) wykonanych na modelach cyfrowych w łuku górnym oraz ich średnie [mm]

Model cyfrowy	NUMER ZĘBA											
	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26
1	6,23	7,97	8,63	10,60	9,91	11,08	10,75	9,43	10,43	8,24	7,32	6,05
2	4,53	5,23	5,93	7,31	6,27	7,52	7,47	6,93	8,18	6,12	5,45	4,18
3	5,65	6,95	8,50	9,76	9,11	9,58	9,70	9,71	9,80	7,49	5,88	7,01
4	6,78	7,00	7,50	8,60	7,21	8,98	9,76	7,86	9,15	8,19	6,27	5,73
5	5,61	6,27	7,28	9,68	8,63	10,36	10,04	9,29	9,65	7,00	6,13	4,81
6	6,05	7,55	9,13	10,41	9,56	11,16	11,28	10,08	11,45	10,36	6,36	7,58
7	4,97	6,61	7,83	10,75	9,76	10,19	9,91	9,89	10,27	8,87	6,47	4,63
8	6,33	6,75	7,71	9,33	8,73	9,85	10,00	8,21	9,25	6,781	6,63	5,08
9	6,06	7,16	8,03	9,70	8,60	8,93	9,28	8,42	9,65	8,31	7,44	5,40
10	4,48	6,30	7,83	9,54	8,28	10,21	10,45	9,11	9,23	7,61	6,32	5,61
11	5,26	7,07	8,47	10,07	11,01	12,55	12,56	11,76	12,01	9,42	6,59	5,79
12	5,45	6,99	7,98	8,61	8,72	10,23	9,89	9,59	9,46	8,54	6,98	4,86
13	5,32	6,05	7,19	8,82	7,26	9,37	9,71	7,76	8,78	7,40	6,20	4,94
14	3,97	5,95	7,05	9,21	7,12	9,82	9,46	7,26	8,17	6,36	5,57	4,34
15	5,44	6,57	9,04	9,62	8,70	10,25	10,46	8,01	9,36	9,08	6,82	5,36
16	4,12	5,35	6,95	8,41	8,60	8,82	8,89	8,68	8,60	7,81	5,10	4,56
17	6,76	7,52	9,28	10,85	8,75	9,33	9,45	9,25	13,34	9,41	7,65	7,38
18	5,25	6,56	7,58	10,31	9,87	11,37	10,66	9,44	10,73	6,84	5,95	4,79
19	5,27	6,29	7,49	9,08	8,99	10,58	10,56	8,81	9,09	7,09	6,36	5,43
20	5,91	8,36	9,99	11,93	10,21	10,39	10,83	9,78	12,88	9,84	7,76	4,34
21	6,87	7,52	9,28	10,85	8,75	9,33	9,45	9,25	13,34	9,44	7,54	7,38
22	6,13	7,33	9,96	10,21	9,72	10,22	10,15	8,69	9,55	9,46	6,37	5,18
23	6,31	6,27	7,33	9,68	8,45	9,72	9,82	9,06	9,65	7,14	6,13	4,97
24	4,94	5,94	7,00	8,15	9,22	10,15	9,95	8,42	6,94	6,30	5,27	4,04
25	6,06	7,80	8,46	10,43	9,74	10,91	10,58	9,26	10,26	8,07	7,15	5,88
26	5,33	5,73	7,48	8,93	8,95	8,95	9,41	8,94	10,06	7,54	6,13	4,87
27	4,53	5,23	5,93	7,31	6,27	7,52	7,47	6,93	8,18	6,12	5,45	4,18
28	4,79	5,81	6,62	8,23	6,73	7,98	9,08	6,71	7,83	6,87	6,12	4,62
29	4,89	5,83	6,31	9,90	6,26	9,96	10,95	7,92	9,12	5,87	5,74	4,37
30	4,89	6,37	7,56	7,93	7,92	9,78	9,70	7,96	9,05	6,71	5,99	4,20
31	4,79	5,81	6,62	8,53	6,73	8,61	9,08	6,71	7,70	6,57	6,12	4,53
32	6,78	7,10	7,5	8,67	7,21	9,07	9,76	7,89	9,15	8,29	6,27	5,83
33	4,97	6,81	7,83	10,95	9,76	10,41	9,91	10,12	10,27	9,10	6,47	4,83
34	5,45	7,12	7,98	8,61	8,65	10,23	9,89	9,45	9,46	8,54	7,15	4,96
35	5,66	6,57	9,32	9,62	8,92	10,25	10,65	8,01	9,56	9,08	6,98	5,36
36	5,09	6,09	7,15	8,3	9,37	10,3	10,10	8,57	7,09	6,45	5,42	4,19
37	5,02	6,33	7,35	10,08	9,64	11,14	10,43	9,21	10,5	6,61	5,72	4,56
38	5,16	6,10	6,58	10,17	6,53	10,23	11,22	8,19	9,39	6,14	6,01	4,64
39	4,14	6,12	7,22	9,38	7,29	9,99	9,63	7,43	8,34	6,53	5,74	4,51
40	6,11	6,53	7,49	9,11	8,51	9,63	9,78	7,99	9,03	6,561	6,41	4,86
ŚREDNIA	5,43	6,57	7,76	9,44	8,50	9,87	9,95	8,65	9,60	7,70	6,34	5,15

Tabela 15. Wartości pomiarów wysokości koron klinicznych zębów (H) wykonanych na modelach cyfrowych w łuku dolnym oraz ich średnie [mm]

Model cyfrowy	NUMER ZĘBA											
	36	35	34	33	32	31	41	42	43	44	45	46
1	7,21	8,60	8,74	10,91	8,75	10,29	10,58	9,12	10,07	8,49	8,27	6,46
2	5,13	6,36	7,13	8,57	7,72	6,66	7,15	7,18	8,10	6,98	6,08	4,45
3	8,36	8,68	10,19	11,67	9,22	9,24	9,24	9,48	10,98	9,29	7,56	5,97
4	5,63	6,53	8,11	8,65	7,96	6,62	7,05	7,94	8,90	8,34	6,75	5,96
5	6,19	6,61	8,32	8,97	8,58	8,29	8,23	8,66	9,14	7,57	6,67	5,46
6	7,09	9,34	9,89	10,00	9,71	9,08	9,07	9,16	11,73	9,57	8,55	7,47
7	5,88	7,15	8,39	9,27	8,24	8,53	8,48	7,84	8,90	8,56	7,17	5,84
8	6,58	7,70	8,83	9,77	8,05	6,68	7,17	7,43	9,25	7,89	7,30	6,96
9	6,92	7,44	8,96	9,87	9,21	7,44	7,99	8,95	9,95	8,84	8,13	6,86
10	5,95	7,79	9,21	10,04	10,05	8,90	9,39	9,10	10,23	9,18	7,80	6,16
11	6,22	6,82	11,18	13,4	9,92	10,01	9,61	8,75	11,87	9,53	6,30	5,69
12	5,70	7,07	7,61	7,74	8,08	7,34	7,59	7,30	7,24	7,28	6,60	5,52
13	5,29	6,15	8,01	9,01	8,55	8,04	7,78	7,91	9,21	7,12	6,03	5,41
14	5,43	6,39	7,68	8,11	7,72	7,06	6,81	7,85	8,88	7,54	4,56	5,42
15	6,33	7,64	8,81	9,90	8,72	8,52	9,40	9,15	10,11	8,71	7,58	6,29
16	5,44	6,51	8,00	9,43	8,56	8,11	8,05	8,36	9,49	8,27	7,29	6,10
17	5,61	7,23	8,20	10,45	9,71	8,59	9,27	9,51	9,48	8,01	7,64	5,34
18	6,51	8,03	9,49	11,79	9,57	9,25	9,07	9,39	10,99	9,20	7,90	6,78
19	5,99	6,43	7,44	9,67	8,57	7,39	8,20	7,64	9,05	7,61	6,85	6,00
20	4,72	5,99	7,73	9,26	10,05	8,68	8,82	9,18	9,17	9,12	8,28	6,51
21	5,58	7,17	8,15	10,37	9,49	8,59	9,27	9,45	9,51	8,01	7,64	5,34
22	5,95	7,37	9,22	9,50	8,57	8,06	7,98	8,09	11,06	9,56	7,44	6,00
23	6,26	6,82	8,32	9,04	8,58	8,24	8,23	8,66	9,19	7,57	6,73	5,51
24	5,55	6,33	7,33	9,46	7,95	7,23	7,99	7,46	9,75	7,01	6,22	4,97
25	7,04	8,43	8,57	10,74	8,58	10,12	10,41	8,95	9,90	8,32	8,10	6,29
26	5,75	8,04	9,47	9,71	8,78	7,70	8,74	8,79	9,53	8,13	7,63	5,84
27	5,13	6,36	7,13	8,57	7,72	6,66	7,15	7,18	8,10	6,98	6,08	4,45
28	5,46	5,86	7,11	7,34	7,56	7,12	7,77	7,78	7,93	6,55	6,32	4,89
29	6,15	6,76	7,78	9,55	9,67	8,15	8,73	9,62	10,28	7,34	6,21	6,12
30	5,95	6,69	7,42	8,50	7,86	8,06	10,15	8,01	8,46	7,63	6,52	5,25
31	5,46	5,86	7,11	7,03	7,89	7,12	7,58	7,78	7,78	6,55	6,04	4,89
32	5,63	6,63	8,11	8,75	7,96	6,62	7,05	8,02	8,90	8,43	6,75	6,05
33	5,88	7,35	8,39	9,27	8,34	8,53	8,48	7,99	8,90	8,66	7,17	5,96
34	5,70	7,27	7,61	7,74	8,13	7,34	7,59	7,47	7,32	7,28	6,67	5,73
35	6,55	7,64	9,03	9,90	8,94	8,63	9,32	9,15	10,31	8,71	7,79	6,87
36	5,70	6,48	7,48	9,61	8,10	7,38	8,14	7,61	9,90	7,16	6,37	5,12
37	6,28	7,80	9,26	11,56	9,34	9,02	8,84	9,16	10,76	8,97	7,67	6,55
38	6,42	7,03	8,05	9,82	9,94	8,42	9,00	9,89	10,55	7,61	6,48	6,39
39	5,60	6,56	7,85	8,28	7,89	7,23	6,98	8,02	9,05	7,71	4,73	5,59
40	6,36	7,48	8,61	9,55	7,83	6,46	6,95	7,21	9,03	7,67	7,08	6,74
ŚREDNIA	6,01	7,11	8,35	9,52	8,65	8,04	8,38	8,40	9,47	8,07	6,97	5,88

Podobnie jak na modelach gipsowych w grupie zębów siecznych najwyższym zębem na modelach cyfrowych okazał się przyśrodkowy górny siekacz po stronie lewej, a najniższym zębem był dolny przyśrodkowy siekacz po stronie lewej. Średnia wartość wysokości zębów wyniosła odpowiednio 9,95 mm i 8,04 mm. Wśród kłów najwyższym zębem okazał się górny kieł po stronie lewej, którego średnia wysokość korony wyniosła 9,60 mm i była średnio o 0,16 mm większa od wysokości górnego kła prawego, który okazał się najniższym zębem w tej grupie. W grupie zębów przedtrzonowych zarówno pierwsze jak i drugie przedtrzonowce dolne były wyższe od ich odpowiedników w łuku górnym. Podobną sytuację obserwowano na modelach gipsowych. Najwyższym zębem w tej grupie zębowej okazał się pierwszy dolny przedtrzonowiec po stronie lewej. Wysokość tego zęba wyniosła średnio 8,35 mm i była zgodna ze średnią wysokością tego zęba uzyskaną na modelach gipsowych. Natomiast najniższym zębem przedtrzonowym okazał się drugi przedtrzonowiec górny lewy, którego wysokość korony wyniosła średnio 6,34 mm. Wśród pierwszych zębów trzonowych dolne zęby trzonowe były wyższe od górnych (podobnie na modelach gipsowych) średnio o 0,45 mm po stronie prawej i 0,86 mm po stronie lewej. Najniższym zębem w tej grupie był pierwszy trzonowiec górny po stronie lewej, natomiast zębem najwyższym był pierwszy lewy trzonowiec dolny. Średnia wysokość korony klinicznej dla tych zębów wynosiła odpowiednio 5,15 mm i 6,01 mm.

4.4. Wyniki pomiarów liniowych wykonanych na modelach cyfrowych

W tabelach 16 i 17 przedstawiono wartości pomiarów liniowych przedniej i tylnej długości łuku górnego (tabela 16) oraz dolnego (tabela 17). Przedstawione wartości wyrażone są w milimetrach. Obliczono średnie wartości pomiarów przedniej i tylnej długości łuków po stronie prawej i lewej, które stanowiły podstawę do dalszych analiz.

