

Uniwersytet Medyczny
im. Karola Marcinkowskiego
w Poznaniu

Tomasz Cegielski

ROZPRAWA NA STOPIEŃ
DOKTORA NAUK MEDYCZNYCH

**Ocena przydatności obrazowania kości
przy użyciu stożkowej tomografii komputerowej
(CBCT) w prognozowaniu wybranych parametrów
stomatologicznej rehabilitacji implantoprotetycznej**

PROMOTOR

Dr hab. n. med. Paweł Piotrowski

Klinika Rehabilitacji Narządu Żucia

Uniwersytetu Medycznego

im. Karola Marcinkowskiego

w Poznaniu

Poznań 2017

*Panu Docentowi Pawłowi Piotrowskiemu
składam serdeczne podziękowania za pomoc i wsparcie,
okazane podczas realizacji pracy doktorskiej.*

Kebirowi...

SPIS TREŚCI

Słowa kluczowe	6
Wykaz stosowanych skrótów	7
1. WSTĘP	9
2. PRZEGLĄD PIŚMIENNICTWA	11
2.1. Tomografia komputerowa jako element diagnostyki	11
2.1.1. Wielorzędowa tomografia komputerowa -TK	11
2.1.2. Tomografia wiązki stożkowej CBCT	12
2.1.3. Różnice między TK a CBCT	13
2.1.4. Jakość obrazu	13
2.1.5. Cyfrowa obróbka w obrazach CBCT	16
2.1.6. Pomiary liniowe w obrazach CBCT	18
2.1.7. Metody pomiarów jakości tkanki kostnej w obrazach radiologicznych	20
2.1.8. Wskazania do wykonywania badania wolumetrycznego CBCT	23
2.2. Dawki promieniowania	24
2.2.1. Definicje dawek promieniowania	25
2.2.2. Dawki efektywne w tomografii wolumetrycznej CBCT	25
2.2.3. Standardy zalecane podczas badania CBCT	27
2.2.4. Zastosowanie zasady ALARA	29
2.3. Stabilizacja implantów	29
2.3.1. Pojęcie stabilizacji implantu	30
2.3.1.1. Stabilizacja pierwotna implantu	30
2.3.1.2. Stabilizacja wtórna implantu	31
2.3.2. Współczesne metody badania stabilizacji implantów	32
2.3.2.1. Nieinwazyjne metody badania stabilizacji implantów	32
2.3.2.2. Inwazyjne metody badania stabilizacji implantów	35
3. CELE PRACY	39
4. MATERIAŁ I METODY BADAŃ	40
4.1. Omówienie grupy badanej	40
4.2. Metody badań	40

4.2.1. Metoda badania obrazu kości CBCT	41
4.2.2. Badanie momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego	42
4.2.3. Badanie stabilizacji pierwotnej implantu	43
4.2.4. Badanie stabilizacji wtórnej implantu	44
4.2.5. Metody statystyczne	45
5. WYNIKI	47
5.1. Podstawowe statystyki opisowe	47
5.2. Badanie związków korelacyjnych	60
5.3. Analiza występowania istotnych różnic	62
5.4. Określenie wartości stabilizacji w ujęciu klinicznym.....	64
6. OMÓWIENIE WYNIKÓW I DYSKUSJA	66
7. WNIOSKI	83
8. STRESZCZENIE.....	84
9. SUMMARY	87
10. SPIS TABEL I RYCIN	90
11. PIŚMIENNICTWO.....	94
12. ZAŁĄCZNIKI	111

Słowa kluczowe

- badanie CBCT - tomografia komputerowa o wiązce stożkowej (*eng. Cone Beam Computed Tomography*)
- moment oporu obrotowego wiertła pilotowego
- stabilizacja pierwotna implantu
- stabilizacja wtórna implantu
- analiza częstotliwości rezonowania - ISQ (*eng. Implant Stability Quotient*)

Wykaz stosowanych skrótów

- AEC** (*eng. Automatic Exposure Compensation*) - automatyczna kompensacja ekspozycji
- ALARA** (akronim *eng. As Low As Reasonably Achievable*) - zasada obligująca do stosowania możliwie najmniejszych dawek niezbędnych do uzyskania wyniku diagnostycznego
- BIC** (*eng. Bone to Implant Contact*) - wielkość powierzchni kontaktu wszczepu zębowego z tkanką kostną
- BMD** (*eng. Bone Mineral Density*) - gęstość mineralna tkanki kostnej
- CAD-CAM** (*eng. Computer Aided Design, Computer Aided Manufacturing*) komputerowe wspomaganie wytwarzania i komputerowe wspomaganie projektowania, zintegrowane oprogramowanie
- CT** (*eng. Computed Tomography*) - tomografia komputerowa
- DICOM** (*eng. digital imaging and communications in medicine*) - standardowy format przesyłania obrazów medycznych
- D_T** - uśredniona dawka
- E** - dawka efektywna
- EADMFR** (*eng. European Academy of DentoMaxilloFacial Radiology*) - Europejska Akademia Radiologii Stomatologicznej i Szczękowo-Twarzowej
- FD** (*eng. Fractal Dimension*) - wymiar fraktalny obrazów radiologicznych
- FOV** (*eng. Field of View*) - wielkość obszaru obrazowania
- FSA** (*eng. Functional Surface Area*) - obszar powierzchni przenoszenia obciążenia
- DMC** (*eng. Dental Mobility Checker*) - nazwa metody akustycznej zaliczanej do nieinwazyjnych metod badania stabilizacji implantów
- DXA** (*eng. dual-energy X-ray absorptiometry*) - absorpcjometria podwójnej energii promieniowania rentgenowskiego CBCT (*eng. Cone Beam Computed Tomography*) - tomografia komputerowa o wiązce stożkowej
- HA** - hydroksyapatyt
- H_T** - równoważnik dawki
- HU** (*eng. Hounsfield unit*) - jednostka Hounsfielda
- ISQ** (*eng. Implant Stability Quotient*) - jednostki (w przedziale od 1 do 100) uzyskiwane po analizie częstotliwości drgań implantu pod wpływem impulsów wysyłanych do łącznika magnetycznego (*eng. smart peg*) podczas badania aparatem Ostell
- ISQ1** - stabilizacja pierwotna
- ISQ2** - stabilizacja wtórna
- j.H.** - jednostka Hounsfielda
- micro-CT** - mikrotomografia komputerowa

MPR (*eng. multi-planar reconstruction*) - rekonstrukcja wielopłaszczyznowa

MSCT (*eng. Multi Slice Computed Tomography*) - wielorzędowa tomografia komputerowa

OPG - ortopantomogram

PTV (*eng. Periotest Values*) - jednostki stosowane podczas badania przy użyciu urządzenia Periotest (nieinwazyjna metoda badania stabilizacji implantów)

QCT (*eng. Quantitative Computed Tomography*) - ilościowa tomografia komputerowa

RFA (*eng. Resonance Frequency Analysis*) - analiza częstotliwości tłumienia drgań przy użyciu urządzenia Ostell

ROI (*eng. Region of Interest*) - obszar zainteresowania klinicysty

Sv (siwert) - jednostka dawki efektywnej, równoważnika dawki pochłoniętej [J/kg]

TK - tomografia komputerowa, wielorzędowa tomografia komputerowa

W_R - współczynnik obciążenia promieniowaniem

2D - dwuwymiarowy

3D - trójwymiarowy

1. WSTĘP

Dzięki coraz doskonalszym technologiom oraz materiałom stosowanym w stomatologii możliwa jest w obecnych czasach bardzo efektywna rehabilitacja narządu żucia. Jedną z dziedzin, która rozwija się niezwykle dynamicznie w oparciu o te nowe technologie jest implantoprotetyka. Ta dziedzina z pogranicza protetyki i chirurgii stomatologicznej oferuje uzupełnianie braków zębowych za pomocą różnego rodzaju protez (np.: koron, mostów, protez ruchomych) zamocowanych w jamie ustnej dzięki wszczepom śródkostnym - inaczej implantom. Implanty, imitując korzenie zębów własnych pacjenta pozwalają na zakotwiczenie uzupełnień protetycznych w sposób umożliwiający odbudowę funkcji żucia, fonetyki a także estetyki. Jednym z czynników decydujących o powodzeniu leczenia jest integracja implantów z kością pacjenta (Albrektsson i wsp. 1981, Frączak i Frączak 2015, Piotrowski i wsp. 2016). Nadal udoskonalany jest kształt implantu oraz jego powierzchnia, aby poprawić oraz przyspieszyć proces integracji.

Z powodu obciążeń mechanicznych generowanych w akcie żucia istotną rolę odgrywa jakość kości, w którą wprowadzany jest implant. Jakość ta nie jest wartością stałą - zmienia się wraz z wiekiem, z powodu przebytych chorób oraz przyjmowanych leków. Wpływ na jakość kości ma również stan higieny jamy ustnej a także utrata zębów. Wobec powyższego, niezwykle istotnego znaczenia nabiera ocena jakości podłoża kostnego przed planowanym leczeniem implantoprotetycznym.

Wiadomym jest, że jakość kości ma decydujące znaczenie nie tylko dla stabilizacji pierwotnej implantów. Twardość kości, jej gęstość, stopień mineralizacji oraz unaczynienie mają również decydujące znaczenie dla długoterminowej przeżywalności implantów, a co za tym idzie trwałości konstrukcji implantoprotetycznych.

W razie braków jakościowych kości w miejscu przyszłej implantacji wskazane są procedury wspomagające, augmentacyjne a w skrajnych przypadkach konieczne jest odstąpienie od zabiegu implantacji z powodu braku szans na sukces terapeutyczny. Poznając na etapie diagnostycznym jakość kości operator może odpowiednio dobrać technikę zabiegu, na przykład zastosować inne wiertła, techniki kondensowania kości lub jej sterowanej regeneracji (Turkyilmaz i wsp. 2008a). Odpowiedni dobór technik i użytych materiałów polepsza znacznie jakość wykonanego zabiegu. Również wybór typu implantu,

jego kształtu, wielkości i rodzaju powierzchni może być uzależniony od stanu tkanki kostnej w miejscu planowanej implantacji.

Jakość kości ma też znaczenie w planowaniu czasowym schematu leczenia, decyduje o wydłużaniu lub skróceniu czasu gojenia, fazie statycznej i dynamicznej, długości okresu treningu kości oraz ewentualnym stosowaniu protokołu stopniowego obciążania kości (ang. *progressive bone loading protocol*) lub implantacji i obciążaniu natychmiastowym (Romanos i wsp. 2003).

Istnieje wiele metod oceny jakości kości. Należą do nich: metoda oceny stopnia zmineralizowania masy kostnej (densytometria), badania histomorfometryczne (biopsje), analiza fraktalna kości, mikrotomografii komputerowej czy też ilościowa tomografia komputerowa. Są to jednak metody skomplikowane, bądź obciążające pacjenta i trudno dostępne dla gabinetów i klinik stomatologicznych.

Inne metody oceny kości, takie jak: pomiar oporu wiercenia, opór wkręcania implantu, stabilizacja implantu, możliwe są do przeprowadzenia jedynie w czasie leczenia (zabiegu operacyjnego) lub po nim, nie dostarczając danych na etapie planowania leczenia.

Autorem wielu badań dotyczących przedoperacyjnego badania jakości kości w powiązaniu ze stabilizacją implantów jest Turkyilmaz z zespołem (Turkyilmaz i wsp. 2006, 2007a,b, 2008a,b, 2009). W odróżnieniu jednak od niniejszej pracy punktem odniesienia jego badań były wyniki uzyskiwane za pomocą tradycyjnej tomografii wielorzędowej CT, a nie stożkowej tomografii CBCT.

Posiadanie aparatury CBCT w gabinetach i klinikach stomatologicznych oznacza możliwość dostępnej, szybkiej, taniej oraz nienarażającej pacjenta na nadmierną dawkę promieniowania diagnostyki. Celem niniejszego opracowania jest wykazanie, czy dokładna diagnostyka przedzabiegowa CBCT umożliwia ułatwienie planowania, zwiększenie przewidywalności oraz skuteczności leczenia implantoprotetycznego. Oznaczałoby to, że jest ona niezwykle użyteczna i pożądana, zarówno z punktu widzenia pacjenta, jak i lekarza.

2. PRZEGLĄD PIŚMIENNICTWA

2.1. Tomografia komputerowa jako element diagnostyki

Główny problem w rentgenowskiej diagnostyce szczęk wykonywanej na potrzeby stomatologii (protetyki stomatologicznej, implantologii) stanowi warstwowe nakładanie się struktur w obrazie rtg. Obraz ten jest obrazem sumacyjnym. Wynika to z faktu próby zobrazowania struktur trójwymiarowych na dwuwymiarowej kliszy, bądź ekranie. Klasycznym przykładem takiego obrazu jest ortopantomogram (tzw. OPG) szczęk na którym wyróżnić można kilkadziesiąt struktur anatomicznych wzajemnie się na siebie nakładających. Innym problemem są zniekształcenia liniowe i nieliniowe powstałe na skutek obrazowania dwuwymiarowego (tzw. 2D). Tu również klasycznym przykładem jest ortopantomogram, na którym zniekształcenia te sięgać mogą 20% (Różyło-Kalinowska i Różyło 2011).

Rozwiązaniem tych problemów jest tomografia komputerowa (w skrócie TK, ang. *Computed Tomography - CT*), która weszła do powszechnego użytku w latach 70-tych naszego wieku. Dzięki technologii cyfrowej udało się polepszyć nieostry, zatarty i trudny początkowo do oceny obraz, uzyskiwany w tomografach klasycznych (analogowych). W kolejnych generacjach tomografów, pojedyncza wiązka promieniowania rentgenowskiego została zastąpiona wiązką w kształcie wachlarzowatym. Zwiększano też liczbę detektorów, z pojedynczego do wielu - ułożonych pierścieniowo.

Obecnie oprogramowanie komputerowe koryguje nieostrości oraz rekonstruuje obraz trójwymiarowy badanych struktur.

2.1.1. Wielorzędowa tomografia komputerowa - TK

Wielorzędowa tomografia komputerowa (ang. *MSCT - Multi Slice Computed Tomography*) inaczej zwana TK (skrót od tomografia komputerowa) polega na wielokrotnym omiataciu pacjenta wachlarzowatą wiązką promieniowania, a przekroje wtórne generowane są na podstawie otrzymanych wyjściowo przekrojów osiowych o grubości warstwy zależnej od wybranych parametrów badania (Różyło-Kalinowska

i Różyło 2011). Zakres badania może być bardzo szeroki (głowa, klatka piersiowa, brzuch - z objęciem całego ciała pacjenta włącznie). Ze względu na dobre obrazowanie tkanek miękkich konwencjonalna tomografia komputerowa znajduje szerokie zastosowanie w medycynie ogólnej.

Na potrzeby diagnostyki związanej z implantologią stomatologiczną znacznie lepiej nadaje się tomografia wiązki stożkowej CBCT, zwana inaczej tomografią wolumetryczną.

2.1.2. Tomografia wiązki stożkowej CBCT

Tomografia wiązki stożkowej CBCT (ang. *CBCT - Cone Beam Computed Tomography*) zwana jest inaczej tomografią wolumetryczną. W końcu lat 90-tych opracowano pierwsze prototypy skanerów wolumetrycznych przeznaczonych do badań twarzoczaszki. W ciągu następnych lat postęp technologiczny umożliwił zastosowanie mniej kosztownych lamp rentgenowskich, szybszych procesorów komputerowych oraz bardziej wydajnych detektorów promieniowania rentgenowskiego. Dzięki temu uzyskano zmniejszenie dawki promieniowania, na jaką jest narażony pacjent podczas badania, a także zredukowano wymiary samego aparatu CBCT.

Podczas badania wolumetrycznego lampa emitująca wiązkę promieni w kształcie stożka obraca się wokół głowy pacjenta. Promieniowanie emitowane jest w sposób ciągły lub pulsacyjny. Detektor cyfrowy lub wzmacniacz obrazu rejestrują dane dotyczące osłabienia promieniowania rentgenowskiego w obrębie pewnej objętości zawierającej badane struktury. Na podstawie tych danych zostaje wygenerowana określona objętość danych - stąd pochodzi nazwa obrazowanie wolumetryczne, czyli obrazowanie objętościowe. Obrazowana objętość ma kształt kuli (w przypadku wzmacniacza obrazu) lub cylindra - inne detektory (Lagravere i wsp. 2006, Nomura i wsp. 2010, Fuster-Torres i wsp. 2011).

W zależności od wielkości obszaru obrazowania (ang. *Field of view - FOV*) wyróżnić można tomografię wolumetryczną o małym, średnim i dużym polu obrazowania. W praktyce oznacza to, że badać możemy całą czaszkę, obszar obu szczęk wraz zatokami szczękowymi bądź obszar tylko kilku zębów (wycinek o średnicy kilku centymetrów). Ma to niezwykle istotne znaczenie dla ograniczenia dawki promieniowania. Nie ma bowiem potrzeby napromieniowania całej głowy jeśli obszarem zainteresowania klinicysty (ang. *Region of Interest - ROI*) jest na przykład tylko rejon siekaczy górnych.

Dzięki rozwojowi technologii rośnie dostępność urządzeń CBCT dla praktyk dentystycznych, a niewielkie rozmiary nowoczesnych skanerów pozwalają na wykonywanie badań bez konieczności odsyłania pacjenta do specjalistycznych pracowni diagnostycznych. Katsumata i wsp. oraz Koong udowodnili, że skanery CBCT o małym obszarze obrazowania FOV dostarczają obrazów o lepszej rozdzielczości przy jednoczesnym ograniczeniu dawki promieniowania. Najlepsze różnicowanie gęstości obserwowano przy skanach o najmniejszej objętości 5 cm³ (Katsumata i wsp. 2009, Koong 2010).

2.1.3. Różnice między TK a CBCT

Różnice między TK a CBCT są wynikiem odmiennego kształtu wiązki promieni rentgenowskich omiatających badane struktury, odmiennego kształtu woksela oraz innej rozdzielczości obrazu. Obrazy CBCT charakteryzują się niższym kontrastem i większym szumem, ale zawierają mniej artefaktów i co niezwykle istotne pozwalają na znaczne, ponieważ dziesięcio-, a nawet 15-krotne obniżenie dawki promieniowania dla jednostkowego badania (Różyło-Kalinowska i Różyło 2011).

Podstawowe różnice i podobieństwa istotne dla klinicysty przedstawiono w tabeli 1.

Dodatkowo oprócz dostępności, małych rozmiarów urządzenia, szybkości działania na korzyść tomografii wolumetrycznej przemawia znaczna redukcja dawek promieniowania (Ludlow i Ivanovic 2008, Loubele i wsp. 2009, Lofthag-Hansen 2010, Kim 2014).

2.1.4. Jakość obrazu

W przypadku diagnostyki obrazowej o jej wartości diagnostycznej decyduje między innymi jakość obrazu. Podczas, gdy w technice radiografii konwencjonalnej do kolekcjonowania danych służy film rentgenowski, w radiografii cyfrowej rolę filmu pełnią detektory promieniowania a sam obraz wyświetlany jest na monitorach. Konieczne jest wyjaśnienie pojęć: piksel i wksel.

Tab. 1. Różnice i podobieństwa obrazów CBCT i TK

	CBCT	TK
Kształt wiązki RTG	Stożek	Wachlarz
Pozycjonowanie pacjenta	W większości aparatów w pozycji stojącej lub siedzącej	Pozycja leżąca, pacjent wprowadzany do aparatu na ruchomym stole
Sposób obrazowania	Objętość w kształcie walca lub kuli uzyskana w trakcie jednego obrotu lampy RTG wokół głowy pacjenta	Kolejne przekroje w wyznaczonym zakresie badania, z zakładką lub bez, w zależności od generacji aparatu TK i liczby rzędów detektorów
Grubość warstwy	Min. 0,076 mm	Min. 0,5 mm
Rodzaje przekrojów	Wszystkie przekroje takiej samej jakości - pochodzą z tej samej wyjściowej objętości	Podstawowe przekroje osiowe, w przypadku badań części twarzowej czaszki mogą być czołowe. Wszystkie pozostałe przekroje są rekonstrukcjami wtórnymi, których jakość zależy od generacji aparatu TK i liczby rzędów detektorów
Dawka promieniowania	W zależności od obrazowanej objętości mniejsza lub niewiele większa od zdjęcia pantomograficznego	10-15 razy wyższa niż dla badania CBCT (zależy od rodzaju aparatu i zakresu badania)
Szum obrazu	Większy niż w TK	Mniejszy niż w CBCT
Kontrast obrazu	Mniejszy niż w TK	Większy niż w CBCT
Obraz tkanek miękkich	Jednolite cienie, brak możliwości różnicowania tkanek miękkich, trudności w zamianie skali szarości na skalę jednostek Hounsfielda - brak bezpośrednich algorytmów przeliczeń	Możliwość różnicowania tkanek miękkich, dokonywania pomiarów gęstości w jednostkach Hounsfielda
Wpływ artefaktów ruchowych na jakość obrazu	Mniejszy niż w TK	Duży

	CBCT	TK
Wpływ wypełnień stomatologicznych, uzupełnień protetycznych, aparatów ortodontycznych na jakość obrazu	Mniejszy niż w TK, miejscowe artefakty są widoczne w sąsiedztwie wypełnień lub uzupełnień, artefakty pasmowe pojawiają się wyłącznie w płaszczyźnie poziomej na wysokości wypełnień lub uzupełnień	Duży, artefakty pasmowe przebiegają we wszystkich płaszczyznach wokół wypełnienia lub uzupełnienia
Precyzyjne pomiary liniowe i kątowe, bez powiększenia	Tak	Tak
Możliwość eksportu danych do formatu DICOM	Tak	Tak
Możliwość planowania implantologicznego	Tak - eksport w formacie DICOM do odpowiedniego oprogramowania lub aplikacja implantologiczna stanowi integralną część oprogramowania	Tak - eksport w formacie DICOM do odpowiedniego oprogramowania lub aplikacja implantologiczna - nie we wszystkich aparatach TK

Zródło: Różyło-Kalinowska i Różyło 2011.

1) Pksel jest skrótem zaczerpniętym z języka angielskiego (ang. *picture, element*) i oznacza dosłownie element obrazu. Każdy cyfrowy obraz dwuwymiarowy składa się z pikseli - pojedynczych elementów uporządkowanych w prostokątną siatkę. To ich wielkość decyduje o rozdzielczości obrazu. Każdy piksel można opisać za pomocą trzech wartości: współrzędnej x, współrzędnej y, (które określają jego położenie) oraz cyfry określającej poziom szarości, który zależy od stopnia osłabienia promieniowania przechodzącego przez tkanki. Obrazy radiologiczne mogą mieć różne skale szarości. Skala 16 bitowa - 65536 odcieni szarości, skala 12-bitowa - 4096 odcieni, a skala 8-bitowa obejmuje tylko 256 odcieni szarości.

2) Woksel jest również skrótem zaczerpniętym z języka angielskiego (z ang. *volume, element*) i w obrazach trójwymiarowych jest jednostką objętości. W wokselach wyróżnia się trzeci wymiar (czyli głębokość - oś z). W przypadku tomografii komputerowej CT zależy on od ustawionej grubości skanowanych warstw. Woksele mają więc kształt prostopadłościanów o różnej głębokości (tzw. anizotropowość). W tomografii CBCT woksele mają kształt sześcianu (są izotropowe) i są równe w każdym wymiarze. Ich rozmiar może wynosić nawet 0,076 mm (Nomura i wsp. 2010, Różyło-Kalinowska i Różyło 2011, Pauwels i wsp. 2013, 2015).

Z jakością obrazu związane jest również zjawisko szumu obrazu występującego jako skutek niekonsekwentnego i niejednorodnego osłabienia wiązki promieniowania. Obserwuje się różne wartości szarości między punktami jednorodnego obiektu, czyli występuje duże odchylenie standardowe wartości szarości jednorodnego obiektu. Powodem są ograniczenia konstrukcyjne (jakość detektorów, niedoskonałe algorytmy rekonstrukcji) oraz natura promieniowania rentgenowskiego i jego oddziaływanie z materią (promieniowanie rozproszone).

W tomografii wolumetrycznej wiązka promieniowania rentgenowskiego na kształt stożka, co oznacza jednoczesne napromieniowanie znacznej objętości tkanek. Na skutek tego znaczna ilość fotonów jest rozpraszana podczas przechodzenia przez tkanki, zwłaszcza zbite, o dużej gęstości. Promieniowanie rozproszone jest również rejestrowane przez detektor, choć rozchodzi się w różnych kierunkach (jest to głównie rozpraszanie typu Comptona). Zjawisko to jest przyczyną ograniczenia jakości obrazu.

Promieniowanie rozproszone oznacza zwiększoną dawkę promieniowania dla pacjenta. Powoduje również redukcję kontrastu obrazu oraz zwiększa ilość szumów.

Na jakość obrazu wpływają również artefakty. Artefakty to elementy widoczne w obrazie, które nie występują w badanym obiekcie. Są to zniekształcenia lub błędy widoczne w obrazie nie związane z obiektem poddanym badaniu (Pauwels i wsp. 2015).

2.1.5. Cyfrowa obróbka w obrazach CBCT

W technice radiografii konwencjonalnej film rentgenowski służy do zbierania danych, prezentacji i archiwizacji. Techniki cyfrowe natomiast dają możliwość przetwarzania obrazów praktycznie na każdym etapie, począwszy od ich akwizycji, poprzez etap przetwarzania danych do etapu ich prezentacji. Taka obróbka obrazu zwana jest *processingiem*.

Podstawą *processingu* obrazu są matematyczne algorytmy modyfikacji i analizy obrazu. Należy odróżnić *preprocessing* - wstępną obróbkę obrazu podczas akwizycji, od *postprocessingu*, czyli obróbki obrazu po jego zapisaniu.

Dla klinicystów przydatna jest możliwość automatycznej kompensacji ekspozycji (ang. *Automatic Exposure Compensation* - AEC) należąca do *preprocessingu*. W celu zminimalizowania utraty wartości diagnostycznej (na skutek nieodpowiedniego ustawienia parametrów ekspozycji promieniowania, czyli prześwietlenia lub

niedoświetleniu czujnika) korekta obrazu następuje przed jego ukazaniem się na monitorze, co ułatwia ocenę zdjęcia i eliminuje konieczność ręcznej manipulacji. Pacjent unika ponownego wykonywania zdjęcia, jak ma to miejsce w przypadku filmu.

Wśród algorytmów modyfikacji obrazu w trakcie *postprocessingu* wymienia się: metody wzmocnienia obrazu, wzmocnienie dziedziny koloru, liniową funkcję transformacji obrazu, nieliniową transformację obrazu, modyfikację histogramu, wyostrzenie obrazu, transformację Fouriera, eliminację szumu z obrazu, wygładzenie przestrzenne oraz filtry częstotliwości i filtr Wienera (Różyło-Kalinowska i Różyło 2011).

Postprocessing umożliwia również powiększenie, pomniejszenie, obroty czy odbicie lustrzane obrazu, zmianę rozkładu wartości szarości (korekta kontrastu i jasności obrazu), zastosowanie pseudokoloru, zmiany negatyw-pozytyw, pomiary gęstości optycznej tkanek (tomosynteza) oraz pomiary liniowe i kątowe.

Dzięki cyfrowej obróbce obrazu można na podstawie danych cyfrowych uzyskanych podczas badania wolumetrycznego CBCT utworzyć następujące przekroje i obrazy:

- 1) przekroje przypominające zdjęcie pantomograficzne (ale bez rzutowania się cieni dodatkowych np.: kręgosłupa szyjnego, kości gnykowych, powietrza w jamie ustnej) oraz z możliwością regulacji grubości i położenia warstwy, jak też jej kształtu w zależności od kształtu łuków zębowych u pacjenta;
- 2) przekroje w cienkich warstwach na podstawie zdjęcia pantomograficznego - tzw. przekroje styczne;
- 3) przekroje transsektalne (policzkowo-podniebiennych i przedsionkowo-językowych), ale o mniejszej grubości warstwy niż na zdjęciach uzyskiwanych w aparatach pantomograficznych;
- 4) przekroje analogiczne jak w tomografii komputerowej (rekonstrukcji MPR - ang. *multipolar reconstruction*) - w płaszczyźnie osiowej, czołowej i strzałkowej, jak też ich modyfikacjach (np. skośnej);
- 5) rekonstrukcji pseudotrójwymiarowych typu objętościowego (ang. *volume rendering*) lub powierzchniowego (ang. *surface-shaded display*);
- 6) zdjęć cefalometrycznych w projekcji bocznej i AP/PA w aparatach o dużym polu obrazowania lub wyposażonych w kraniostaty.

Wraz z cyfryzacją badań rentgenodiagnostycznych pojawiły się nowe możliwości wymiany informacji. Opracowano uniwersalny standard zapisu danych z badań RTG (również CBCT) nazwany DICOM (ang. *Digital Imaging and Communication in*

Medicine). Dzięki swobodzie przekazywania obrazów możliwa jest zdalna konsultacja badań CBCT (tzw. teleradiologia) jak również zaimportowanie danych z badania do programów umożliwiających wirtualne planowanie zabiegów (np. w implantologii stomatologicznej), symulację efektów leczenia (w ortodoncji) czy też fuzję obrazów CBCT i zdjęć fotograficznych pacjenta. Wojtowicz i wsp. podkreślają w swojej publikacji wysoką wartość CBCT w przypadkach trójwymiarowej odbudowy deficytów kości wyrostka zębodołowego ze szczególnym naciskiem na użyteczność oprogramowania wizualizującego defekty kostne wraz późniejszą ich rekonstrukcją (Wojtowicz i wsp. 2014).

2.1.6. Pomiary liniowe w obrazach CBCT

Jedną z istotnych w przypadku implantologii stomatologicznej zalet badań wolumetrycznych CBCT jest możliwości dokonywania pomiarów na podstawie uzyskanych obrazów (Scarfe i Farman 2008, Jaju i Jaju 2014).

Pomiarów tych dokonywać można we wszystkich płaszczyznach i pomiędzy dowolnymi punktami obrazu, co daje możliwości diagnostyczne nieosiągalne dla obrazów rentgenowskich płaskich (2D). Piśmiennictwo podaje liczne doniesienia na temat dokładności pomiarów na obrazach CBCT (Georgescu i wsp. 2010, Al-Ekrish i Ekram 2011). Porównywane są one najczęściej do pomiarów czaszek (Luangchana i wsp. 2015) lub samych żuchw ludzkich (Pinsky i wsp. 2006, Torres i wsp. 2012), fantomów (Eggers i wsp. 2008) oraz cefalogramów (Medelnik i wsp. 2011) obrazów tomografii wielorzędowej (Patcas i wsp. 2012) i spiralnej (Medelnik i wsp. 2011).