W łuku górnym średnia wartość pomiarów przedniej i tylnej długości łuku po stronie prawej wykazywała wyższe wartości niż po stronie lewej. Różnice wartości pomiarów tylnej długości wyniosły 0,26 mm pomiędzy stroną prawą, a lewą, a 0,46 mm w przypadku przedniej długości. W łuku dolnym średnia wartość pomiarów przedniej i tylnej długości łuku po stronie prawej wykazywały wartości niższe niż po stronie le-

Tabela 16. Wartości pomiarów przedniej i tylnej długości łuku górnego wykonanych na modelach cyfrowych [mm]

Model cyfrowy	POMIAR			
	DP-GP	DT-GP	DP-GL	DT-GL
1	22,77	35,03	22,18	35,95
2	19,36	30,49	18,27	29,93
3	21,73	33,49	20,83	29,17
4	16,22	27,41	15,18	26,12
5	18,70	32,01	16,55	31,52
6	20,74	33,31	19,47	33,61
7	20,08	30,83	19,68	30,94
8	17,70	27,91	18,03	29,55
9	18,57	30,63	17,79	29,66
10	18,79	30,23	19,00	30,77
11	20,47	33,03	19,38	30,41
12	18,05	29,46	17,12	29,42
13	18,86	30,12	18,36	29,72
14	17,77	29,04	17,65	28,52
15	18,99	30,66	18,72	29,33
16	18,74	32,84	18,80	32,95
17	18,21	30,37	18,08	29,51
18	17,49	28,87	17,71	28,8
19	19,05	31,39	18,27	31,18
20	18,11	28,35	17,11	27,93
21	18,04	30,37	18,08	29,11
22	20,32	33,25	19,35	33,00
23	18,70	32,01	16,55	31,52
24	20,74	31,31	19,63	31,3
25	22,30	34,56	21,71	35,48
26	18,37	30,18	18,30	29,9
27	19,36	30,49	18,27	29,93
28	18,98	31,99	18,78	31,10
29	16,45	28,85	18,16	31,69
30	20,74	32,28	20,49	31,67
31	18,98	31,88	18,78	31,10
32	16,22	27,56	15,18	26,34
33	20,08	30,83	19,68	30,94
34	18,05	29,46	17,12	29,42
35	19,01	30,78	18,94	29,33
36	20,89	31,46	19,78	31,45
37	17,26	28,64	17,48	28,57
38	16,72	29,12	18,43	31,96
39	18,02	29,29	17,90	28,77
40	17,31	27,52	17,64	29,16
ŚREDNIA	18,92	30,68	18,46	30,42

Tabela 17. Wartości pomiarów przedniej i tylnej długości łuku dolnego wykonanych na modelach cyfrowych [mm]

Model cyfrowy	ODCINEK			
	DP-DL	DT-DL	DP-DP	DT-DP
1	17,77	30,94	17,50	29,99
2	15,38	25,77	13,44	26,39
3	16,49	34,99	15,89	29,02
4	14,66	23,89	13,11	22,42
5	15,25	27,15	14,73	27,16
6	15,92	29,35	16,25	29,65
7	14,89	25,06	15,34	26,00
8	23,22	28,57	14,13	26,06
9	15,16	26,63	15,18	28,11
10	14,44	26,3	15,07	26,68
11	16,02	29,14	14,50	28,28
12	13,59	24,81	13,72	24,13
13	14,35	24,34	13,95	24,66
14	14,00	23,87	14,12	19,47
15	15,12	26,83	14,27	26,48
16	14,38	26,01	13,89	25,35
17	14,85	26,24	14,81	26,28
18	13,59	24,48	14,25	24,51
19	14,83	26,83	15,04	27,03
20	15,99	31,32	13,79	24,04
21	14,85	26,15	14,81	26,27
22	15,39	28,76	15,83	28,17
23	15,25	27,15	14,73	27,23
24	15,45	26,60	14,68	26,01
25	17,30	30,47	17,03	29,52
26	14,86	25,77	14,53	25,65
27	15,38	25,77	13,44	26,39
28	15,50	25,59	14,81	26,54
29	14,11	25,42	14,23	24,79
30	16,34	27,5	15,75	26,96
31	15,09	25,59	14,81	26,54
32	14,66	24,01	13,11	22,45
33	14,89	25,06	15,34	26,01
34	13,76	24,81	13,72	24,56
35	15,12	27,07	14,87	26,48
36	15,60	26,75	14,83	26,16
37	13,36	24,25	14,02	24,28
38	14,38	25,69	14,50	25,06
39	14,25	24,12	14,37	19,72
40	22,83	28,18	13,74	25,67
ŚREDNIA	15,46	26,68	14,65	25,90

Tabela 18. Wartości pomiarów szerokości przedniej i tylnej oraz wysokości podniebienia wykonanych na modelach cyfrowych [mm]

Model cyfrowy	PARAMETR				
	SZG-4	SZG-6	SZD-4	SZD-6	HP
1	31,55	38,34	29,55	37,88	17,02
2	26,91	33,68	26,27	34,40	14,59
3	27,81	31,95	26,99	34,99	16,25
4	26,06	33,32	22,50	29,82	18,23
5	28,57	37,34	25,87	31,10	18,36
6	30,04	39,63	28,61	35,37	19,64
7	26,67	27,79	25,04	26,63	18,07
8	14,54	25,24	22,81	29,80	17,20
9	26,93	26,53	26,91	36,17	15,12
10	27,39	32,79	25,65	36,25	19,70
11	25,81	32,2	25,75	33,46	20,56
12	26,10	34,95	24,73	33,27	16,70
13	25,20	31,26	24,47	25,85	14,04
14	24,43	30,95	23,56	21,52	18,57
15	27,67	32,84	26,14	32,81	14,90
16	27,24	38,24	26,14	36,00	16,90
17	26,69	36,39	27,68	35,81	11,79
18	24,41	30,22	25,53	30,41	15,63
19	28,04	34,86	25,87	32,30	17,37
20	25,13	31,73	24,99	33,33	13,08
21	26,69	36,39	27,60	35,81	11,79
22	26,48	35,48	27,61	34,77	18,39
23	28,57	37,34	25,87	31,10	18,36
24	29,01	33,63	26,25	30,74	15,63
25	31,08	37,87	29,08	37,41	17,02
26	28,96	36,21	26,30	38,31	18,75
27	26,91	33,68	26,27	34,40	14,13
28	25,41	30,75	25,01	30,45	19,21
29	25,21	32,95	25,11	30,11	20,12
30	28,62	33,61	28,29	35,70	12,49
31	25,41	30,36	25,01	29,99	19,21
32	26,06	33,56	22,50	30,14	18,26
33	26,67	27,79	25,04	26,63	17,97
34	26,10	34,95	24,73	33,27	16,50
35	27,67	32,84	26,14	32,81	14,85
36	29,16	33,78	26,40	30,89	16,21
37	24,18	29,99	25,30	30,18	15,83
38	25,48	33,22	25,38	30,38	20,44
39	24,68	31,20	23,81	21,77	19,07
40	14,15	24,85	22,42	29,41	17,40
ŚREDNIA	26,34	33,02	25,73	32,04	16,88

wej. Różnice wartości pomiarów tylnej długości między stronami wynosiło 0,78 mm, a przedniej 0,81 mm.

W tabeli 18 przedstawiono otrzymane wyniki pomiarów szerokości przedniej i tylnej dla łuku zębowego górnego (SZG-4, SZG-6) i dolnego (SZD-4, SZD-6) oraz wysokość podniebienia (H) wykonanych na modelach cyfrowych [mm]. Przedstawione wartości pomiarów wyrażone są w milimetrach. Obliczono średnie wartości tych parametrów, które stanowiły podstawę do dalszych analiz.

Średnia wartość szerokości górnego łuku zarówno w odcinku przednim jak i tylnym były wyższe od szerokości łuku dolnego. Średnia wartość szerokości przedniej dla łuku górnego wynosiła 26,34 mm, natomiast dla łuku dolnego 25,73 mm. Średnia wartość szerokości tylnej dla łuku dolnego wynosiła 33,02 mm, a dla łuku górnego 32,04 mm. Średnia wartość wysokości podniebienia na modelach cyfrowych wyniosła 16,88 mm.

4.5. Analiza porównawcza wartości pomiarów zębowych wykonanych na modelach gipsowych i cyfrowych

Porównanie wartości szerokości koron na modelach analogowych oraz cyfrowych wykazało istotne statystycznie różnice w pomiarach dziesięciu zębów: 16, 21, 22, 23, 32, 33, 34, 43, 45, 46 (tabele 19 i 20).

Większe wartości pomiarów szerokości zębów w modelach cyfrowych zaobserwowano w obrębie zębów tylnych po stronie prawej górnego i dolnego łuku zębowego (16, 45, 46). Natomiast mniejsze wartości pomiarów szerokości zębów na modelach cyfrowych obserwowano w obrębie zębów przednich (21, 22, 23, 32, 33, 34, 43).

Tabela 19. Porównanie średnich wartości pomiarów szerokości zębów (M-D) w łuku górnym

Średnia wartość pomiaru M-D (mean)	ZĄB											
	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26
Gipsowe	10,28	6,43	6,68	7,70	6,49	8,25	8,19	6,46	7,65	6,58	6,51	9,93
Cyfrowe	10,51	6,41	6,76	7,60	6,44	8,31	8,08	6,28	7,35	6,53	6,45	9,95
Różnica średnich	-0,23	0,02	-0,08	0,1	0,05	-0,06	0,11	0,18	0,30	0,05	0,05	-0,02
p	0,0010	0,7049	0,1325	0,0939	0,1726	0,1243	0,0043	0,0000	0,0000	0,3720	0,3015	0,7965

Tabela 20. Porównanie średnich wartości pomiarów szerokości zębów (M-D) w łuku dolnym

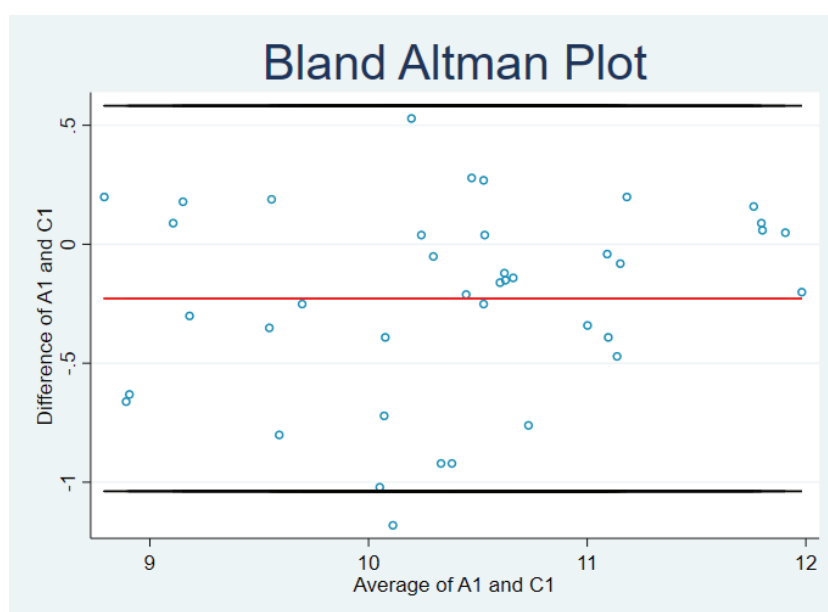
Średnia wartość pomiaru M-D (mean)	ZĄB											
	36	35	34	33	32	31	41	42	43	44	45	46
Gipsowe	10,32	6,87	6,92	6,52	5,77	5,21	5,17	5,74	6,52	6,98	6,87	10,43
Cyfrowe	10,40	6,90	6,71	6,36	5,62	5,18	5,20	5,77	6,38	6,99	6,98	10,59
Różnica średnich	-0,08	-0,03	0,21	0,16	0,15	0,03	-0,03	-0,03	0,14	-0,01	-0,11	-0,16
p	0,1186	0,4687	0,0000	0,0170	0,0003	0,3395	0,3252	0,4631	0,0246	0,8191	0,0169	0,0044

Największe różnice wartości pomiarów dotyczyły szerokości zębów 23 i 16. Dla zęba 23 średni pomiar w modelu cyfrowym był mniejszy średnio o 0,30 mm od pomiaru na modelu gipsowym, natomiast dla zęba 16 średni pomiar na modelu cyfrowym był większy średnio o 0,23 mm od pomiaru na modelu gipsowym.

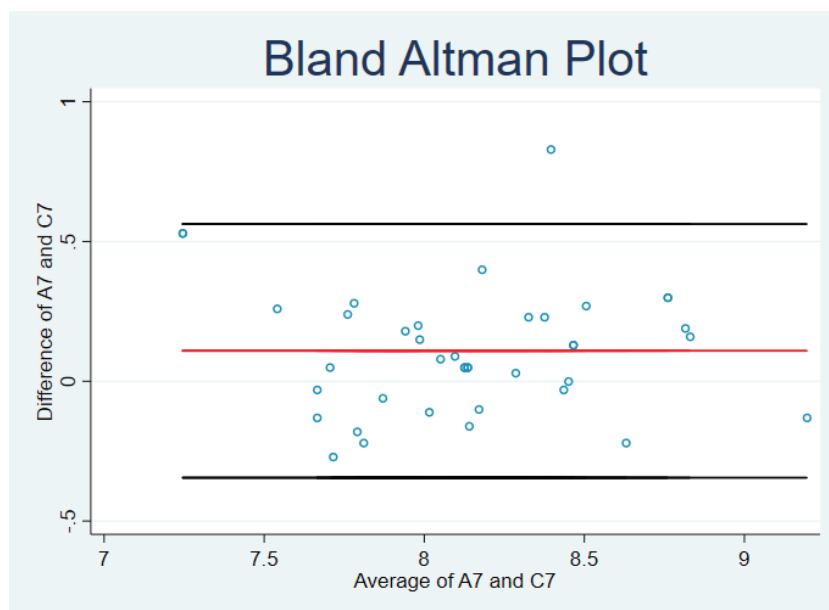
Analizę wyników przedstawiają ryciny 26–35.

Analiza porównawcza wartości wysokości koron na modelach gipsowych oraz cyfrowych wykazała istotnie statystyczne różnice ($p < 0,05$) w pomiarach szesnastu zębów: 16, 13, 12, 11, 21, 22, 23, 25, 26, 31, 32, 36, 41, 42, 45, 46 (tabele 21 i 22).

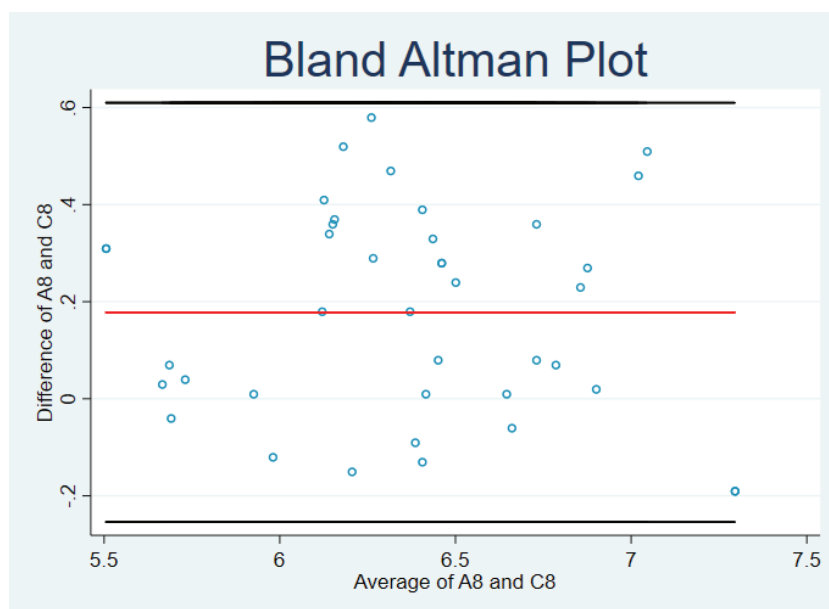
Mniejsze wartości pomiarów wysokości korony klinicznej zębów na modelach cyfrowych zaobserwowano w obrębie zębów tylnych w górnym i dolnym łuku zębowym po stronie lewej i prawej (16, 25, 26, 36, 45, 46).