Większość badaczy podaje wysoką dokładność pomiarów (Panzarella i wsp. 2011, Mosfeghi i wsp. 2012, Benavides i wsp. 2012). Inni autorzy wykazali brak istotnych statystycznie różnic w błędach pomiarów liniowych pomiędzy CBCT a CT (Fatemitabar i Nikgoo 2010). Veyre-Goulet i wsp. mierzyli natomiast ludzkie czaszki za pomocą suwmiarki oraz CBCT i nie uzyskali statystycznie istotnych różnic w pomiarach (Veyre-Goulet i wsp. 2008). W badaniu Berco i wsp. odnotowano statystycznie istotne różnice w pomiarach czaszek bezpośrednich oraz w CBCT jednakże wszystkie błędy pomiarów były mniejsze niż rozmiary woksela, a więc klinicznie nieistotne (Berco i wsp. 2009). Konsensus ustanowiony na kongresie ICOI wspiera zastosowanie CBCT do pomiarów liniowych w implantologii (Benavides i wsp. 2012). Tarazona-Alvarez ze

współpracownikami dokonali 4800 pomiarów za pomocą CBCT oraz cyfrowej miarki dochodząc do wniosku, że różnice w obu pomiarach są akceptowalne klinicznie (Tarazona-Alvarez i wsp. 2014). Wykorzystując do badań 3D eXam CBCT oraz oprogramowanie SimPlant Ortho Pro, inni badacze uzyskali zgodność wyników CBCT i rzeczywistych na czaszkach na poziomie 0,99. Zmiana wielkości woksela (z 0,25 na 0,40) nie wpływała na dokładność pomiarów (Damstra i wsp. 2010). Pinsky i wsp. porównywali dokładność pomiarów sztucznych ubytków bloku akrylowego symulujących defekty kostne oraz defektów w ludzkich żuchwach. Otrzymane wyniki (różnice rzędu 0,01 mm do 0,27 mm) wskazują na wysoką dokładność pomiarów (Pinsky i wsp. 2006). Dodatkowo, Lagravere z zespołem wykazali, że lokalizacja punktu pomiarowego w obrębie badanej objętości nie wpływa na wyniki pomiarów, co pozwala na pominięcie błędu związanego z ewentualnym niecentralnym umieszczeniem punktu pomiarowego CBCT w obrysie implantu (Lagravere i wsp. 2008).

Dokładność pomiarów liniowych w CBCT potwierdzono również w innych badaniach (Loubele i wsp. 2007, 2008). Pamiętać jednak należy, że dokładność ta jest największa w centrum badanej objętości i błąd geometryczny zwiększa się w kierunku jej brzegów, co jest skutkiem efektu promienia w kształcie stożka (Periago i wsp. 2008).

Natomiast Vazquez i wsp. w oparciu o badania na 1527 pacjentach, u których wszczepiono implanty w żuchwie stwierdzili, że w sytuacji kiedy margines bezpieczeństwa odległości przewidywanego implantu od kanału żuchwy wynosi 2 mm, ortopantomogram jest wystarczający. Jednakże biorąc pod uwagę niedokładności pomiarów liniowych w obrazie 2D, nachylenie grzbietu wyrostka zębodołowego i różnorodność jego kształtów CBCT wydaje się zapewniać większe bezpieczeństwo (Vazquez i wsp. 2008).

Dokładność pomiarów liniowych zarówno w CBCT jak i TK jest bardzo wysoka (Loubelle i wsp. 2008, Damstra i wsp. 2010), ale rozdzielczość uzyskiwana w CBCT rzędu 76 - 400 μm (0,076 - 0,4 mm) pozwala na wyższą dokładność pomiarów niż w TK (Patel i wsp. 2007, Scarfe i Farman 2008).

Dzięki pomiarom wyrostka zębodołowego lekarz implantolog może zaplanować jaki rozmiar implantów zastosuje, oraz stwierdzić czy niezbędne okażą się procedury augmentacji kości. Operator przed rozpoczęciem zabiegu może zmierzyć na ekranie monitora np.: jaka jest grubość dna zatoki szczękowej, jak jest odległość między otworami bródkowymi w żuchwie, czy też jaka jest odległość od szczytu wyrostka zębodołowego do kanału żuchwowego. Za pomocą specjalistycznego oprogramowania możliwe jest

wykonanie dedykowanych szablonów chirurgicznych umożliwiających precyzyjne nawiercanie kości, co według niektórych autorów znacznie zmniejsza ryzyko powikłań (Ey-Chmielewska i wsp. 2015, Chruściel-Nogalska i wsp. 2017).

Informacje dostarczane przez CBCT mają niezwykle istotne znaczenie dla planowania zabiegów w implantologicznych a tym samym planowania rehabilitacji implantoprotetycznej jamy ustnej. Możliwość uzyskania ich przed zabiegiem, a nie w czasie jego trwania, wniosła nową jakość w dziedzinie implantologii stomatologicznej.

2.1.7. Metody pomiarów jakości tkanki kostnej w obrazach radiologicznych

Aby mierzyć jakość kości należy najpierw odpowiedzieć na pytanie, czym ona jest. Czy jakość struktury kostnej to jej gęstość, stopień ubelczkowania, czy też stopień zmineralizowania masy kostnej? (inaczej gęstość mineralna kości ang. *Bone Mineral Density* - BMD). Czy też jest to wytrzymałość mechaniczna i sztywność kości, która zależy również od jej mikroarchitektury - struktury i morfologii. Niektórzy badacze postulowali, że gęstość mineralna kości i jej jakość nie są synonimami (Lindh i wsp. 2004).

Architektura kości wyrostków zębodołowych była opisywana początkowo jedynie na podstawie zdjęć zębowych i pantomograficznych (Geaerts i Stelt 2000, ShROUT i wsp. 1997). Wraz z cyfryzacją diagnostyki radiologicznej otworzyły się możliwości matematycznego określania parametrów tekstury rentgenowskiej, korelujące z wynikami analizy histomorfometrycznej tkanki kostnej (Chappard i wsp. 2005, Kozakiewicz i wsp. 2007). Istnieją badania potwierdzające możliwość oceny trójwymiarowej struktury tkanki kostnej na podstawie informacji zawartych w dwuwymiarowym obrazie radiologicznym (Luo i wsp. 1999, Pothuaud i wsp. 2000). Wielu autorów wskazuje, że tkanka kostna ma budowę fraktalną, dlatego wzrasta zainteresowanie możliwością wykorzystania analizy fraktalnej w wielu dziedzinach nauki również w medycynie. Obliczanie wymiaru fraktalnego może być jedną z metod służących do oceny charakterystyki tekstury obrazów w diagnostyce medycznej (Redford i wsp. 1994, Geaerts i Stelt 2000). Ilościowej oceny zmian w tkance kostnej, np. związanych z wiekiem, można dokonać za pomocą wymiaru fraktalnego obrazów radiologicznych (ang. *Fractal Dimension* - FD), na co wskazali autorzy (Oczeretko i wsp. 1998, Luo i wsp. 1999, Pouthaud i wsp. 2000). Dzięki odpowiednim programom komputerowym z obrazu radiologicznego uzyskujemy macierz

obrazu, gdzie stopnie szarości tworzą mniej lub bardziej skomplikowaną powierzchnię, której kształt daleki jest od gładkości. Wymiar fraktalny kości wyrostka zębodołowego żuchwy wzrasta wraz ze wzrostem demineralizacji kości (Ruttiman i wsp. 1992). Badania przeprowadzane na podstawie absorpcjometrii podwójnej energii promieniowania rentgenowskiego (DXA) i analizy fraktalnej, dowodzą, że istnieje korelacja między wymiarem fraktalnym, a gęstością mineralną kości (Pouilles i wsp. 1991, Corten i wsp. 1993, Pothuaud i wsp. 2000). Hua z zespołem określili analizę fraktalną jako użyteczną w ocenie jakości kości (Hua i wsp. 2009).

Gęstość minerałów tkanki kostnej BMD można również mierzyć za pomocą badania densytometrycznego. Zaletami tego badania jest niski koszt, mała dawka promieniowania oraz dość duża dokładność, ale nie uwzględnia ona indywidualnych cech osobniczych budowy ciała pacjentów. Zakłada się, że przy zbliżonym wieku czy wadze, budowa kości u pacjentów tej samej płci jest podobna, co zdaniem niektórych autorów nie zawsze jest prawdą (Lindh i wsp. 2004).

Inną techniką wykorzystywaną do pomiaru gęstości mineralnej kości BMD jest ilościowa tomografia komputerowa (ang. *Quantitative Computed Tomography* - QCT) (Korkusuz i wsp. 2000, Homolka i wsp. 2002). Umożliwia ona ocenę zarówno kości gąbczastej jak i blaszki zbitej kości (Lindh i wsp. 2004, Ribeiro-Rotta i wsp. 2011). Todisco i Trisi dowiedli statystycznej zależności między BMD a budową histomorficzną kości (Todisco i Trisi 2005). Naitoh i wsp. w prospektywnym badaniu dowiedli użyteczności tomografii wolumetrycznej CBCT w oszacowaniu BMD. Wadą tej metody jest duży koszt i stosunkowo duże napromieniowanie badanych pacjentów (Naitoh i wsp. 2010).

Jak wspomniano wcześniej wytrzymałość i sztywność kości zależy również od jej mikroarchitektury. Dlatego istotna jest także ocena jakościowa kości. Badania takie przeprowadzili Wen i wsp. za pomocą mikrotomografii komputerowej, a Ito uzupełnił te badania stosując tomografię synchrotronową (Wen i wsp. 2015, Ito 2016).

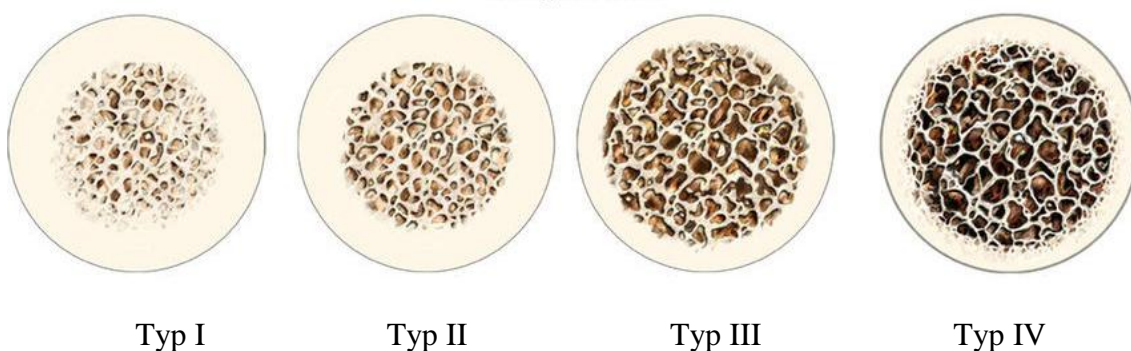
Implanty osadzone w kości o słabej jakości z cienką blaszką korową i niewielkim stopniem ubeleczkowania wykazują duży odsetek niepowodzeń (Bryant 1998, Penarrocha i wsp. 2004). Kość tego typu często spotykana jest w części tylnej szczęki. Natomiast, duży odsetek powodzeń wykazywany jest dla implantacji w żuchwie, szczególnie w przednim odcinku, gdzie jakość kości jest znacznie lepsza (Turkyilmaz i wsp. 2008b).

Formowanie siatkowatej mikroarchitektury beleczek kostnych jest uwarunkowane przez zmiany kierunku i rodzaju sił zewnętrznych, co jest wynikiem nieustannego

dostosowywania się czynnościowego do pełnionej funkcji żucia. Stała adaptacja do zewnętrznych obciążeń wpływa na zmiany masy kostnej, w postaci resorpcji w miejscach o zmniejszonym obciążeniu oraz apozycję kości w rejonach przeciążonych. Jest to proces zgodny z prawem Wolfa z 1982, które mówi, że każdej zmianie funkcji kości towarzyszy zmiana jej architektury zewnętrznej i/lub wewnętrznej.

Lekholm i Zarb opracowali kliniczną klasyfikację jakościową tkanki kostnej opartą na radiologicznej ocenie stosunku kości korowej do kości gąbczastej (Ryc. 1). Uzupełnienie tej klasyfikacji zaproponował w 1993 roku Mish, który znalazł istnienie korelacji między jakością kości zgodną z klasyfikacją Lekholma i Zarba, a wartościami j.H. (jednostek Hounsfielda) uzyskiwanymi w tomografii komputerowej. Klasyfikacja ta wyróżnia następujące typy jakości kości:

- 1) typ I - D1 - jest grubą, jednorodną kością zbitą, charakteryzowana odczytem 1250 lub więcej j.H. w obrazie tomograficznym.
- 2) typ II - D2 - to gruba warstwa kości zbitej otaczająca kość porowatą o dużej gęstości. Odczyt 850 - 1250 j.H. w obrazie tomograficznym.
- 3) typ III - D3 - charakteryzuje się cienką kością zbitą otaczającą grubą warstwę porowatej i gęstej kości gąbczastej. Odczyt 350 - 850 j.H. w obrazie tomograficznym.
- 4) typ IV - D4 - będąca luźną kością gąbczastą. Odczyt 150 - 350 j.H. w obrazie tomograficznym.
- 5) typ V - D - charakteryzuje odczyt mniej niż 150 j.H. w obrazie tomograficznym (Lekholm i Zarb 1985, Misch 2008).



Ryc. 1. Typy kości według klasyfikacji Lekholma i Zarba.

Źródło: <http://www.pocketdentistry.com>

Natomiast Norton i Gamble zaproponowali następującą modyfikację powyższej klasyfikacji:

- 1) typ I - D1 - Odczyt 850 lub więcej jednostek Hounsfielda w obrazie tomograficznym,
- 2) typ II - D2 - Odczyt 700-850 jednostek Hounsfielda w obrazie tomograficznym,
- 3) typ III - D3 - Odczyt 500-700 jednostek Hounsfielda w obrazie tomograficznym,
- 4) typ IV - D4 - Odczyt 0-500 jednostek Hounsfielda w obrazie tomograficznym,
- 5) typ V - D5 - Odczyt < 0 jednostek Hounsfielda w obrazie tomograficznym (Norton i Gamble 2001).

Skala Hounsfielda opisuje osłabienie promieniowania przechodzącego przez dany ośrodek w stosunku do jego osłabienia w destylowanej wodzie o temperaturze 25 stopni Celsjusza (w jednostkach Hounsfielda - j.H.), przy czym przyjęto, że górny limit to 3000 j.H., wartość dla wody równa jest 0, a dla powietrza - 1000.

Istnieją badania wskazujące na średnią gęstość kości w j.H. dla poszczególnych obszarów szczęk, np: dla przedniego obszaru żuchwy 944,9+/-207 j.H. > przedniego obszaru szczęki 715,8+/-190 j.H. > tylnej części żuchwy 674,3+/-227 HU > tylnej części szczęki 455,1+/-122 HU (Turkyilmaz i wsp. 2007b). Park z zespołem wykazali w swojej pracy, że największa gęstość kości była obserwowana dla obszaru kłów i przedtrzonowców, a guz szczęki wykazywał najmniejszą gęstość. Gęstość blaszki zbitej była większa w żuchwie niż w szczęce w zwiększała się w kierunku od siekaczy do obszaru zatrzonowcowego (Park i wsp. 2008).

Rebaudi ze współautorami opierając się na badaniach mikro-CT proponuje utworzenie nowej klasyfikacji kości z podziałem na trzy rodzaje: twardą, normalną i miękką (Rebaudi i wsp. 2010).

Możliwe jest również porównanie gęstości badanego miejsca z innym miejscem na takim samym obrazie, na podstawie umownych jednostek stosowanych w danym urządzeniu CBCT, zdefiniowanych przez producenta. Warunkiem jest zachowanie takich samych warunków ekspozycji. Mimo, że nie jest to metoda ilościowa lecz porównawcza, umożliwia pośrednią ocenę jakości kości w badanym miejscu.

2.1.8. Wskazania do wykonywania badania wolumetrycznego CBCT

Badanie wolumetryczne CBCT jest coraz częściej stosowane w implantologii stomatologicznej. Podobnie jak każde inne badanie potrzebuje listy wskazań do jego

wykonywania. Główne wskazania do wykonania badania CBCT u pacjentów implantologicznych przytaczają Różyło-Kalinowska i Różyło. Są one następujące:

- 1) dokonywanie oceny wymiaru policzkowo-podniebiennego i/lub przedsionkowo-językowego oraz wysokości wyrostka zębodołowego w miejscu braku zębowego w celu dobrania odpowiedniej grubości implantu i/lub podjęcia decyzji o zabiegu augmentacyjnym,
- 2) ocena jakości tkanki kostnej wyrostka zębodołowego,
- 3) określenie odległości od brzegu wyrostka zębodołowego do dna zatoki szczękowej lub jamy nosowej,
- 4) określenie morfologii otworu przysiecznego i kanału nosowo-podniebiennego,
- 5) wyznaczenie przebiegu kanału żuchwy i pomiar odległości od szczytu bezzębnej części zębodołowej żuchwy do górnego ograniczenia kanału żuchwy,
- 6) wyznaczenie przebiegu kanałów przysiecznych i/lub kanałów językowych, których uszkodzenie może być przyczyną powikłań zabiegu implantologicznego,
- 7) ocena zatoki szczękowej przed zabiegiem podniesienia jej dna pod kątem obecności przegród, oraz kontrola po zabiegu,
- 8) wykrycie współistniejących schorzeń mogących stanowić przeszkodę w przeprowadzeniu zabiegu implantacji,
- 9) wirtualne planowanie zabiegu wszczepienia za pomocą oprogramowania aparatu CBCT lub możliwość transferu danych w formacie DICOM do konsoli służących do planowania zabiegów implantologicznych i wykorzystania danych obrazowych do wykonania szablonu chirurgicznego,
- 10) planowanie uzupełnienia protetycznego w systemie CAD/CAM,
- 11) kontrola osadzenia i osteointegracji implantu (cyt. za Różyło-Kalinowska i Różyło 2011).

2.2. Dawki promieniowania

Każde badanie radiologiczne, w tym również TK i CBCT, niesie ze sobą zjawisko pochłaniania promieni rentgenowskich przechodzących przez ciało pacjenta. Wynika to z natury tego badania i jest nie do uniknięcia. To właśnie przenikanie promieni rentgenowskich przez ośrodek badany umożliwia powstanie jego obrazu. Wiadomo jednak, że zjawisko to nie jest obojętne dla ludzkiego organizmu. Konieczne jest

określenie definicji dawek promieniowania, aby rozpatrywać skutki oddziaływania promieniowania.

2.2.1. Definicje dawek

Jak podaje Krzyżostaniak w rozprawie doktorskiej pt.: „Ocena przydatności badania rentgenowskiego metodą tomografii stożkowej CBCT w diagnostyce wczesnych zmian próchnicowych zębów - warunki in vitro”, w radiologii stosowane są pojęcia mające zastosowanie w rentgenodiagnostyce medycznej mówiące o oddziaływaniu promieniowania na organizm ludzki. Jest to pojęcie równoważnika dawki i dawki efektywnej.

Równoważnik dawki (H_T) wykorzystywany jest do porównania biologicznych następstw oddziaływania różnych typów promieniowania jonizującego na tkanki lub narządy. Jest to suma iloczynów uśrednionych dawek (D_T) pochłoniętych przez tkankę lub narząd i współczynnika obciążenia promieniowaniem (W_R)

$$H_T = \sum W_R \times D_T$$

Jednostką równoważnika dawki pochłoniętej jest siwert (Sv) [J/kg].

Dawka efektywna (E) wykorzystywana jest do oszacowania ryzyka działania promieniowania jonizującego na człowieka. Jest to suma iloczynów równoważnika dawki dla każdego narządu lub każdej tkanki (H_T) i współczynnika obciążenia promieniowaniem danej tkanki (wagowego, W_T).

$$E = \sum w_T \times H_T$$

Jednostką dawki efektywnej jest siwert [Sv] (cyt. za Krzyżostaniak 2012).

2.2.2. Dawki efektywne promieniowania w tomografii wolumetrycznej CBCT

Dawki promieniowania jonizującego jakie otrzymuje pacjent podczas badania CBCT są wyższe (tab. 2) niż podczas tradycyjnych zdjęć stomatologicznych (wewnątrzustnych lub pantomograficznych), ale niższe niż podczas wielorzędowej tomografii komputerowej (tab. 2). Dawki te są zależne głównie od wielkości obrazowanej objętości tkanek (FOV), rodzaju detektora zainstalowanego w danym aparacie

tomograficznym CBCT (IIT/CCD lub detektor typu flat panel) oraz ustawionych parametrów ekspozycji (dla małej, średniej lub dużej rozdzielczości).

Tab. 2. Dawki efektywne dla stomatologicznych badań radiologicznych

Rodzaj badania rtg	Dawka efektywna (μSv)
Zdjęcie rentgenowskie wewnątrzustne	< 1,5*
Zdjęcie pantomograficzne	2,7 – 24,3
Zdjęcie cefalometryczne	< 6
Tomografia komputerowa wielorzędowa (MSCT)	280 - 1410
Tomografia wolumetryczna (CBCT) - mały i średni FOV (zębowo - zębodołowy)	11 - 674
Tomografia wolumetryczna (CBCT) - duży FOV (czaszkowo - twarzowy)	30 - 1073

Źródło: http://www.sedentext.eu/files/guidelines_final.pdf, Ludlow i Ivanovic 2008

*dawka dla jednego radiogramu zębowego obliczona na podstawie danych dla całego statusu zębowego (18 zdjęć zębowych i cztery zdjęcia skrzydłowo-zębowe), wykonanego za pomocą płytek PSP lub film o czułości F z prostokątną kolimacją (Ludlow i Ivanovic 2008).

Badacze podnoszą też problem większego ryzyka wystąpienia skutków promieniowania u młodszych pacjentów (tab. 3). Zawsze należy rozważyć potencjalne korzyści badania tomograficznego oraz stosować zalecane standardy (opisane w następnym rozdziale).

Tab. 3. Ryzyko skutków promieniowania w zależności od wieku

grupa wiekowa (lata)	zwielokrotnienie czynnika ryzyka
< 10	x 3
10 - 20	x 2
20 - 30	x 1,5
30 - 50	x 0,5
50 - 80	x 0,3
> 80	ryzyko nieistotne

Źródło: Różyło-Kalinowska i Różyło 2011

2.2.3. Standardy zalecane podczas badania CBCT

Z uwagi na rosnącą dostępność i popularność badań CBCT Europejska Akademia Radiologii Stomatologicznej i Szcękowo-Twarzowej (ang. *European Academy of DentoMaxilloFacial Radiology* - EADMFR) ustaliła listę dwudziestu standardów postępowania zalecanych dla obrazowania wolumetrycznego CBCT:

- 1) badanie wolumetryczne CBCT nie powinno być przeprowadzane bez zebrania wywiadu i zbadania pacjenta;
- 2) wykonanie badania wolumetrycznego CBCT powinno być uzasadnione dla każdego pacjenta, tak aby korzyści z jego wykonania przewyższyły ryzyko z nim związane;
- 3) badanie wolumetryczne CBCT powinno wносить nowe informacje do postępowania z pacjentem;
- 4) badanie wolumetryczne CBCT nie powinno być „rutynowo” powtarzane u pacjenta bez uprzedniego dokonania oceny korzyści i ryzyka wynikającego z tego badania;
- 5) lekarze kierujący badanie wolumetryczne CBCT do innego lekarza powinni dostarczyć mu odpowiednich informacji klinicznych (wyniki badania podmiotowego i przedmiotowego), aby wykonujący badanie CBCT mógł prawidłowo przeprowadzić proces oceny;
- 6) badanie wolumetryczne CBCT powinno być wykonywane tylko wtedy, gdy problem diagnostyczny nie został rozwiązany za pomocą tradycyjnych zdjęć rentgenowskich i niższej dawce promieniowania;
- 7) całość obrazów z badania wolumetrycznego CBCT musi być starannie oceniona, a wynik przedstawiony w postaci pisemnego opisu radiologicznego;
- 8) gdy istnieje prawdopodobieństwo, że konieczna będzie ocena tkanek miękkich u pacjenta, należy wybrać raczej badanie TK (wielorzędowa tomografia komputerowa) lub MR (rezonans magnetyczny);
- 9) wyposażenie do badań wolumetrycznych CBCT powinno oferować wybór wielkości obrazowanej objętości i w przypadku istnienia takiego wyboru w badaniu należy użyć objętości o najmniejszej możliwej dawce promieniowania w stosunku do sytuacji klinicznej;
- 10) gdy istnieje możliwość wyboru rozdzielczości w aparacie CBCT, należy zawsze wybierać taką rozdzielczość, aby była dostosowana do oczekiwań diagnostycznych i w tych warunkach zapewniała najmniejszą możliwą dawkę;

- 11) dla każdego zainstalowanego aparatu CBCT należy przygotować i wprowadzić odpowiedni system zapewnienia jakości, łącznie z wyposażeniem, techniką wykonywania badania i procedurami kontroli jakości;
- 12) zawsze należy korzystać z systemów ułatwiających pozycjonowanie (markery laserowe);
- 13) wszystkie zainstalowane aparaty CBCT powinny przejść szczegółowe testy akceptacyjne przed rozpoczęciem użytkowania, aby zapewnić optymalną ochronę radiologiczną personelu, pacjentów i osób przypadkowych;
- 14) aparat CBCT powinien być poddawany regularnym testom rutynowym, aby było wiadomo, czy warunki ochrony radiologicznej personelu i pacjentów nie uległy z czasem pogorszeniu;
- 15) w odniesieniu do ochrony personelu radiologicznego przy aparatach CBCT należy stosować się do wskazówek wyszczególnionych w sekcji 6 dokumentu Komisji Europejskiej „Radiation Protection 136. European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology”;
- 16) wszystkie osoby pracujące z aparatem CBCT powinny przejść odpowiednie szkolenie teoretyczne i praktyczne w zakresie procedur radiologicznych i ochrony radiologicznej;
- 17) konieczne jest ustawiczne kształcenie i szkolenie, zwłaszcza gdy zainstalowany jest nowy aparat CBCT lub wprowadzane są nowe techniki badania;
- 18) dentyści posiadający aparaty CBCT, którzy wcześniej nie przeszli „odpowiedniego szkolenia teoretycznego i praktycznego”, powinni odbyć dodatkowe szkolenie teoretyczne i praktyczne potwierdzone przez instytucję akademicką (Uniwersytet lub odpowiadająca mu jednostka organizacyjna). Jeżeli w danym kraju istnieje specjalizacja z radiologii stomatologicznej i szczękowo-twarzowej, za formę i przeprowadzenie programu szkolenia powinien odpowiadać radiolog stomatologiczny i szczękowo-twarzowy;
- 19) opis radiologiczny badań wolumetrycznych CBCT zębów, wyrostków zębodołowych, żuchwy i szczęki do poziomu dna jamy nosowej (np. badania aparatów o polu obrazowania 8 cm x 8 cm lub mniejszym) powinien być wykonany przez odpowiednio przeszkolonego radiologa stomatologicznego i szczękowo-twarzowego lub gdy nie jest to możliwe - przez odpowiednio przeszkolonego lekarza dentystę;
- 20) w przypadkach badań wolumetrycznych CBCT o małym polu obrazowania wykonywanych ze wskazań niestomatologicznych (np. ocena kości skroniowej) i wszystkich badań wolumetrycznych ze wskazań szczękowo-twarzowych (wszystkie badania o polu obrazowania przekraczającym zęby, wyrostki zębowe, żuchwę ze stawami skroniowo-

żuchwowymi i szczękę do poziomu dna jamy nosowej), opis radiologiczny powinien być wykonywany przez radiologa stomatologicznego i szczękowo-twarzowego lub przez lekarza radiologa (cyt. za Różyło-Kalinowska i Różyło 2011).

2.2.4. Zastosowanie zasady ALARA

W związku z tym, że stosowanie promieniowania rentgenowskiego niesie ze sobą niebezpieczeństwo skutków ubocznych, niezbędnym jest przestrzeganie określonych reguł bezpieczeństwa. Naczelną zasadą obowiązującą w rentgenodiagnostyce jest zasada ALARA (ang. akronim *As Low As Reasonably Achievable*) obligująca do stosowania najmniejszych możliwych dawek niezbędnych dla uzyskania wyniku diagnostycznego. Pamiętać należy, że na ograniczenie dawki efektywnej mają wpływ nie tylko parametry naświetlania takie jak: czas [s], napięcie [kV] i natężenie prądu [A], ale również ograniczenie do minimum pola obrazowania (ang. *Field of View - FOV*). Jest to możliwe dzięki możliwości regulacji wielkości obszaru zainteresowania (ang. *Region of Interest - ROI*) w nowoczesnych aparatach CBCT (Różyło-Kalinowska i Różyło 2011).

2.3. Stabilizacja implantu

Stabilizacja implantu jest nieodzownym warunkiem sukcesu terapeutycznego w przypadku stosowania uzupełnień implantoprotetycznych. Decyduje ona o uzyskaniu osteointegracji. Osteointegracja jest pojęciem głównie histologicznym, a tylko częściowo klinicznym i radiologicznym. Proces ten polega na stopniowym wzroście ilości kości w miejscu bezpośredniego kontaktu z powierzchnią implantu w jednostce czasu. Nadmierna ruchomość wprowadzonego implantu (powyżej 0,01 mm) uniemożliwia powstanie ankylozy funkcjonalnej, dzięki której wprowadzony implant może być zdolny do obciążeń mechanicznych podczas żucia. Dlatego pomiary stabilizacji wszczepów są tak istotne w ocenie sukcesu leczenia implantologicznego.

2.3.1. Pojęcie stabilizacji implantu

Na uzyskanie stabilizacji wszczepu składa się szereg skomplikowanych procesów fizycznych, biochemicznych i biologicznych. Według Albrektssona i wsp. istnieje sześć czynników, które mają decydujący wpływ na stabilizację: biokompatybilność materiału z którego został wykonany wszczep, charakterystyka powierzchni aktywnej wszczepu, geometria wszczepu, stan biologiczny kości, technika operacyjna oraz czas po jakim implant jest obciążony i warunki tego obciążenia. Ponieważ trudno jest zmienić parametry wyjściowe kości, główne wysiłki producentów implantów a także implantologów - operatorów koncentrują się na optymalizacji pozostałych czynników (Albrektsson i wsp. 1981).

2.3.1.1. Stabilizacja pierwotna implantu

Stabilizacja pierwotna implantu osiąga swój najwyższy poziom tuż po implantacji. Jest wynikiem mechanicznego zakotwiczenia implantu w kości. Czynniki determinującymi stabilizację pierwotną są: jakość kości (jej stopień ubelczkowania /gęstość), makroskopowa konstrukcja implantu (jego długość, średnica, kształt oraz rodzaj gwintu), mikroskopowa budowa powierzchni (szorstkość, struktura) a także technika zabiegu implantacyjnego tj. kondensacja kości, zakotwiczenie bikortykałne, niedowymiarowanie łoża preparacji, ultradźwiękowe opracowanie łoża implantu (Frank i wsp. 2012, 2013). Marquezan ze współautorami wykazał, że również BMD (ang. *Bone Mineral Density*) ma wpływ na stabilizację pierwotną implantu (Marquezan i wsp. 2012).

Dobra stabilizacja pierwotna implantu i co za tym idzie brak mikroruchów jest warunkiem procesu osteointegracji. Przy braku wystarczającej stabilizacji pierwotnej i mikroruchów wszczepu rośnie ryzyko niepowodzenia implantacji z powodu zaburzenia procesów gojenia. Wysoka stabilizacja pierwotna jest również warunkiem zastosowania natychmiastowych, tymczasowych uzupełnień protetycznych.

Z czasem (po upływie 3-4 tygodni), na skutek remodelingu i apozycji kości na powierzchni jej kontaktu z implantem, stabilizacja pierwotna implantu zanika. Jej rolę przejmuje stabilizacja wtórna (Marquezan i wsp. 2012).

2.3.1.2. Stabilizacja wtórna implantu

Stabilizacja wtórna implantu jest wynikiem procesu remodelingu i apozycji kości (Wennerberg i Albrektsson 2009) i rośnie w czasie poczynając od około czwartego tygodnia po zabiegu implantacji. Ilość i jakość formującej się kości na powierzchni wszczepu jest najbardziej istotnym czynnikiem decydującym o stabilizacji wtórnej. Zależy ona głównie od rodzaju powierzchni implantu oraz od wielkości powierzchni styku implantu z kością (ang. *Bone to Implant Contact* - BIC).