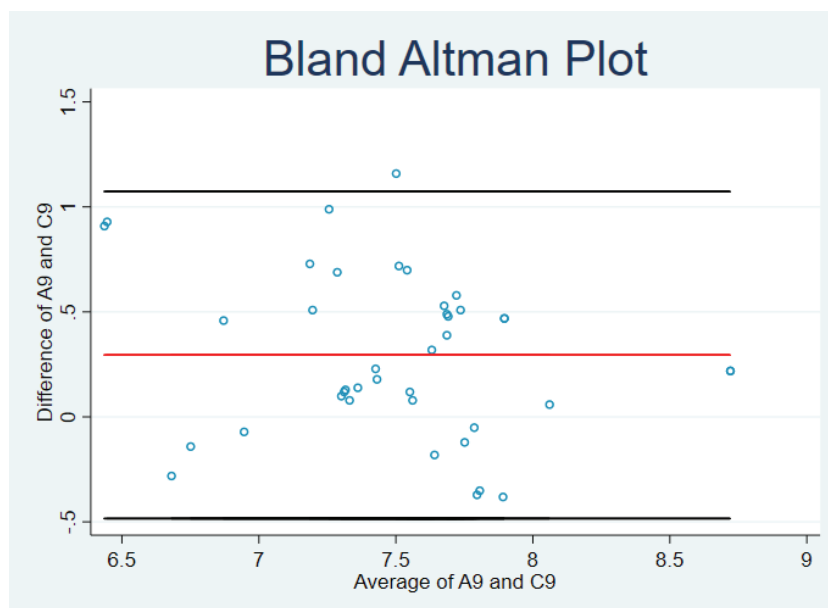
Rycina 26. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 16



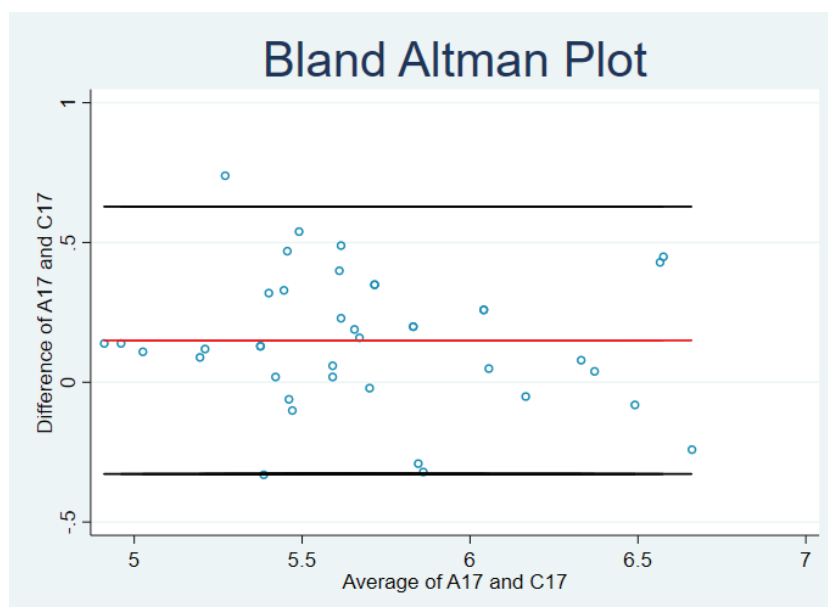
Rycina 27. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 21



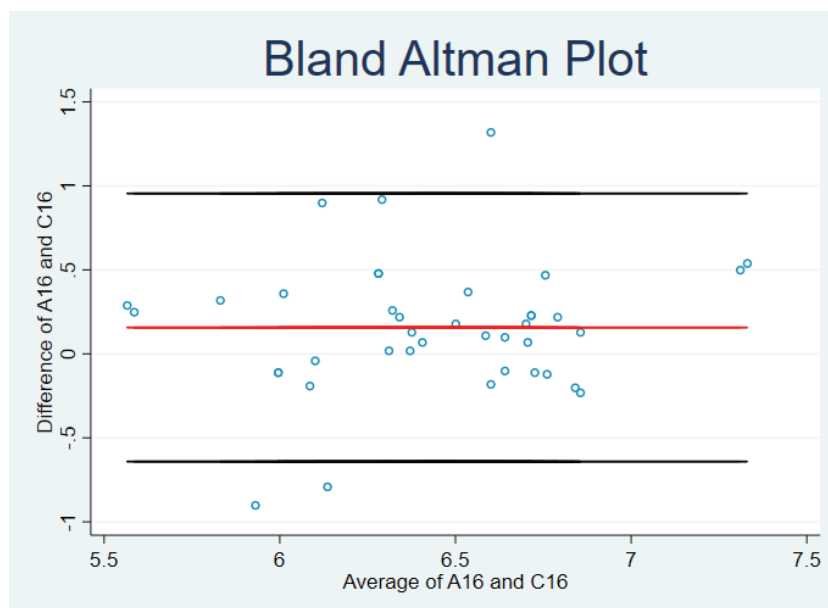
Rycina 28. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 22



Rycina 29. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 23



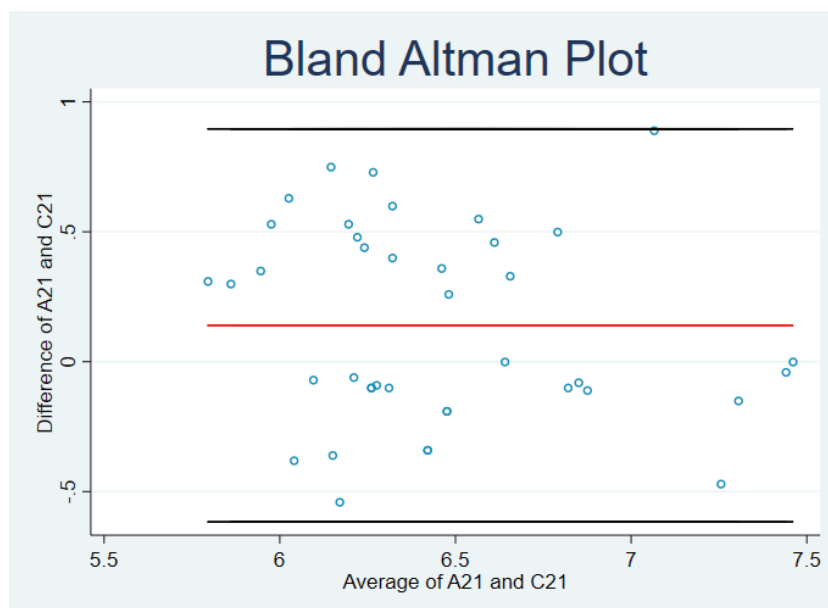
Rycina 30. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 32



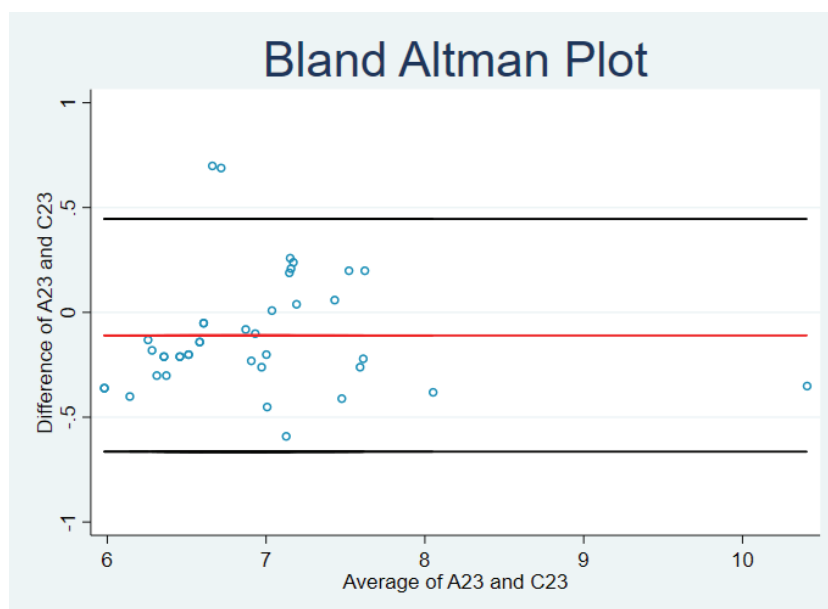
Rycina 31. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 33



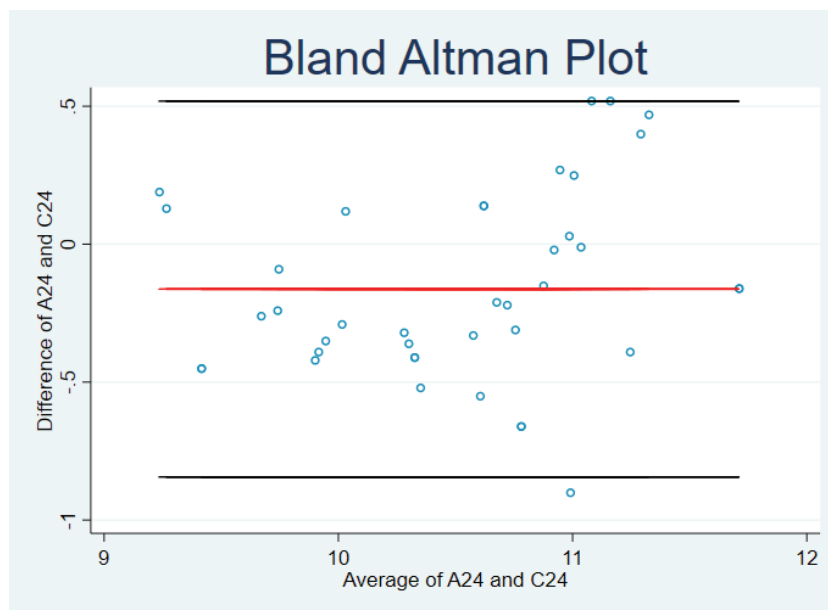
Rycina 32. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 34



Rycina 33. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 43



Rycina 34. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 45



Rycina 35. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 46

Tabela 21. Porównanie średnich wartości pomiarów wysokości korony klinicznej (H) w łuku górnym

Średnia wartość pomiaru H (mean)	ZĄB											
	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26
Gipsowe	5,60	6,60	7,75	9,23	8,23	9,55	9,61	8,36	9,39	7,72	6,42	5,50
Cyfrowe	5,43	6,57	7,76	9,44	8,50	9,87	9,95	8,65	9,60	7,70	6,34	5,15
Różnica średnich	0,17	0,03	-0,01	-0,21	-0,27	-0,32	-0,34	-0,29	-0,21	0,02	0,08	0,35
p	0,0108	0,4736	0,8313	0,0001	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,6675	0,0158	0,0000

Tabela 22. Porównanie średnich wartości pomiarów wysokości korony klinicznej (H) w łuku dolnym

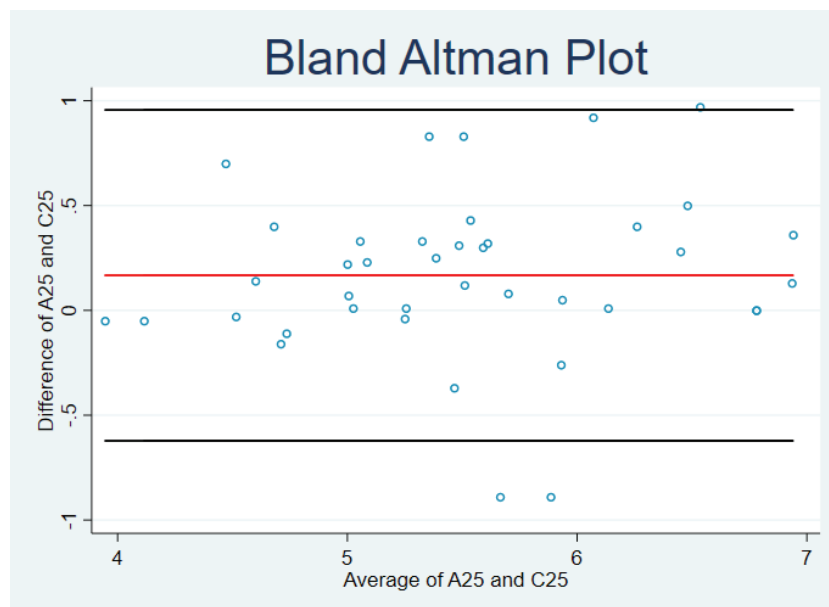
Średnia wartość pomiaru H (mean)	ZĄB											
	36	35	34	33	32	31	41	42	43	44	45	46
Gipsowe	6,22	7,17	8,35	9,49	8,47	7,94	8,26	8,27	9,51	8,07	7,14	6,28
Cyfrowe	6,01	7,11	8,35	9,52	8,65	8,04	8,38	8,40	9,47	8,07	6,97	5,88
Różnica średnich	0,21	0,06	0,0	-0,03	-0,18	-0,10	-0,12	-0,13	0,04	0,00	0,17	0,40
p	0,0004	0,1049	0,9440	0,5413	0,0004	0,0282	0,0018	0,0004	0,3948	0,9200	0,0015	0,0000

Pozostałych jedenaście istotnie statystycznych różnic dotyczyło zwiększonej wartości pomiarów wysokości korony na modelach cyfrowych. Zmiany te dotyczyły wyłącznie zębów przednich, zarówno w łuku górnym jak i dolnym (13, 12, 11, 21, 22, 23, 31, 32, 41, 42).

Różnice średnich wartości pomiarów wahały się w przedziale 0,08 – 0,40 mm. Największe zmiany dotyczyły pomiarów zębów 11, 21, 26, 46. Dla zęba 46 średni pomiar na modelu cyfrowym był o 0,40 mm mniejszy niż pomiar na modelu gipsowym. Średni wymiar wysokości klinicznej zęba 26 był mniejszy o 0,35 mm na modelu cyfrowym niż gipsowym.

Dla zębów 11, 21 średnie pomiary wysokości koron na modelach cyfrowych były o odpowiednio 0,33 mm oraz 0,35 mm większe niż na modelach gipsowych.