Charakterystyka powierzchni implantu, jej topografia, zwilżalność, potencjał osteokonduktywny i porowatości oraz ewentualne pokrycie substancjami (np. hydroksyapatytem - HA) decyduje o jej atrakcyjności dla komórek kościotwórczych, co ma wpływ na szybkość oraz siłę osteointegracji.

Wielkość powierzchni implantu kontaktującej z kością (BIC) jest zależna od wielkości i kształtu makroskopowego implantu a także jej budowy mikroskopowej (porowatość). Im większa powierzchnia styku - tym większa stabilizacja wtórna implantu.

Na wartość stabilizacji wtórnej ma również wpływ metabolizm kości w miejscu implantacji, który może być zmieniony na skutek, na przykład, przyjmowanych leków czy radioterapii.

Przyjmuje się, że ostateczna stabilizacja wtórna osiągnana jest po zakończeniu procesu osteointegracji, czyli około czwartego miesiąca po implantacji.

Poziom stabilizacji wtórnej może zostać zwiększony już po okresie osteointegracji dzięki zastosowaniu specjalnego protokołu stopniowego obciążania kości. Romanos i wsp. dowiedli, że stosując stopniowo zwiększające się obciążenie zgryzowe dla zintegrowanych implantów można uzyskać wzrost/zagęszczenie beleczkowania kostnego wokół tych implantów. Jest to proces zgodny z prawem Juliusa Wolffa, który w 1892 roku ogłosił, że każdej zmianie funkcji kości towarzyszy zmiana jej architektury zewnętrznej i/lub wewnętrznej (Wolff 1986, Nowakowski i Mazurek 2017). Fenomen ten ma niezwykle istotne implikacje kliniczne, pozwala bowiem na poprawę jakości zakotwienia implantów w kości a tym samym poprawę warunków dla osadzenia konstrukcji protetycznych zdolnych przyjąć na siebie siły żucia. W praktyce stopniowe obciążanie implantów uzyskuje się poprzez stosowanie kolejno coraz bardziej aktywnych w zgryzie uzupełnień tymczasowych (Romanos i wsp. 2003).

2.3.2. Współczesne metody badania stabilizacji implantów

Wiarygodna ocena stabilizacji jest trudna w warunkach in vivo ze względu na złożony charakter osteointegracji. Istnieje wiele metod badania stabilizacji implantów. Idealna metoda pomiaru powinna być łatwa w zastosowaniu, bezbolesna, nieinwazyjna, tania, obiektywna, powtarzalna, porównywalna i ilościowa. Dostępne metody możemy podzielić na nieinwazyjne i inwazyjne.

2.3.2.1. Nieinwazyjne metody badania stabilizacji implantów

Do metod nieinwazyjnych badania stabilizacji implantów należą:

1) metoda radiologiczna - polega na ocenie stanu kości na podstawie jej obrazu w rtg punktowym, pantomograficznym lub CBCT. Mimo, że rutynowo stosowana klinicznie do wstępnej diagnostyki, metoda ta napotyka na trudności w dokładnej ocenie punktu styku implant - kość. Nie jest to również metoda ilościowa, nie sposób określić w wartościach liczbowych stanu stabilizacji implantu na podstawie rentgenodiagnostyki. Ocena tego typu badania jest zbyt subiektywna, dająca jedynie możliwość przypuszczania o utracie stabilizacji implantu na skutek widocznego zaniku kości wokół niego. Nie jest to więc również metoda powtarzalna.

2) metoda palpacyjna i opukowa - tradycyjna metoda badania klinicznej ruchomości wszczepu. Wszczep o dobrej stabilizacji nie wykazuje ruchomości. Metoda opukowa polega na ostukiwaniu implantu twardym narzędziem w celu wywołania dźwięku. Czysty, metaliczny dźwięk uważa się za wyznacznik dobrej stabilizacji implantu. Odgłos stłumiony świadczy o braku stabilizacji. Obie te metody subiektywne, nieprecyzyjne.

3) metoda uderzeniowa - jest przeprowadzana za pomocą urządzenia elektromechanicznego o nazwie Periotest. Polega na analizie czasu kontaktu sondy pomiarowej z powierzchnią rdzenia testowego mocowanego do implantu. Sondę - głowicę uderową - stanowi metalowy młoteczek uderzający w śrubę gojącą przykręconą do implantu. W zakończeniu młoteczek zamontowany jest akcelerometr. W czasie pomiaru młoteczek wykonuje 16 uderzeń w ciągu ok. 4 sekund. Jeżeli stabilizacja implantu jest

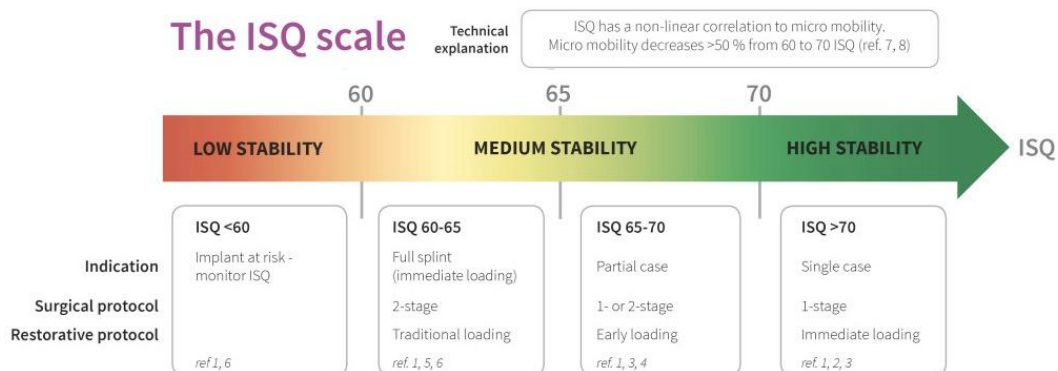
wysoka, czas kontaktu młoteczka i śruby gojącej jest krótki. Wyniki podawane są w jednostkach PTV (ang. *Periotest Values*) w zakresie od -8 do +50 i im są niższe tym stabilizacja implantu uznawana jest za większą. Według instrukcji producenta, implanty w pełni zintegrowane osiągają wartości pomiędzy 0 a -8 PTV. Teerlinck z zespołem na podstawie badań klinicznych za stabilne uznali implanty o wartościach od -4 do +2 PTV. Przy wartościach poniżej -2 PTV stabilizacja uznawana jest za wysoką, wystarczającą do obciążania natychmiastowego implantu koroną tymczasową (Teerlinck i wsp. 1991). Badanie Periotestem charakteryzuje niewielka inwazyjność i prostota użycia. Periotest w wielu publikacjach uznany został za miarodajną metodę oceny stabilizacji implantów dentystycznych, zarówno pierwotnej, jak i wtórnej (Olivé i Aparicio 1990, Manz i wsp. 1992, Aparicio 1997, Cranin i wsp. 1998, Winkler i wsp. 2001, Morris i wsp. 2003, Bilhan i wsp. 2015).

Badacze udowodnili, że Periotest jest w stanie wykryć subkliniczną ruchomość implantu przy prawidłowym obrazie klinicznym i radiologicznym, co ma kluczowe znaczenia dla diagnostyki (Tricio i wsp. 1995). Wadą metody jest duża wrażliwość na sposób wykonywania pomiaru. Różne zespoły badaczy udowodniły wpływ kąta badania oraz poziomu punktu kontaktu na wartość PTV a co za tym idzie jego subiektywność i niską powtarzalność (Derhami i wsp. 1995, Meredith i wsp. 1998). Cranin i wsp. stwierdzili min. niską czułość urządzenia, skutkującą wynikami fałszywie ujemnymi. Ta cecha szczególnie dotyczy implantów badanych w odcinkach bocznych, trudno dostępnych, gdzie problematyczne staje się właściwe pozycjonowanie sondy urządzenia (Cranin i wsp. 1998).

4) metoda akustyczna (ang. *Dental Mobility Checker* - DMC) polega na badaniu poziomu stabilizacji poprzez przetworzenie stopnia integracji (sztywności) zęba lub implantu z kością na sygnały akustyczne. Fala akustyczna wzbudzana jest za pomocą małego młoteczka, odbierana przez mikrofon, przetwarzana a następnie analizowana w osi czasu (Aoki 1987, Hirakawa 1987). Problemem technicznym jest występowanie podwójnych uderzeń zakłócających pomiar oraz trudności w utrzymaniu stałego wzbudzenia fali.

5) badanie urządzeniem Ostell - polega na analizie częstotliwości tłumienia drgań (ang. *Resonance Frequency Analysis* - RFA). Głowica urządzenia wysyła impulsy magnetyczne do specjalnego łącznika magnetycznego (ang. *smart peg*) umocowanego do implantu, który pod ich wpływem drga (rezonuje). Urządzenie zwrotnie analizuje częstotliwość

drgań a odczytane wyniki pomiarów podawane są w jednostkach ISQ (ang. *Implant Stability Quotient*) w przedziale 1-100. Jednostki te są niezależne od badanego systemu implantologicznego. Producent urządzenia proponuje własną skalę interpretacji wyników (Ryc. 2), gdzie wartości ISQ < 60 są jednoznaczne ze słabą stabilizacją, wartości ISQ =60-70 średnią stabilizacją a ISQ>70 z wysoką stabilizacją.



Ryc. 2. Skala wartości ISQ wraz z przedziałami do oceny stabilizacji implantu zalecanymi przez producenta ([http:// www.osstell.com](http://www.osstell.com)).

Metoda ta jest uznawana za nieinwazyjną, niezawodną, obiektywną, niezależną od systemu implantologicznego i powtarzalną, a jej przydatność w klinicznej ocenie stabilizacji została potwierdzona wieloma badaniami w warunkach *in vitro* jak i *in vivo* (Meredith i wsp. 1996, Meredith i wsp. 1997, Park 2001, Huang i wsp. 2002, Bischof 2004, Lachmann i wsp. 2006, Boronat-López i wsp. 2006, Sennerby i Meredith 2008, Fuster-Torres i wsp. 2011, Herrero-Climent i wsp. 2013).

W innych badaniach wykazano, że wraz ze wzrostem wartości ISQ spada wielkość mikroruchów implantu (Trisi i wsp. 2010). Korelację pomiędzy sztywnością kompleksu kość-implant a wartością ISQ potwierdzono również stosując metodę elementów skończonych (Natali i wsp. 2006, Deng i wsp. 2008).

Wojtowicz i wsp. podają, że przeprowadzono wiele badań mających na celu porównanie wiarygodności urządzeń Periotest i Osstell oraz ustalenie korelacji między nimi. Al-Jetaily i wsp. we wnioskach swojej pracy podają, iż Osstell okazuje się być bardziej miarodajny niż Periotest, a jego wiarygodność wzrasta wraz ze wzrostem stabilizacji. Natomiast wiarygodność Periotestu wzrasta, gdy wartość stabilizacji maleje (Al-Jetaily i wsp. 2011, Wojtowicz i wsp. 2014).

2.3.2.2. Inwazyjne metody badania stabilizacji implantów

Do metod inwazyjnych badania stabilizacji implantów należą:

1) badanie histologiczne - polega na ocenie obrazu histologicznego w miejscu połączenia implantu z kością. Osteointegracja jest oceniana na podstawie analizy takich parametrów jak np. apozycja nowej kości na powierzchni implantu, szerokość biologiczna, unaczynienie nowotworzonej kości. Ocenie podlega również reakcja osteocytów, fibroblastów i keratynocytów. Badana jest także zdolność do przylegania do powierzchni implantu.

Destrukcyjny charakter metody histologicznej (wymaga eksplantacji wraz z otaczającą kością) uniemożliwia jej zastosowanie w praktyce klinicznej a jedynie w badaniach eksperymentalnych.

2) badanie wartości siły potrzebnej do pionowego usunięcia implantu z kości

Metoda polega na pomiarze wartości siły przyłożonej wzdłuż długiej osi implantu, przy której dochodzi do usunięcia go z kości. Ponieważ siła ta jest wypadkową gęstości kości, parametrów wszczepu oraz średnicy łoża (Chapman i wsp. 1996) - metoda w pośredni sposób dostarcza informacji zarówno o pierwotnej jak i wtórnej stabilizacji (Abshire i wsp. 2001, Tsai i wsp. 2009). Jest używana w badaniach eksperymentalnych (brak zastosowania klinicznego).

3) badanie momentu obrotowego siły używanej do wprowadzania/wkręcania implantu

Metoda ta polega na pomiarze siły koniecznej do wprowadzenia implantu w kość. Pomiaru dokonuje się w Ncm, dynamometrem analogowym bądź zaimplementowanym w fizjodyspenserze (maszynie wiercącej umożliwiającej wprowadzanie implantów). W trakcie implantacji moment siły stopniowo wzrasta, osiągając szczyt w punkcie przejścia szyjki implantu przez warstwę kości zbitej, przy czym grubość warstwy korykalnej kości ma znaczenie. Metoda ta nie może być jednak stosowana do planowania poprzedzającego zabieg implantacji (Song i wsp. 2009).

Wielkość siły niezbędnej do wprowadzenia implantu jest zależna od gęstości kości. Turkyilmaz i wsp. udowodnili, że wraz z wzrostem gęstości kości wzrasta wartość tej siły (Turkyilmaz i wsp. 2007a,b). Zbadano, że jest ona wyższa w żuchwie niż w szczęce (Akca i wsp. 2006, Turkyilmaz i wsp. 2007a,b, Alsaadi i wsp. 2007, Irinakis i Wiebe 2009).

Wyższe wartości tych sił uzyskano dla odcinka przedniego szczęki i żuchwy (Alsaadi i wsp. 2007, Turkyilmaz i wsp. 2007b, Turkyilmaz i wsp. 2009). Ponadto stwierdzono występowanie korelacji pomiędzy wzrostem momentu siły a spadkiem ruchomości wszczepu w ujęciu mikroskopowym. W kości o małej gęstości odnotowano większą ruchomość implantów (Trisi i wsp. 2011).

Song i współpracownicy wykazali, że oprócz gęstości kości na wartość momentu siły mają wpływ również parametry wszczepu. Podczas wprowadzania implant o kształcie stożkowym wymaga zastosowania większego momentu siły niż implant cylindryczny (Song i wsp. 2007). Ponadto zwiększenie średnicy oraz długości wszczepu wpływa na zwiększenie wartości pomiaru (Lim i wsp. 2008).

Istnieje wyraźny problem z określeniem wartości momentu siły wskazującej na dobrą stabilizację pierwotną implantu. Dowiedziono dotychczas, że przekroczenie wartości momentu siły powyżej 50 Ncm znacząco zaburza proces osteointegracji (Duyck i wsp. 2010). Moment siły wynoszący powyżej 65 Ncm może wpłynąć na resorpcję kości wokół szyjki implantu (Scarano i wsp. 2011).

Reasumując, metoda pomiaru momentu obrotowego siły wywieranej podczas wprowadzania implantu umożliwia jedynie pośrednią ocenę wartości jego stabilizacji w momencie implantacji ze względu na silną korelację z jakością kości. Nie ma jednak wartości jako samodzielna metoda przydatna do planowania przedzabiegowego.

4) badanie momentu obrotowego siły podczas próby wykręcania wszczepu stomatologicznego z kości związanego z przeciwstawianiem się w pełni zintegrowanego implantu sile odkręcania w pewnym jej zakresie. Sullivan i wsp. na podstawie analizy 440 implantów o różnych parametrach stwierdzili, że próba odkręcania implantu (po zakończeniu procesu wgajania) z siłą 20 Ncm należy do wiarygodnych testów, potwierdzających bądź wykluczających osteointegrację (Sullivan i wsp. 1996).

5) badanie momentu obrotowego siły używanej do przerywania procesu osteointegracji podczas wykręcenia implantu z kości - jest rozwinięciem powyżej omówionego badania. Ze względu na destruktywny charakter może być ono stosowane tylko w warunkach laboratoryjnych. Polega ono na pomiarze wartości siły, przy której dochodzi do przerywania osteointegracji (połączenia implant-kość). Im wyższa wartość siły użyta w doświadczeniu, tym wyższy stopień zespolenia implantu z kością. Pomiar przeprowadza się za pomocą dynamometru [Ncm] najczęściej w celu badania stabilizacji wtórnej (ostatecznej).

Mimo cennych informacji na temat stabilizacji wszczepów, takie testy prowadzą do nieodwracalnego uszkodzenia połączenia implantu z kością i mogą być wykonane jednokrotnie.

6) badanie momentu obrotowego wiertła podczas skrawania kości (badanie oporu obrotowego wiertła)

Pomiar momentu obrotowego oporu wiertła ma istotną wartość diagnostyczną dla klinicysty, gdyż niesie możliwość przewidywania stabilizacji implantów (szczególnie pierwotnej) podczas preparacji łoża. Jest to potwierdzenie naukowe dobrze znanej implantującym klinicystom zasady opartej na subiektywnym odczuciu „twardej kości” podczas wiercenia, która koresponduje również z klasyfikacją jakości kości według Misha zaproponowaną w 1989 roku. Podział ten wyróżnia cztery klasy tkanki kostnej w zależności od odczuć operatora podczas wiercenia w kości:

- 1) klasa D1 - wrażenie wiercenia w drewnie dębu lub klonu, kość występującą często w obszarze bródkowym atroficznej, bezzębnej żuchwy,
- 2) klasa D2 - wrażenie wiercenia w drewnie sosny lub świerku, kość zlokalizowana w obszarze bródkowym i bocznym żuchwy, a także w części przedniej wyrostków podniebiennych szczęki,
- 3) klasa D3 - wrażenie wiercenia w drewnie balsy, kość która występuje w odcinku przednim i bocznym szczęki oraz w odcinku bocznym żuchwy,
- 4) klasa D4 - wrażenie wiercenia w styropianie, kość spotykana zwykle w okolicy guza szczęki (Misch 2008).

Należy jednak zauważyć, że ręka operatora nie może być traktowana na równi z obiektywnym urządzeniem pomiarowym (Degidi i wsp. 2010). Wciąż prowadzone są badania w kierunku opracowania bardziej obiektywnych metod jakościowej i ilościowej oceny tkanki kostnej (Lee i wsp. 2007). Wskazuje się również na potrzebę wprowadzenia bardziej jednoznacznych i uniwersalnych podziałów dotyczących klasyfikacji kości pod względem jakości (Ribeiro-Rotta i wsp. 2011).

Skrawanie kości podczas preparacji łoża implantu wymaga wydatku energii (mJ/mm³). Obecnie produkowane maszyny wierzące (fizjodispensery) potrafią w czasie rzeczywistym podać energię potrzebną do usunięcia określonej objętości kości. Im większa jest gęstość kości, im wyższy jest opór stawiany wiertłu i, tym więcej zużywa się energii. Johansson i Strid wykazali istnienie zależności między poziomem gęstości kości a wartością oporu momentu obrotowego skrawania (Johansson i Strid 1994). Sugaya

znalazł zależność między oporem skrawania a zawartością minerałów w kości „bone mineral content” (Sugaya 1990). Ocenę stabilizacji wszczepów tą metodą przeprowadza się w sposób pośredni. Wysoka gęstość tkanki kostnej pozwala spodziewać się dobrej stabilizacji implantu. W przypadku słabej jakościowo struktury kostnej, istnieje możliwość zmiany procedury chirurgicznej lub typu zastosowanego wszczepu. Taka informacja wpływa często na decyzję o wydłużeniu czasu gojenia albo odstąpienia od wprowadzenia implantu. W porównaniu do klinicznej skali *Lekholma i Zarba*, ta metoda w dokładniejszy sposób określa gęstość kości (Lekholm i Zarb 1985, Atsumi i wsp. 2007).

Podstawową wadą metody pomiaru oporu skrawania jest moment uzyskania informacji o jakości tkanki kostnej, który przypada dopiero na czas zabiegu implantacji. Nie powinna być zatem jedyną stosowaną metodą - powinna być stosowana jako metoda pomocnicza. Niezaprzeczalną jej zaletą jest jej prostota i dostępność w codziennej praktyce implantologicznej.

3. CELE PRACY

Tomografia komputerowa o wiązce stożkowej, jako technologia obrazowania kości, umożliwia szerokie zastosowanie diagnostyczne w implantoprotetyce. Do głównych zalet CBCT zalicza się: możliwość precyzyjnych pomiarów, dużą dokładność, niewielki wpływ artefaktów, wielokrotnie mniejszą dawkę promieniowania niż w wielorzędowej tomografii komputerowej oraz integrację z oprogramowaniem ułatwiającym planowanie leczenia.

1. Głównym celem było ustalenie przydatności klinicznej tomografii komputerowej o wiązce stożkowej (CBCT) jako miarodajnej metody diagnostycznej do oceny jakości tkanki kostnej przed implantacją wszczepów stomatologicznych. W tym celu postanowiono:

a) zbadać korelację pomiędzy rejestrowanym momentem obrotowym oporu wiertła pilotowego, a przedzabiegową analizą obrazu kości w CBCT;

b) ustalić wpływ jasności pola kości obrazowanej w CBCT na uzyskanie optymalnych wartości stabilizacji pierwotnej oraz stabilizacji wtórnej;

2. Przeprowadzenie analizy występowania istotnych różnic badanych parametrów pomiędzy grupami z uwzględnieniem płci (kobiety, mężczyźni) oraz lokalizacji wszczepionych implantów (szczeka, żuchwa).

4. MATERIAŁ I METODY BADAŃ

4.1. Omówienie grupy badanej

Badaniem prospektywnym objęto 93 pacjentów, w tym 42 kobiety i 51 mężczyzn w wieku od 23 do 77 lat. Grupa badana obejmowała jedynie pacjentów z pojedynczymi brakami międzyzębowymi, u których nie stwierdzono parafunkcji w obrębie jamy ustnej. Pozostałe kryteria włączenia do badań stanowiły: dobre warunki kostne, zachowanie dobrej higieny jamy ustnej. Wykluczono pacjentów palących, z przewlekłymi chorobami ogólnoustrojowymi, które mogłyby wpływać na metabolizm tkanki kostnej, pacjentów przyjmujących leki z grupy bifosfonianów i alendronatów, pacjentów naświetlanych leczniczo promieniami rtg w okolicy głowy i szyi, oraz tych pacjentów, którzy byli leczeni ortodontycznie. Zrezygnowano z badań w przypadku widocznych zaburzeń w istocie kości takimi, jak wyspy kostne, ogniska osteolityczne i osteosklerotyczne.

Przed przystąpieniem do badań pacjenci zostali poinformowani o planowanym leczeniu oraz wyrazili pisemną zgodę na ich przeprowadzenie. Na badanie uzyskano pozytywną opinię Komisji Bioetycznej Okręgowej Izby Lekarskiej w Szczecinie uchwałą nr 05/KB/V/2013 z dnia 27 marca 2013r.

4.2. Metody badań

W badaniu wykonywano implantacje pojedyncze zarówno w szczęce jak i żuchwie. Wszystkie zabiegi były implantacjami późnymi (tzn. minimalny okres między usunięciem zęba a implantacją wynosił cztery miesiące). Wszystkie implantacje były przeprowadzone samodzielnie przez autora.

W celu zachowania powtarzalności wyników w trakcie badania stosowano za każdym razem ten sam typ implantu - Ankylos C11 (produkcja - Dentsply Implants), zawsze o tych samych wymiarach (średnica 3,5 mm, długość 11 mm).

W badaniu przyjęto następującą kolejność pomiarów dla każdego miejsca implantacji:

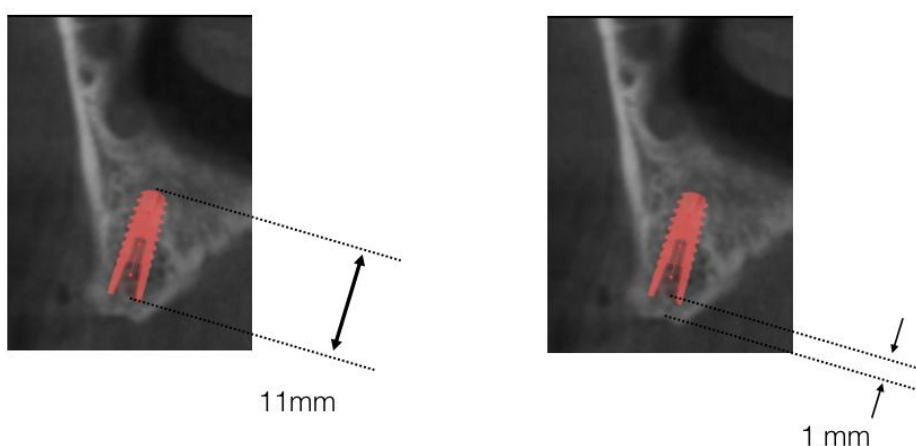
1. Pomiar obrazu kości CBCT - dla każdego miejsca implantacji dokonano sześć punktowych pomiarów jasności obrazu. Wyniki zapisywano w arkuszach, a następnie obliczano średnią arytmetyczną.

2. Pomiar momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego - dla każdego nawiertu dokonano trzech pomiarów na głębokości: 3 mm, 6 mm oraz 9 mm, a następnie obliczano średnią arytmetyczną.
3. Pomiar stabilizacji pierwotnej implantu - dla każdego implantu dokonano sześciu pomiarów zapisanych w arkuszu, a następnie obliczano średnią arytmetyczną.
4. Pomiar stabilizacji wtórnej implantu - analogicznie jak w pkt. 3.

4.2.1. Metoda badania obrazu kości CBCT

Obrazowanie kości za pomocą tomografii komputerowej o wiązce stożkowej (ang. *CBCT*) zostało każdorazowo za pomocą aparatu Kodak Carestream 9300 3D (Carestream Health Inc, Rochester, USA) przy standardowych parametrach naświetlania (84 kV, 5 mA, 90 μ m - rozmiar woksela, 5x5 cm FOV).

Obrazowaniu podlegał obszar kości obejmujący zaplanowane miejsce implantacji. Po uzyskaniu obrazu na monitorze o wysokiej rozdzielczości (2500 x 1600 pixeli) wirtualnie umieszczano w zaplanowanym obszarze obraz implantu, korzystając z zaimplementowanego oprogramowania firmy Carestream Health (Ryc. 3).



Ryc. 3. Ilustracja wirtualnego umieszczania implantu na przekroju CBCT transsektalnym żuchwy w miejscu braku zęba (subcrestalnie - o 1 mm niżej od poziomu grzbietu wyrostka zębodołowego).

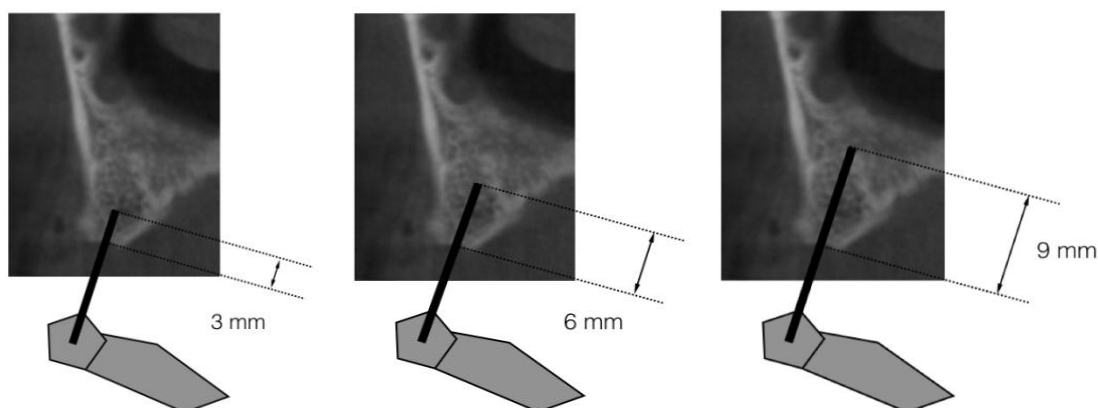
Obraz implantu pobierany był z biblioteki obrazów dostarczanych przez firmę Carestream Health i odpowiadał konkretnemu typowi implantu wprowadzanego następnie w czasie zabiegu chirurgicznego (Ankylos C11). Dzięki oprogramowaniu, obraz implantu (jego wielkość, kształt, rozmiar) był skalibrowany z wielkością obrazu. Korzystając z trójwymiarowego obrazowania kości badający miał możliwość precyzyjnego umieszczenia obrazu implantu w pożądanej pozycji, uwzględniającej sąsiadujące struktury anatomiczne, zachowane zęby oraz przyszłą odbudowę implantoprotetyczną. Pozycja ta odpowiadała przyszłej pozycji implantu rzeczywistego wprowadzanego podczas zabiegu chirurgicznego, ponieważ szablon chirurgiczny, według którego wprowadzano implant, był każdorazowo wykonywany na podstawie zaplanowanej w CBCT pozycji implantu. Oprogramowanie automatycznie wyznaczało oś długą implantu, wzdłuż której dokonywano odczytu jasności obrazu odpowiadającemu osłabieniu promieniowania X przechodzącego przez kość. Wartość pomiaru była wyświetlana automatycznie przez oprogramowanie aparatu Kodak Carestream 9000 3D po wskazaniu żądanego punktu. Odczytów dokonywano na głębokości 3 mm, 6 mm oraz 9 mm względem szczytu wyrostka zębodołowego (dla każdej głębokości dwa odczyty - łącznie sześć odczytów). Obliczano średnią wartość arytmetyczną odpowiadającą uśrednionej wartości jasności badanego pola.

4.2.2. Badanie momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego

Badania momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego dokonywano podczas standardowego zabiegu implantacji. Zabiegi przeprowadzano w znieczuleniu miejscowym nasiękowym preparatem Citocartin 100. Zapewniono osłonę antybiotykową (Clindamycin MIP 600 mg- jedną tabletkę na godzinę przed zabiegiem).

Wiertło pilotowe było pierwszym w kolejności instrumentem używanym w celu przygotowania łoża implantu. Za każdym razem używano takiego samego, zalecanego przez producentów wiertła, o średnicy 2 mm. Wiercenia dokonywano w miejscu odpowiadającym wcześniej zaplanowanej pozycji - tej samej, w której dokonano pomiaru obrazu kości. Do dokładnego przeniesienia punktu oraz toru wiercenia używano szablonów z tulejami prowadzącymi, wykonywanych w laboratorium technicznym indywidualnie dla każdego przypadku, za pomocą oprogramowania Simplant (Materialise, Leuven, Belgia).

Do wiercenia używano fizjodispensera KaVo IntraSurg 300. Podczas wykonywania łoża dla implantu wiertłem pilotowym mierzono moment obrotowy oporu wiercenia (ang. *cutting torque*) w Ncm, wyświetlany na ekranie urządzenia. Wartość pomiaru zapisywano w momencie osiągnięcia głębokości wiercenia równej kolejno 3 mm, 6 mm i 9 mm, uzyskanej dzięki zastosowaniu specjalnych stoperów w szablonie. Pomiaru dokonywano zawsze przy stałej prędkości obrotowej 800/min., przy zachowywaniu jednakowych parametrów chłodzenia (Ryc. 4).



Ryc. 4. Ilustracja pomiaru momentu obrotowego oporu wiercenia na głębokości 3 mm, 6 mm oraz 9 mm.

Następnie, po dalszym, ostatecznym opracowaniu łoża zgodnie z instrukcją producenta implantów, wprowadzano implanty o 1 mm niżej od poziomu grzbietu wyrostka zębodołowego (subcrestalnie), korzystając z oznaczeń głębokości wprowadzania naniesionych fabrycznie na przenośniku implantu.

4.2.3. Badanie stabilizacji pierwotnej implantu

Badania stabilizacji pierwotnej implantu dokonywano podczas zabiegu chirurgicznego. Po wprowadzeniu implantu montowano do niego specjalnie skalibrowany trzpień pomiarowy (tzw. SmartPeg) systemu pomiarowego Ostell, dedykowany dla implantów typu Ankylos C. Następnie zbliżano do niego prostopadle ustawioną głowicę urządzenia. Urządzenie pomiarowe Ostell emitowało impuls elektromagnetyczny wywołując drgania trzpienia zamocowanego w implancie na czas pomiaru (Ryc. 5). Urządzenie odczytywało częstotliwość tłumienia drgań [kHz] i przeliczało ją na jednostki stabilizacji ISQ (zdefiniowane przez producenta urządzenia). Dla każdego miejsca

dokonywano sześciu pomiarów: trzech od strony policzkowej oraz trzech od strony językowej - podniebiennej. Wynik będący średnią arytmetyczną pomiarów zapisywano w arkuszu wyników.

Nie dokonywano pomiarów w wymiarze mesialno-dystalnym, ponieważ zęby sąsiadujące z miejscem badanym w większości wypadków uniemożliwiały prostopadłe ustawienie sondy w stosunku do osi trzpienia (co jest warunkiem powtarzalności badania).

Ranę pooperacyjną zaopatrywano szwami. Używano niewchłaniających nici chirurgicznych z poliamidu, które usuwano 10 dni po zabiegu. Kontynuowano antybiotykoterapię przez 7 dni (Clindamycin MIP 600 mg 2 razy dziennie jedną tabletkę) oraz zalecano niesteroidowe leki przeciwzapalne (Ketonal forte 100 mg) w razie bólu pooperacyjnego. Podczas zdejmowania szwów kontrolowano prawidłowość procesu zagojenia rany nad wprowadzonym implantem.



Ryc. 5. Ilustracja pomiaru stabilizacji implantu urządzeniem Ostell.

Źródło: [http:// www.osstell.com](http://www.osstell.com)

4.2.4. Badanie stabilizacji wtórnej implantu

Badania stabilizacji wtórnej implantu dokonywano po okresie czterech miesięcy od implantacji w celu zapewnienia pełnej osteointegracji implantu. Po chirurgicznym odsłonięciu śruby zamykającej (w znieczuleniu nasiękowym Citocartin 100) i jej

odkręceniu ponownie montowano do implantu specjalnie skalibrowany trzpień pomiarowy systemu pomiarowego Ostell, dedykowany dla implantów typu Ankylos C. Następnie zbliżano do niego prostopadle ustawioną głowicę urządzenia. Urządzenie pomiarowe Ostell emitowało impuls elektromagnetyczny wywołując drgania trzpienia zamocowanego w implancie na czas pomiaru. Następnie urządzenie odczytywało częstotliwość tłumienia drgań (kHz) i przeliczało ją na jednostki stabilizacji ISQ.

Analogicznie jak dla stabilizacji pierwotnej, dla każdego miejsca dokonywano sześciu pomiarów stabilizacji wtórnej: trzech od strony policzkowej oraz trzech od strony językowej lub podniebiennej. Wynik będący średnią arytmetyczną pomiarów zapisywano w arkuszu wyników. Nie dokonywano pomiarów w wymiarze mesialno-dystalnym, ponieważ zęby sąsiadujące z miejscem badanym w większości wypadków uniemożliwiały prostopadłe ustawienie sondy w stosunku do osi trzpienia (co jest warunkiem powtarzalności badania). Implant zabezpieczano następnie śrubą gojącą o odpowiednich wymiarach.

4.2.5. Metody statystyczne

Uzyskane uśrednione wyniki pomiarów cech/ parametrów dotyczących grup oraz podgrup pacjentów poddano opisowi oraz wnioskowaniu statystycznemu. Do opisu wyników zastosowano miary położenia i zmienności oraz miary badające kształt rozkładu (skośność i kurtoza), a następnie poddano je analizie pod względem powiązań między rozpatrywanymi cechami charakteryzującymi wyłonione grupy oraz podgrupy pacjentów. Ponadto analizowano wyniki pomiarów przy użyciu procedur testowych służących wykryciu istotnych różnic pomiędzy rozpatrywanymi grupami, a także podgrupami pod kątem analizowanej cechy.

W pierwszym etapie opisu wyników pomiarów użyto miar położenia w ujęciu klasycznym oraz pozycyjnym. Miary położenia posłużyły określeniu przeciętnego poziomu wartości badanych cech u pacjentów. Jako podstawowej użyto średniej arytmetycznej, w której uwzględnia się wszystkie wartości pomiarów. Następnie zastosowano pozycyjne miary położenia: kwartył dolny, medianę (kwartył środkowy) oraz kwartył górny. Użycie tych miar miało na celu wskazać wartości wyniku pomiaru, wyróżniającą się pod względem pozycji, którą zajmuje w niemalejąco uporządkowanym

szeregu statystycznym. Do opisu wyników pomiarów zastosowano miary zmienności, służące do określenia odchyleń pomiarów od przeciętnej (średniej) wartości. Spośród miar zmienności w ujęciu pozycyjnym wykorzystano rozstęp, a w ujęciu klasycznym – odchylenie standardowe i współczynnik zmienności. Do badania kształtu rozkładu pod kątem zagęszczenia (koncentracji) wyników pomiarów wokół średniej wykorzystano kurtozę, a ze względu na asymetrię – skośność.

Drugi etap badań polegał na ustaleniu związków korelacyjnych określających powiązania między analizowanymi cechami. Dla cech ilościowych ciągłych o wartościach mierzonych na skali ilorazowej, tj. dla jasności pola kości obrazowanej w CBCT [piksel] i dla momentu obrotowego wiertła [Ncm] użyto współczynnika korelacji liniowej Pearsona. Natomiast w przypadku cech porządkowych o wariantach mierzonych na skali porządkowej, tj. stabilizacji pierwotnej [ISQ] i wtórnej [ISQ] zastosowano współczynnik korelacji rang Spearmana. Ponadto związek korelacyjny pomiędzy cechą porządkową i cechą ilościowo ciągłą określano za pomocą współczynnika korelacji rang Spearmana (Sankoh i Bockarie 1996, Wysocki i Lira 2006).

W trzecim etapie analizy statystycznej zbadano występowanie istotnych różnic pod kątem rozpatrywanej cechy, porównując pary utworzonych grup oraz pary podgrup pacjentów stosując test t-Studenta dla jasności pola kości obrazowanej w CBCT momentu obrotowego wiertła, test U Manna-Whitney'a dla stabilizacji pierwotnej [ISQ] i wtórnej [ISQ] oraz test kolejności par Wilcoxon dla porównania dwóch prób zależnych tj. stabilizacji pierwotnej ze stabilizacją wtórną (Jędrychowski i Penar 2000, Luszczewicz i Słaby 2008).

5. WYNIKI

5.1. Podstawowe statystyki opisowe

W formie tabelarycznej i graficznej przedstawiono wartości obliczonych charakterystyk odnoszących się do pomiarów wykonanych dla ocenianych cech/parametrów, rozpatrywanych ogółem i dla wyłonionych grup: kobiet, mężczyzn oraz ze względu na lokalizację wszczepu zębowego w szczęcie albo w żuchwie, a także wyodrębnionych podgrup dla kobiet i mężczyzn z uwzględnieniem lokalizacji wszczepu zębowego.

Na podstawie cyfrowej analizy obrazów kości przy użyciu CBCT, dokonanej w trzech punktach (każdy punkt zmierzono dwukrotnie), uzyskano uśrednione wartości jasności badanego pola i przedstawiono ich podstawowe charakterystyki oraz zobrazowano wykresami pudełkowymi (tab. 4-5, ryc. 6-7). Zróżnicowanie tych wszystkich wartości określono na poziomie średnim, przy czym na nieco wyższym dla: 1) ogółem, 2) grupy kobiet, oraz 3) grupy mężczyzn. Natomiast nieco niższą zmienność odnotowano w przypadku grup: o planowanej lokalizacji implantu w obrębie szczęki oraz żuchwy, a także w każdej z rozpatrywanych podgrup o planowanej lokalizacji implantu w obrębie: szczęki u kobiet, żuchwy u kobiet, szczęki u mężczyzn oraz żuchwy u mężczyzn.

Rozkład uśrednionych wartości jasności pola obrazowanej kości był dużo bardziej wysmukły i o grubszych ogonach niż w przypadku rozkładu normalnego. Ponadto rozkład ten cechował się lewostronną asymetrią na poziomie średnim dla grupy o lokalizacji implantu w obrębie żuchwy oraz podgrupy kobiet z implantacją w obrębie żuchwy, a wysokim - w podgrupie mężczyzn z planowaną implantacją w żuchwie. Z kolei rozkład wartości jasności pola był nieco bardziej spłaszczony i o cieńszych ogonach w porównaniu do rozkładu normalnego dla grupy kobiet, grupy z planowaną implantacją w szczęcie (rozkłady symetryczne), a także podgrupie kobiet - w obrębie szczęki (rozkład o słabej prawostronnej asymetrii) oraz podgrupie mężczyzn - w obrębie szczęki (rozkład o słabej lewostronnej asymetrii). Najniższe wartości zarówno średniej (336,3 pikseli), jak i odchylenia standardowego (68,12 pikseli) jasności pola obrazowanej kości stwierdzono dla podgrupy kobiet o lokalizacji implantu w obrębie szczęki, a najwyższe wartości: średniej (546,0 pikseli) dla podgrupy mężczyzn w obrębie żuchwy (odchylenie standardowe 106,95 pikseli).

Ponadto można zauważyć, że podstawowe charakterystyki zaliczane do miar położenia i zmienności odznaczały się niższymi wartościami w przypadku: 1) grupy kobiet w stosunku do grupy mężczyzn (poza odchyleniem standardowym i współczynnikiem zmienności); 2) grupy o lokalizacji implantu w obrębie szczęki w stosunku do grupy w obrębie żuchwy (poza wartością minimalną); 3) w podgrupie kobiet z planowaną implantacją w obrębie szczęki w stosunku do kobiet z implantacją w żuchwie (poza wartością minimalną), a także 4) w podgrupie mężczyzn z planowaną implantacją w szczęce w stosunku do podgrupy "mężczyźni żuchwa", poza wartością minimalną i współczynnikiem zmienności (tab. 4-5, ryc. 6-7).

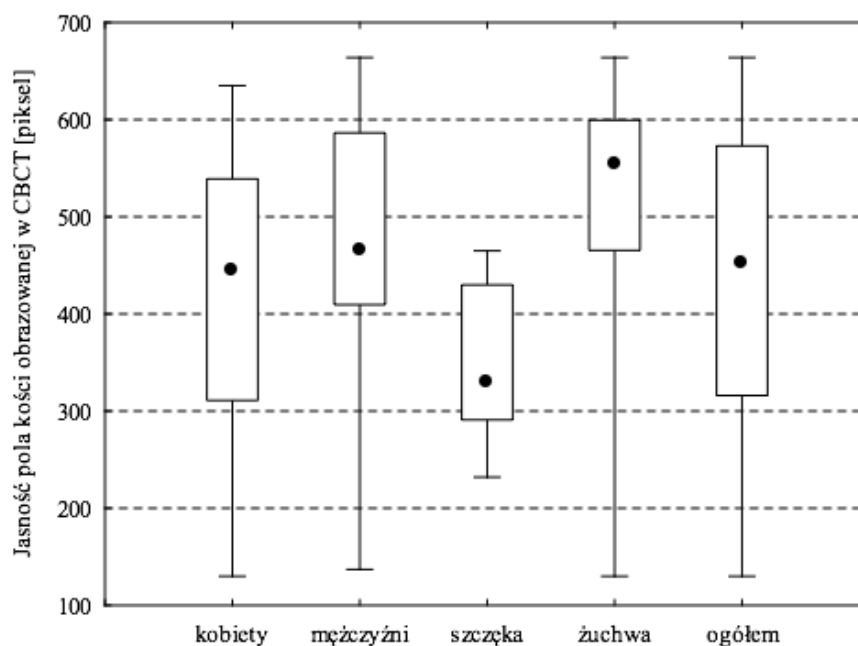
Tab. 4. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości jasności badanego pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych grup: kobiet, mężczyzn; grup z planowanym umiejscowieniem wszczepu zębowego: w szczęce, w żuchwie oraz ogółem

Charakterystyki	Jasność pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT [piksel]				
	Kobiety (n = 53)	Mężczyźni (n = 40)	Szczęka (n = 41)	Żuchwa (n = 52)	Ogółem
Minimum	130,0	137,0	232,0	130,0	130,0
Kwartył dolny	311,0	411,3	291,0	466,8	316,0
Średnia arytmetyczna	428,8	471,8	356,0	519,3	447,3
Mediana brzegowa	445,0	466,5	331,0	554,5	452,0
Kwartył górny	539,0	585,8	430,0	599,3	573,0
Maksimum	635,0	664,0	465,0	664,0	664,0
Rozstęp	505,0	527,0	233,0	534,0	534,0
Odchylenie standardowe	130,01	125,66	75,61	116,92	129,25
Współczynnik zmienności (%)	30,32	26,63	21,24	22,52	28,90
Kurtoza	-1,01	-0,05	-1,55	3,51	-0,81
Skośność	-0,09	-0,70	0,03	-1,81	-0,33

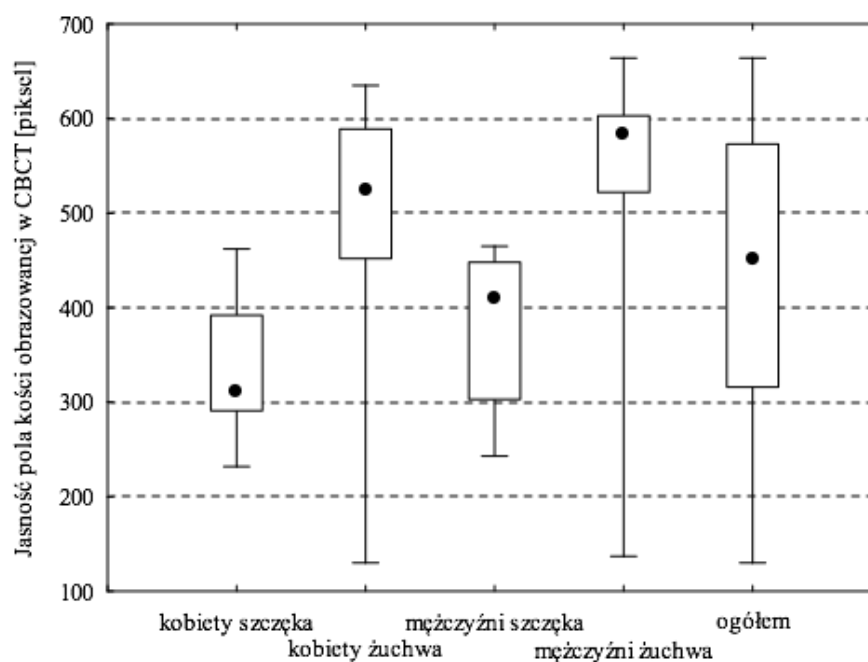
Tab. 5. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości jasności badanego pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych podgrup: kobiet z planowanym implantem w szczęce, kobiet - w żuchwie, mężczyzn - w szczęce, mężczyzn - w żuchwie oraz ogółem

Charakterystyki	Jasność pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT [piksel]				
	kobiety szczęka (n = 23)	kobiety żuchwa (n = 30)	mężczyźni szczęka (n = 18)	mężczyźni żuchwa (n = 22)	ogółem
Minimum	232,0	130,0	243,0	137,0	130,0
Kwartył dolny	291,0	452,8	305,8	522,0	316,0
Średnia arytmetyczna	336,3	499,6	381,1	546,0	447,3
Mediana brzegowa	312,0	525,0	409,5	584,5	452,0
Kwartył górny	391,0	589,0	446,5	602,3	573,0
Maksimum	462,0	635,0	465,0	664,0	664,0
Rozstęp	230,0	505,0	222,0	527,0	534,0
Odchylenie standardowe	68,12	121,72	79,09	106,95	129,25
Współczynnik zmienności (%)	20,25	24,36	20,75	19,59	28,90
Kurtoza	-0,98	2,07	-1,24	10,32	-0,81
Skośność	0,51	-1,41	-0,66	-2,86	-0,33

Zmienność wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego ogółem i dla grupy kobiet określono na poziomie wysokim, w podgrupie mężczyzn z planowaną lokalizacją implantu w żuchwie - na niskim poziomie; a pozostałe - na średnim. Rozkład wartości momentu obrotowego oporu w grupie pacjentów z planowaną implantacją w żuchwie okazał się być bardziej wysmukły i o grubszych ogonach niż dla rozkładu normalnego (tab. 6-7).



Ryc. 6. Kwartylowe wykresy pudełkowe dla jasności pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT (piksel) w badanych grupach: kobiet, mężczyzn; ze względu na planowaną lokalizację wszczepu zębowego: w szczęcie, w żuchwie i ogółem.



Ryc. 7. Kwartylowe wykresy pudełkowe dla jasności pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT (piksel) w badanych podgrupach ze względu na płeć i planowaną lokalizację wszczepu zębowego: u kobiet w szczęcie, u kobiet w żuchwie, u mężczyzn w szczęcie, u mężczyzn w żuchwie, ogółem.

Minimalne wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego (dla ogółem i każdej z analizowanych grup), a także maksymalne wartości (za wyjątkiem grupy

pacjentów z planowaną implantacją w szczęce) oznaczono na tym samym poziomie, odpowiednio 0,9 Ncm; 3,9 Ncm (tab. 6, ryc. 8). Z kolei wartości minimalne dla podgrup cechowały się wartością 0,9 Ncm, a jedynie w podgrupie mężczyzn z planowaną implantacją w żuchwie - 2,4 Ncm. Wartości maksymalne na jednakowym poziomie odnotowano dla podgrup z planowaną lokalizacją wszczepu zębowego w żuchwie: kobiet oraz mężczyzn (tab. 7, ryc. 9).

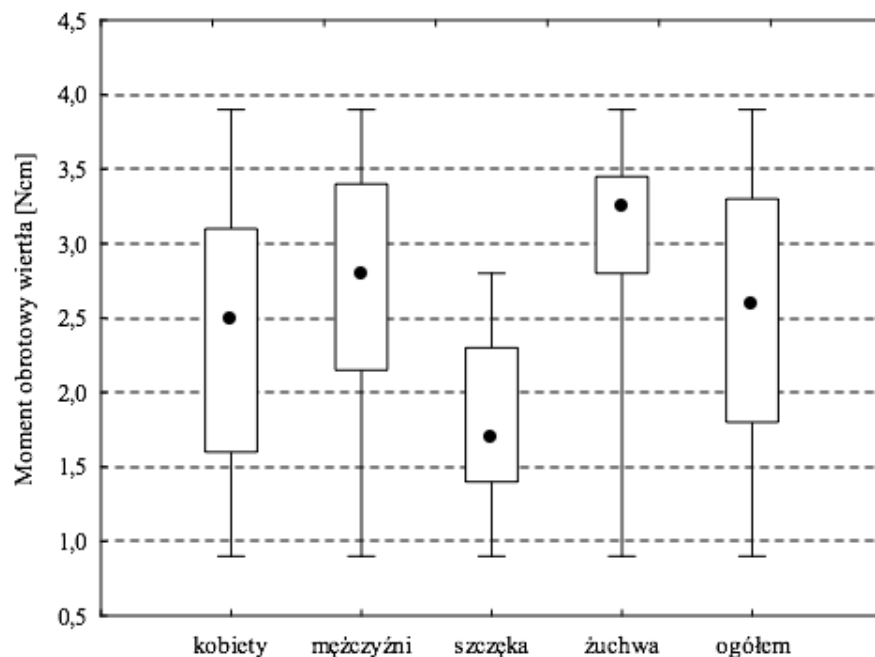
Zarówno w odniesieniu do rozpatrywanych grup, jak i podgrup, kwartyle momentu obrotowego oporu były wyższe dla lokalizacji wszczepu w żuchwie niż w szczęce, a także w grupie mężczyzn wyższe aniżeli w grupie kobiet (tab. 6-7, ryc. 8-9).

Tab. 6. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych grup: kobiet, mężczyzn; grup z planowaną implantacją: w szczęce, w żuchwie oraz ogółem

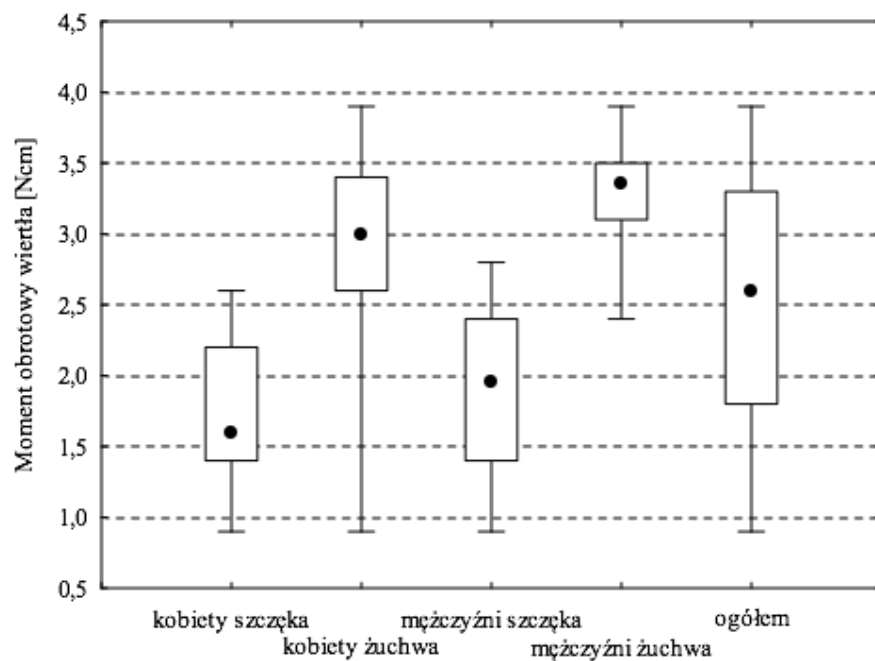
Charakterystyki	Moment obrotowy oporu wiertła pilotowego [Ncm]				
	kobiety (n = 53)	mężczyźni (n = 40)	szczęka (n = 41)	Żuchwa (n = 52)	Ogółem
Minimum	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9
Kwartyl dolny	1,6	2,2	1,4	2,8	1,8
Średnia arytmetyczna	2,4	2,7	1,8	3,1	2,5
Mediana brzegowa	2,5	2,8	1,7	3,3	2,6
Kwartyl górny	3,1	3,4	2,3	3,4	3,3
Maksimum	3,9	3,9	2,8	3,9	3,9
Rozstęp	3,0	3,0	1,9	3,0	3,0
Odchylenie standardowe	0,85	0,85	0,53	0,60	0,86
Współczynnik zmienności (%)	35,90	31,93	29,78	19,61	34,36
Kurtoza	-1,17	-0,82	-1,08	2,63	-1,12
Skośność	-0,02	-0,49	0,16	-1,34	-0,21

Tab. 7. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych podgrup: kobiet z planowaną implantacją w szczękę, kobiet - w żuchwie, mężczyzn - w szczękę, mężczyzn - w żuchwie oraz ogółem

Charakterystyki	Moment obrotowy oporu wiertła pilotowego [Ncm]				Ogółem
	kobiety szczęka (n = 23)	kobiety żuchwa (n = 30)	mężczyźni szczęka (n = 18)	mężczyźni żuchwa (n = 22)	
Minimum	0,9	0,9	0,9	2,4	0,9
Kwartył dolny	1,4	2,6	1,4	3,1	1,8
Średnia arytmetyczna	1,7	2,9	1,9	3,3	2,5
Mediana brzegowa	1,6	3,0	2,0	3,4	2,6
Kwartył górny	2,1	3,4	2,4	3,5	3,3
Maksimum	2,6	3,9	2,8	3,9	3,9
Rozstęp	1,7	3,0	1,9	1,5	3,0
Odchylenie standardowe	0,48	0,68	0,59	0,39	0,86
Współczynnik zmienności (%)	28,16	23,38	30,80	11,97	34,36
Kurtoza	-0,70	1,57	-1,22	-0,06	-1,12
Skośność	0,38	-1,12	-0,20	-0,55	-0,21



Ryc. 8. Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego w badanych grupach: kobiet, mężczyzn; ze względu na planowaną lokalizację wszczepu zębowego: w szczęcie, w żuchwie i ogółem.



Ryc. 9. Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego w badanych podgrupach ze względu na płeć i planowaną lokalizację wszczepu zębowego: u kobiet w szczęcie, u kobiet w żuchwie, u mężczyzn w szczęcie, u mężczyzn w żuchwie, ogółem.

Rozproszenie uśrednionych wartości pomiarów stabilizacji pierwotnej było na niskim poziomie. Rozkład wartości stabilizacji pierwotnej w grupie pacjentów z lokalizacją implantu w żuchwie oraz w podgrupie mężczyzn z lokalizacją implantu w żuchwie cechował się nadmierną wysmukłością w stosunku do rozkładu normalnego, a także znaczną przewagą wyników pomiarów o wyższych wartościach stabilizacji pierwotnej (bardzo silna asymetria lewostronna).

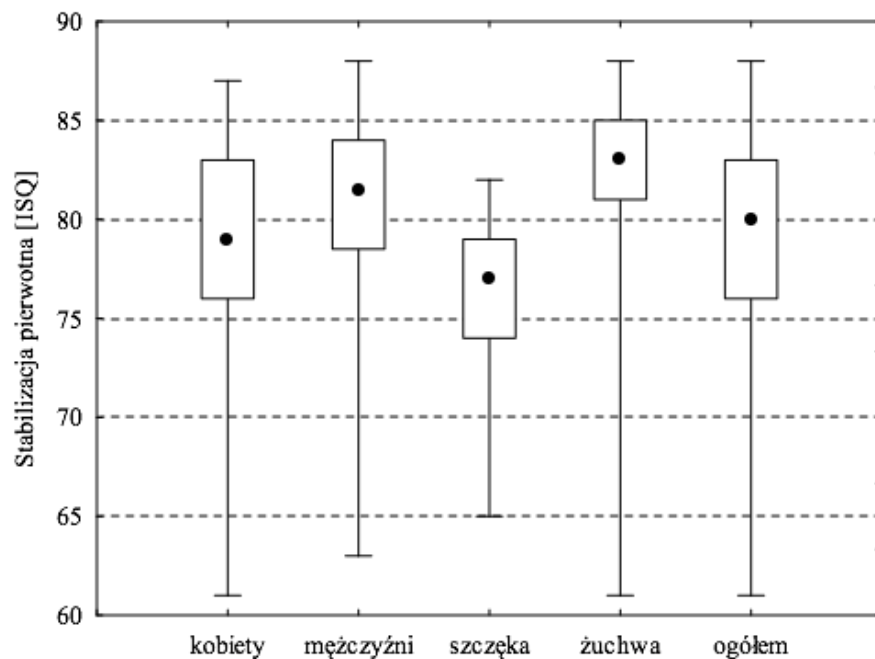
Średni poziom wyników pomiarów dotyczących stabilizacji pierwotnej był wyższy: 1) w grupie mężczyzn niż w grupie kobiet, 2) w żuchwie niż w szczęcie, 3) u kobiet w żuchwie niż u kobiet w szczęcie, 4) u mężczyzn w żuchwie niż u mężczyzn w szczęcie. Zauważono, że wyższe wartości pozycyjnych miar położenia odnosiły się do grupy mężczyzn w porównaniu do grupy kobiet (tab. 8-9, ryc. 10-11).

Tab. 8. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości stabilizacji pierwotnej ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych grup: kobiet, mężczyzn; grup z umiejscowieniem wszczepu zębowego: w szczęcie, w żuchwie oraz ogółem

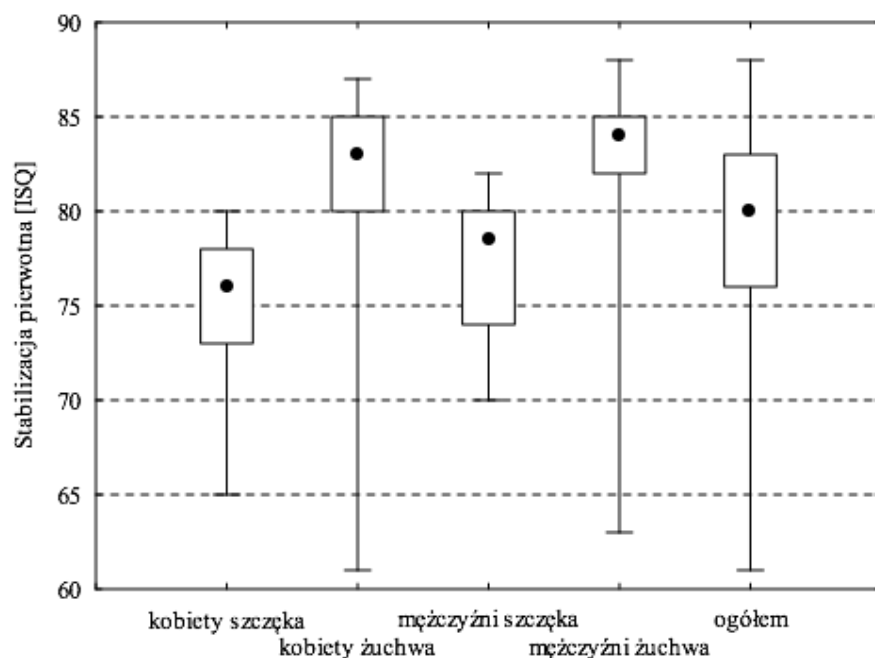
Charakterystyki	Stabilizacja pierwotna [ISQ]				
	kobiety (n = 53)	mężczyźni (n = 40)	szczeka (n = 41)	żuchwa (n = 52)	Ogółem
Minimum	61,0	63,0	65,0	61,0	61,0
Kwartył dolny	76,0	78,8	74,0	81,0	76,0
Średnia arytmetyczna	78,6	80,0	75,7	82,0	79,2
Mediana brzegowa	79,0	81,5	77,0	83,0	80,0
Kwartył górny	83,0	84,0	79,0	85,0	83,0
Maksimum	87,0	88,0	82,0	88,0	88,0
Rozstęp	26,0	25,0	17,0	27,0	27,0
Odchylenie standardowe	5,70	5,47	4,06	5,10	5,62
Współczynnik zmienności (%)	7,25	6,84	5,37	6,22	7,09
Kurtoza	0,83	1,29	-0,07	8,33	0,83
Skośność	-0,90	-1,19	-0,74	-2,66	-0,99

Tab. 9. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości stabilizacji pierwotnej ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych podgrup: kobiet z implantem w szczęce, kobiet z implantem w żuchwie, mężczyzn z implantem w szczęce, mężczyzn z implantem w żuchwie oraz ogółem

Charakterystyki	Stabilizacja pierwotna [ISQ]				
	kobiety szczęka (n = 23)	kobiety żuchwa (n = 30)	mężczyźni szczęka (n = 18)	mężczyźni żuchwa (n = 22)	Ogółem
Minimum	65,0	61,0	70,0	63,0	61,0
Kwartył dolny	73,5	80,0	74,3	82,0	76,0
Średnia arytmetyczna	75,0	81,4	76,6	82,8	79,2
Mediana brzegowa	76,0	83,0	78,5	84,0	80,0
Kwartył górny	77,5	85,0	80,0	85,0	83,0
Maksimum	80,0	87,0	82,0	88,0	88,0
Rozstęp	15,0	26,0	12,0	25,0	27,0
Odchylenie standardowe	3,96	5,26	4,12	4,87	5,62
Współczynnik zmienności (%)	5,28	6,47	5,38	5,88	7,09
Kurtoza	0,68	7,46	-1,10	14,13	0,83
Skośność	-1,06	-2,42	-0,60	-3,43	-0,99



Ryc. 10. Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości stabilizacji pierwotnej w badanych grupach: kobiet, mężczyzn; ze względu na lokalizację wszczepu zębowego: w szczęce, w żuchwie i ogółem.