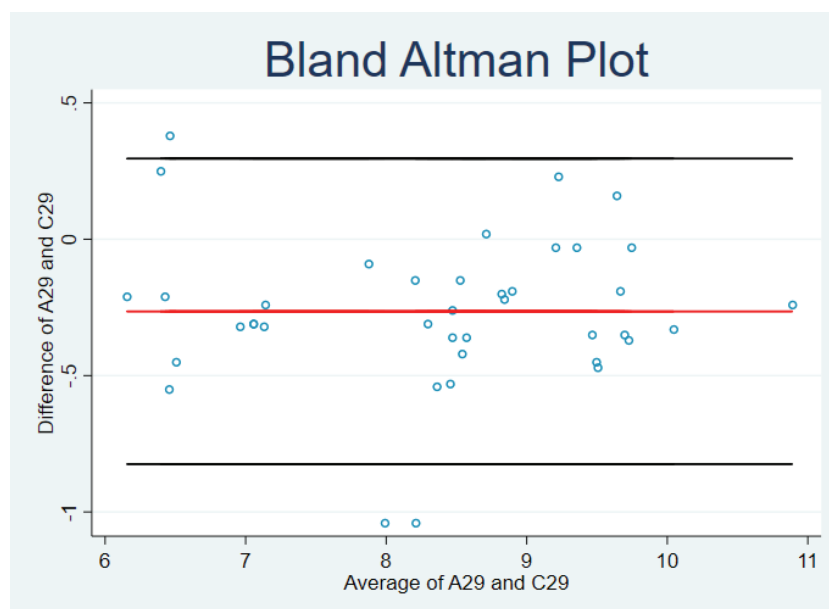
Analiza wyników oraz wykres Blanda-Altmana dla zębów z różnicą istotną statystycznie przedstawiają ryciny od 36 do 51.



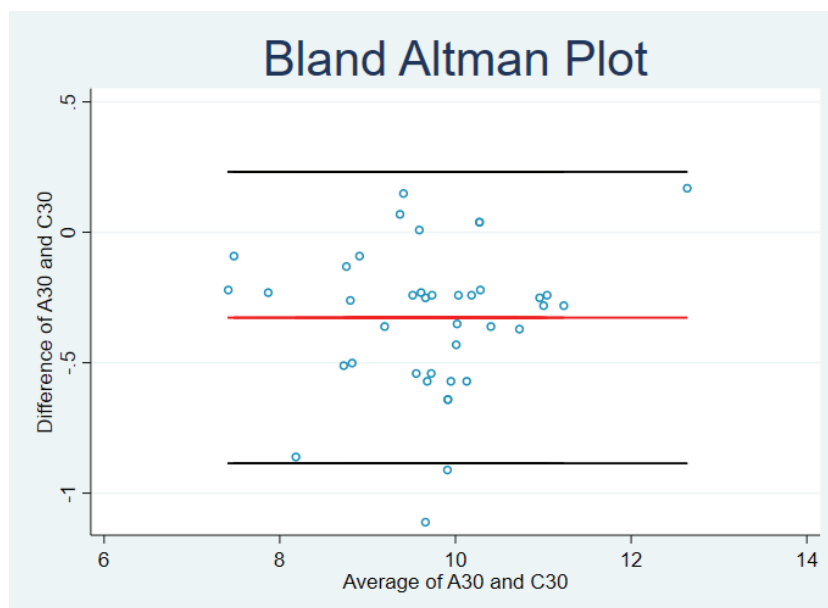
Rycina 36. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 16



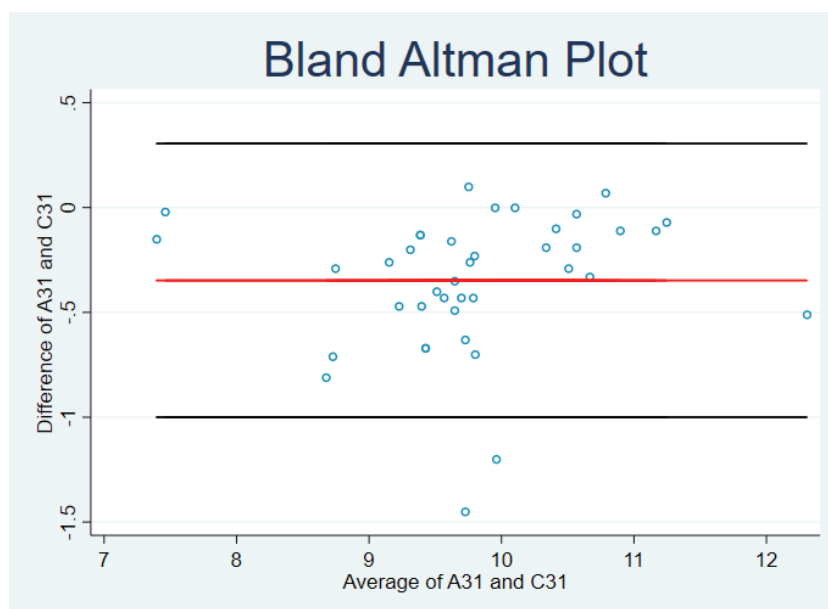
Rycina 37. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 13



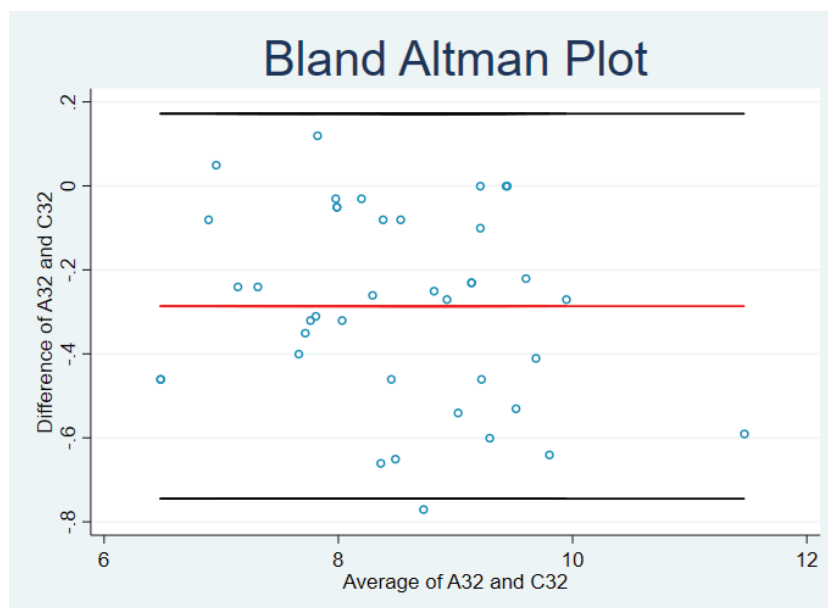
Rycina 38. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 12



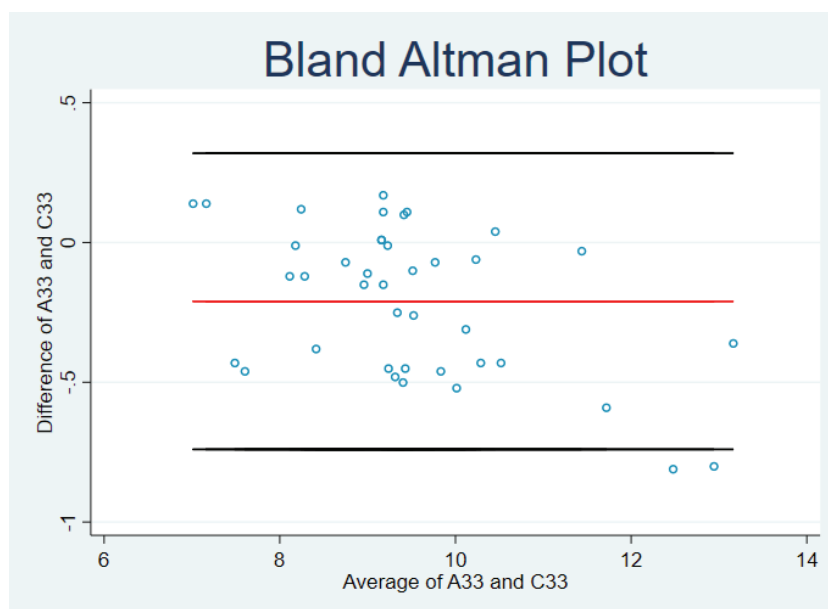
Rycina 39. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 11



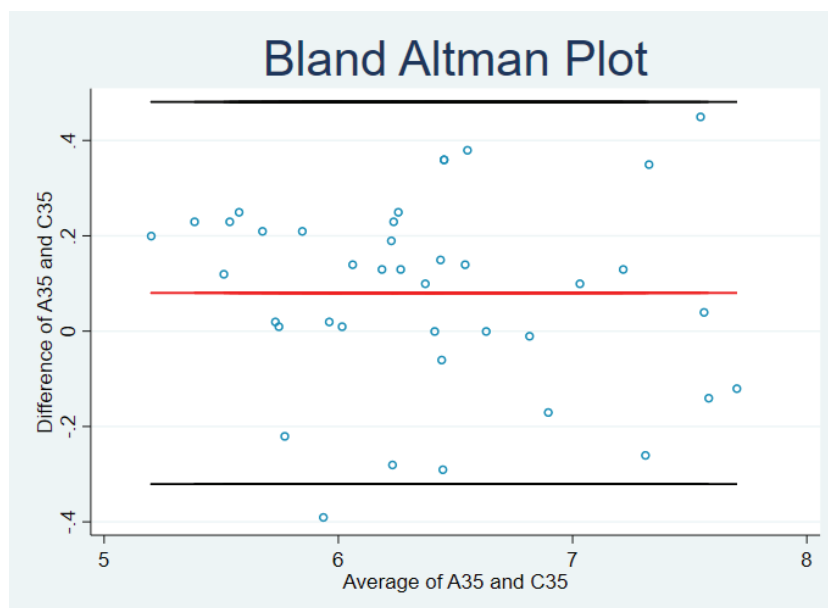
Rycina 40. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 21



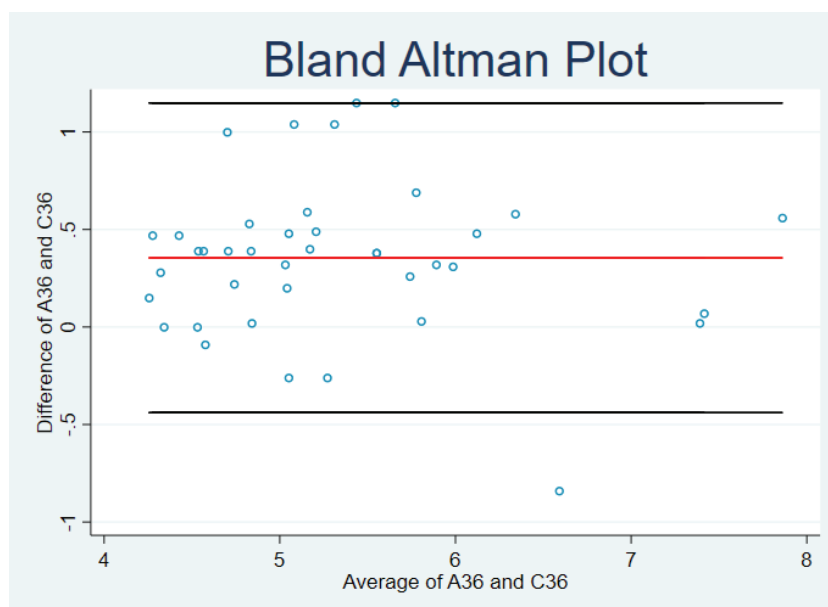
Rycina 41. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 22



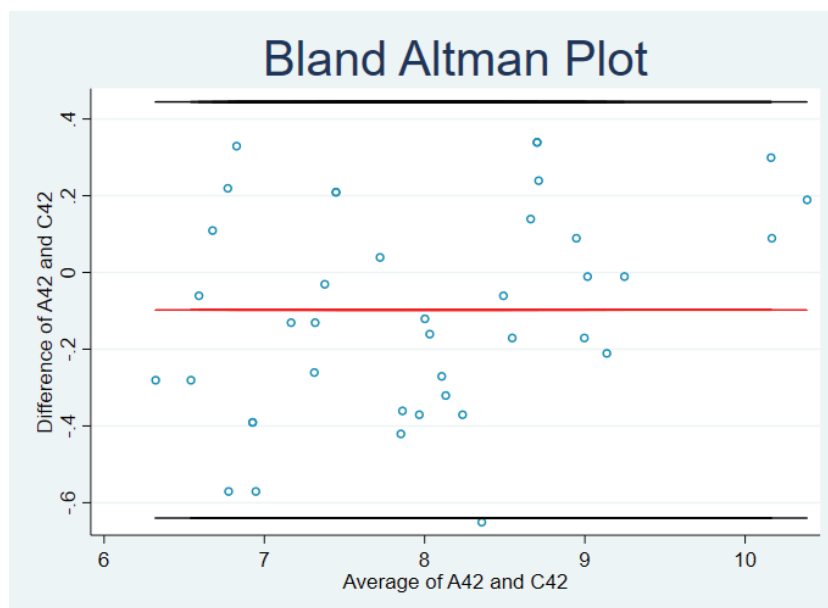
Rycina 42. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 23



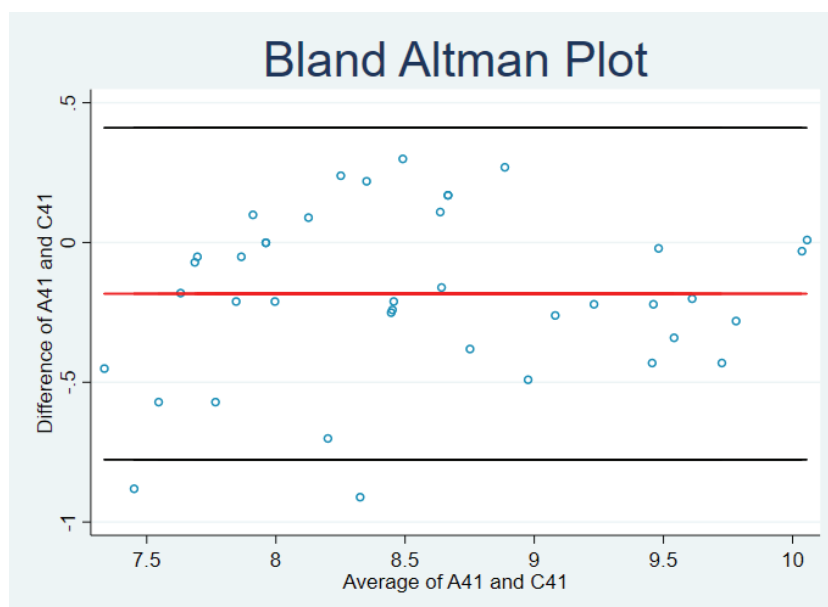
Rycina 43. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 25



Rycina 44. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 26



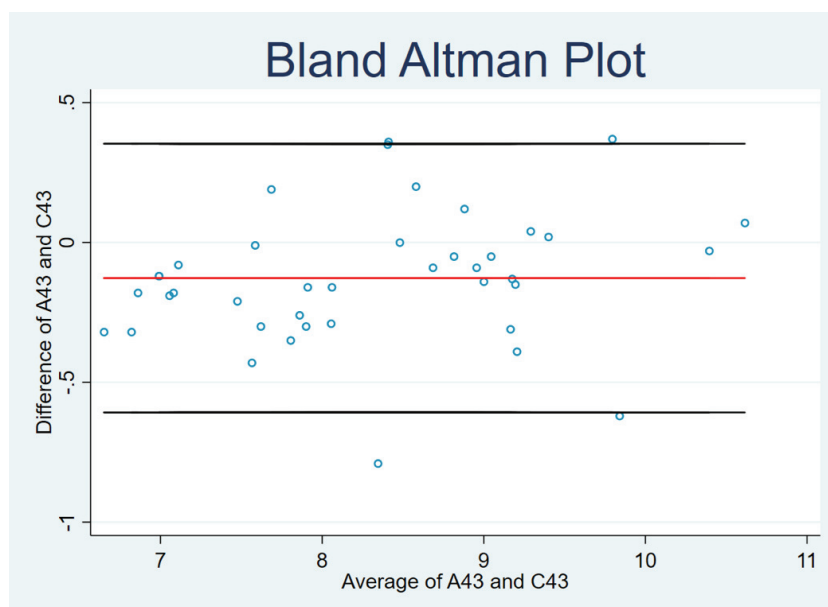
Rycina 45. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 31



Rycina 46. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 32



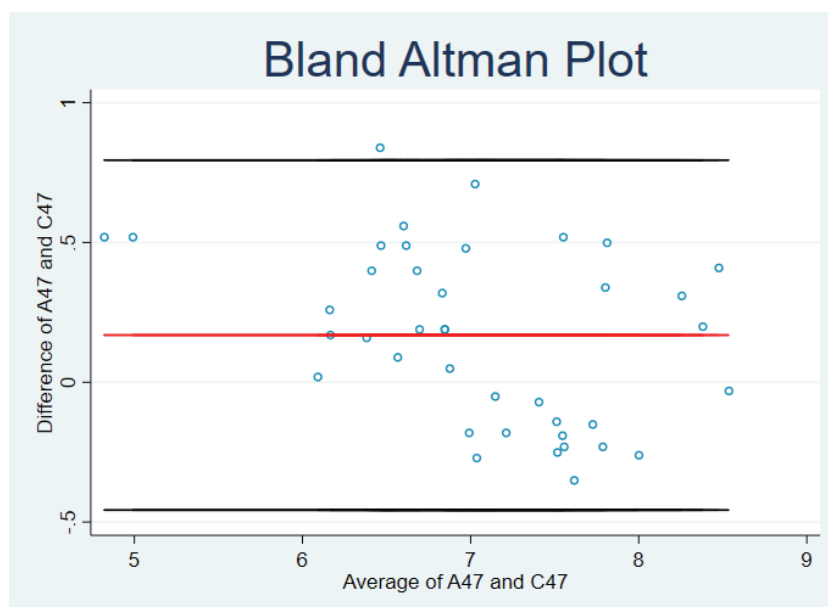
Rycina 47. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 36



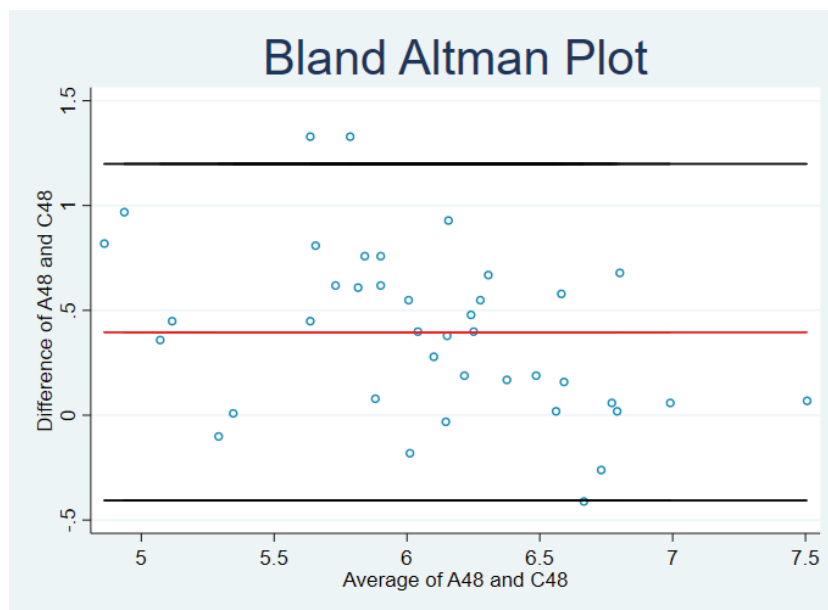
Rycina 48. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 41



Rycina 49. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 42



Rycina 50. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 45



Rycina 51. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 46

4.6. Analiza porównawcza wartości pomiarów liniowych wykonanych na modelach gipsowych i cyfrowych

Analiza porównawcza wartości pomiarów długościowych w łukach zębowych, wykazała istotne statystycznie różnice w 5 z 8 parametrów: DP-GL, DT-GL, DP-DL, DP-DP, DT-DP (tabela 23).

Tabela 23. Porównanie średnich wartości pomiarów liniowych w łuku górnym i dolnym

Średnia wartość pomiaru	ODCINEK							
	DP-GP	DT-GP	DP-GL	DT-GL	DP-DL	DT-DL	DP-DP	DT-DP
Gipsowe	18,80	30,88	18,75	30,80	15,70	27,03	15,04	26,37
Cyfrowe	18,92	30,68	18,46	30,42	15,46	26,68	14,65	25,90
Różnica średnich	-0,12	0,20	0,29	0,38	0,24	0,35	0,39	0,47
p	0,2102	0,0781	0,0003	0,0013	0,0002	0,1176	0,0000	0,0118

Wartości pomiarów tych parametrów na modelach cyfrowych były mniejsze od wartości pomiarów na modelach gipsowych. Największe odchylenia w tej grupie pomiarów dotyczyły pomiary DT-GL, DP-DP i DT-DP, a różnice wynosiły odpowiednio: 0,38, 0,39, 0,47 mm.

Analiza pomiarów przedniej i tylnej szerokości łuku zębowego wykazała istotne statystycznie różnice w obu pomiarach (tabela 24). Różnice te wahały się w przedziale 0,37-0,77 mm.

Tabela 24. Porównanie średnich wartości pomiarów przedniej i tylnej szerokości łuków oraz wysokości podniebienia

Średnia wartość pomiaru	PARAMETR				
	SZG-4	SZG-6	SZD-4	SZD-6	HP
Gipsowe	26,37	33,39	26,22	32,81	17,60
Cyfrowe	26,34	33,02	25,73	32,04	16,88
Różnica średnich	0,03	0,37	0,49	0,77	0,72
p	0,6447	0,0020	0,0040	0,0409	0,0000

Analiza porównawcza pomiaru głębokości podniebienia wykazała istotną statystycznie różnicę pomiędzy modelem analogowym, a cyfrowym. Różnica pomiędzy średnimi wynosiła 0,72 mm.

5. Dyskusja

Prawidłowa diagnoza oraz plan leczenia to klucz do sukcesu terapeutycznego w ortodoncji. Wskaźniki stomatologiczne czy ortodontyczne były zawsze głównym elementem wstępnego badania pacjenta. Pomiarów zębów i łuków zębowych są szczególnie istotne w analizie pacjentów z dysharmonią wielkości koron zębowych. Ich przeprowadzenie jest również konieczne w przypadkach „granicznych” przy wyborze metody leczenia bezekstrakcyjnego lub z usuwaniem zębów.

Celem uzyskania rozstrzygających oraz wiarygodnych wyników, liczba modeli, wykorzystanych do przeprowadzenia wyżej przedstawionego badania, została określona na podstawie przeglądu aktualnej literatury i potwierdzona analizami statystycznymi w nich użytymi. Watanabe-Kanno i wsp., Leifert i wsp., Zilberman i wsp. oraz Asquith i wsp. analizowali od 10 do 25 modeli diagnostycznych [Watanabe-Kanno G., Abrao J., Miasiro Junior H., i wsp., 2009]. W oparciu o wyniki tych prac, w badaniu własnym zdecydowano o przeprowadzeniu analizy na 40 kompletach modeli diagnostycznych.

W przeprowadzonych własnych badaniach zaobserwowano, że różnice w pomiarach zębowych, czyli w pomiarach szerokości mezjalno-dystalnej pojedynczych zębów i wysokości ich korony wykonanych na modelach gipsowych i cyfrowych dotyczyły 30% mierzonych zębów. Na 48 pomiarów zębowych różnice odnotowano dla 16 pomiarów. Były one niewielkie i wahały się pomiędzy 0,08, a 0,40 mm. Podobne wyniki uzyskał Aly P. i wsp. Badali oni szerokość mezjalodystalną zębów na modelach gipsowych, modelach cyfrowych uzyskanych poprzez skanowanie oraz modelach wytworzonych w procesie drukowania 3d. Zaobserwowane przez autorów różnice wahały się od 0,016 do 0,142 [Aly P., Mohsen C., 2020]. Hunter i Priest w 1960 roku opisali wykonywaną przez nich metodę pomiaru szerokości mezjalno-dystalnej [Hunter W., Priest W., 1960], którą wykorzystano w badaniu własnym. Porównania szerokości koron klinicznych wykazały różnice istotnie statystyczne przy 10 zębach, przy czym w zakresie zębów tylnych pomiary szerokości zębów na modelach cyfrowych były większe od pomiarów na modelach gipsowych, a w odcinku przednim odwrotnie, pomiary szerokości koron na modelach cyfrowych

były mniejsze od pomiarów na 86 modelach gipsowych. Santoro i wsp. przeprowadzili analizę porównawczą szerokości koron klinicznych zębów na modelach gipsowych oraz ich cyfrowych skanach. Różnice szerokości zębów sięgały 0,38 mm. Zaobserwowali mniejszenie wartości szerokości zębów na zeskanowanych modelach [Santoro i wsp., 2003; Rossini i wsp. 2016]. Również Jedlińska w swoich badaniach potwierdziła zgodność pomiarów szerokości koron zębów na modelach gipsowych i ich skanach. Cuperus i wsp. w swoich badaniach przy użyciu skanera wewnątrzustnego Lava Chairside Oral Scanner, stwierdzili, że pomiary szerokości zębów wykonane na modelach cyfrowych były większe. W badaniach własnych odnotowano zarówno zmniejszenie jak i zwiększenie średnich szerokości zębów w szczęce i w żuchwie na modelach cyfrowych.

W badaniach własnych w analizie porównawczej pomiarów szerokości przedniej i tylnej łuków zębowych wykazano różnice średnich wartości w przedziale 0,37–0,77 mm. Różnica pomiarów dotyczących głębokości podniebienia wynosiła 0,72 mm. Zmierzone szerokości łuków zębowych i wysokość podniebienia były mniejsze na modelach cyfrowych, a niżeli gipsowych. Podobne różnice wartości pomiarów liniowych, wahające się pomiędzy 0,004, a 0,62 mm wykazali Quimby i wsp., Keating i wsp., Asquith i wsp., Bootvong i wsp., Watanabe-Kanno i wsp., Verma i wsp. Ponadto Kusnoto i wsp. udowodnili, że pomiary wykonywane na modelach cyfrowych uzyskanych poprzez skanowanie modeli gipsowych były zgodne z pomiarami analogowymi.

Analiza pomiarów długości łuków zębowych w badaniach własnych wykazała istotnie statystycznie różnice w 5 z 8 pomiarów. Wartości długości łuków na modelach cyfrowych były mniejsze w porównaniu z wartościami pomiarów na modelach gipsowych. Różnice średnich wartości długości łuków wynosiły od 0,24 do 0,47 mm. Według Sousa i wsp., pomiary długości i szerokości łuków na modelach cyfrowych były zgodne z pomiarami analogowymi na modelach gipsowych. Fleming i wsp., wykazali, że średnie różnice między pomiarami liniowymi na modelach gipsowych i cyfrowych są niewielkie i wynoszą od 0,04 mm do 0,4 mm [Fleming i wsp., 2011].

Według dostępnego piśmiennictwa różnice w pomiarach mogą wynikać z faktu kurczenia się wycisków podczas transportu do laboratorium protetycznego. Pomimo, że w badaniu własnym wyciski odlewano w przeciągu 2 godzin od ich wykonania, to jak podaje Coleman i wsp., zmiany odkształceniowe wycisków mogą występować pomimo ich krótkiego przechowywania i szybkiego odlewania [Coleman R., Hembree J., Weber F., 1979]. Alcan i wsp. podają, że średni bezwzględny błąd pomiarowy pomiędzy pomiarami wykonanymi na modelu wzorcowym, a pomiarami wykonanymi na modelach

gipsowych pobranych w przeciągu 1 godziny od 87 pobrania, wynosi 1,285%. W tych samych badaniach porównanie wartości pomiarów wykonanych na modelu wzorcowym oraz modelach cyfrowych wyniósł tylko 0,695% [Alcan T., Ceylanoglu C., Bay-sal B., 2009]. Różnice w pomiarach na modelach gipsowych i cyfrowych mogą być też spowodowane niską precyzją odwzorowania powierzchni proksymalnych (stycznych), co utrudnia pozycjonowanie orientacyjnych punktów pomiarowych. Inną przyczyną może być zwiększona dokładność technik wirtualnych. Precyzyjne ustawienie cienkiego i małego kursora w dowolnym miejscu mierzonego zęba jest znacznie łatwiejsze, niż posługiwanie się suwmiarką o dużych rozmiarach, używaną do pomiarów na modelach gipsowych.