Ryc. 11. Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości stabilizacji pierwotnej w badanych podgrupach ze względu na płeć i lokalizację wszczepu zębowego: u kobiet w szczęce, u kobiet w żuchwie, u mężczyzn w szczęce, u mężczyzn w żuchwie, ogółem.

Zróznicowanie uśrednionych wartości pomiarów stabilizacji wtórnej odznaczało się małą zmiennością: ogółem oraz we wszystkich rozpatrywanych przekrojach grup oraz podgrup.

Rozkład wartości stabilizacji wtórnej w grupie pacjentów z lokalizacją implantu w żuchwie, w podgrupie kobiet z lokalizacją implantu w żuchwie oraz w podgrupie mężczyzn z lokalizacją implantu w żuchwie cechował się nadmierną wysmukłością w stosunku do rozkładu normalnego, a także silną asymetrią lewostronną. Natomiast dużą wysmukłość oraz średnią lewostronną asymetrię stwierdzono w przypadku rozkładu stabilizacji wtórnej dla grupy mężczyzn (tab. 10-11).

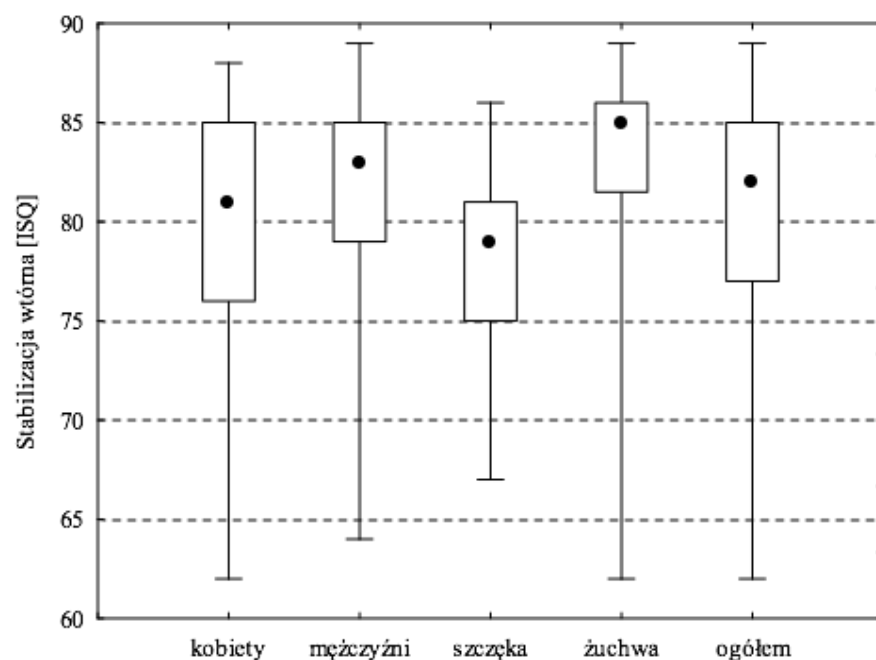
Kwartyle i rozstęp wartości pomiarów stabilizacji wtórnej cechował się wyższymi wartościami dla żuchwy niż dla szczęki, zarówno dla grup, jak i podgrup (ryc. 12-13).

Tab. 10. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości stabilizacji wtórnej ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych grup: kobiet, mężczyzn; grup z umiejscowieniem wszczepu zębowego: w szczęce, w żuchwie oraz ogółem

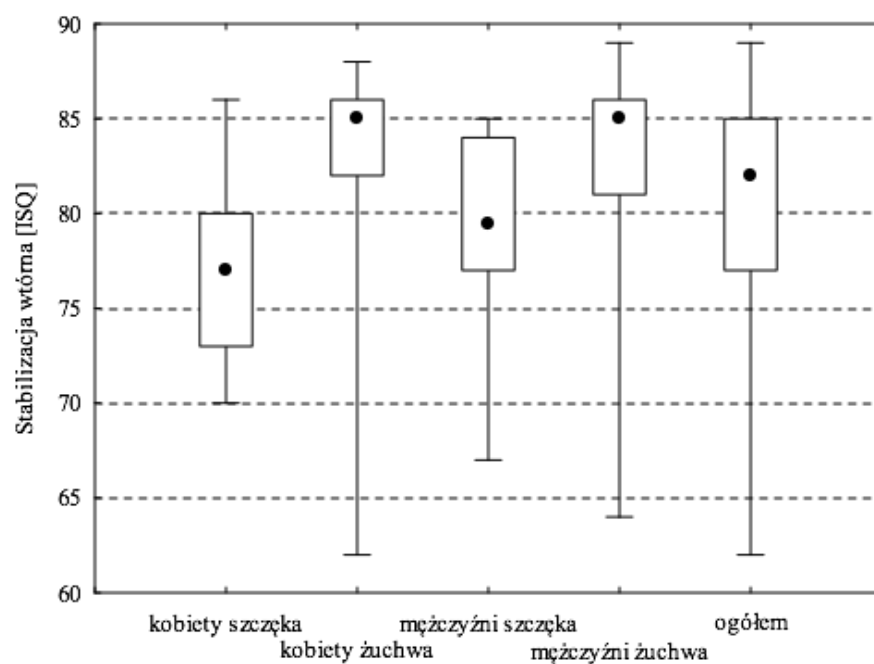
Charakterystyki	Stabilizacja wtórna [ISQ]				
	kobiety (n = 53)	mężczyźni (n = 40)	szczęka (n = 41)	żuchwa (n = 52)	Ogółem
Minimum	62,0	64,0	67,0	62,0	62,0
Kwartyl dolny	76,0	79,0	75,0	81,8	77,0
Średnia arytmetyczna	80,1	81,4	77,9	82,8	80,6
Mediana brzegowa	81,0	83,0	79,0	85,0	82,0
Kwartyl górny	85,0	85,0	81,0	86,0	85,0
Maksimum	88,0	89,0	86,0	89,0	89,0
Rozstęp	26,0	25,0	19,0	27,0	27,0
Odchylenie standardowe	5,86	5,44	4,70	5,46	5,69
Współczynnik zmienności (%)	7,32	6,69	6,04	6,59	7,05
Kurtoza	0,32	2,16	-0,57	6,03	0,79
Skośność	-0,87	-1,43	-0,27	-2,37	-1,07

Tab. 11. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości stabilizacji wtórnej ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych podgrup: kobiet z implantem w szczęce, kobiet z implantem w żuchwie, mężczyzn z implantem w szczęce, mężczyzn z implantem w żuchwie oraz ogółem

Charakterystyki	Stabilizacja wtórna [ISQ]				
	kobiety szczęka (n = 23)	kobiety żuchwa (n = 30)	mężczyźni szczęka (n = 18)	mężczyźni żuchwa (n = 22)	Ogółem
Minimum	70,0	62,0	67,0	64,0	62,0
Kwartył dolny	74,0	82,3	77,0	81,3	77,0
Średnia arytmetyczna	76,7	82,7	79,3	83,0	80,6
Mediana brzegowa	77,0	85,0	79,5	85,0	82,0
Kwartył górny	80,0	86,0	83,8	85,8	85,0
Maksimum	86,0	88,0	85,0	89,0	89,0
Rozstęp	16,0	26,0	18,0	25,0	27,0
Odchylenie standardowe	4,17	5,70	5,07	5,24	5,69
Współczynnik zmienności (%)	5,43	6,89	6,40	6,31	7,05
Kurtoza	-0,40	5,96	0,35	8,14	0,79
Skośność	0,04	-2,37	-0,88	-2,53	-1,07



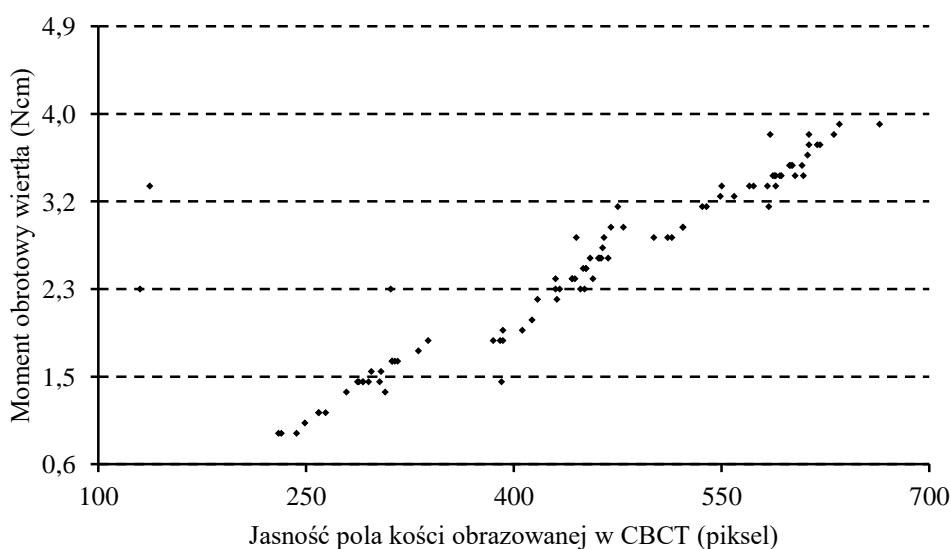
Ryc. 12. Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości stabilizacji wtórnej w badanych grupach: kobiet, mężczyzn; ze względu na lokalizację wszczepu zębowego: w szczęcie, w zuchwie i ogółem.



Ryc. 13. Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości stabilizacji wtórnej w badanych podgrupach ze względu na płeć i lokalizację wszczepu zębowego: u kobiet w szczęcie, u kobiet w zuchwie, u mężczyzn w szczęcie, u mężczyzn w zuchwie, ogółem.

5.2. Badanie związków korelacyjnych

Rozpatrując powiązania między cechami dotyczącymi wszystkich łącznie badanych grup, stwierdzono występowanie istotnych związków korelacyjnych. Trzy rozpatrywane związki przy użyciu współczynnika korelacji rang Spearmana oznaczono na poziomie średnim. W dwóch przypadkach (33,3%) wykazano bardzo silne związki między cechami: 1) pomiędzy uśrednioną wartością jasności badanego pola kości obrazowanej przy użyciu CBCT a stabilizacją pierwotną ($r_s=0,98$); oraz 2) pomiędzy momentem obrotowym oporu wiertła pilotowego a stabilizacją pierwotną ($r_s=0,93$). Silne powiązanie po obliczeniu współczynnika korelacji liniowej Pearsona ($r=0,89$) odnotowano natomiast pomiędzy uśrednioną wartością jasności badanego pola kości obrazowanej przy użyciu CBCT a momentem obrotowym oporu wiertła pilotowego (tab. 12, ryc. 14).



Ryc. 14. Wykres korelacyjny dla uśrednionych wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego względem uśrednionych wartości jasności pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT u ogółu badanych pacjentów ($n_{\text{pacjentów}}=93$).

Tab.12. Zestawienie wartości współczynników korelacji pomiędzy badanymi cechami (n_{pacjentów} =93)

Cechy	Współczynnik korelacji liniowej Pearsona (r)			
	r	T	p	siła związku korelacyjnego
Jasność pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT vs moment obrotowy oporu wiertła pilotowego	0,89	18,70	0,000	istotny silny związek korelacyjny
Cechy	Współczynnik korelacji rang Spearmana (r _s)			
	r _s	T	p	siła związku korelacyjnego
Jasność pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT vs stabilizacja pierwotna	0,98	48,6	0,000	istotny bardzo silny związek korelacyjny
Jasność pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT vs stabilizacja wtórna	0,74	10,4	0,000	istotny średni związek korelacyjny
Moment obrotowy oporu wiertła pilotowego vs stabilizacja pierwotna	0,93	24,3	0,000	istotny bardzo silny związek korelacyjny
Moment obrotowy oporu wiertła pilotowego vs stabilizacja wtórna	0,70	9,3	0,000	istotny średni związek korelacyjny
Stabilizacja pierwotna vs stabilizacja wtórna	0,73	10,3	0,000	istotny średni związek korelacyjny

r - współczynnik korelacji liniowej Pearsona; r_s - współczynnik korelacji rang Spearmana; p - prawdopodobieństwo.

5.3. Analiza występowania istotnych różnic

Na podstawie testu t - Studenta stwierdzono brak istotnych różnic pomiędzy grupą kobiet a mężczyzn: 1) dla uśrednionej wartości jasności pola obrazowanej kości przed implantacją ($p=0,112$) oraz dla 2) momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego ($p=0,116$). Przeprowadzona w oparciu o test U Manna-Whitney'a analiza pozwoliła stwierdzić brak istotnych różnic pomiędzy oboma płciami: 1) w zakresie pomiarów stabilizacji pierwotnej ($p=0,173$) oraz 2) stabilizacji wtórnej ($p=0,368$), co przedstawiono w tab. 13.

Tab. 13. Podsumowanie badania istotności dla pomiarów wartości cech ze względu na płeć ($n_{\text{pacjentów}}=93$)

Cechy	Test t dla prób niezależnych (analiza dla kobiet i mężczyzn)		
	t	p	
Jasność pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT	1,60	0,112	brak istotnych różnic
Moment obrotowy oporu wiertła pilotowego	1,59	0,116	brak istotnych różnic
Cechy	Test U Manna-Whitney'a (analiza dla kobiet i mężczyzn)		
	Z	p	
Stabilizacja pierwotna	1,36	0,173	brak istotnych różnic
Stabilizacja wtórna	0,90	0,368	brak istotnych różnic

t - wartość statystyki; z - wartość statystyki; p - prawdopodobieństwo.
Statystycznie istotne różnice założono przy $p<0,05$ (p - prawdopodobieństwo).

Natomiast rozpatrując lokalizację wszczepu, przy użyciu testu t - Studenta odnotowano istotne różnice występujące w zakresie pomiarów pomiędzy grupą dotyczącą szczęki a grupą z umiejscowieniem w żuchwie: 1) dla uśrednionej wartości jasności pola obrazowanej kości przed implantacją ($p=0,000$) oraz dla 2) momentu obrotowego oporu

wiertła pilotowego ($p=0,000$). Analiza na podstawie testu U Manna-Whitney'a potwierdziła występowanie istotnych różnic pomiędzy obiema lokalizacjami implantu w zakresie pomiarów: 1) stabilizacji pierwotnej ($p=0,000$) oraz 2) stabilizacji wtórnej ($p=0,000$), co zaprezentowano w tab. 14.

Tab. 14. Podsumowanie badania istotności dla pomiarów wartości cech ze względu na umiejscowienie wszczepu zębowego ($n_{\text{pacjentów}}=93$)

Cechy	Test t dla prób niezależnych (analiza dla szczęki i żuchwy)		
	t	p	
Jasność pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT	-7,75	0,000	istotne różnice
Moment obrotowy oporu wiertła pilotowego	-10,82	0,000	istotne różnice
Cechy	Test U Manna-Whitney'a (analiza dla szczęki i żuchwy)		
	Z	p	
Stabilizacja pierwotna	-6,60	0,000	istotne różnice
Stabilizacja wtórna	-5,26	0,000	istotne różnice

t - wartość statystyki; z - wartość statystyki; p - prawdopodobieństwo.
Statystycznie istotne różnice ($p<0,05$) przedstawiono pogrubioną czcionką (p - prawdopodobieństwo).

Ze względu na istnienie związku czasowego w przypadku stabilizacji pierwotnej i wtórnej, a tym samym możliwość porównania dwóch prób zależnych, stwierdzono zasadność zbadania istotności przy użyciu testu kolejności par Wilcoxona. Jednak u dziewięciu pacjentów odnotowano takie same wartości obu cech, dlatego tych przypadków nie można było włączyć do badań i zdecydowano o ich odrzuceniu. Test kolejności par Wilcoxona ujawnił istnienie statystycznie istotnych różnic ($p=0,000$) pomiędzy pomiarami stabilizacji pierwotnej a pomiarami stabilizacji wtórnej (tab. 15).

Tab. 15. Podsumowanie badania istotności dla pomiarów wartości stabilizacji pierwotnej i stabilizacji wtórnej wszczepu zębowego ($n_{\text{pacjentów}}=93$)

Cechy	Test kolejności par Wilcoxona (porównywanie dwóch prób zależnych) Stabilizacja pierwotna & stabilizacja wtórna			
	N ważnych	Z	p	
Kobiety	48	4,33	0,000	istotne różnice
Mężczyźni	36	1,89	0,058	brak istotnych różnic
Szczęka	39	3,20	0,001	istotne różnice
Żuchwa	45	2,96	0,003	istotne różnice
Ogółem	84	4,35	0,000	istotne różnice

z - wartość statystyki; p - prawdopodobieństwo.

Statystycznie istotne różnice ($p < 0,05$) przedstawiono pogrubioną czcionką (p - prawdopodobieństwo).

5.4. Określenie wartości stabilizacji w ujęciu klinicznym

Na podstawie obliczonego udziału procentowego stabilizacji wprowadzonych implantów w odniesieniu do przedziałów według przyjętej klasyfikacji stwierdzono, że zdecydowana większość implantów charakteryzowała się bardzo dobrą stabilizacją, wynoszącą w przypadku pierwotnej - 89,25%, a wtórnej - 93,55% (tab. 16).

Tab. 16. Liczba oraz udział procentowy stabilizacji pierwotnej oraz stabilizacji wtórnej w odniesieniu do przyjętych przedziałów według klasyfikacji (zalecanej przez producenta urządzenia pomiarowego Ostell ($n_{\text{pacjentów}}=93$))

Rodzaj stabilizacji	Uśrednione wartości stabilizacji implantu [ISQ]				Ogółem
	poniżej 60 słaba stabilizacja	od 60 do 65 umiarkowana stabilizacja	od 65 do 70 dobra stabilizacja	powyżej 70 bardzo dobra stabilizacja	
Stabilizacja pierwotna	-	3 (3,23%)	7 (7,53%)	83 (89,25%)	93 (100%)
Stabilizacja wtórna	-	2 (2,15%)	4 (4,30%)	87 (93,55%)	93 (100%)

Ze względu na zbyt małą liczbę implantów o umiarkowanej stabilizacji, nie było jednak możliwe wykonanie analizy statystycznej w oparciu o założone przedziały.

6. OMÓWIENIE WYNIKÓW I DYSKUSJA

Zasadniczym celem podjętej pracy było zbadanie przydatności metody - badania CBCT, wykonywanego przed implantacją wszczepów stomatologicznych, do oceny jakości struktury kostnej. Zdecydowano się na zbadanie czterech wybranych parametrów. Po zebraniu danych ustalono powiązania pomiędzy wynikami pomiarów jasności obrazu tkanki kostnej w CBCT a wynikami pomiarów: momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego, stabilizacji pierwotnej i stabilizacji wtórnej wprowadzonych implantów.

Dostępne piśmiennictwo zawiera wiele artykułów dotyczących badań, w których poszczególne parametry badano - jednak oddzielnie. Jak dotąd, nie udało się odnaleźć publikacji, w których opisano równoczesne badania zależności pomiędzy wybranymi na użytek tej pracy parametrami. Jednocześnie, ze względu na rozwój nowych technik obrazowania, wydaje się, że ocena jasności pola obrazowanej tkanki kostnej dokonana przy użyciu CBCT przed zabiegiem implantacji może być pomocna w prognozowaniu efektów leczenia implantologicznego.

W większości dostępnych badań wszczepiano implanty o różnych średnicach i długościach, co mogło znacząco wpłynąć na uzyskiwane różnice pomiędzy otrzymanymi wynikami, a tym samym rzutować na brak powtarzalności przeprowadzonych badań i/lub na brak wiarygodnej możliwości oceny zastosowanej metody. Z tego powodu, w tej pracy, zdecydowano się zastosować jeden rodzaj i jeden rozmiar implantów (Ankylos o średnicy 3,5 mm oraz długości 11 mm).

W wielu pracach moment obrotowy oporu wiertła jest odmiennie definiowany. Bardzo często w spektrum zainteresowań naukowych znajdował się moment obrotowy siły używanej do wprowadzania implantu *eng. insertion torque value* (Isoda i wsp. 2012, Arisan i wsp. 2013). Istnieją jednak argumenty przemawiające za tym, że ten parametr może okazać się mniej uniwersalny od momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego. Moment obrotowy siły używanej do wprowadzenia implantu zależy bowiem od rodzaju wprowadzanych implantów, od ich kształtu, od rodzaju gwintu, od szorstkości powierzchni. Ponadto, ten parametr nie może być traktowany zamiennie i nie jest równoznaczny z momentem obrotowym oporu wiertła pilotowego.

W ubiegłym dziesięcioleciu Turkyilmaz ze współautorami skupili się na ustaleniu korelacji pomiędzy stabilizacją implantów a jakością tkanki kostnej przy użyciu analizy obrazów uzyskanych przy użyciu CT, a nie CBCT, którą to technikę zastosowano

w dysertacji. Obecnie, w codziennej praktyce korzystanie z CT jest ograniczone, między innymi ze względu na znaczne dawki promieniowania jonizującego (Turkyilmaz i wsp. 2006, 2007a, 2007b, 2008).

Z klinicznego punktu widzenia dla implantologa - praktyka, ważny argument za korzystaniem z badania CBCT stanowi możliwość przeprowadzania nieinwazyjnej, nieobciążającej pacjenta metody obrazowania, poprzedzającej zabieg implantacji. Istotna wydaje się, jeszcze na etapie planowania zabiegu, możliwość oszacowania istniejącego ryzyka niedostatecznej stabilizacji implantów. Ponadto, pomiar momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego może okazać się równie ważnym elementem protokołu, podnoszącym przewidywalność leczenia, ponieważ śródzabiegowo weryfikuje wcześniejsze wyniki badania CBCT, pozwalając w razie potrzeby na elastyczną zmianę algorytmu postępowania.

W prezentowanych w dysertacji wynikach wykazano bardzo silną ($r_s = 0,98$), dodatnią korelację między wynikami badania jakości tkanki kostnej (CBCT) a stabilizacją pierwotną implantu (ISQ1). Można zatem wnioskować, że stworzenie protokołu postępowania polegającego na wprowadzeniu rutynowych badań CBCT pozwalających na komputerową analizę obrazu struktury kości przed implantacją, może wydatnie zwiększyć przewidywalność rehabilitacji implantoprotetycznej jamy ustnej. Pomiaru jakości tkanki kostnej dokonywano na podstawie odczytu wartości jasności (poziomu szarości) badanych punktów na obrazach tomografii wolumetrycznej CBCT. Uzyskano wyniki w zakresie od 130 do 664 umownych jednostek określonych w oprogramowaniu obrazującym Kodak Carestream (Carestream Health Inc., Rochester, USA), potwierdzając duże zróżnicowanie jakości kości w badanych przypadkach. Najniższe wartości średniej jasności pola obrazowanej kości zmierzono w podgrupie kobiet o lokalizacji implantu w obrębie szczęki (jasność piksela = $336,3 \pm 68,12$) a najwyższe w podgrupie mężczyzn z lokalizacją implantu w żuchwie (jasność piksela = $546,3 \pm 106,95$). Na podstawie testu t-Studenta statystycznie istotne różnice w aspekcie badania jasności pola obrazowanej kości odnotowano pomiędzy badanymi miejscami implantacji w szczęce i żuchwie ($p=0,000$), co można tłumaczyć odmienną charakterystyką morfologiczno-histologiczną (w szczęce przeważa komponenta kości gąbczastej, a w żuchwie - tkanki zbitej). Warto podkreślić, że rozpatrywane różnice pomiędzy kobietami, a mężczyznami nie były statystycznie istotne ($p=0,112$).

Punkty pomiaru jakości kości w obrazie CBCT zostały wyznaczone w osi dłuższej przyszej pozycji implantu, w obrębie jego symulowanego kształtu, pobranego z biblioteki

producenta, za pomocą oprogramowania umożliwiającego wirtualne umieszczenie implantu w pożądaney pozycji zgodnej z przyszłą implantacją. Dowiedziona wysoka dokładność pomiarów liniowych dokonywanych w badaniu CBCT na czaszkach ludzkich (Tarazona-Alvarez i wsp. 2014) potwierdza wiarygodność i precyzję wyznaczania punktów badania. Błędy uzyskane przez Fatemitabara i Nikgoo w pomiarach wysokości wyrostków zębodołowych w badaniu porównawczym CBCT oraz TK wynosiły odpowiednio $0,58 \pm 0,45$ mm oraz $0,72 \pm 0,92$ mm przy braku statystycznie istotnych różnic ($p > 0,05$) dla obu metod (Fatemitabar i Nikgoo 2010).

Wyniki otrzymane w badaniu są zgodne z wynikami Isody i wsp. określającymi pomiar jakości kości w CBCT jako przydatny do przewidywania stabilizacji implantów. Badacze ci prowadzili 18 implantów firmy Straumann (o wymiarach: szerokości 4,1 mm i długości 10 mm) w kości udowe świń. Pomiarów jakości kości dokonywali urządzeniem GXCB-500 (Gendex) przy parametrach naświetlania: 120 kv; 5 mA; woksel 0,2 mm; wielkość FOV - 8,5×8,5 cm. Autorzy jako punkt pomiaru przyjęli odległość 1 mm na zewnątrz od łoża implantu, ale w badaniach na użytek tej dysertacji zdecydowano się na pomiary w miejscach wprowadzenia implantu. Autorzy określali korelację pomiędzy jakością kości a stabilizacją wprowadzanych implantów otrzymując wyniki jasności pikseli od 98 do 902 ze średnią 591 ± 226 HU oraz stabilizacji pierwotnej ISQ na poziomie 67 ± 8 . Badacze przyjęli, jak dowodzili Aranyachkul i wsp. oraz Naitoh i wsp., że jednostka pomiarowa urządzenia jest równoznaczna z jednostką Hounsfielda (HU). Korelacja była istotna statystycznie na poziomie $r_s = 0,529$. Isoda i wsp. nie badali jednak stabilizacji wtórnej ani momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego, natomiast mierzyli moment obrotowy przy wprowadzaniu implantów (Isoda i wsp. 2012, Aranyachkul i wsp. 2005, Naitoh i wsp. 2010).

Za bardziej rozszerzone badania, obejmujące zarówno pomiary jakości kości w obrazie techniką CBCT oraz CT, jak i stabilizację implantu można uznać te opublikowane w pracy Arisana i wsp. przeprowadzoną *in vivo* na 18 bezzębnych szczękach i żuchwach w grupie 11 zdrowych, niepalących pacjentów. Wprowadzili oni 108 sztuk implantów SPI Thommen Medical o długościach od 8 do 12 mm i średnicy 3,5 mm oraz 4,0 mm. Otrzymali wyniki pomiaru jakości kości za pomocą CBCT (120 kV; 3,8 mA; woksel 0,0936 mm) aparatem Iluma (3M, Imtec Imaging) w przedziale od 229 do 1042 i były one znacznie wyższe niż wyniki przedstawione w pracy doktorskiej (od 130 do 664). Powodem takich rozbieżności może być przeprowadzenie przez Arisana i wsp. pomiarów także w punktach w obrębie blaszki zbitej (korowej) wyrostka zębodołowego

(1 mm na zewnątrz od obrysu planowanego implantu), której gęstość jest znacznie większa niż istoty gąbczastej. W prezentowanej dysertacji natomiast dokonywano pomiarów wewnątrz obrysu implantu umieszczonego subkrestalnie, czyli z wyłączeniem blaszki zbitej. Badanie Arisana i wsp. mogło być obarczone dodatkowym błędem, ponieważ użyto szablonów chirurgicznych wspartych jedynie na błonie śluzowej ze względu na dokonywanie implantacji w całkowicie bezzębnych szczękach i żuchwach. To wpłynęło na decyzję o wyłączeniu z badanej grupy 32 przypadków, kiedy implanty po wprowadzeniu znalazły się poza badanym uprzednio polem. Warto zaznaczyć, że podczas zabiegów wykonywanych na użytek pracy doktorskiej, szablony chirurgiczne opierano jedynie na zębach własnych pacjenta, co eliminowało wyżej omówione niedokładności (Chruściel-Nogalska i wsp. 2017). W badaniach Arisana i wsp. mierzono również gęstość kości za pomocą tomografu wielorzędowego (Siemens Somatom Sensation 64; 130 kV; 83 mA; warstwa 0,25). Pomimo różnic w metodyce pomiarów, badacze wykazali statystycznie istotną ($p=0,00012$) korelację (Kruskal-Wallis 124,5) pomiędzy pomiarami wykonanymi przy użyciu CT oraz CBCT (Arisan 2013). W opinii doktoranta potwierdza to przewagę użycia metody CBCT, w której ekspozycja pacjenta na promieniowanie jest wielokrotnie mniejsza.

Arisan i wsp. zbadali moment obrotowy siły koniecznej do wprowadzenia implantu, który jednak nie jest tożsamy z momentem obrotowym oporu wiercenia wiertłem pilotowym, którego wyniki pomiarów przedstawiono w pracy doktorskiej. Innym parametrem analizowanym przez Arisana i wsp. była stabilizacja pierwotna implantu mierzona przy użyciu urządzenia Osstell uzyskując wyniki średnie na poziomie $63,65 \pm 5,65$, zatem niższe niż w dysertacji ($ISQ1 = 79,2 \pm 5,62$). Może to być spowodowane innym kształtem oraz innym rodzajem gwintu zastosowanych implantów. Wyniki pomiarów stabilizacji były podobne zarówno podczas porównywania z pomiarami jakości tkanki kostnej w analizie komputerowej obrazów uzyskanymi przy użyciu CT jak i CBCT (test U Manna-Whitneya $U = 26,45$, $p=0,32$). Rozpatrując powiązania pomiędzy pomiarami CBCT oraz wynikami stabilizacji pierwotnej, autorzy uzyskali korelację jedynie dla pomiarów na zewnątrz obrysu implantu ($\rho=0,21$, $p=0,028$), co ich zdaniem mogło być spowodowane bliskością blaszki zbitej na zewnątrz obrysu implantu.

Badacze wykorzystali metodę oceny jakości tkanki kostnej według klasyfikacji Lekholm-Zarba i Mischa na podstawie obrazu CBCT oraz subiektywnego odczucia operatorów w trakcie zabiegu analizując zależność pomiędzy radiograficzną oceną jakości struktury kości (za pomocą oprogramowania Simplant) a pomiarami stabilizacji. Nie stwierdzili

korelacji pomiędzy subiektywnymi odczuciami implantologów dotyczącymi jakości tkanki kostnej a pomiarami stabilizacji (Arisan i wsp. 2013). Potwierdza to przypuszczenie, że subiektywna ocena operatorów nie jest precyzyjną, mierzalną, ani powtarzalną techniką na tyle, aby mogła stanowić podstawę niezawodnej diagnostyki. Podobny wniosek sformułował Degidi z zespołem (Degidi i wsp. 2010).