Głównym ograniczeniem metody cyfrowej jest raczej identyfikacja punktów pomiarowych niż korzystanie z urządzenia skanującego czy rodzaju oprogramowania. Dalestra i wsp., zwracają uwagę, że szczególnie w przypadku wykonywania pomiarów cyfrowych istotna jest tak zwana krzywa uczenia oraz doświadczenie lekarza dentysty wykonującego pomiar. W swoich badaniach podzielili się spostrzeżeniami, że pomimo idealnego przeszkolenia i skalibrowania dwóch egzaminatorów, pierwszy z nich nie był w stanie idealnie odtworzyć punktów orientacyjnych, które wybrała druga osoba. Z kolei Santoro i wsp. i Rossini i wsp. zauważyli, że różnice w pomiarach zębów techniką tradycyjną i cyfrową mogą być wywołane przez zmiany morfologiczne zębów [Santoro i wsp., 2003; Rossini i wsp. 2016]. W przypadku pomiarów głębokości podniebienia Kusnoto i wsp. stwierdzili, że różnice w ich dokładności wynikają z poziomego położenia źródła wiązki światła. Rozbieżności czasowe między emisją wiązki światła, a czujnikiem światłoczułym powodują niewielki wzrost współrzędnych podczas skanowania głębokości obiektu.

Kliniczne znaczenie różnic w pomiarach modeli gipsowych i cyfrowych wzbudza dyskusje badaczy. Według Asquith i McIntyre błędy systemowe wynoszące powyżej 0,5 mm w pomiarach pojedynczych zębów czy określonych odcinków, lub gdy błąd pomiarowy wynosi powyżej 5% są klinicznie niedopuszczalne [Asquith J., McIntyre G., 2012]. Natomiast Naidu i wsp., Santoro i wsp., Reuschl i wsp., twierdzą, że błąd pomiarowy 0,5 mm lub nawet nieznacznie większy nie wydaje się mieć znaczenia klinicznego [Naidu D., Freer T., 2014; Reuschl R., Heuer W., Stiesch M., i wsp., 2016; Santoro M., Galkin S., Teredesai M., i wsp. 2003].

Pomiary mezjalno-dystalne poszczególnych zębów wykorzystywane są do obliczenia wartości wskaźnika Boltona, który jest ważną przesłanką przy podejmowaniu decy-

zji o planie leczenia. I choć, w przypadku pomiarów pojedynczych zębów, różnice te nie wydają się znaczące, to już po ich zsumowaniu i wyznaczeniu wskaźnika Boltona mogą okazać się klinicznie istotne. Sherrard i wsp., stwierdzili w swoich badaniach dotyczących wiarygodności analizy wskaźnika Boltona, że klinicznie istotne pomiarowe błędy ($> 1,5$ mm) mogą wystąpić przy stłoczeniu 3 mm [Sherrard J., Rossouw P., Benson B., i wsp., 2010]. W badaniach Naidu i wsp. i Reushl i wsp., Wiranto i wsp., różnica pomiarów występująca przy wykorzystaniu suwmiarek ręcznych lub analiz wirtualnych była klinicznie nieistotna i wynosiła w badaniach mniej niż 1,5 mm [Naidu D., Freer T., 2014]. Należy zatem podkreślić, że różnice wartości pomiarów są niewielkie i nie wpływają na zmiany diagnozy leczniczej. Również podjęte decyzje terapeutyczno-lecznicze nie różnią się istotnie statystycznie w przypadku obliczeń wskaźników ortodontycznych na modelach cyfrowych czy na modelach gipsowych [Stevens i wsp., 2006; Whetten i wsp., 2006]. Te niewielkie różnice wartości pomiarów, choć nie mają wpływu na rodzaj metody leczenia, mogą mieć jednak wpływ na zakres działania, jak w przypadku grubości szlifowanych powierzchni stycznych zębów. Analiza zapotrzebowania na miejsce dla uszeregowania zębów, wykonana tymi dwiema technikami, może przekładać się na ocenę zakresu wymaganego zmniejszenia szerokości koron klinicznych.

W przeszłości pomiary wykonywano wewnątrzustne i przenoszono na płaską linijkę. Stanowiło to znaczne utrudnienie dla lekarza ortodonta oraz dyskomfort dla pacjenta, zwłaszcza w przypadku organicznego otwierania jamy ustnej [Camadrella i wsp., 2016]. Kolejnym etapem rozwoju metod diagnostycznych ortodoncji stało się zastosowanie wycisków alginatowych, dzięki którym otrzymywano modele gipsowe uzębienia pacjenta. Wykonanie pomiarów na modelach było znacznie wygodniejsze dla badającego. Model oceniano przy doskonałym oświetleniu oraz przy użyciu dodatkowych narzędzi pomiarowych takich jak suwmiarki [Ovsenik, i wsp. 2007]. Pomimo trudności związanych z uzyskaniem modelu gipsowego przy użyciu konwencjonalnych technik wycisku, takich jak wzmożony odruch wymiotny pacjenta, nadmierna produkcja śliny, drobna jama ustna czy duże policzki, modele gipsowe zostały uznane w ortodoncji za „złoty standard” odwzorowania dokładności wymiarów zębów [Stevens i wsp., 2006, Mullen i wsp., 2007, Leifert i wsp., 2009, Sousa i wsp., 2012]. Z powodzeniem są one stosowane w stomatologii od ponad 100 lat [Botvong i wsp., 2010]. Dużym mankamentem stosowania modeli gipsowych w codziennej praktyce ortodontycznej jest ich kubatura, trudność katalogowania oraz szybkiego odnalezienia w zbiorach [Mayers i wsp., 2005].

Jedną z najnowszych technologii w dziedzinie ortodoncji jest wprowadzenie skanerów wewnątrzustnych, które skanują zęby i otaczające tkanki tworząc wirtualne modele ortodontyczne jako alternatywę dla modeli gipsowych. Modele cyfrowe mają wiele zalet, takich jak niewielkie zapotrzebowanie na pamięć i szybkość uzyskiwania danych, które można natychmiast przesłać do innego lekarza, laboratorium czy nawet samego pacjenta [Grunheid i wsp., 2014]. Modele cyfrowe umożliwiają także wirtualną konfigurację dla konkretnego pacjenta i zaawansowane planowanie leczenia, zarówno w przypadku ruchomych, jak i stałych aparatów ortodontycznych [Dunin-Wilczyńska I. i wsp., 2011].

Wykorzystanie technologii obrazowania cyfrowego w stomatologii stało się jednym z najważniejszych aspektów diagnozowania i leczenia chorób jamy ustnej, zwłaszcza po pojawieniu się technik trójwymiarowych. Otrzymywane w ten sposób dane o stanie uzębienia pacjenta konwertowane są na pliki cyfrowe i są one bardzo dokładne. W prawie europejskim akceptowane są jako element dokumentacji medycznej pod warunkiem ich oryginalności oraz braku możliwości przeprowadzania modyfikacji. Rozwój współczesnej technologii ma na celu całkowite wyeliminowanie wycisków alginatowych i fizycznych modeli gipsowych [Fleming i wsp., 2011, Liczmański i wsp., 2020].

Należy jednak podkreślić, iż doświadczenie operatora w pracy ze skanerem wewnątrzustnym jest bardzo istotne. Niełatwo jest sięgnąć końcówką głowicy do tylnych obszarów żuchwy ze względu na masywne ruchy języka, ślinę oraz ograniczone otwarcie jamy ustnej. Może to spowodować zniekształcenie skanowania, a w konsekwencji rozszerzenie odśrodkowe. Odpowiada to wynikom badań przeprowadzonych przez Patzel i wsp. którzy porównywali modele cyfrowe wytworzone z różnych skanerów (iTero, Lava, Cerec, Zfx Intrascan). Uzyskali różnice między 38 a 332,9 μm [Patzel, i wsp., 2014]. Należy zwrócić uwagę, że większość prezentowanych badań określa skanowanie jako metodę znacznie bardziej niezawodną i precyzyjną niż pobieranie wycisków alginatowych [Alcan i wsp., 2009]. Dużym atutem stosowania modeli wirtualnych do analiz ortodontycznych jest przedstawiony w badaniach Reuschl i wsp., czas potencjalnie potrzebny do wykonania obliczeń [Reuschl R., Heuer W., Stiesch M., i wsp., 2016]. W 85 przypadku modeli cyfrowych był on znacznie krótszy, co stanowi decydujące kryterium w wyborze procedury do codziennej, rutynowej pracy w gabinecie ortodontycznym. Trzeba jednak zaznaczyć, że czas potrzebny do precyzyjnego skanowania łuków zębowych i wytworzenia modelu cyfrowego jest dłuższy niż pobranie wycisków przez lekarza. Zakup sprzętu oraz opłata za licencję na oprogramowanie jest znacznie większym wydatkiem niż koszt masy i łyżek wyciskowych.

Wraz ze stałym udoskonalaniem technik bezpośredniego nakładania, wyznaczania i rozpoznawania komputerowego punktów pomiarowych, modele wirtualne mogą w najbliższym czasie zostać uznane w literaturze za złoty standard [Hildebrand i wsp., 2008], jednak obecnie technologia ta wiąże się ze znacznym wydatkiem finansowym. Również czas poświęcony na procedurę skanowania i przygotowania modeli do analizy w oprogramowaniu skanera jest elementem opóźniającym powszechne wdrożenie i zastosowanie tej technologii.

6. Wnioski

Zaobserwowano znaczną zgodność między pomiarami wielkości zębów i pomiarami liniowymi łuków zębowych wykonanych na modelach cyfrowych i gipsowych.

Różnice między pomiarami wykonanymi za pomocą oprogramowania na modelach cyfrowych w porównaniu z pomiarami wykonanymi tradycyjną metoda pomiaru przy użyciu suwmiarki cyfrowej na modelach gipsowych były niewielkie i klinicznie akceptowalne.

Modele cyfrowe stanowią nowej generacji precyzyjne narzędzie diagnostyczne w ortodoncji, które poprzez łatwość kopiowania i przesyłania otwierają nowe możliwości konsultacji oraz planowania wielospecjalistycznego z różnymi ośrodkami klinicznymi.

Badanie wskazuje, że metoda tradycyjnego wytwarzania ortodontycznych modeli gipsowych czy metoda wytwarzania modeli cyfrowych za pomocą skanowania wewnątrzustnego mogą być stosowane zamiennie.

7. Streszczenie

Nowoczesne metody obrazowania i rozwijające się technologie informatyczne rozszerzają zakres narzędzi diagnostycznych w medycynie a także w ortodoncji. Dzięki nim naukowcy i lekarze mogą korzystać ze sprzętów przeznaczonych do diagnozowania 3D struktur ludzkiego ciała.

Celem pracy była ocena przydatności cyfrowych modeli ortodontycznych jako narzędzia diagnostycznego w pracy lekarza ortodonta poprzez analizę porównawczą wartości pomiarów ortodontycznych wykonanych na tradycyjnych modelach gipsowych i modelach wirtualnych.

Materiał do badań pozyskano od pacjentów zgłaszających się do leczenia ortodontycznego do Kliniki Wad Rozwojowych Twarzy Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu. Spośród pacjentów wyselekcjonowano grupę badaną, która uwzględniała kryteria włączenia oraz wyłączenia. Ostatecznie po zastosowaniu kryteriów do grupy badanej zakwalifikowano 40 pacjentów. Wykonano 80 kompletów modeli, w tym 40 kompletów modeli gipsowych oraz 40 kompletów modeli cyfrowych. Przedział wiekowy badanej grupy wynosił od 16 do 37 lat. Wśród badanych były 24 kobiety oraz 16 mężczyzn. U każdego pacjenta pobrano wyciski pod modele gipsowe oraz wykonano skan wewnątrzustny. Pobranie wycisków alginatowych oraz wykonanie skanów u danego pacjenta odbywało się tego samego dnia. W oparciu o badany materiał opracowano 61 parametrów diagnostycznych. Dotyczyły one parametrów zębowych oraz pomiarów liniowych przeprowadzonych na łukach zębowych w trzech płaszczyznach przestrzennych. Wyniki badań poddano analizie statystycznej, za próg istotności przyjęto $p < 0,05$.

Porównanie wartości pomiarów zębowych wykazało istotne statystycznie różnice w 26 z 48 pomiarów. Większe wartości pomiarów szerokości zębów w modelach cyfrowych zaobserwowano w obrębie zębów tylnych, mniejsze w obrębie zębów przednich. Natomiast w pomiarach wysokości korony klinicznej większe wartości na modelach cyfrowych osiągały zęby przednie, a mniejsze zęby tylne. Analiza porównawcza wartości

pomiarów liniowych na łukach zębowych wykazała istotne statystycznie różnice w 9 z 13 parametrów. Wartości pomiarów tych parametrów na modelach cyfrowych były mniejsze od wartości pomiarów na modelach gipsowych.

Zaobserwowano znaczną zgodność między pomiarami wielkości zębów i pomiarami liniowymi łuków zębowych wykonanych na modelach cyfrowych i gipsowych.

Różnice między pomiarami wykonanymi za pomocą oprogramowania na modelach cyfrowych w porównaniu z pomiarami wykonanymi tradycyjną metodą pomiaru przy użyciu suwmiarki cyfrowej na modelach gipsowych były niewielkie i klinicznie akceptowalne.

Modele cyfrowe stanowią nowej generacji precyzyjne narzędzie diagnostyczne w ortodoncji.

Badanie wskazuje, że metoda tradycyjnego wytwarzania ortodontycznych modeli gipsowych czy metoda wytwarzania modeli cyfrowych za pomocą skanowania wewnątrzustnego mogą być stosowane zamiennie. Cyfrowa forma modeli poprzez łatwość kopiowania i przesyłania otwiera nowe możliwości konsultacji oraz planowanie wielospecjalistycznego z dalekich ośrodków klinicznych.

8. Summary

Modern imaging methods and constantly developing technologies extend the range of diagnostic tools in medicine and in orthodontics. Thanks to them, scientists and doctors can use devices designed to diagnose 3D structures of the human body.

The aim of the study was to assess the usefulness of digital orthodontic models as a diagnostic tool in the work of an orthodontist through a comparative analysis of the value of orthodontic measurements made on traditional plaster models and virtual models.

The material for the research was obtained from patients attending orthodontic treatment at the Department of Facial Malformation of the Medical University in Poznań. A research group was selected from among the patients, which took into account the inclusion and exclusion criteria. Eventually, 40 patients were qualified to the study group after applying the criteria. 80 sets of models were made, including 40 sets of plaster models and 40 sets of digital models. The age range of the study group ranged from 16 to 37 years. There were 24 women and 16 men. Impressions for plaster models were taken for each patient and an intraoral scan was made. Taking alginate impressions and making scans in a given patient took place on the same day. Based on the material tested, 61 diagnostic parameters were developed. They concerned dental parameters and linear measurements carried out on dental arches in three spatial planes. The results of the tests were analyzed statistically, the significance threshold was $p < 0.05$.

The comparison of the dental measurements showed statistically significant differences in 26 out of 48 measurements. Higher mesiodistal width values of teeth measurements in digital models were observed in the area of the posterior teeth, and smaller values in the area of the front teeth. On the other hand, in measuring the height of the clinical crown, the front teeth had higher values and the rear teeth had smaller values on the digital models. A comparative analysis of the values of linear measurements on the dental arches showed statistically significant differences in 9 out of 13 parameters. The

measurement values of these parameters on digital models were lower than the measurement values on plaster models.

A significant similarity was observed between the measurements of the size of the teeth and the linear measurements of the dental arches made on digital and plaster models.

The differences between the software measurements on digital models compared to the traditional digital caliper measurements on plaster models were small and clinically acceptable.

Digital models are a new generation of precise diagnostic tools in orthodontics.

The study shows that the traditional method of producing orthodontic plaster models or the method of obtaining digital models using intraoral scanning can be used interchangeably. The digital form of models, thanks to the ease of copying and sending, opens up new possibilities for consultation and multi-specialist planning from distant clinical centers.

9. Piśmiennictwo

1. Ackerman J., Ackerman M., Brensinger C., Landis J.: Amorphometric analysis of pseudo-smile. *Clin Orth Res.* 1998; 1: 2–11.
2. Ackerman J., Proffit W.: Soft tissue limitations in orthodontics: treatment planning guidelines. *Angle Orthod.* 1997; 67: 327–336.
3. Ackerman J., Proffit W.: The emerging soft tissue in orthodontic diagnosis and treatment planning. *Clin Orthod Res.* 2018; 2: 49–52.
4. Alcan T., Ceylanoglu C., Baysal B.: The relationship between digital model accuracy and time-dependent deformation of alginate impressions. *Angle Orthod.* 2009; 79: 30–36.
5. Aly P., Mohsen C.: Comparison of the accuracy of three-dimensional printed casts, digital casts, and conventional casts: An in vitro study. *Eur J Dent* 2020; 14: 189–193.
6. American Dental Association. ADA statement: diagnostic radiation procedures must be used sparingly to reduce dental radiation risk. Available at: <http://www.ada.org/5081.aspx>. Accessed February 6, 2013.
7. Arai Y., Tammisalo E., Iwai K., Hashimoto K., Shinoda K.: Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1999; 28: 245–248.
8. Asquith J., Gillgrass T., Mossey P.: Three-dimensional imaging of orthodontic models: a pilot study. *Eur J Orthod.* 2007; 29: 517–522.
9. Asquith J., McIntyre G.: Dental relationships on three-dimensional digital study models and conventional plaster study models for patients with unilateral cleft lip and plate. *Cleft-Palate-Craniofacial Journal.* 2012; 49: 530–534.
10. Baccetti T., Franchi L., McNamara J.: An improved version of the cervical vertebral maturation (CVM) method for the assessment of mandibular growth. *The Angle Orthodontist.* 2002; 72: 316–323.
11. Baumgaertel S., Palomo J., Palomo L., Hans M.: Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136: 19–28.
12. Baumrind S.: Towards general model for clinical craniofacial research. W: Hunter W., Carlson D., Essay in Honor of Rober Moyers. Ann Arbor, The University of Michigan. 1991.
13. Beneyto Y., Banos M., Lajarin L., Rushton V.: Clinical justification of dental radiology in adult patients: A review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2007; 12: 244–251.

14. Berman B.: 3-D printing: The new industrial revolution. *Bus horiz.* 2012; 55: 155–162.
15. Bootvong K., Liu Z., McGrath C., Heagg U., Wong R., i wsp.: Virtual model analysis as an alternative approach to plaster model analysis: reliability and validity. *Eur J Orthod.* 2010; 32: 589–595.
16. Broadbent B., Broadbent B. Jr., Golden W.: *Bolton standards of dentofacial development growth.* Mosby 1975.
17. Burke P., Beard F.: Stereophotogrammetry of face. A preliminary investigation into the accuracy of a simplified system evolved for contour mapping by photography. *Am J Orthod.* 1967; 53: 769–782.
18. Burt A., Crewther D.: The 4D space-time dimensions of facial perception. *Front Psychol.* 2020; 28: 1842.
19. Camardella L., Alencar D., Breuning H., Vilella O.: Effect of polyvinylsiloxane material and impression handling on the accuracy of digital models. *Am J Orthop.* 2016; 149: 634–644.
20. Coleman R., Hembree J., Weber F.: Dimensional stability of irreversible hydrocolloid impression material. *AM J Orthod.* 1979; 75: 438–446.
21. Cuperes A., Harms M., Rangel F., Bronkhorst E., Schols J., Breuning K.: Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 142: 308–313.
22. Czajkowski M., Kuć J., Sierpińska T.: Application of cephalometry to prosthetic dentistry—literature review. *Protet Stomatol.* 2019; 69: 45–56.
23. Czarnota J., Heu J., Fuhrmann R.: Measurements using orthodontic analysis software on digital models obtained by 3D scans of plaster casts: Intrarater reliability and validity. *J Orfac Orthop.* 2016; 77: 22–30.
24. Dalestra M., Melsen B.: From alginate impression to digital virtual models: accuracy and reproducibility. *J Orthod.* 2009; 36: 36–41.
25. De Vos W., Casselman J., Swennen G.: Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J oral Maxillofac Surg.* 2009 38: 609–625.
26. Dunin-Wilczyńska I., Rudzki M., Sidorowicz Ł.: Gipsowe a wirtualne modele ortodontyczne. *Dent Med Probl* 2011; 48: 519–524.
27. Estrela C., Bueno M., Azevedo B., Azevedo J., Pecora J.: A new periapical index based on cone beam computed tomography. *J Endod.* 2008; 34: 1325–1331.
28. Farman A., Scarfe W.: The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. *Swmin Orthod.* 2009; 15: 2–13.
29. Fechteler P., Eisert P., Rurainsky J.: Fast and high-resolution 3D face scanning. *ICIP.* 2007; 3: 81.
30. Fleming P., Marinho V., Johal A.: Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: A systematic review. *Orthod Craniofac Res* 2011; 14: 1–16.

31. Flugge T., Schlager S., Nelson K., Nahles S., Metzger M.: Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013; 144: 471–478.
32. Forrai J.: History of x-ray in dentistry. *Rev. Clin. Pesq. Odontol.* 2007; 3: 205–211.
33. Frommer H.H.: The history of dental radiology. *Tex Dent J.* 2002; 119: 416–423.
34. Granlund C., Lith A., Molander B., Gröndahl K., Hansen K., i wsp.: Frequency of errors and pathology in panoramic images of young orthodontic patients. *Eur J Orthod.* 2021; 34: 452–457.
35. Groth C., Kravitz N., Jones P., Graham J., Redmond W.: Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod* 2014; 48: 475–485.
36. Grunheid T., McCarthy S., Larson B.: Clinical use of direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014; 146: 673–782.
37. Grunheid T., Patel D., Felipe L., Nanci A., Wey P., Gaillard P., Larson B.: Accuracy, reproducibility and time efficiency of dental measurements using different technologies. *Am J Orthod Dentofac. Orthop* 2014; 145: 157–164.
38. Hajeer M., Ayoub A., Millett D., Bock M., Siebert J.: Three-dimensional imaging in orthognathic surgery: the clinical application of a new method. *Int J Adult Orthognath Surg.* 2002; 17: 318–30.
39. Hechler S.: Cone-beam CT: applications in orthodontics. *Dent Clin North Am.* 2008; 52: 809–823.
40. Helmrot E., Thilander-Klang A.: Methods for monitoring patient dose in dental radiology. *Radiat Prot Dosimetry.* 2010; 139: 303–305.
41. Hildebrand J., Palomo J., Palomo L., Sivik M., Hans M.: Evaluation of a software program for applying the American Board of Orthodontics objective grading system to digital casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133: 3–9.
42. Hunter W., Priest W.: Errors and discrepancies in measurement of tooth size. *Journl of Dental Research.* 1960; 39: 405–414.
43. Im J., Cha J., Lee K., Yu H., Hwang C.: Comparison of virtual and manual tooth setups with digital and plaster models in extraction cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 145: 434–442.
44. Janikowski T., Stefańczyk T.: Nowa metoda rejestracji warunków zgryzowych dla diagnostyki ortodontycznej. *Moja Praktyka.* 2004; 19: 37–40.
45. Jaworski S.: Technologia modelowania 3D i inżynierii odwrotnej w diagnostyce ortodontycznej. *Politechnika Wrocławska. Wrocław,* 2004: 31–35.
46. Jedlinska A.: The comparison analysis of the line measurements between plaster and virtual orthodontic 3d models. *Ann Acad Med Stetin.* 2008;54(2): 106–13
47. Jerrold L.: Models and the standard of care. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006; 129: 78–80.

48. Kau C., Richmond S., Palomo J., Hans M.: Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod.* 2005; 32: 282–293.
49. Keating A., Knox J., Bibb R., Zhurov A.: A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod.* 2008; 35: 191–201.
50. Krasny K., Sałacińska A., Markiewicz H.: Ocena skuteczności diagnostycznej radiografii cyfrowej w rozpoznawaniu ubytków próchnicowych. *Nowa Stom.* 2002; 3: 6–8.
51. Kravitz N., Groth C., Jones P., Graham J., Redmond W.: Intraoral digital scanners. *J Clin Orthod.* 2014; 48: 337–347.
52. Krzyżostaniak J., Surdacka A.: Rozwój wybranych technik radiologicznych w aspekcie obrazowania szczękowo-twarzowego. *Nowiny Lekarskie.* 2010; 79: 249–253.
53. Kulczyk T.: Indywidualna modyfikacja pozycjonera do wykonywania powtarzalnych zdjęć okołowierzchołkowych techniką kąta prostego. *Mag Stom.* 2004; 5: 76–77.
54. Kusnoto B., Evans C.: Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 122: 342–348.
55. Larheim T.: Current trends in temporomandibular joint imaging. *Oral Surg Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995; 80: 555–576.
56. Leifert M., Leifert M., Efstratiadis S., Cangialosi T.: Comparison of space analysis evaluations with digital models and plaster dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136: 16.
57. Liczmański K., Stamm T., Saureland C., Blanck-Lubarsch M.: Accuracy of intraoral scans in the mixed dentition: a prospective non-randomized comparative clinical trial. *Head Face Med.* 2020; 16: 11.
58. Logozzo S., Franceschini G., Kilpela A., Caponi M., Governi L., i wsp.: A comparative analysis of intraoral 3d digital scanners for restorative dentistry. *Internet J Med Technol.* 2011; 5 (1).
59. Logozzo S., Zanetti E., Franceschini G., Kilpela A., Makynen A.: Recent advances in dental optics-Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Lasers Eng.* 2014; 54: 203–221.
60. Ludlow J., Gubler M., Cevidane L., Mol A.: Precision of cephalometric landmark identification: Cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136: 312.
61. Lundstrom A., Lundstrom F., Le Bret L., Moorrees C.: Natural head position and natural head orientation. Basic considerations in cephalometric analysis. *Eur J Orthod.* 1995; 17: 111–120.
62. Malisz P., Urbanik A.: Podstawy badań stomatologicznych: zdjęcia zewnątrzustne- pantomograf. *Inżynier i Fizyk Medyczny.* 2014; 3: 193–196.
63. Malisz P.: Współczesne detektory w pracowniach RTG. *Porad. Stomatol.* 2008; 8: 105–106.
64. Mavili M., Canter H., Saglam-Aydinatay B., Kamaci S., Kocadereli I.: Use of three-dimensional medical modeling methods for precise planning of orthognathic surgery. *J Craniofac Surg* 2007; 18: 740–747.

65. Mayers M., Firestone A., Rashid R., Vig K.: Comparison of peer assessment rating (PAR) index scores of plaster and computer-based digital models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 128: 431–434.
66. Mehta S., Urala A., Vineetha R., Mehta A., Lodha A.: Assessment of age with mandibular first molar: An orthopantogram study. *Dent Med Probl.* 2017; 54: 179–182.
67. Miracle A., Mukherji S.: Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2009; 30: 1088–1095.
68. Miracle A., Mukherji S.: Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2009; 30: 1285–1292.
69. Miszczuk K., Miszczuk R., Sierpińska T.: Zastosowanie tomografii wolumetrycznej w diagnostyce stomatologicznej. *Protet Stomatol.* 2012; 6: 428–433.
70. Miyamoto J., Nakajima T.: Anthropometric evaluation of complete unilateral cleft lip nose with cone beam CT in early childhood. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2010; 63: 9–14.
71. Motohashi N., Kuroda T.: A 3D computer-aided design system applied to diagnosis and treatment planning in orthodontics and orthognathic surgery. *Eur J Orthod* 1999; 21: 263–274.
72. Mozzo P., Procacci C., Tacconi A., Martini P., Andreis I.: A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur. Radiol.* 1998; 8: 1558–1564.
73. Mullen S., Martin C., Ngan P., Gladwin M.: Accuracy of space analysis with emodels and plaster models *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007; 132: 346–352.
74. Naidu D., Freer T.: Validity, reliability, and reproducibility of the iOC intraoral scanner: A comparison of tooth widths and Bolton ratios. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 144: 304–310.
75. Nguyen E., Boychuk D., Orrellana M.: Accuracy of cone-beam computed tomography in predicting the diameter of unerupted teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 140: 59–66.
76. Ovsenik M.: Assessment of malocclusion in the permanent dentition: reliability of intraoral measurements. *Eur J Orthod.* 2007; 29: 654–659.
77. Owecka M., Dyszkiewicz-Konwińska M., Kulczyk T.: Zastosowanie tomografii komputerowej z promieniowaniem stożkowym CBCT w stomatologii i laryngologii. *Nowiny Lekarskie.* 2012; 81: 653–657.
78. Paddock S., Eliceiri K.: Laser scanning confocal microscopy: History, applications, and related optical sectioning techniques. *Methods Mol Biol.* 2014; 10175: 9–47.
79. Patzelt S., Bishti S., Stampf S., Att W.: Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Asso.* 2014; 145: 1133–1140.
80. Patzelt S., Emmanouilidi A., Stampf S., Strub J., Att W.: Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014; 18: 1687–1694.