Wada i wsp. w swoim badaniu na kościach udowych świń otrzymali statystycznie istotną ($p < 0,05$) korelację (po zastosowaniu analizy Pearsona) pomiędzy pomiarami jasności woksela a stabilizacją implantów o szerokości 3,8 mm (z wyłączeniem implantów o średnicy 5 mm). W badaniu zastosowano urządzenie GXCB-500 (Gendex), implanty do badań laboratoryjnych Setio® oraz Ostell Mentor. Parametry naświetlania wynosiły: 120 kV, 5 mA, FOV 85mm, woksel 0,1mm. W odróżnieniu jednak od założeń metodycznych dysertacji, Wada i wsp. mierzyli wartość jasności woksela na styku powierzchni implantu z kością (dokładnie obszar mierzony sięgał 0,25 mm w głąb implantu i 0,25 mm w głąb kości). Po uśrednieniu otrzymanych pomiarów przyjęli jedną, wspólną wartość jasności woksela dla całego implantu (podobnie jak w pracy doktorskiej). Ponadto badacze ci wykazali za pomocą analizy regresji zależność ($p = 0,326$) pomiędzy grubością blaszki zbitej a stabilizacją implantów, co nie znajduje odniesienia w obecnym badaniu ze względu na subkrestalne umieszczenie implantów (Wada i wsp. 2015).

Autorzy zwracają uwagę, że pomiar jakości kości w obrazie CBCT różni się od analogicznych pomiarów w tradycyjnej wielorzędowej tomografii komputerowej TK (Pauwels i wsp. 2013, 2015). Zdaniem Kalinowskiej-Różyło i Różyło, ocenianie jakości tkanki kostnej w skali szarości oraz w jednostkach Hounsfielda nie może być uznawane za równoważne, ze względu na zbyt duży błąd w szacowaniu i niedoskonałości algorytmów przeliczających. Odnotowano kilkuprocentowe rozbieżności w gęstości tych samych substancji w badaniach CT i CBCT (Różyło-Kalinowska i Różyło 2011). Jednakże wielu badaczy twierdzi, że jest możliwe zastosowanie algorytmów (jako stopień pośredni), pozwalających na przeliczenie wskazań skali szarości w obrazie CBCT na jednostki Hounsfielda (Mah i wsp. 2010). Parsa i wsp. w badaniu na żuchwach ludzkich z użyciem CBCT, MSCT oraz micro-CT wykazali silną, statystycznie istotną ($p < 0,001$) korelację między wartościami mierzonymi za pomocą CBCT i MSCT ($r = 0,82$) a także pomiędzy CBCT i micro-CT ($r = 0,91$) (Parsa i wsp. 2012, 2015). Valiyaparambil i wsp. przy użyciu fantomów radiograficznych wykazali silną korelację liniową pomiędzy wskazaniami CBCT a CT, umożliwiającą utworzenie regresyjnego modelu przeliczeniowego ($r = 0,99$; $p < 0,001$). Następnie w badaniu *in vivo* uzyskali w obrazach CBCT średnie wartości

w skali szarości w granicach od -455 do 642, odpowiednio dla poszczególnych typów kości: 362 - dla klasy D1, 214 - dla klasy D2, 76 - dla klasy D3, -454 - dla klasy D4. Badacze nie stosowali szablonów chirurgicznych a miejsce badania wyznaczyli na podstawie porównania obrazów przed i po implantacji, co mogło być obarczone dużym błędem, negatywnie wpływając na precyzyjność pomiarów i wnioskowanie. Pomiarów radiologicznych dokonywali urządzeniem Hitachi CB MercuRay (Hitachi Medical System America) przy parametrach ekspozycji: 120 kV, 15 mA, woksel - 0,2mm, FOV - 6, 9 i 12 cali, co znacznie różni się od parametrów użytych w pracy doktorskiej. Szczególnie istotne jest większe pole obrazowania - FOV, które według Valiyaparambila i wsp. powoduje zaniżenie wartości jasności badanego punktu oraz zwiększenie promieniowania rozproszonego, a co z tym jest związane, zmniejszenie dokładności. Potwierdzeniem tej tezy jest fakt, że uzyskane przez nich wartości były znacznie niższe od przyporządkowanych w klasyfikacji kości według Lekholma-Zarba (zmodyfikowanych przez Nortona i Gamble'a). Z powyższego badania wynika także to, że trudno jest odróżnić kość typu D3 i D2 na podstawie badania CBCT. Pomimo tego, autorzy zaznaczyli, że z klinicznego punktu widzenia, te rozbieżności nie mają większego wpływu na plan leczenia (Valiyaparambil i wsp. 2012).

Także Chindasombatjaroen i wsp. korzystając z fantomów, stwierdzili statystycznie istotną ($p < 0,0001$) korelację pomiędzy wartościami szarości piksela w obrazie CBCT a wartością jednostek Hounsfielda w obrazie CT, pozwalającą na znalezienie funkcji liniowej podczas przeliczania powyższych jednostek (Chindasombatjaroen i wsp. 2011). Opublikowano również badania, z których wynika, że użycie CBCT dla pomiaru gęstości kości ma większe uzasadnienie niż użycie TK ze względu na zbliżoną dokładność i jednocześnie mniejszą dawkę promieniowania (Suomalainen i wsp. 2009, Liang i wsp. 2010, Koong 2010, Hashimoto i wsp. 2007).

Aranyarachkul i wsp. w badaniu na żuchwach ludzkich także potwierdzili bardzo silną korelację pomiędzy wynikami badań CBCT a CT (testem korelacji Pearsona, odpowiednio $r=0,92$; $r=0,98$), uzyskując wartości liczbowe odpowiednio: 80 oraz 1181 jednostek. Zauważyli również, że wartości jasności piksela dla tych samych punktów są większe w badaniu CBCT niż CT. Korelacja pomiędzy badaniem CBCT a subiektywną oceną kości przez dwóch różnych operatorów w skali Lekholma-Zarba wynosiła od 0,46 do 0,60. Podobnie, jak autorzy artykułu, tak i w pracy doktorskiej, pomiarów jakości tkanki kostnej dokonywano na trzech głębokościach (Aranyarachkul i wsp. 2005).

Opierając się na powyższych opracowaniach naukowych autor zdecydował się użyć w swoim badaniu urządzenia CBCT jako wiarygodnej techniki do oceny obrazu radiologicznego kości. Dostępność i korzystanie z aparatury CBCT przez lekarzy implantologów ma tendencję wzrostową i często stanowi wyposażenie wielu praktyk stomatologicznych. Natomiast tomografia wielorzędowa TK jest badaniem dostępnym zazwyczaj tylko w dużych ośrodkach klinicznych, przy czym jej wykorzystywanie do celów stomatologicznych bywa kłopotliwe, zarówno dla lekarza dentysty, jak i pacjenta.

Kolejnym badanym parametrem był pomiar momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego. Jednym z argumentów okazał się dotychczasowy brak opracowań naukowych na ten temat w dostępnych bazach piśmiennictwa. Na decyzję o pomiarach tego parametru na użytek dysertacji wpłynęły także własne wieloletnie doświadczenia kliniczne, popierające hipotezę, że badanie twardości kości w trakcie zabiegu ma dużą wartość kliniczną. Jeśli operator w trakcie zabiegu stwierdzi zbyt mały opór, na tym etapie istnieje jeszcze możliwość celowej zmiany protokołu opracowania łoża implantu (np. poprzez preparację wiertłem ostatecznym o mniejszej średnicy) celem zagęszczenia kości podczas wprowadzania implantu i uzyskania lepszej jego stabilizacji (Bilhan i wsp. 2010).

Wyniki badań przedstawione w dysertacji potwierdziły bardzo silną ($r_s = 0,93$), dodatnią korelację między wynikami badania momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego a stabilizacją pierwotną implantu (ISQ1).

Analiza dostępnej literatury pozwala stwierdzić, że wielu autorów odmiennie interpretuje tzw. opór wiercenia. Większość z nich (Friberg i wsp. 1995, 1999a, 1999b) utożsamia tzw. opór wiercenia z oporem mierzonym podczas wkręcania implantu, co można poddać w wątpliwość, ponieważ mierzone wartości oporu zależą zarówno od rozmiaru implantu, kształtu jego gwintu, jak i od chropowatości powierzchni. Z tych przyczyn doktorant zdecydował się używać każdorazowo wiertła pilotowego o tych samych parametrach (średnicy 2 mm), co miało na celu zapewnić jednakowe warunki badań, ich spójność, wiarygodność i powtarzalność wyników badań.

Prawdopodobnie jedynie Sugaya opór wiercenia postrzegał jako sumę dwóch składowych: opór cięcia (związany z obrotem wiertła) oraz obciążenie cięcia (zgodne z kierunkiem ruchu pionowego wiertła). Obie zmienne były mierzone w gcm i porównywane z zawartością mineralną kości (badanie na żuchwach ludzkich przechowywanych w formalinie). Dla oporu cięcia (pierwszej składowej) otrzymał wyniki od 0,4 do 56,5 gcm (średnia 8,7 gcm), a dla obciążenia cięcia (drugiej składowej) od 1,7 do 1419,7 gcm, ze średnią 169,3 gcm (Sugaya 1990). Można poddać w wątpliwość kliniczne

zastosowanie powyższej interpretacji, ponieważ pomiar nacisku końcówki wiercącej w warunkach jamy ustnej pacjenta jest niezmiernie trudny.

Powstaje pytanie, czy siła nacisku na wiertło, lub też odchylenie od osi wiercenia (pomimo zastosowanego szablonu chirurgicznego) mogą mieć wpływ na wyniki pomiarów momentu oporu obrotowego wiertła. Friberg i wsp. dowiedli w badaniu na kościach udowych świń, że zwiększenie siły nacisku o 0,5 kg oraz odchylenie od osi wiercenia o 5 stopni nie mają statystycznie istotnego wpływu (test t-Studenta oraz Wilcoxon) na pomiar oporu wiercenia definiowanego jako suma oporu cięcia oraz tarcia wiertła, mierzonego w mJ/mm^3 . Zaznaczyć należy, że w odróżnieniu od metodyki badań zastosowanej w dysertacji, Friberg i wsp. stosowali wiertło gwintujące, a nie pilotowe. Można wnioskować zatem, że dokonywali oni jedynie pomiaru oporu obrotowego nacinania (gwintowania). Badacze uzyskali wyniki $79,4 \pm 24,0 \text{ mJ}/\text{mm}^3$ dla siły nacisku zwiększonej o 0,5 kg; $88,8 \pm 29,7 \text{ mJ}/\text{mm}^3$ dla nacisku standardowego oraz $89,3 \pm 26,9 \text{ mJ}/\text{mm}^3$ dla odchylenia od osi wiercenia o 5 stopni. Mimo różnic w metodyce badań, autorzy dowiedli występowanie istotnej statystycznie ($p < 0,05$) korelacji pomiędzy oporem wiercenia a jakością struktury kostnej ocenianej za pomocą analizy densytometrycznej i morfometrycznej (seriami mikroradiografii), co pozwoliło prognozować dobrą stabilizację implantów (Friberg i wsp. 1995).

W celu obiektywizacji uzyskanych wyników na użytek dysertacji wprowadzono pomiar numeryczny momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego, dzięki czujnikowi zainstalowanemu w maszynie wiercącej (Kavo Intracurg 300). Aby uzyskać miarodajne wyniki konieczne było dokładne przeniesienie punktu badania jakości struktury kostnej w obrazie CBCT na monitorze na punkt badania oporu obrotowego wiertła w kości pacjenta podczas zabiegu. W badaniu użyto do tego celu szablonów chirurgicznych wykonanych na podstawie obrazu CBCT. Przydatność i dokładność tego typu szablonów została potwierdzona badaniami (Ozan i wsp. 2009, Arisan i wsp. 2010).

Wykazana w pracy doktorskiej silna korelacja ($r = 0,890$) pomiędzy wynikami jasności pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT a momentem obrotowym oporu wiertła pilotowego sugeruje, że pomiary momentu oporu obrotowego wiertła pilotowego stanowią ważny parametr uzupełniający wcześniej wykonaną diagnostykę radiologiczną. Statystycznie ujmując, wzrostowi wartości jasności w obrazie CBCT odpowiada wzrost momentu obrotowego oporu podczas wiercenia ($p = 0,000$). Klinicznie daje to możliwość lepszego przygotowania instrumentarium do zabiegu. Obecnie, stosownie do postępu technologicznego, firmy uzupełniają zestawy narzędzi do implantacji o specjalne wiertła

dedykowane do twardszej albo miękkiej kości, przy czym istotne jest zaplanowanie kolejności ich użycia.

W dysertacji stwierdzono wyższe kwartyle wartości momentu obrotowego oporu wiertła dla żuchwy niż dla szczęki oraz wyższe dla mężczyzn niż dla kobiet, co podobnie jak wyniki badania CBCT znajduje uzasadnienie w anatomicznej budowie szczęk. Badanie testem t-Studenta wykazało, że odnotowane różnice między kobietami a mężczyznami nie były statystycznie istotne ($p=0,116$). Istotnie statystycznie były natomiast różnice między lokalizacjami wszczepu w żuchwie i szczęce ($p=0,000$).

Friberg i wsp. (1999a) przeprowadzili analizę na podobnej jak w dysertacji liczbie pacjentów (105 pacjentów), ale dla większej liczby implantów ($n=412$), również otrzymali statystycznie istotne różnice (test Wilcoxon) dla badanych wartości momentu obrotowego oporu w szczęce i żuchwie (w żuchwie większe). Autorzy jednak inaczej rozumieją moment obrotowy oporu - przyjmowali, że jego składową jest opór tarcia wprowadzanego implantu oraz opór nacinięcia kości przez samogwintujący implant. Pomiar dokonywali na trzech głębokościach nawiercenia (E1 - krestalnie, E2 - w połowie długości, E3 - apikalnie), co również zastosowano w badaniach na użytek tej pracy doktorskiej. Friberg i wsp. porównywali je z jakością tkanki kostnej (oceniając radiologicznie oraz klinicznie) i uzyskali znaczącą korelację (test korelacji Spearmana $p=0,002$ dla E1; $p=0,0001$ dla E2; $p=0,0001$ dla E3). Wykazali większy odsetek niepowodzeń dla kości o większej gęstości pomimo, że stosowali dłuższy (niż w dysertacji) okres gojenia wynoszący 8 miesięcy. Tłumaczyć to można faktem, że badacze zastosowali implanty Braenemark MkII o maszynowej powierzchni i różnych rozmiarach (szerokość 3,75 mm; 4 mm oraz 5 mm). Kształt oraz procedura nawiercania łoża tych implantów mogły narażać podczas preparacji zwłaszcza kość o większej gęstości na większe niebezpieczeństwo uszkodzenia (np. termicznego). Wydaje się, że kształt oraz progresywny gwint implantów Ankylos stosowanych przez doktoranta w niniejszej pracy eliminuje w znacznej mierze te problemy i umożliwia atraumatyczną preparację kości, zarówno o dużej, jak i o małej gęstości. Ponadto Friberg i wsp. stosowali subiektywną skalę oceny jakości tkanki kostnej według Lekholm-Zarba na podstawie tomogramów oraz cefalogramów. Wysłali oni wniosek, że nie można prognozować przetrwania implantu jedynie za pomocą badania momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego, z czym trudno się nie zgodzić (Friberg i wsp. 1999a).

Inny artykuł Friberga i wsp. poświęcono ustaleniu korelacji pomiędzy oporem wiercenia na trzech głębokościach (E1- krestalnie, E2 - w połowie długości, E3 -

apikalnie) a stabilizacją ocenianą przy użyciu analizy częstotliwości tłumienia drgań (*eng. Resonance Frequency Analysis - RFA*) na mniejszej liczbie danych, bo w oparciu o 47 wprowadzonych implantów. Grupę badaną stanowiło zaledwie dziewięć ogólnie zdrowych pacjentów obu płci, w wieku 55-80 lat. Korzystając z testu Spearmana zbadano korelację pomiędzy wynikami badania oporu wiercenia (uśrednionego dla pacjenta) a pomiarami stabilizacji (uśrednionymi dla pacjenta) i uzyskano dodatnią korelację ($r=0,84$ dla E1; $r=0,58$ dla E2; $r=0,69$ dla E3 oraz $r=0,62$ dla pomiarów rozpatrywanych łącznie). Jednakże po przeprowadzeniu takiego samego testu dla pojedynczych miejsc implantacji korelacje te były o wiele słabsze ($r=0,39$ dla E1; $r=0,44$ dla E2; $r=0,47$ dla E3 oraz $r=0,51$ dla pomiarów rozpatrywanych łącznie). Ponadto korelacje te były statystycznie istotne ($p=0,036$) jedynie dla grupy E1, co ma związek z umieszczeniem implantów częściowo w obrębie blaszki zbitej kości, co ma istotny wpływ na badanie rezonansu drgań. Dla uniknięcia tego negatywnego wpływu, w pracy doktorskiej zdecydowano się użyć implantów Ankylos, które zgodnie z protokołem zalecanym przez producenta są wprowadzane subkrestalnie, czyli zagłębiane poniżej blaszki zbitej kości wyrostka zębodołowego (Friberg i wsp. 1999b).

Rozpatrując metodykę badań opisanych w artykule, należy zwrócić uwagę na inny sposób definiowania i mierzenia oporu wiercenia oraz pomiary stabilizacji wtórnej po upływie ośmiu miesięcy od implantacji. W dysertacji zdecydowano się na krótszy odstęp czasowy pomiędzy pomiarem stabilizacji pierwotnej i wtórnej wynoszący cztery miesiące, a jednak stwierdzono zbieżności z wynikami zaprezentowanymi przez zespół badaczy pod przewodnictwem Friberga. Wykazali oni statystycznie istotną ($p=0,007$), ujemną korelację ($r=-0,73$) pomiędzy średnimi wartościami oporu wiercenia a średnimi wartościami różnicy stabilizacji mierzonej w czasie implantacji oraz po ośmiu miesiącach (odpowiadającej różnicy stabilizacji pierwotnej i stabilizacji wtórnej w pracy doktorskiej). Oznaczałoby to, że w miejscach implantacji o mniejszym oporze wiercenia mógł nastąpić większy wzrost stabilizacji niż w miejscach o większym oporze. Jednakże, dla wszystkich trzech grup wydzielonych według wartości oporu wiercenia podczas wprowadzania implantów (grupa "o gęstej kości", grupa pośrednia, grupa "o miękkiej kości"), wartości stabilizacji podczas pomiarów po upływie ośmiu miesięcy, a następnie po 20 miesiącach, zbliżyły się do podobnego poziomu (ok. 8000 Hz). Wydaje się możliwe skonfrontowanie z wynikami badań własnych w przypadku kontynuacji obserwacji pacjentów objętych badaniami na użytek dysertacji. Friberg i wsp. skonkludowali swoje wyniki, że jest to spowodowane remodelingiem kości podczas procesu osteointegracji (Friberg i wsp. 1999b).

Inny ważny parametr przedstawiony w dysertacji stanowiła stabilizacja pierwotna implantów (ISQ1). Należy się zgodzić z większością badaczy, że jest ona ważnym czynnikiem decydującym o utrzymaniu implantu. Wyjściowo niska wartość ISQ1 może wpłynąć na decyzję implantologa o wydłużeniu okresu osteointegracji i/lub o zmianie protokołu postępowania implantoprotetycznego (np. zastosowania czasowego, niefunkcjonalnego obciążenia).

W dysertacji wyniki badania stabilizacji pierwotnej ISQ wprowadzonych implantów mieściły się w granicach od 61 do 88. Wyższy średni poziom zaobserwowano w grupie mężczyzn (ISQ=80,0) niż w grupie kobiet (ISQ=78,6), a także wyższy w żuchwie (ISQ=82) niż w szczęce (ISQ=75,7). Jednak test U Manna-Witney'a nie wykazał istotnych statystycznie różnic tego parametru pomiędzy płciami ($p=0,173$). Jednocześnie test ten potwierdził istotne statystycznie różnice pomiędzy lokalizacjami implantów: w szczęce i żuchwie ($p=0,000$). Analizując rozkład wyników w badaniu stwierdzono bardzo dobrą stabilizację pierwotną, bo 89,25% ogólnej liczby wprowadzonych implantów.

Istnieje wiele metod pomiaru stabilizacji implantu, opisanych uprzednio w pracy. Na użytek pracy doktorskiej zdecydowano o zastosowaniu urządzenia Ostell. Producent urządzenia pomiarowego podał własną skalę klinicznej interpretacji wyników podzieloną na cztery przedziały. Wyniki ISQ mniejsze niż 60 uznane zostały przez producenta za tożsame ze słabą stabilizacją, przy której implantacja związana jest z dużym ryzykiem niepowodzenia. W dysertacji wszystkie wyniki stabilizacji były wyższe niż 60. Wartości ISQ pomiędzy 60 a 70 zostały określone przez producenta jako stabilizację średnią; przy czym przy wartościach ISQ pomiędzy 60 a 65 sugeruje się obciążanie implantów tradycyjnie (czyli dwuetapowo lub natychmiastowo - pod warunkiem szynowania) a dopiero w przypadku ISQ pomiędzy 65 a 70 dopuszcza obciążanie natychmiastowe. Wyniki stabilizacji powyżej 70 definiowane są jako stabilizacja wysoka (<http://www.osstell.com>). Na podstawie wyników pracy doktorskiej można zaproponować następującą interpretację wyników pomiarów stabilizacji dokonywanych urządzeniem Osstell jako: ISQ < 60 - stabilizację słabą; ISQ pomiędzy 60 a 65 - stabilizację umiarkowaną; ISQ pomiędzy 65 a 70 - stabilizację dobrą; oraz ISQ > 70 - stabilizację bardzo dobrą.

Zaznaczyć należy jednak, że korelacja pomiędzy stabilizacją a mikroruchomością implantu nie jest liniowa. Mikroruchomość implantu bowiem maleje więcej niż o połowę w przedziale wartości ISQ pomiędzy 60 a 70 (Pagliani i wsp. 2013).

Fisher i wsp. określili, że wartości ISQ poniżej 44 prowadzą do utraty implantów w 100%. Sennerby uważał, że wartości ISQ poniżej 55 stawiają pod znakiem zapytania przetrwanie implantu, natomiast wartości ISQ powyżej 70 uznał za bezpieczne. Z kolei Bornstein i wsp. zalecali wydłużenie okresu integracji dla wartości ISQ < 65, a wczesne obciążanie implantów uważali za zasadne jedynie, gdy ISQ > 70 (Fisher i wsp. 2009, Sennerby 2013, Bornstein i wsp. 2009).

Istotną rolę dla stabilizacji (szczególnie pierwotnej) większości typów implantów odgrywa blaszka zbita kości. Katranji i wsp. zbadali, że jej średnia grubość dla szczęki waha się od 1 do 2,2 mm; natomiast według Hubara jest znacznie cieńsza - od 0,22 do 0,54 mm (Katranji i wsp. 2007, Hubar 1993).

W badaniach na użytek dysertacji starano się zminimalizować wpływ tego czynnika dzięki zastosowaniu implantów Ankylos, które ze względu na swą budowę (brak aktywnego gwintu w okolicy platformy) oraz subkrestalne osadzenie (1 mm poniżej powierzchni kości) nie uzyskują stabilizacji w blaszce zbitej, lecz w istocie gąbczastej kości. Tym samym grubość blaszki zbitej nie zaburza wyników badania.

Stabilizacja implantów (zarówno pierwotna, jak i wtórna) ma podstawowe znaczenie dla klinicystów zainteresowanych tzw. obciążeniem natychmiastowym implantów. Pojęcie to oznacza zamontowanie suprastruktury (korony, mostu, protezy, często tymczasowej) na wszczepie/wszczepach bezpośrednio po implantacji. Zagadnienie to nabiera szczególnego znaczenia w przypadku zabiegów w odcinku estetycznym. Producent urządzenia pomiarowego Ostell podał wartość ISQ 70 jako graniczną, bezpieczną dla natychmiastowego obciążania (www.osstell.com).

Kokovic i wsp. uzyskali sukces w 100% po 5 latach dla implantów obciążanych natychmiastowo oraz wcześniej po uprzednim pomiarze ich stabilizacji metodą RFA (*eng. Resonance Frequency Analysis*). Wprowadzili oni 72 implanty (Straumann SLA, średnica 4.1 mm, długość 8 mm oraz 10 mm) u 12 pacjentów, w tylnym odcinku żuchwy, obciążając je natychmiastowo (w grupie badanej) oraz po 6 tygodniach (w grupie kontrolnej). Wyniki stabilizacji pierwotnej dla obu grup wynosiły $ISQ = 76,92 \pm 0,79$ a więc były niższe niż przedstawione w dysertacji, co wynikać może z kształtu implantów oraz z niejednorodności wymiarów implantów (różne średnice i długości). W obu grupach zaobserwowano zwiększenie stabilizacji po 6 tygodniach: w grupie badanej z $ISQ = 77,92 \pm 1,16$ do $ISQ = 79,61 \pm 0,90$ a w grupie kontrolnej z $ISQ = 75,92 \pm 1,05$ do $ISQ = 77,55 \pm 0,99$. Następnie badano stabilizację w obu grupach po 12 oraz po 52 tygodniach

stwierdzając dalszy wzrost. Statystycznie istotne różnice ($p > 0,05$) odnotowano pomiędzy obiema grupami (Kokovic i wsp. 2014).

W opozycji do powyższego artykułu są Kim i wsp., którzy wprowadzili u 21 pacjentów 46 implantów Straumann Standard Plus SLActive (średnica 4,1 mm i 4,8 mm, długość 10 mm i 12 mm). Wyszuli wniosek, że badanie wartości ISQ urządzeniem Ostell nie jest użyteczne do oceny wskaźnika sukcesu/niepowodzeń natychmiastowo obciążonych implantów. W grupie badanej 21 implantów zostało obciążonych niefunkcjonalnie, a stabilizacja wynosiła średnio $ISQ = 65,2 \pm 8,1$; przy czym wskaźnik sukcesu wynosił 85,7%. W grupie testowej z obciążeniem późnym (po 20 - 23 tygodniach) stabilizacja wyniosła średnio $ISQ = 67 \pm 6,4$ a wskaźnik sukcesu po 52 tygodniach wyniósł 100%. Zgodnie z propozycją Misha z 2008 roku, sukces implantu badacze zdefiniowali, kiedy wszczep stomatologiczny pozostaje w jamie ustnej pacjenta, nie sprawia dolegliwości podczas żucia, nie stwierdza się ruchomości, ani oznak zapalenia, a zanik kości wyrostka zębodołowego jest mniejszy niż 1 mm. Kim i wsp. przeprowadzali trzy pomiary przed uśrednieniem wartości stabilizacji, natomiast doktorant - sześć pomiarów. Inaczej niż w pracy doktorskiej, badacze osadzili implanty pozostawiając platformę w obrębie blaszki zbitej wyrostka zębodołowego, co niewątpliwie zwiększyło ich stabilizację (Kim i wsp. 2015).

Implantacja natychmiastowa jest obarczona zwiększonym ryzykiem utraty implantu. Jednocześnie przy wartościach ISQ powyżej 65, co doktorant proponuje zakwalifikować jako stabilizację dobrą, możliwe jest uzyskanie przetrwania implantu nawet w 100%. Do takiego wniosku doszli także Sennerby i Meredith stwierdzając, że wartości ISQ powyżej 65 pozwalają na bezpieczne obciążanie implantów (Sennerby i Meredith 2008).

Leda przy użyciu urządzenia Ostell oceniał stabilizację implantów: natychmiastową, po czterech tygodniach oraz po ośmiu tygodniach w dwóch płaszczyznach: prostopadłej i równoległej do osi kości, w celu uniknięcia zafałszowania wyniku na skutek jednostronnego pomiaru w jednej płaszczyźnie. Zaznaczyć jednak należy, że dokonywał pomiarów na kościach piszczelowych królika. W wielu przypadkach, w jamie ustnej pacjenta, na skutek układu zębów w łuku zębowym, ich nachylenia i ograniczenia rozwarcia szczęk, niemożliwe byłoby badanie w płaszczyźnie równoległej do wyrostka zębodołowego z zachowaniem zasady ustawienia sondy prostopadle do trzpienia pomiarowego (rekomendowanej przez producenta urządzenia pomiarowego). Aby zachować miarodajność i rzetelność pomiarów w dysertacji

zdecydowano się zbadać stabilizację w płaszczyźnie prostopadłej do wyrostka zębodołowego (Leda 2013).

Analizując dostępne źródła można stwierdzić, że większość badaczy skupiła się na badaniu stabilizacji pierwotnej wprowadzanych implantów, która nie jest równoznaczna ze stabilizacją w momencie wprowadzenia konstrukcji protetycznej. Atieh i wsp. *in vivo* wprowadzili 28 implantów o długości 8 mm i 9 mm, mierzyli stabilizację pierwotną bezpośrednio po zabiegu, oraz wtórną: po ośmiu tygodniach oraz po upływie roku. Potwierdzili poziom ISQ=60 jako granicę bezpieczeństwa dla obciążania implantów (czułość badania 95,2%, specyficzność 71,4%). Zaobserwowali, że dla oceny przetrwania implantów natychmiastowo obciążonych, bardziej użyteczny jest pomiar stabilizacji wtórnej po 8 tygodniach. Należy również zaznaczyć, że Atieh i wsp. wprowadzali implanty zarówno natychmiast po ekstrakcji, jak i w całkowicie wygojone zębodoły, co musiało mieć znaczący wpływ na wyniki (Atieh i wsp. 2014).

Dla uniknięcia niejednoznaczności, w badaniach na użytek pracy doktorskiej utworzono jednorodne grupy badane i w każdym przypadku wprowadzono implant w całkowicie zagojony zębodoł, natomiast pomiary stabilizacji pierwotnej dokonywano natychmiast po wprowadzeniu wszczepu a pomiary stabilizacji wtórnej po czterech miesiącach.

Rodrigo i wsp. przeprowadzili u 1680 pacjentów badania 4114 implantów SLA Straumann mierząc stabilizację pierwotną oraz wtórną (po 3 miesiącach) dla 542 z nich, w celu ustalenia korelacji stabilizacji z przeżyciem implantów. Badacze ci odnosili definicję przeżycia implantu do implantu bez niemożliwego do wyleczenia stanu zapalnego oraz bez cech ruchomości podczas dokręcania śruby gojącej przy użyciu siły 35 Ncm. Podzielili wyniki stabilizacji na dwie grupy: $ISQ < 60$ oraz $ISQ \geq 60$. Uzyskali 81% powodzeń przeżycia implantów przy wtórnej stabilizacji o wartościach $ISQ < 60$ oraz 100% powodzeń przy wartościach stabilizacji wtórnej powyżej 60. Nie odnotowali statystycznie istotnej korelacji pomiędzy stabilizacją pierwotną a przeżyciem implantów ($p < 0,753$). Natomiast stwierdzili statystycznie istotne powiązanie ($p < 0,001$) stabilizacji wtórnej z przeżyciem implantów. Ta publikacja może wskazywać na większą wartość badania stabilizacji wtórnej niż stabilizacji pierwotnej, ponieważ to stabilizacja wtórna pomaga w ocenie rzeczywistej sytuacji klinicznej po zintegrowaniu implantu z kością, jeszcze przed wykonaniem uzupełnienia implantoprotetycznego (Rodrigo i wsp. 2010).

Stabilizacja wtórna wydaje się być decydującym parametrem dla osiągnięcia pełnego sukcesu terapeutycznego. Dlatego w pracy doktorskiej, po okresie integracji implantów wynoszącym cztery miesiące badano powtórnie stabilizację implantów ISQ

otrzymując wyniki w przedziale od 62 do 89. Dla 93,55% wprowadzonych implantów określono stabilizację jako bardzo dobrą (według stosowanych zasad). Przy użyciu testu kolejności par Wilcoxon ustalono statystycznie istotne różnice pomiędzy pomiarami stabilizacji pierwotnej a stabilizacji wtórnej ($p < 0,05$), za wyjątkiem grupy mężczyzn ($p = 0,058$). Związek pomiędzy stabilizacją pierwotną a wtórną przy użyciu współczynnika korelacji rang Spearmana oznaczono na poziomie średnim ($r_s = 0,73$). Jest to zgodne z badaniami przeprowadzonymi *in vivo* przez Morrisa i wsp., dotyczącymi ponad 3 tysiące implantów. Zauważono, że zmiany te charakteryzuje odmienna dynamika w zależności od typu utkania kości. Badacze ci dokonywali pomiarów po upływie 3, 6, 9, 12, 18, 24, 36 oraz 48 miesięcy za pomocą urządzenia Periotest (Morris i wsp. 2003).

Zdaniem wielu praktyków, w przypadku niższych wartości stabilizacji wtórnej (ISQ2) niż wartości stabilizacji pierwotnej (ISQ1) należy ponownie przeprowadzić analizę i korektę protokołu postępowania w trakcie obciążania implantu konstrukcją protetyczną (mostem, koroną lub protezą) w celu uniknięcia tzw. późnej utraty implantu. Należałoby zwrócić uwagę na czynniki, które nie zostały uwzględnione w badaniach. Jeżeli pomimo uzyskanej bardzo dobrej stabilizacji pierwotnej implantu dojdzie do zakażenia okołowszczepowego, to implant nie ulegnie osteointegracji, a tym samym nie uzyska stabilizacji wtórnej i będzie wymagał usunięcia. W praktyce klinicznej są to przypadki rzadkie, stanowiące zaledwie kilka procent ogólnej liczby implantacji. Wydają się jednak potwierdzeniem tezy, że sama stabilizacja pierwotna implantu nie może być gwarantem sukcesu terapeutycznego (Sakka i wsp. 2013, Howe 2017).

Analiza zaprezentowanych w dysertacji wyników stabilizacji wtórnej (ISQ2), za pomocą testu U Manna-Whitney'a, nie wykazała istotnych statystycznie różnic w zakresie pomiarów stabilizacji wtórnej pomiędzy grupą kobiet i mężczyzn ($p = 0,368$). Wykazano natomiast istotne statystycznie różnice tego parametru pomiędzy obiema lokalizacjami implantu: w żuchwie i szczęcie ($p = 0,000$). Wykazano dodatnią korelację na poziomie średnim stabilizacji wtórnej z momentem obrotowym oporu wiertła pilotowego ($r_s = 0,70$), jak i jasnością pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT ($r_s = 0,74$). Kliniczna użyteczność znalezionej korelacji pomiędzy jasnością pola obrazowanej kości a stabilizacją wtórną polega na możliwości prognozowania stabilizacji implantów za pomocą przedoperacyjnego badania CBCT. Związek ten jest istotny statystycznie ($p = 0,000$), nie jest jednak tak silny, jak ustalony analogicznie dla stabilizacji pierwotnej (ISQ1). Można to tłumaczyć postępującymi w okresie osteointegracji procesami remodelingu kości wokół implantu, co wpływa znacząco na jej strukturę w miejscu

kontaktu z powierzchnią implantu (*eng. Bone to Implant Contact - BIC*). W tym miejscu należy wspomnieć, że ostateczna stabilizacja implantu może wzrosnąć w trakcie użytkowania konstrukcji protetycznej lub też na skutek zamierzonych działań protetycznych. Bowiernie zgodnie z prawem Wolffa, wraz ze zmianą funkcji kości podąża zmiana jej architektury. Zjawisko to wykorzystał Romanos w badaniach na żuchwach makaków uzyskując intensywną trabekularyzację stopniowo obciążanych kości, stosując tzw. protokół stopniowego obciążania (*ang. progressive bone loading protocol*). Sennerby i Meredith stwierdzili, że w przypadku wykrycia niskiej stabilizacji obciążonych implantów można doprowadzić do jej wzrostu/odnowienia już po 6 tygodniach od zdjęcia obciążenia. Zdaniem badaczy jest to w zgodzie z tezą, że ostateczny sukces w rehabilitacji narządu żucia za pomocą leczenia implantoprotetycznego zależy również od właściwego protokołu obciążania implantów oraz rodzaju zastosowanej konstrukcji implantoprotetycznej (Romanos i wsp. 2003, Sennerby i Meredith 2008).

Reasumując, w pracy doktorskiej korelacje pomiędzy wszystkimi analizowanymi cechami charakteryzowały się bardzo wysokim poziomem istotności ($p=0,000$). Wykazano brak istotnych statystycznie różnic dla wszystkich mierzonych parametrów pomiędzy grupą kobiet i mężczyzn: dla uśrednionych wartości jasności pola obrazowanej kości przed implantacją, dla momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego, dla pomiarów stabilizacji pierwotnej oraz stabilizacji wtórnej. Zdaniem doktoranta, może to świadczyć o uniwersalności badania jakości tkanki kostnej za pomocą techniki CBCT.

Istotne statystycznie różnice ($p=0,000$) w zakresie wszystkich mierzonych parametrów pomiędzy szczęką a żuchwą, przy jednakowym typie zastosowanych implantów (wszystkie wprowadzone implanty miały ten sam kształt, średnicę i długość), potwierdzają kliniczne obserwacje lekarzy implantologów dotyczące różnic we właściwościach tkanki kostnej szczęki i żuchwy ze względu na ich odmienną charakterystykę morfologiczno-histologiczną.

Ustalone zależności analizowanych w pracy parametrów sugerują istnienie możliwości wykorzystania tych wyników w praktyce klinicznej. Wydaje się, że komputerowa analiza obrazu uzyskanego techniką CBCT może ułatwić dobór odpowiedniej techniki zabiegu, a także właściwego kształtu i wymiarów implantu. Może pomóc przewidzieć z dużym prawdopodobieństwem na podstawie obrazu CBCT, jaką stabilizację uzyska planowany w danej pozycji implant. Na podstawie prezentowanych wyników można się spodziewać, że prognozowanie możliwe jest już na etapie diagnostyki i planowania leczenia. Warto podkreślić, że technika CBCT umożliwia przeprowadzenie

nieobciążających pacjenta badań nieinwazyjnych, stając się coraz częściej rutynowym etapem diagnostyki. Prawdopodobnie badania jakości tkanki kostnej przy użyciu CBCT pozwolą również na ocenę możliwości ewentualnego zastosowania natychmiastowego obciążenia implantów konstrukcją protetyczną, co miałyby szczególne znaczenie w rehabilitacji pacjentów bezzębnych oraz z brakami w odcinku przednim (ze względów estetycznych).

Można przypuszczać, że rozwinięciem tych badań może być dalsza ocena trwałości uzupełnień protetycznych opartych na wprowadzonych implantach. Zasadne wydaje się okresowe badanie stanu miękkich tkanek okołowszczepowych pod kątem periodontologicznym oraz tkanek twardych w aspekcie ewentualnych zaników kostnych (z wykorzystaniem diagnostyki rentgenowskiej takich jak zdjęcia pantomograficzne, CBCT). Możliwe jest również badanie stabilności uzupełnień protetycznych z podziałem na ich rodzaje (np.: uzupełnienia stałe i ruchome, korony pojedyncze i mosty).

Zebrane w przyszłości dane w odniesieniu do wyników tej rozprawy mogą stanowić przyczynek do długoterminowego prognozowania trwałości uzupełnień implantoprotetycznych na podstawie obrazu kości w badaniu CBCT.

7. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań można przyjąć:

1. Obrazowanie kości za pomocą tomografii komputerowej o wiązce stożkowej (CBCT) może być miarodajną przedzabiegową metodą oceny jakości struktury kostnej.
2. Wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego są liniowo skorelowane z wartościami jasności pola kości obrazowanej w CBCT, stanowiąc wskazania do szerszego wykorzystania tych parametrów w badaniach naukowych oraz w praktyce klinicznej.
3. Struktura tkanki kostnej oceniana w obrazie CBCT ma wpływ na uzyskanie optymalnych wartości stabilizacji pierwotnej.
4. Badania potwierdziły, że stabilizacja wtórna jest zdeterminowana wieloczynnikowo; nie może być przewidywana jedynie na podstawie analizy obrazu kości w CBCT, momentu obrotowego wiertła pilotowego czy stabilizacji pierwotnej.
5. Pomiędzy badanymi parametrami nie stwierdza się istotnych różnic w zależności od płci (kobiety, mężczyźni), natomiast lokalizacja wszczepionych implantów (w szczęce, w żuchwie) wpływa na występowanie istotnych różnic.

8. STRESZCZENIE

Tomografia komputerowa o wiązce stożkowej (*CBCT, eng. Cone Beam Computed Tomography*) jako technologia obrazowania kości umożliwia szerokie zastosowanie diagnostyczne w implantoprotetyce. Do głównych zalet CBCT zalicza się: możliwość precyzyjnych pomiarów (m.in. liniowych), dużą dokładność (niewielką grubość warstwy badanej), niewielki wpływ artefaktów, wielokrotnie mniejszą dawkę promieniowania niż w wielorzędowej tomografii komputerowej (*MSCT, eng. Multi Slice Computed Tomography*), integrację z oprogramowaniem ułatwiającym planowanie leczenia.

Głównym celem pracy było ustalenie przydatności klinicznej tomografii komputerowej o wiązce stożkowej (CBCT) jako miarodajnej metody diagnostycznej do oceny jakości tkanki kostnej przed implantacją wszczepów stomatologicznych. W tym celu postanowiono: a) zbadać korelację pomiędzy rejestrowanym momentem obrotowym oporu wiertła pilotowego a przedzabiegową analizą obrazu kości w CBCT; b) ustalić wpływ obrazu kości w CBCT na uzyskanie optymalnych wartości stabilizacji pierwotnej oraz stabilizacji wtórnej. Ponadto celem pracy była analiza występowania istotnych różnic badanych parametrów pomiędzy grupami z uwzględnieniem płci (kobiety, mężczyźni) oraz lokalizacji wszczepionych implantów (szczęka, żuchwa).

Materiał i metody. Badaniem objęto 93 pacjentów, (42 kobiety, 51 mężczyzn) w wieku od 23 do 77 lat. Kryteria włączenia do badań stanowiły: pojedyncze braki zębowe, dobre warunki kostne, i zachowanie dobrej higieny jamy ustnej. Z badań wykluczono pacjentów: palących nikotynę, z przewlekłymi chorobami ogólnoustrojowymi, przyjmujących leki z grupy bifosfonianów i alendronatów, poddanych radioterapii, z objawami parafunkcji, z zaburzeniami struktury kości. Na badanie uzyskano pozytywną opinię Komisji Bioetycznej. Pacjenci wyrazili pisemną zgodę na przeprowadzenie badań.

Każdorazowo samodzielnie wykonywano późne implantacje pojedyncze w szczęce albo w żuchwie. Obrazowanie kości za pomocą *CBCT* wykonywano przy użyciu aparatu Kodak Carestream 9300 3D (Carestream Health Inc, Rochester, USA) przy standardowych parametrach naświetlania. Stosowano ten sam typ implantu - Ankylos C11 (Dentsply Implants) o tych samych wymiarach (średnica 3,5 mm, długość 11 mm) oraz fizjodispenser KaVo IntraSurg 300. Szablon chirurgiczny, według którego wprowadzano implant każdorazowo wykonywano na podstawie zaplanowanej w CBCT pozycji implantu. Stosowano wiertło pilotowe o średnicy 2 mm. Implant umieszczano subcrestalnie 1 mm poniżej grzbietu wyrostka zębodołowego. Przyjęto następującą

kolejność pomiarów: 1) na podstawie cyfrowej analizy obrazów kości przy użyciu CBCT, dokonanej w trzech punktach (każdy punkt zmierzono dwukrotnie), uzyskano uśrednione wartości jasności badanego pola; 2) przy stałej prędkości obrotowej 800/min. dokonywano pomiaru momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego - dla każdego nawiertu dokonano trzech pomiarów (na głębokości 3 mm, 6 mm oraz 9 mm), z których obliczano średnią arytmetyczną; 3) pomiar stabilizacji pierwotnej implantu - przy użyciu systemu pomiarowego Ostell dla każdego implantu dokonano sześciu pomiarów, z których uzyskiwano średnią arytmetyczną; 4) po czterech miesiącach pomiar stabilizacji wtórnej implantu - analogicznie jak w przypadku stabilizacji pierwotnej.

Dane opracowano statystycznie przy użyciu metod opisowych, współczynnika korelacji liniowej Pearsona, współczynnika korelacji rang Spearmana, testu t-Studenta, testu U Manna-Whitney'a oraz testu kolejności par Wilcoxon.

Wyniki. Dla jasności pola obrazowanej kości zróżnicowanie wszystkich analizowanych wartości określono na poziomie średnim. Najniższe wartości zarówno średniej (336,3 pikseli), jak i odchylenia standardowego (68,12 pikseli) jasności pola obrazowanej kości stwierdzono dla podgrupy kobiet o lokalizacji implantu w obrębie szczęki, a dla podgrupy mężczyzn w obrębie żuchwy najwyższe wartości: średniej (546,0 pikseli) oraz odchylenia standardowego (106,95 pikseli).

Zmienność wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego dla ogółem i dla grupy kobiet określono na poziomie wysokim, w podgrupie mężczyzn z planowaną lokalizacją implantu w żuchwie - na niskim poziomie; a pozostałe - na średnim. Zarówno w odniesieniu do rozpatrywanych grup, jak i podgrup, kwartyle momentu obrotowego oporu były wyższe dla lokalizacji wszczepu w żuchwie niż w szczęcie, a także w grupie mężczyzn wyższe niż w grupie kobiet.

Rozproszenie uśrednionych wartości pomiarów stabilizacji pierwotnej było na niskim poziomie. Średni poziom wyników pomiarów dotyczących stabilizacji pierwotnej był wyższy: 1) w grupie mężczyzn niż w grupie kobiet, 2) w żuchwie niż w szczęcie, 3) u kobiet w żuchwie niż u kobiet w szczęcie, 4) u mężczyzn w żuchwie niż u mężczyzn w szczęcie. Wyższe wartości pozycyjnych miar położenia odnosiły się do grupy mężczyzn w porównaniu do grupy kobiet.

Zróżnicowanie uśrednionych wartości pomiarów stabilizacji wtórnej odznaczało się małą zmiennością: ogółem oraz we wszystkich rozpatrywanych przekrojach grup oraz podgrup. Kwartyle i rozstęp wartości pomiarów stabilizacji wtórnej cechował się wyższymi wartościami dla żuchwy niż dla szczęki, zarówno dla grup, jak i podgrup.

Rozpatrując powiązania między cechami dotyczącymi wszystkich łącznie badanych grup, stwierdzono występowanie istotnych związków korelacyjnych. Przy użyciu współczynnika korelacji rang Spearmana oznaczono bardzo silne związki: 1) pomiędzy uśrednioną wartością jasności badanego pola kości obrazowanej przy użyciu CBCT a stabilizacją pierwotną ($r_s=0,98$); oraz 2) pomiędzy momentem obrotowym oporu wiertła pilotowego a stabilizacją pierwotną ($r_s=0,93$). Silne powiązanie po obliczeniu współczynnika korelacji liniowej Pearsona ($r=0,89$) odnotowano pomiędzy uśrednioną wartością jasności badanego pola kości obrazowanej przy użyciu CBCT a momentem obrotowym oporu wiertła pilotowego.

Na podstawie testu t - Studenta stwierdzono brak istotnych różnic pomiędzy grupą kobiet a mężczyzn: 1) dla uśrednionej wartości jasności pola obrazowanej kości przed implantacją ($p=0,112$) oraz dla 2) momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego ($p=0,116$). Analiza testem U Manna-Whitney'a pozwoliła stwierdzić brak istotnych różnic pomiędzy rozpatrywanymi obiema płciami: 1) w zakresie pomiarów stabilizacji pierwotnej ($p=0,173$) oraz 2) stabilizacji wtórnej ($p=0,368$).

Rozpatrując lokalizację wszczepu, odnotowano istotne różnice występujące w zakresie pomiarów pomiędzy grupą dotyczącą szczęki a grupą z umiejscowieniem w żuchwie: dla uśrednionej wartości jasności pola obrazowanej kości przed implantacją, dla momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego, stabilizacji pierwotnej oraz stabilizacji wtórnej.

Zdecydowana większość implantów charakteryzowała się bardzo dobrą stabilizacją, wynoszącą w przypadku pierwotnej - 89,25%, a wtórnej - 93,55%.

Na podstawie badań można sformułować następujące wnioski: 1. Obrazowanie kości za pomocą tomografii komputerowej o wiązce stożkowej (CBCT) może być miarodajną przedzabiegową metodą oceny jakości struktury kostnej. 2. Wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego są liniowo skorelowane z wartościami jasności pola kości obrazowanej w CBCT, stanowiąc wskazania do szerszego wykorzystania tych parametrów w badaniach naukowych oraz w praktyce klinicznej. 3. Struktura tkanki kostnej oceniana w obrazie CBCT ma wpływ na uzyskanie optymalnych wartości stabilizacji pierwotnej. 4. Badania potwierdziły, że stabilizacja wtórna jest zdeterminowana wieloczynnikowo; nie może być przewidywana jedynie na podstawie analizy obrazu kości w CBCT, momentu obrotowego wiertła pilotowego czy stabilizacji pierwotnej. 5. Pomędzy badanymi parametrami nie stwierdza się istotnych różnic w zależności od płci (kobiety, mężczyźni), natomiast lokalizacja wszczepionych implantów (w szczęce, w żuchwie) wpływa na występowanie istotnych różnic.

9. SUMMARY

Cone Beam Computed Tomography (CBCT) as a bone imaging technology can be broadly utilized for diagnostics in implant prosthetics. Main advantages of CBCT include the possibility for precise measurements (including linear), high accuracy (small thickness of examined layer), small impact of artefacts, multiple times lower radiation dose compared to multi-slice computed tomography (MSCT), integration with software used for treatment planning.

The main purpose of the study was to determine the clinical usefulness of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) as a reliable diagnostic method for evaluation of bone issue quality before introduction of dental implants. Therefore a decision was made to: a) investigate the correlation between the measured resistance torque on the pilot drill and the pre-operative bone image analysis using CBCT, and b) determine the impact of bone image using CBCT on achieving optimum values of primary and secondary stabilization of implants. In addition, the purpose of the study was to analyse the occurrence of significant differences in examined parameters between various groups with regard to gender (women/men), and location of introduced implants (maxilla/mandible).

Material and methods. The study covered 93 patients (42 females and 51 males) aged 23 to 77. The criteria for inclusion in the study were: single missing teeth, good bone conditions and maintaining good oral hygiene. Nicotine smokers, patients with chronic systemic diseases, taking medication from biphosphonates and alendronates, patients who had undergone radiotherapy, patients with parafunction symptoms or with bone structure disorders were excluded from the study. A positive opinion of the Bioethics Committee was received for the study. The patients expressed a written consent to take part in the study.

In each case, a late single implantation in the maxilla or the mandible were performed. Bone imaging using CBCT was performed with a Kodak Carestream 9300 3D (Carestream Health Inc., Rochester, USA) with standard exposure parameters. For each case identical implant types were used – Ankylos C11 (Dentsply Implants), with the same dimensions (diameter: 3.5 mm, length: 11 mm). A KaVo IntraSurg 300 physiodispenser was also used. The surgical template for implant insertion was individually prepared in each case based on the implant position planned in CBCT. A pilot drill with a diameter of 2 mm was used. The implant was placed subcrestally 1 mm below the the alveolar ridge. The following measurement sequence was adopted: 1) based on the digital analysis of bone images from

CBCT, carried out in three points (each point measured twice), average grey level values for each field were obtained; 2) at a constant rotational speed of 800 rpm a measurement of resistance torque of the pilot drill was performed – for each drilling three measurements were carried out (at the depth of 3 mm, 6 mm and 9 mm), with arithmetic mean calculated; 3) measurement of primary stabilization of the implant – using an Ostell measurement system for each implant six measurements were made, with arithmetic mean calculated; 4) after four months a measurement was made of secondary stabilization of the implant – similar to primary stabilization. The data was statistically analysed using descriptive methods, Pearson linear correlation coefficient, Spearman rank correlation coefficient, Student T-test, Mann-Whitney U-test, and Wilcoxon signed-rank test.

Results. For the grey level of bone image the variability of all analysed values was observed at a medium level. The lowest values for both the average (336.3) and the standard deviation (68.12) of the grey level of the bone were observed for the subgroup of women with implants located in the maxilla, and the highest values were obtained for the subgroup of men with implants located in the mandible for both the average (546.0) and the standard deviation (106.95).

The variability of the pilot drill resistance torque values for both the entire sample and the group of women was determined to be on a high level, for the subgroup of men with planned implant location in the mandible – on a low level, and for other groups – on a medium level. Both for the groups and subgroups, the quartiles of resistance torque were higher for implants located in the mandible than for the maxilla, and also higher for men than for women.

The dispersion of averaged values of primary stabilization measurements was on a low level. The average level of measurement results for primary stabilization was higher: 1) for men than for women, 2) in the mandible than in the maxilla, 3) in women in the mandible than in women in the maxilla, 4) in men in the mandible than in men in the maxilla. Higher values of the positional location measurements referred to the group of men compared to women.

The dispersion of average values of secondary stabilisation measurements had low variability; in general and for all sections of groups and subgroups. The quartiles and spread of secondary stabilization measurements had higher values for the mandible than for the maxilla, both for groups and subgroups.

Considering the relationships between features relevant to all examined groups, the existence of significant correlations was determined. Using Spearman's rank correlation

coefficient, very strong relationships were discovered: 1) between the average bone brightness value obtained from CBCT imaging and the primary stabilisation ($r_s=0.98$); and 2) between the resistance torque of the pilot drill and the primary stabilisation ($r_s=0.93$). A strong relation after calculation of Pearson's linear correlation coefficient ($r=0.89$) was observed between the average grey level value for the bone obtained from CBCT and the resistance torque of the pilot drill.

Based on Student's T-test, a lack of significant differences between the group of women and men was observed: 1) for the average grey level for the bone before implantation ($p=0.112$) and 2) for the resistance torque of the pilot drill ($p=0.116$). The analysis using Mann-Whitney's U-test resulted in no significant differences between the sexes: 1) for primary stabilisation measurements ($p=0.173$) and 2) for secondary stabilization ($p=0.368$). With regard to implant location, significant differences in measurements have been noted between the maxilla group and the mandible group: for average grey level for bone image before implantation, for resistance torque of the pilot drill, for primary and secondary stabilization.

An overwhelming majority of implants had very good stabilization, with primary stabilization of 89.25% and secondary stabilization of 93.55%.

Based on the study, the following conclusions can be drawn: 1. Bone imaging using cone beam computed tomography (CBCT) can be a reliable pre-operative method for assessment of bone structure quality. 2. Resistance torque values of the pilot drill are linearly correlated with grey level values for CBCT bone image, forming indications for broader use of these parameters in scientific research and clinical practice. 3. Bone tissue structure assessed in a CBCT image has an impact on obtaining optimum values of primary stabilization. 4. The study has confirmed that secondary stabilization is conditioned by multiple factors; it cannot be predicted based only on CBCT bone image analysis, resistance torque of pilot drill or primary stabilization. 5. No significant differences have been observed for examined parameters depending on gender (women and men), however, the location of introduced implants (maxilla/mandible) results in significant differences.

10. SPIS TABEL I RYCIN

Spis tabel

Tab.1. Różnice i podobieństwa obrazów CBCT i TK

Tab.2. Dawki efektywne dla stomatologicznych badań radiologicznych

Tab.3. Ryzyko skutków promieniowania w zależności od wieku

Tab.4. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości jasności badanego pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych grup: kobiet, mężczyzn; grup z planowanym umiejscowieniem wszczepu zębowego: w szczęcie, w żuchwie oraz ogółem

Tab.5. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości jasności badanego pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych podgrup: kobiet z planowanym implantem w szczęcie, kobiet - w żuchwie, mężczyzn - w szczęcie, mężczyzn - w żuchwie oraz ogółem

Tab.6. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych grup: kobiet, mężczyzn; grup z planowaną implantacją: w szczęcie, w żuchwie oraz ogółem

Tab.7. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych podgrup: kobiet z planowaną implantacją w szczęcie, kobiet - w żuchwie, mężczyzn - w szczęcie, mężczyzn - w żuchwie oraz ogółem

Tab.8. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości stabilizacji pierwotnej ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych grup: kobiet, mężczyzn; grup z umiejscowieniem wszczepu zębowego: w szczęcie, w żuchwie oraz ogółem

Tab.9. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości stabilizacji pierwotnej ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych podgrup: kobiet z implantem w szczęcie, kobiet z implantem w żuchwie, mężczyzn z implantem w szczęcie, mężczyzn z implantem w żuchwie oraz ogółem

Tab.10. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości stabilizacji wtórnej ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych grup: kobiet, mężczyzn; grup z umiejscowieniem wszczepu zębowego: w szczęcie, w żuchwie oraz ogółem

Tab.11. Zestawienie charakterystyk odnoszących się do uśrednionych wartości stabilizacji wtórnej ($n_{\text{pacjentów}}=93$) dla badanych podgrup: kobiet z implantem w szczęcie, kobiet

z implantem w żuchwie, mężczyzn z implantem w szczęce, mężczyzn z implantem w żuchwie oraz ogółem

Tab.12. *Zestawienie wartości współczynników korelacji pomiędzy badanymi cechami ($n_{pacjentów} = 93$)*

Tab.13. *Podsumowanie badania istotności dla pomiarów wartości cech ze względu na płeć ($n_{pacjentów} = 93$)*

Tab.14. *Podsumowanie badania istotności dla pomiarów wartości cech ze względu na umiejscowienie wszczepu zębowego ($n_{pacjentów} = 93$)*

Tab.15. *Podsumowanie badania istotności dla pomiarów wartości stabilizacji pierwotnej i stabilizacji wtórnej wszczepu zębowego ($n_{pacjentów} = 93$)*

Tab.16. *Liczba oraz udział procentowy stabilizacji pierwotnej oraz stabilizacji wtórnej w odniesieniu do przyjętych przedziałów według klasyfikacji (zalecanej przez producenta urządzenia pomiarowego Ostell ($n_{pacjentów} = 93$))*

Spis rycin

Ryc.1. *Typy kości według klasyfikacji Lekholma i Zarba.*

Ryc.2. *Skala wartości ISQ wraz z przedziałami do oceny stabilizacji implantu zalecanymi przez producenta.*

Ryc.3. *Ilustracja wirtualnego umieszczenia implantu na przekroju CBCT transsektalnym żuchwy w miejscu braku zęba (subcrestalnie - o 1 mm niżej od poziomu grzbietu wyrostka zębodołowego).*

Ryc.4. *Ilustracja pomiaru momentu obrotowego oporu wiercenia na głębokości 3 mm, 6 mm oraz 9 mm.*

Ryc.5. *Ilustracja pomiaru stabilizacji implantu urządzeniem Ostell.*

Ryc.6. *Kwartylowe wykresy pudełkowe dla jasności pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT (piksel) w badanych grupach: kobiet, mężczyzn; ze względu na planowaną lokalizację wszczepu zębowego: w szczęce, w żuchwie i ogółem.*

Ryc.7. *Kwartylowe wykresy pudełkowe dla jasności pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT (piksel) w badanych podgrupach ze względu na płeć i planowaną lokalizację wszczepu zębowego: u kobiet w szczęce, u kobiet w żuchwie, u mężczyzn w szczęce, u mężczyzn w żuchwie, ogółem.*

Ryc.8. *Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego w badanych grupach: kobiet, mężczyzn; ze względu na planowaną lokalizację wszczepu zębowego: w szczęce, w żuchwie i ogółem.*

Ryc.9. *Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego w badanych podgrupach ze względu na płeć i planowaną lokalizację wszczepu zębowego: u kobiet w szczęce, u kobiet w żuchwie, u mężczyzn w szczęce, u mężczyzn w żuchwie, ogółem.*

Ryc.10. *Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości stabilizacji pierwotnej w badanych grupach: kobiet, mężczyzn; ze względu na lokalizację wszczepu zębowego: w szczęce, w żuchwie i ogółem.*

Ryc.11. *Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości stabilizacji pierwotnej w badanych podgrupach ze względu na płeć i lokalizację wszczepu zębowego: u kobiet w szczęce, u kobiet w żuchwie, u mężczyzn w szczęce, u mężczyzn w żuchwie, ogółem.*

Ryc.12. *Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości stabilizacji wtórnej w badanych grupach: kobiet, mężczyzn; ze względu na lokalizację wszczepu zębowego: w szczęce, w żuchwie i ogółem.*

Ryc.13. Kwartylowe wykresy pudełkowe dla uśrednionych wartości stabilizacji wtórnej w badanych podgrupach ze względu na płeć i lokalizację wszczepu zębowego: u kobiet w szczęce, u kobiet w żuchwie, u mężczyzn w szczęce, u mężczyzn w żuchwie, ogółem.

Ryc.14. Wykres korelacyjny dla uśrednionych wartości momentu obrotowego oporu wiertła pilotowego względem uśrednionych wartości jasności pola obrazowanej kości przy użyciu CBCT u ogółu badanych pacjentów ($n_{\text{pacjentów}} = 93$).

11. PIŚMIENICTWO

1. Abshire BB, McLain RF, Valdevit A, Kambic HE. *Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out.* Spine J. 2001; 1, 6, 408-414.
2. Akca K, Chang TL, Tekdemir I, Fanuscu MI. *Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis.* Clin Oral Implants Res. 2006, 17, 4, 465-472.
3. Al-Ekrish AA, Ekram M. *A comparative study of the accuracy and reliability of multidetector computed tomography and cone beam computed tomography in the assessment of dental implant site dimensions.* Dentomaxillofac Radiol. 2011, 40, 2, 67-75.
4. Albrektsson T, Branåemark PI, Hansson HA, Lindström J. *Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone anchorage in man.* Acta Orthop Scand. 1981, 52, 2, 155-170.
5. Al-Jetaily S, Al-Farraj F, Al-Dosari A. *Assessment of Osstell and Periotest systems in measuring dental implant stability (in vitro study).* The Saudi Dental Journal, 2011, 23, 17-21.
6. Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, van Steenberghe D. *A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment.* J Clin Periodontol. 2007, 34, 359- 366.
7. Aoki H. *The mobility of healthy teeth as measured with the impact hammer method.* Kanagawa Shigaku. 1987, 22, 1, 13-31.
8. Aparicio C. *The use of the PTV value as initial succes criteria of an implant: 8-year report.* Int J Periodontics Restorative Dent. 1997, 17, 2, 150-161.
9. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, Yamada JM, Crigger M. *Bone Density assessments of dental implants sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography.* Int J Oral Maxillofaciac Implants. 2005, 20, 3, 416-424.