81. Peilin L., Deyu K., Tian T., Di S., Pu Y. i wsp.: Orthodontic treatment planning based on artificial neural networks. *Sci Rep.* 2019; 9: 2037.
82. Pelinsari L., Moura P., de Carvalho V., de Souza P., Manzi F., i wsp.: Anatomic variations and lesions of the maxillary sinus detected in cone beam computed tomography for dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23: 1398–13403.
83. Perinetti G., Bianchet A., Franchi L., Contardo L.: Cervical vertebral maturation: An objective and transparent code staging system applied to a 6-year longitudinal investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017; 151: 898–906.
84. Plooij J., Maal T., Haers P., Borstlap W., Kuijpers-Jagtman A., Berge S.: Digital three-dimensional image fusion processes form planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 40: 341–352.
85. Podsiadło-Urban G., Cieszko-Buk M.: Diagnostyka wczesnych zmian próchnicowych. Przegląd współczesnych metod diagnostycznych. Część I. *Mag. Stom.* 2011; 5: 52–61.
86. Popat H., Richmond S., Drage N.: New developments in: three-dimensional planning for orthognathic surgery. *J Orthod.* 2010; 37: 62–71.
87. Premkumar S.: *Textbook of orthodontics.* Elsevier. India, 2015: 365–367.
88. Proffit W. Fields H., Sarver D.: *Ortodoncja współczesna.* Elsevier. Wrocław, 2009.
89. Paatero W.: The use of mobile source of light in radiography. *Acta Radiol.* 1948; 221.
90. Quimby M., Vig K., Rashid R., Firestone A.: The accuracy and reliability of measurments made on computer -based digital models. *Ang Orthod.* 2004; 7: 298–303.
91. Ras F., Habets L., van Ginkel F., Prah-Andersen B.: Quantification of facial morphology using stereophotogrammetry-demonstration new concept. *J Dent.* 1996; 24: 369–374.
92. Reuschl R., Heuer W., Stiesch M., Wenzel D., Dittmer M.: Reliability and validity of measurments on digital study models and plaster models. *Eur J Orthod* 2016; 22–26.
93. Rondon Y., Pereira G., do nto: Common positioning e Nascimererrors in panoramic radiography. A review. *Imaging Sci Dent.* 2014; 44: 1–6.
94. Rossini G., Parrini S., Castroflorio T., Deregibus A., Debernardi C.: Diagnostic accuracy and measurment sensitivity of digital models for orthodontic purposes: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2016; 149: 161–170.
95. Różyło-Kalinowska I., Jurkiewicz-Mazurek M., Zadora R., Michalska A., Różyło T.: Radiografia cyfrowa jako skuteczna metoda uzupełniająca badanie kliniczne w diagnozowaniu próchnicy powierzchni stycznych zębów bocznych. *Nowa Stom.* 2002; 1: 14–17.
96. Różyło-Kalinowska I., Różyło T.: *Współczesna radiologia stomatologiczna.* Czelej. Lublin, 2015.
97. Saleh W., Ariffin E., Sherriff M., Bister D.: Accuracy and reproducibility of linear measurements of resin, plaster, digital and printed study-models. *J Orthod* 2015; 42: 301–306.
98. Santoro M., Galkin S., Teredesai M., Nicolay O., Cangialosi.: Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 124: 101–105.

99. Sherrard J., Rossouw P., Benson B., Carrillo R., Buschang P.: Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137: 100–108.
100. Sobieska E., Widmańska-Grzywaczewska A.: Cefalometria w diagnostyce ortodontycznej- historia i terażniejszość. *Forum Ortod.* 2019; 15: 120–139.
101. Sousa M., Vasconcelos E., Janson G., Garib D., Pinzaz A.: Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 142: 269–273.
102. Spiechowicz E.: Protetyka stomatologiczna. PZWL. Warszawa, 2010
103. Staley R., Reske N.: *Essential of orthodontics: Diagnosis and treatment.* Blackwell Publishing. USA, 2012: 19–22.
104. Stevens D., Flores-Mir C., Nebbe B., Raboud D., Major P.: Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 129: 794–803.
105. Sukovic P.: Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod. Craniofac. Res.* 2003; 6: 179–182.
106. Sun L., Zhang L., Shen G., Wang B., Fang B.: Accuracy of cone- beam computed tomography in detecting alveolar bone dehiscences and fenestrations. *A J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015; 147: 313–323.
107. Swennen G., Schutyser F.: Three- dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130:410–416.
108. Taneva E., Kusnoto B., Evans C.: 3D Scanning, imaging, and printing in orthodontics. *W: Contemporary Orthodontics.* 2015.
109. Tomassetti J., Taloumis L., Denny J., Fischer J.: A comparison of 3 computerized Bolton tooth-size analyses with a commonly used method. *Angle Orthod* 2001., 71: 351–357.
110. Truszkowski M.: Obrazowanie trójwymiarowe w ortodoncji. *Ortop Szczył Ortod.* 2002; 4: 19–21
111. Udupa J., Herman G.: *3D Imaging in medicine.* Boca Raton: CRC Press. 1991.
112. Verma R., Singh S., Verma S., Kumar V., Bhupali N., Arora S.: Comparison of the reliability, validity and accuracy of linear measurements made on digital test models before and after treatment with conventional plaster models. *J Orthod Sci* 2019; 8: 18.
113. Walecki J., Zawadzki M.: Postępy w diagnostyce obrazowej w 2005 roku. *Med. Prakt.* 2006; 7–8: 185–186.
114. Watanabe-Kanno G., Abrao J., Miasiro Junior H., Sanchez-Ayala A., Lagravere M.: Reproducibility, reliability and validity of measurements obtained from Cécile3 digital models. *Braz Oral Res.* 2009; 23: 288–295.

115. Whetten J., Williamson P., Hea G., Varnhagen C., Major P.: Variations in orthodontic treatment planning decisions of Class II patients between virtual 3-dimensional models and traditional plaster study models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130: 485–491.
116. White S., Pharoah M.: *Oral radiology: principles and interpretation.* Elsevier. St. Louis, 2009.
117. Wiranto M., Engelbrecht W., Nolthenius H., van der Meer W., Ren Y.: Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *Am J orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143: 140–147.
118. Yilmaz H., Ozlu F., Karadeniz C., Karadeniz E.: Efficiency and accuracy of three-dimensional models versus dental casts: a clinical study. *Turk J Orthod* 2019; 32: 214–218.
119. Ziegler C., Woertche R., Brief J., Hassfeld S.: Clinical indication for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2020; 31: 126–130.
120. Zilberman O., Huggare J., Parikakis K.: Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthod* 2003; 73: 301–306.

10. Spis rycin i tabel

10.1. Ryciny

Rycina 1.	Schemat przygotowania modeli gipsowych. Źródło: https://www.o3dm.com/img,articles,big,modele_2.jpg	20
Rycina 2.	Skaner 3Shape Trios Cart. Źródło: https://media.3shape.com/imgeng.in/-/media/corporate/product-configurator/trios--3/trios3-pen-wired-cart.png?v=19f6c0a8-8170-4b89-9adf-2e80defec94e	21
Rycina 3.	Suwmiarka wykorzystana do pomiarów. Źródło: zbiory własne	22
Rycina 4.	Suwmiarka cyfrowa w programie 3Shape OrthoAnalyzer. Źródło: zbiory własne	22
Rycina 5.	Pomiar mezjalno-dystalny przy użyciu suwmiarki na modelu gipsowym. Źródło: zbiory własne	23
Rycina 6.	Pomiary szerokości zębów górnych na modelach cyfrowych. Źródło: zbiory własne	24
Rycina 7.	Pomiary szerokości zębów górnych na modelach cyfrowych. Źródło: zbiory własne	24
Rycina 8.	Pomiar wysokości korony klinicznej przy użyciu suwmiarki na modelu gipsowym. Źródło: zbiory własne	25
Rycina 9.	Pomiar wysokości korony klinicznej przy użyciu oprogramowania OrthoAnalyzer na modelu cyfrowym w odcinku przednim szczęki. Źródło: zbiory własne	25
Rycina 10.	Pomiar wysokości korony klinicznej przy użyciu oprogramowania OrthoAnalyzer na modelu cyfrowym w odcinku przednim żuchwy. Źródło: zbiory własne	26
Rycina 11.	Pomiar wysokości korony klinicznej przy użyciu oprogramowania OrthoAnalyzer na modelu cyfrowym w odcinku bocznym szczęki. Źródło: zbiory własne	26

Rycina 12. Pomiar przedniej długości po prawej stronie szczęki wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne	27
Rycina 13. Pomiar przedniej długości po prawej stronie żuchwy wykonana na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne	27
Rycina 14. Pomiar przedniej długości po lewej stronie szczęki wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne	28
Rycina 15. Pomiar tylnej długości po prawej stronie szczęki wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne	28
Rycina 16. Pomiar tylnej długości po lewej stronie szczęki wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne	29
Rycina 17. Pomiar tylnej długości po lewej stronie żuchwy wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne	29
Rycina 18. Pomiar tylnej długości po prawej stronie żuchwy wykonany na modelu cyfrowym. Źródło: zbiory własne	30
Rycina 19. Pomiar przedniej szerokości łuku zębowego w szczęcie. Źródło: zbiory własne	30
Rycina 20. Pomiar przedniej szerokości łuku zębowego w żuchwie. Źródło: zbiory własne	31
Rycina 21. Pomiar tylnej szerokości łuku zębowego w szczęcie. Źródło: zbiory własne	31
Rycina 22. Pomiar tylnej szerokości łuku zębowego w żuchwie. Źródło: zbiory własne	32
Rycina 23. Pomiar wysokości podniebienia wykonany przy użyciu cyrkla Korkhaus'a na modelu gipsowym. Źródło: zbiory własne	32
Rycina 24. Pomiar wysokości podniebienia wykonany na modelu cyfrowym przy użyciu oprogramowania OrthoAnalyzer, widok nr 1. Źródło: zbiory własne	33
Rycina 25. Pomiar wysokości podniebienia wykonany na modelu cyfrowym przy użyciu oprogramowania OrthoAnalyzer, widok nr 2. Źródło: zbiory własne	33
Rycina 26. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 16	57
Rycina 27. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 21	58
Rycina 28. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 22	58
Rycina 29. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 23	59
Rycina 30. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 32	59
Rycina 31. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 33	60
Rycina 32. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 34	60
Rycina 33. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 43	61

Rycina 34. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 45	61
Rycina 35. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów M-D zęba 46	62
Rycina 36. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 16	63
Rycina 37. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 13	64
Rycina 38. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 12	64
Rycina 39. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 11	65
Rycina 40. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 21	65
Rycina 41. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 22	66
Rycina 42. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 23	66
Rycina 43. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 25	67
Rycina 44. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 26	67
Rycina 45. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 31	68
Rycina 46. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 32	68
Rycina 47. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 36	69
Rycina 48. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 41	69
Rycina 49. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 42	70
Rycina 50. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 45	70
Rycina 51. Wykres Blanda-Altmana wykonany dla wartości pomiarów H zęba 46	71

10.2. Tabele

Tabela 1. Opis pomiarów zębowych i przypisanych im skrótów.	34
Tabela 2. Opis pomiarów liniowych na łukach zębowych i przypisanych im skrótów . . .	35
Tabela 3. Uzyskany współczynnik zgodności ICC (3,1) dla wybranych parametrów na modelach gipsowych	36
Tabela 4. Uzyskany współczynnik zgodności ICC (3,1) dla wybranych parametrów na modelach cyfrowych	36
Tabela 5. Wartości pomiarów szerokości koron zębów (M-D) wykonanych na modelach gipsowych w łuku górnym oraz ich średnie [mm]	38
Tabela 6. Wartości pomiarów szerokości koron zębów (M-D) wykonanych na modelach gipsowych w łuku dolnym oraz ich średnie [mm]	39

Tabela 7.	Wartości pomiarów wysokości koron klinicznych zębów (H) wykonanych na modelach gipsowych w łuku górnym oraz ich średnie [mm]	41
Tabela 8.	Wartości pomiarów wysokości koron klinicznych zębów (H) wykonanych na modelach gipsowych w łuku dolnym oraz ich średnie [mm].	42
Tabela 9.	Wartości pomiarów przedniej i tylnej długości łuku górnego wykonanych na modelach gipsowych [mm]	44
Tabela 10.	Wartości pomiarów przedniej i tylnej długości łuku dolnego wykonanych na modelach gipsowych [mm]	45
Tabela 11.	Wartości pomiarów szerokości przedniej i tylnej oraz wysokości podniebienia wykonanych na modelach gipsowych [mm]	46
Tabela 12.	Wartości pomiarów szerokości koron zębów (M-D) wykonanych na modelach cyfrowych w łuku górnym oraz ich średnie [mm]	48
Tabela 13.	Wartości pomiarów szerokości koron zębów (M-D) wykonanych na modelach cyfrowych w łuku dolnym oraz ich średnie [mm]	49
Tabela 14.	Wartości pomiarów wysokości koron klinicznych zębów (H) wykonanych na modelach cyfrowych w łuku górnym oraz ich średnie [mm].	50
Tabela 15.	Wartości pomiarów wysokości koron klinicznych zębów (H) wykonanych na modelach cyfrowych w łuku dolnym oraz ich średnie [mm].	51
Tabela 16.	Wartości pomiarów przedniej i tylnej długości łuku górnego wykonanych na modelach cyfrowych [mm]	53
Tabela 17.	Wartości pomiarów przedniej i tylnej długości łuku dolnego wykonanych na modelach cyfrowych [mm]	54
Tabela 18.	Wartości pomiarów szerokości przedniej i tylnej oraz wysokości podniebienia wykonanych na modelach cyfrowych [mm]	55
Tabela 19.	Porównanie średnich wartości pomiarów szerokości zębów (M-D) w łuku górnym	56
Tabela 20.	Porównanie średnich wartości pomiarów szerokości zębów (M-D) w łuku dolnym.	57
Tabela 21.	Porównanie średnich wartości pomiarów wysokości korony klinicznej (H) w łuku górnym	62
Tabela 22.	Porównanie średnich wartości pomiarów wysokości korony klinicznej (H) w łuku dolnym	62
Tabela 23.	Porównanie średnich wartości pomiarów liniowych w łuku górnym i dolnym .	71
Tabela 24.	Porównanie średnich wartości pomiarów przedniej i tylnej szerokości łuków oraz wysokości podniebienia	72