10. Arisan V, Karabuda ZC, Ozdemir T. *Accuracy of two stereolithographic guide systems for computer-aided implant placement: a computed tomography-based clinical comparative study.* J Periodontol. 2010, 81, 1, 43-51.
11. Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Ozdemir T. *Conventional Multi-Slice Computed Tomography (CT) and Cone-Beam CT (CBCT) for Computer-Assisted Implant Placement. Part I: Relationship of Radiographic Gray Density and Implant Stability.* Clin Implant Dent Relat Res. 2013, 15, 6, 893-906.
12. Atieh MA, Alsabeeha NH, Payne AG, de Silva RK, Schwass DS, Duncan WJ. *The prognostic accuracy of resonance frequency analysis in predicting failure risk of immediately restored implants.* Clin Oral Implants Res. 2014, 25, 1, 29-35.
13. Atsumi M, Park SH, Wang HL. *Methods Used to Assess Implant Stability: Current Status.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2007, 22, 5, 743-754.
14. Benavides E, Rios HF, Ganz SD, An CH, Resnik R, Reardon GT, Feldman SJ, Mah JK, Hatcher D, Kim MJ, Sohn DS, Palti A, Perel ML, Judy KW, Misch CE, Wang HL. *Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: the International Congress of Oral Implantologists consensus report.* Implant Dent. 2012, 21, 2, 78-86.
15. Berco M, Rigali PH Jr, Miner RM, DeLuca S, Anderson NK, Will LA. *Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull.* Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009, 136, 1, 17 e1-9, discussion 17-18.
16. Bilhan H., Geckilo O., Mumcu E. *Influence of surgical technique, implant shape and diameter.* Journal of Oral Rehabilitation 2010, 37, 900-907.
17. Bilhan H, Cilingir A, Bural C, Bilmenoglu C, Sakar O, Geckilo O. *The Evaluation of the Reliability of Periotest for Implant Stability Measurements: an in vitro study.* J Oral Implantol. 2015, 41, 4, e90-95.
18. Bischof M. *Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing.* Clin Oral Implants Res. 2004, 15, 5, 529-539.
19. Bornstein M, Hart CN, Halbritter SA, Morton D, Buser D. *Early Loading of Nonsubmerged Titanium Implants with a Chemically Modified Sand-Blasted and Acid-Etched Surface: 6-Month Results of a Prospective Case Series Study in the Posterior Mandible Focusing on Peri-Implant Crestal Bone Changes and Implant*

- Stability Quotient (ISQ) Values*. Clin Implant Dent Relat Res 2009, 11, 4, 338-347.
20. Boronat-López A, Peñarrocha-Diago M, Martínez-Cortissoz O, Mínguez-Martínez I. *Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006, 11, 3, 272-276.
 21. Bryant SR. *The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes*. Int J Prosthodont. 1998, 11, 5, 470-490.
 22. Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, Anderson PA, Tencer AF, Kowalski D. *Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws*. J Biomech Eng. 1996, 118, 3, 391-398.
 23. Chappard D, Guggenbuhl P, Legrand E, Basle MF, Audran M. *Texture analysis of X-ray radiographs is correlated with bone histomorphometry*. J Bone Miner Metab. 2005, 23, 1, 24-29.
 24. Chindasombatjaroen J, Kakimoto N, Shimamoto H, Murakami S, Furukawa S. *Correlation between pixel values in a cone-beam computed tomographic scanner and the computed tomographic values in a multidetector row computed tomographic scanner*. J Comput Assist Tomogr. 2011, 35, 5, 662-665.
 25. Chruściel-Nogalska M, Kozak M, Kijak E, Smektała T, Frączak B. *Szablony implantologiczne w codziennej praktyce stomatologicznej*. Sztuka Implantol. 2017, 12, 1, 50-53.
 26. Corten FG, van't Hof MA, Buijs WC. *Measurement of mandibular bone density ex vivo and in vivo by dual energy X-ray absorptiometry*. Arch Oral Biol. 1993, 38, 215-219.
 27. Cranin AN, DeGrado J, Kaufman M, Baraoidan M, DiGregorio R, Batgitis G, Lee Z. *Evaluation of the Periotest as a diagnostic tool of dental implants*. J Oral Implantol. 1998, 24, 3, 139-146.
 28. Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJ, Ren Y. *Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes*. J Orthod Dentofacial Orthop. 2010, 137, 1, 16, e 1-6; discussion 16-17.

29. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. *Determination of Primary Stability: A Comparison of the Surgeon's Perception and Objective Measurements*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010, 25, 3, 558-561.
30. Deng B, Tan K, Liu G, Lu Y. *Influence of osseointegration degree and pattern on resonance frequency in the assessment of dental implant stability using finite element analysis*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008, 23, 6, 1082-1088.
31. Derhami K, Wolfaardt JF, Faulkner G, Grace M. *Assessment of the periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995, 10, 2, 221-229.
32. Duyck J, Corpas L, Vermeiren S, Ogawa T, Quirynen M, Vandamme K, Jacobs R, Naert I. *Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque*. Clin Oral Impl Res. 2010, 21, 877-884.
33. Eggers G, Klein J, Welzel T, Mühling J. *Geometric accuracy of digital volume tomography and conventional computed tomography*. Br J Oral Maxillofac Surg. 2008, 46, 8, 639-644.
34. Ey-Chmielewska H, Chruściel-Nogalska M, Frączak B. *Photogrammetry and Its Potential Application in Medical Science on the Basis of Selected Literature*. Adv Clin Exp Med. 2015, 24, 4, 737-741.
35. Fatemitabar SA, Nikgoo A. *Multichannel computed tomography versus cone-beam computed tomography: linear accuracy of in vitro measurements of the maxilla for implant placement*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010, 25, 3, 499-505.
36. Fisher K, Backstrom M, Sennerby Lars. *Immediate and Early Loading of Oxidized Tapered Implants in the Partially Edentulous Maxilla: A 1-Year Prospective Clinical, Radiographic, and Resonance Frequency Analysis Study*. Clin Impl Dent and Related Research. 2009, 11, 2, 69-80.
37. Frank Sz, Jodko M, Wojtowicz A. *Ocena porównawcza stabilizacji pierwotnej implantów stomatologicznych*. Dental Forum. 2012, 01, 75-81.
38. Frank Sz, Jodko M, Wojtowicz A. *Ocena porównawcza stabilizacji pierwotnej implantów tytanowych i cyrkonowych*. Implants 2013, 1, 15-17.

39. Frączak B, Frączak P. *Proteza typu overdenture w żuchwie wsparta na wszczepach w obserwacji długoletniej. Opis przypadku.* Mag. Stomatol. 2015, 25, 2, 20-22.
40. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. *Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs.* Clin Oral Implants Res. 1995, 6, 3, 164-171.
41. a) Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Grondahl K, Bergstrom C, Back T, Lekholm U. *On Cutting Torque Measurements during Implant Placement\; A 3-year Clinical Prospective Study.* Clin Implant Dentistry Relat Res. 1999, 1, 2, 75-83.
42. b) Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. *A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study.* Int J Oral Maxillofac Surg. 1999, 28, 4, 297-303.
43. Fuster-Torres MÁ, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. *Relationships between bone density values from cone beam computed tomography, maximum insertion torque, and resonance frequency analysis at implant placement: a pilot study.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2011, 26, 5, 1051-1056.
44. Geraets WG, van der Stelt PF. *Fractal properties of bone.* Dentomaxillofac Radiol 2000, 29, 144-153.
45. Georgescu CE, Mihai A, Didilescu AC, Moraru R, Nimigean V, Nimigean VR, Tănase G. *Cone beam computed tomography as a method of quantitative and qualitative analysis of alveolar crest in the frontal mandibular area.* Rom J Morphol Embryol. 2010, 51, 4, 713-717.
46. Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, Akiyama Y, Honjaya T, Ejima K, Sawada K. *Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography.* Dentomaxillofac Radiol. 2007, 36, 8, 465-471.
47. Herrero-Climent M, Santos-García R, Jaramillo-Santos R, Romero-Ruiz MM, Fernández-Palacin A, Lázaro-Calvo P, Bullón P, Ríos-Santos JV. *Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: a cross-sectional clinical study.* Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2013, 1, 18, 6, e877-882.

48. Hirakawa W. *An attempt to measure tooth mobility in terms of time domain wave forms*. Kanagawa Shigaku. 1987, 21, 4, 529-543.
49. Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Nowotny R, Gahleitner A, Tschabitscher M, Bergmann H. *Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study*. Radiology. 2002, 224, 1, 247-252.
50. Howe MS. *Implant maintenance treatment and peri-implant health*. Evid Based Dent. 2017, 18910, 8-10.
51. Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT: *Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach*. Clin Oral Implants Res. 2002, 13, 1, 65-74.
52. Hua Y, Nackaerts O, Duyck J, Maes F, Jacobs R. *Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging*. Clin Oral Implants Res. 2009, 20, 8, 767-771.
53. Hubar JS. *Quantification of the lamina dura*. JCan Dent Assoc. 1993, 59, 12, 997-1000.
54. Irinakis T, Wiebe C. *Initial torque stability of a new bone condensing dental implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants*. J Oral Implantol. 2009, 35, 6, 277-282.
55. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. *Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants*. Clin Oral Implants Res. 2012, 23, 7, 832-836.
56. Ito M. *Radiological assessment of bone quality*. Clin Calcium. 2016, 26, 1, 49-56.
57. Jaju PP, Jaju SP. *Clinical utility of dental cone-beam computed tomography: current perspectives*. Clin Cosmet Investig Dent. 2014, 6, 29-43.
58. Jędrychowski W, Penar A. *Statystyczna analiza wyników badań naukowych w medycynie i biologii*. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego, Kraków 2000.
59. Johansson P, Strid K. *Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994, 9, 279-288.

60. Katranji A, Misch K, Wang HL. *Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers*. J Periodontol. 2007, 78, 5, 874-878.
61. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, Langlais RP. *Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009, 107, 3, 420-425.
62. Kim DG. *Can dental cone beam computed tomography assess bone mineral density?* J Bone Metab. 2014, 21, 2, 117-126.
63. Kim SJ, Ribeiro AL, Atlas AM, Saleh N, Royal J, Radvar M, Korostoff J. *Resonance frequency analysis as a predictor of early implant failure in the partially edentulous posterior maxilla following immediate nonfunctional loading or delayed loading with single unit restorations*. Clin Oral Implants Res. 2015, 26, 2, 183-190.
64. Kokovic V, Jung R, Feloutzis A, Todorovic V, Jurisic M, Hämmerle C. *Immediate vs. early loading of SLA implants in the posterior mandible: 5-year results of randomized controlled clinical trial*. Clinical Oral Implants Res. 2014, 2, e 114-119.
65. Koong B. *Cone beam imaging; is this the ultimate imaging modality?* Clin Oral Implants Res. 2010, 21, 11, 1201-1208.
66. Korkusuz F, Akin S, Akkuş O, Korkusuz P. *Assessment of mineral density and atomic content of fracture callus by quantitative computerized tomography*. J Orthop Sci. 2000, 5, 3, 248-255.
67. Kozakiewicz J, Stefańczyk M, Materka A. *Short run length of pixels in radiotexture of jaw alveolar ridge in human*. Pol Merkur Lekarski. 2007, 23, 135, 200-205.
68. Krzyżostaniak J. *Ocena przydatności badania rentgenowskiego metodą tomografii stożkowej CBCT w diagnostyce wczesnych zmian próchnicowych zębów - warunki in vitro*. Rozprawa doktorska. Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań 2012.
69. Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. *Resonance frequency analysis and damping capacity assessment Part 1: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the*

- determination of primary dental implant stability.* Clin Oral Implants Res. 2006, 17, 1, 75-79.
70. Lagravère MO, Fang Y, Carey J, Toogood RW, Packota GV, Major PW. *Density conversion factor determined using a cone-beam computed tomography unit NewTom QR-DVT 9000.* Dentomaxillofac Radiol. 2006, 35, 6, 407-409.
71. Lagravere MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota GV, Major PW. *Effect of object location on the density measurements and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit.* Dentomaxillofac. Radiol. 2008, 37, 305-308.
72. Leda B. *Analiza stabilizacji pierwotnej i wtórnej wszczepów o zmodyfikowanych powierzchniach aktywnych.* Rozprawa na stopień doktora nauk medycznych. Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań 2013.
73. Lee S, Gantes B, Riggs M, Crigger M. *Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2007, 22, 2, 208-212.
74. Lekholm U, Zarb G. *Patient selection and preparation.* In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (ed.). Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence; Chicago 1985, 199-209.
75. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, Souza PC, Martens W, Shahbazian M, Alonso A, Lambrechts I. *A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective Image Quality.* Eur J of Radiology. 2010, 75, 2, 265-269.
76. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. *Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length.* Angle Orthod. 2008, 78, 2, 234-240.
77. Lindh C, Obrant K, Petersson, A. *Maxillary bone mineral density and its relationship to the bone mineral density of the lumbar spine and hip.* Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics 2004, 98, 102–109.
78. Lofthag-Hansen S. *Cone beam computed tomography radiation dose and image quality assessments.* Swed Dent J Suppl. 2010, 209, 4-55.

79. Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D. *A comparison of jaw dimensional and quality assessment of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2007, 22, 3, 446-454.
80. Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, van Steenberghe D, Suetens P. *Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008, 105, 4, 512-518.
81. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. *Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications.* Eur J Radiol. 2009, 71, 3, 461-468.
82. Luangchana P, Pornprasertsuk-Damrongsri S, Kiattavorncharoen S, Jirajariyavej B. *Accuracy of linear measurements using cone beam computed tomography and panoramic radiography in dental implant treatment planning.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2015, 30, 6, 1287-1294.
83. Ludlow J.B., Ivanovic M. *Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology.* Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. 2008, 106, 1, 106-114.
84. Luo G, Kinney JH, Kaufman JJ, Haupt D, Chiabrera A, Siffert RS. *Relationship between plain radiographic patterns and three dimensional trabecular architecture in the human calcaneus.* Osteoporos Int 1999, 9, 339-345.
85. Luszniwicz A, Słaby T. *Statystyka z pakietem komputerowym STATISTICA PL. Teoria i zastosowania.* Wydawnictwo C.H. Beck, Warszawa 2008.
86. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. *Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography.* Dentomaxillofac Radiol. 2010, 39, 6, 323-335.
87. Manz MC, Morris HF, Ochi S. *An evaluation of the Periotest system. Part II: Reliability and repeatability of instruments.* Dental Implant Clinical Research Group (Planning Committee). Implant Dent. 1992, 1, 3, 221-226.
88. Marquezan M, Osório A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L. *Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review.* Clin Oral Implants Res. 2012, 23, 7, 767-774.

89. Medelnik J, Hertrich K, Steinhäuser-Andresen S, Hirschfelder U, Hofmann E. *Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT- and MSCT-based 3D images: an in vitro study.* J Orofac Orthop. 2011, 72, 4, 261-278.
90. Meredith N, Cawley P, Alleyne D. *Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis.* Clin. Oral. Implants Res. 1996, 7, 3, 261-267.
91. Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L. *The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia.* Clin Oral Implants Res. 1997, 8, 3, 234-243.
92. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. *Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability.* Int J Prosthodont. 1998, 11, 3, 269-275.
93. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.* Mosby Elsevier, St. Luis, Missouri 2008.
94. Morris HE, Ochi S, Crum P, Orenstein I, Plezia R. *Bone density: its influence on implant stability after uncovering.* J Oral Implantol. 2003, 29, 6, 263-269.
95. Moshfeghi M, Tavakoli MA, Hosseini ET, Hosseini AT, Hosseini IT. *Analysis of linear measurements accuracy obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom VG).* Dent Res J (Isfahan) 2012, 9 (Suppl 1), s57-62.
96. Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Ariji E. *Prospective study to estimate mandibular cancellous bone density using large-volume cone-beam computed tomography.* Clin Oral Implants Res. 2010, 21, 12, 1309-1313.
97. Natali AN, Pavan PG, Schileo E, Williams KR. *A numerical approach to resonance frequency analysis for the investigation of oral implant osseointegration.* J Oral Rehabil. 2006, 33, 9, 674-681.
98. Nomura Y, Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. *Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density.* Clin Oral Implants Res. 2010, 21, 5, 558-562.
99. Norton MR, Gamble C. *Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan.* Clin Oral Implants Res 2001, 12, 79-84.
100. Nowakowski A, Mazurek T. *Ortopedia i traumatologia.* Wydawnictwo Naukowe Exemplum, Poznań 2017.

101. Oczeretko E, Popko J, Rogowski F, Zwierz W. *Analiza fraktalna obrazów radiologicznych stawów biodrowych pacjentów z chorobą zwyrodnieniową*. Post Osteoartrol 1998, 10, 38-45.
102. Olivé J, Aparicio C. *Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990, 5, 4, 390-400.
103. Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosentiel SF. *Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement*. J Oral Maxillofac Surg. 2009, 67, 2, 394-401.
104. Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson P. *The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: An in vitro study*. J Oral Rehabil. 2013, 40, 3, 221-227.
105. Panzarella FK, Jungueira JL, Oliveira LB, de Araujo NS, Costa C. *Accuracy assessment of the axial images obtained from cone beam computed tomography*. Dentomaxillofac Radiol. 2011, 40, 6, 369-378.
106. Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG. *Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible*. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008, 133, 1, 30-37.
107. Park CHJ. *In vitro comparative study between ISQ and Periotest Values on the implant stability measurements according to the increased effective implant length*. J Korean Acad Prosthodont. 2001, 39, 6, 625-632.
108. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. *Reliability of voxel gray values in cone beam computed tomography for preoperative implant planning assessment*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012, 27, 6, 1438-1442.
109. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, van der Stelt P, Wismeijer D. *Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT*. Clin Oral Implants Res. 2015, 26, 1, e1-7.
110. Patcas R, Markic G, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T, Kellenberger CJ, Karlo CA. *Accuracy of linear intraoral measurements using cone beam CT and*

- multidetector CT: a tale of two CTs*. Dentomaxillofac Radiol. 2012, 41, 8, 637-644.
111. Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E. *The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems*. Int Endod J. 2007, 40, 10, 818-830.
112. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. *Technical aspects of dental CBCT:state of art*. Dentomaxillofac Radiol. 2015, 44, 1, 20140224, doi: 10.1259/dmfr.20140224.
113. Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K. *SEDENTEXCT Project Consortium. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations*. Br J Radiol. 2013, 86, 1021, 20120135. Doi: 10.1259/bjr.20120135.
114. Peñarrocha M, Palomar M, Sanchis JM, Guarinos J, Balaguer J. *Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants and its relationship to smoking, implant location, and morphology*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004, 19, 6, 861-867.
115. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. *Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program*. Angle Orthod. 2008, 78, 3, 387-395.
116. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. *Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT*. Dentomaxillofac Radiol. 2006, 35, 6, 410-416.
117. Piotrowski P, Szyzewski T, Mehr K. *Implantoprosthodontic treatment options for an extremely narrow neutral zone in the anterior mandible*. J. Stomatol. 2016, 69, 4, 465-470.
118. Pothuaud L, Benhamou CL, Porion P, Lespessailles E, Harba R, Levitz P. *Fractal dimension of trabecular bone projection texture is related to three dimensional microarchitecture*. J Bone Miner Res 2000, 15, 691-699.
119. Pouilles JM, Tremollieres F, Todorovsky N, Ribot C. *Precision and sensitivity of dual- energy x-ray absorptiometry in spinal osteoporosis*. J Bone Miner Res. 1991, 6, 997-1002.

120. Rebaudi A, Trisi P, Celle R, Cecchini G. *Preoperative evaluation of bone quality and bone density using a novel CT/microCT-based hard-normal-soft classification system.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2010, 25, 1, 75-85.
121. Redford M, Webber RL, Horton G, Tell G. *Fractal dimension as a measure of clinical changes in alveolar bone.* J Dent Res 1994,73, 390-394.
122. Ribeiro-Rotta RF, Lindh C, Pereira AC, Rohlin M. *Ambiguity in bone tissue characteristics as presented in studies on dental implant planning and placement: a systematic review.* Clin Oral Implants Res. 2011, 22, 8, 789-801.
123. Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. *Diagnosis of Implant Stability and its Impact on Implant Survival: A Prospective Case Series Study.* Clin. Oral Impl. Res. 2010, 21, 255-261.
124. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Wicht H, Yacoob H, Nentwig GH. *Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions.* J. Periodontol. 2003, 10, 1483-1490.
125. Różyło-Kalinowska I, Różyło T. *Tomografia wolumetryczna w praktyce stomatologicznej.* Czelej, Lublin 2011.
126. Ruttiman UE, Webber RL, Hazelrig JB. *Fractal dimension from radiographs of periodental alveolar bone: a possible diagnostic indicator of osteoporosis.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1992, 74, 98-110.
127. Sakka S, Idrees M, Alissa R, Kujan O. *Ailing and failing oral implants: initial therapy and surgical management.* J Investig Clin Dent. 2013, 4, 4, 207-210.
128. Sankoh OA, Bockarie A. *Descriptive statistics.* Cuvillier Verlag, Goettingen 1996.
129. Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Sollazzo V, Lucchese A, Carinci F. *Assessment of pain associated with insertion torque of dental implants. A prospective, randomized-controlled study.* Int J Immunopathol Pharmacol. 2011, 24, 2, 65-69.
130. Scarfe WC, Farman AG. *What is cone-beam CT and how does it work?* Dent Clin North Am. 2008, 52, 4, 707-730.
131. Sennerby L, Meredith N. *Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications.* Periodontology 2000. 2008, 47, 51-66.

132. Sennerby L. Jahre Erfahrung mit der Resonanzfrequenzanalyse. *Implantologie* 2013, 21, 1, 21-33.
133. Shrout MK, Potter BJ, Hildebolt CF. *The effect of image variations on fractal dimension calculations*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997, 84, 1, 96-100.
134. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. *Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness*. *Angle Orthod*. 2007, 77, 6, 979-985.
135. Song YD, Jun SH, Kwon JJ. *Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability*. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009, 24, 1, 59-64.
136. Sugaya K. *Study on method for examining bone quality for dental implant. Relationship between cutting force and bone mineral content*. *Shikwa Gakuho* 1990, 90, 4, 607-633.
137. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. *The Reverse-torque test: A clinical report*. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996, 11, 2, 179-185.
138. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M. *Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners*. *Dentomaxillofac Radiol*. 2009, 38, 6, 367-378.
139. Tarazona-Álvarez P, Romero-Millán J, Peñarrocha-Oltra D, Fuster-Torres MÁ, Tarazona B, Peñarrocha-Diago M. *Comparative study of mandibular linear measurements obtained by cone beam computed tomography and digital calipers*. *J Clin Exp Dent*. 2014, 1; 6, 3, e 271-274.
140. Teerlinck J, Quirynen M, Darius P, van Steenberghe D. *Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants*. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991, 6, 1, 55-61.
141. Todisco M, Trisi P. *Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related*. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005, 20, 6, 898-904.
142. Torres MG, Campos PS, Segundo NP, Navarro M, Crusoé-Rebello I. *Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes*. *Implant Dent*. 2012, 21, 2, 150-155.

143. Trisi P, De Benedittis S, Perfetti G, Berardi D. *Primary stability, insertion torque and bone density of cylindric implant ad modum Branemark: is there a relationship? An in vitro study.* Clin. Oral Impl. Res. 2011, 22, 5, 567-570.
144. Trisi P., Carlesi T., Colagiovanni M., Perfetti G. *Implant Stability Quotient (ISQ) vs Direct in Vitro Measurement of Primary Stability (Micromotion): Effect of Bone Density and Insertion Torque.* Journal of Osteology and Biomaterials 2010, 1, 3, 141-149.
145. Tricio J, Laohapand P, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. *Mechanical state assessment of the implant-bone continuum: a better understanding of the Periotest method.* Int J Oral Maxillofac Implants. 1995, 10, 1, 43-49.
146. Tsai WC, Chen PQ, Lu TW, Wu SS, Shih KS, Lin SC. *Comparison and prediction of pullout strength of conical and cylindrical pedicle screws within synthetic bone.* BMC Musculoskelet Disord. 2009, 30, 10-44.
147. Turkyilmaz I, Turkyilmaz TF, Tumer C, Ozbek EN. *Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement.* J Oral Rehabil. 2006, 33, 12, 881-888.
148. a) Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tözüm TF. *Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants.* J Clin Periodontol. 2007, 34, 8, 716-722.
149. b) Turkyilmaz I, Turkyilmaz TF, Tumer C. *Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography.* J Oral Rehabil. 2007, 34, 4, 267-272.
150. a) Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. *Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data.* Clin Implant Dent Relat Res. 2008, 10, 4, 231-237.
151. b) Turkyilmaz I, McGlumphy EA. *Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study.* BMC Oral Health. 2008, 24, 8-32.

152. Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tözüm TF. *Biomechanical Aspects of Primary Implant Stability: A Human Cadaver Study*. Clin Implant Dent Relat Res. 2009, 11, 2, 113-119.
153. Valiyaparambil JV, Yamany I, Ortiz D, Shafer DM, Pendrys D, Freilich M, Mallya SM. *Bone quality evaluation: comparison of cone beam computed tomography and subjective surgical assessment*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012, 27, 5, 1271-1277.
154. Vazquez L, Saulacic N, Belser U, Bernard JP. *Efficacy of panoramic radiographs in the preoperative planning of posterior mandibular implants: a prospective clinical study of 1527 consecutively treated patients*. Clin Oral Implants Res. 2008, 19, 1, 81-85.
155. Veyre-Goulet S, Fortin T, Thierry A. *Accuracy of linear measurement provided by cone beam computed tomography to assess bone quantity in the posterior maxilla: a human cadaver study*. Clin Implant Dent Relat Res. 2008, 10, 4, 226-230.
156. Wada M, Tsuiki Y, Suganami T, Ikebe K, Sogo M, Okuno I, Maeda Y. *The relationship between the bone characters obtained by CBCT and primary stability of the implants*. Int J Implant Dent. 2015, 12, 1-3.
157. Wen XX, Zong CL, Xu C, Ma XY, Wang FQ, Feng YF, Yan YB, Lei W. *Optimal sample volumes of human trabecular bone in μ CT analysis within vertebral body and femoral head*. Int J Clin Exp Med. 2015, 15, 8, 10, 17868-17879.
158. Wennerberg A, Albrektsson T. *Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review*. Clin Oral Implants Res. 2009, 20, 4, 172-184.
159. Winkler S, Morris HF, Spray JR. *Stability of implants and natural teeth as determined by the Periotest over 60 months of function*. J Oral Implantol. 2001, 27, 4, 198-203.
160. Wojtowicz A, Jodko M, Perek J, Popowski W. *Interactive 3D imaging technologies: application in advanced methods of jaw bone reconstruction using stem cells/pre-osteoblasts in oral surgery*. Wideochir Inne Tech Małoinwazyjne. 2014, 9, 3, 441-448.
161. Wolff J. *The Law of Bone Remodelling*. Springer-Verlag, Berlin 1986.

162. Wysocki F, Lira J. *Statystyka opisowa*. Wydawnictwo Akademii Rolniczej w Poznaniu, Poznań 2005.
163. http://www.sedentexct.eu/files/guidelines_final.pdf
164. [http:// www.osstell.com](http://www.osstell.com)
165. <http://www.pocketdentistry.com>

12. ZAŁĄCZNIKI



KOMISJA BIOETYCZNA
przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Szczecinie
ul. Marii Skłodowskiej-Curie 11
71-332 Szczecin

Sekretariat: 91 48 74 936 www: 110, tel./fax: 91 48 62 631
e-mail: bioetyka@oil.szczecin.pl

Uchwała Nr 05/KB/V/2013
Komisji Bioetycznej Okręgowej Izby Lekarskiej w Szczecinie
z dnia 27 marca 2013 roku

w sprawie wniosku złożonego przez Pana dr. Tomasza Cegielskiego ze „Stomatologii Na Podzamczu” ul. Wielka Odrzańska 31b, 70-535 Szczecin, pt.:

„ Ocena przydatności obrazowania kości przy użyciu stożkowej tomografii komputerowej (CBCT) w prognozowaniu wybranych parametrów stomatologicznej rehabilitacji implantoprotetycznej ”

Na podstawie art.29 ust. 2 ustawy z dnia 5 grudnia 1996 r. o zawodach lekarza i lekarza dentystry (tekst jednolity Dz.U.z 2005 r. Nr 226, poz.1943), ustawy z dnia 6 września 2001 r. Prawo farmaceutyczne (tekst jednolity Dz.U. z 2004r. Nr 53, poz.533, z późn.zm.) oraz rozporządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 11 maja 1999 r. w sprawie szczegółowych zasad powoływania i finansowania oraz trybu działania komisji bioetycznych (Dz.U. Nr 47, poz.480) uchwała się, co następuje:

§ 1

Komisja Bioetyczna Okręgowej Izby Lekarskiej w Szczecinie stwierdza, że do wniosku zgłaszającego wyżej wskazany program badawczy dołączono następujące dokumenty:

- 1) Projekt badania.
- 2) Informacja dla Pacjenta.
- 3) Zgoda Pacjenta na udział w badaniach.
- 4) Życiorys Badacza.
- 5) Formularz „Świadomej Zgody Pacjenta.
- 6) Karta Obserwacji Klinicznej (CRF).

§ 2

Komisja Bioetyczna Okręgowej Izby Lekarskiej w Szczecinie, po zapoznaniu się z w/w dokumentacją oraz recenzją sporządzoną przez Pana dr. n. med. Roberta Kowalczyka postanawia zaopiniować przedstawiony projekt badawczy **p o z y t y w n i e**.

§ 3

Skład i działanie Komisji Bioetycznej Okręgowej Izby Lekarskiej w Szczecinie są zgodne z zasadami Good Clinical Practice (GCP) oraz obowiązującymi przepisami.

§ 4

Podmiotom wymienionym w § 8 ust. 1 w/w rozporządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej przysługuje prawo odwołania do Odwoławczej Komisji Bioetycznej przy Ministerstwie Zdrowia za pośrednictwem Komisji Bioetycznej OIL w Szczecinie w terminie 14 dni od dnia otrzymania niniejszej uchwały.

§ 5

Komisja Bioetyczna OIL w Szczecinie przypomina o obowiązku zgłaszania badań do Centralnej Ewidencji Badań Klinicznych mającej siedzibę w Warszawie, przy ul. Żąbkowskiej 41.

§ 6

Lista osób uczestniczących w obradach Komisji Bioetycznej Okręgowej Izby Lekarskiej w Szczecinie w dniu 27 marca 2013 roku stanowi załącznik do niniejszej uchwały.

§ 7

Tekst uchwały sporządzono w dwóch jednobrzmiących egzemplarzach, po jednym dla wnioskodawcy i Komisji Bioetycznej OIL w Szczecinie.

§ 8

Uchwała wchodzi w życie z dniem podjęcia

PRZEWIDUJĄCY
Komisji Bioetycznej
Okręgowej Izby Lekarskiej w Szczecinie
[Podpis]
ambior.naz. K. med. Piotr Gutowski

KOMISJA BIOETYCZNA

Lista obecności
Członków Komisji Bioetycznej Okręgowej Izby Lekarskiej w Szczecinie
w dniu 27 marca 2013 roku.

L.P.	Nazwisko i imię	Specjalizacja	miejsce pracy	podpis
1.	Prof. dr hab. n. med. Marek Drożdżik	Choroby wew., farmakologia kliniczna	Zakład Farmakologii Doświadczalnej i Klinicznej PUM w Szczecinie	<i>M. Drożdżik</i>
2.	Prof. dr hab. n. med. Janusz Fydryk	Pediatrya, nefrologia	I Klinika Chorób Dzieci PUM w Szczecinie	<i>J. Fydryk</i>
3.	Prof. dr hab. n. med. Piotr Gutowski	Chirurgia, angiologia	Klinika Chirurgii Naczyniowej PUM w Szczecinie	<i>P. Gutowski</i>
4.	Prof. dr hab. n. med. Zbigniew Celewicz	Położnictwo ginekologia	Klinika Medycyny Mataczyno-Plodowej i Ginekologii PUM	<i>Z. Celewicz</i>
5.	Mgr Bożena Rasińska	Pielęgniarka	Chirurgiczna Izba Przyjęć SP SK PUM Nr 2 Szczecin	<i>B. Rasińska</i>
6.	Mec. Danuta Kordonowska-Głowa	Radca prawny		<i>D. Kordonowska-Głowa</i>
7.	Mgr farm. Anna Kuliszewska-Krakowiak	Farmaceuta	Zachodniopomorska Okręgowa Izba Aptekarska w Szczecinie	<i>A. Kuliszewska-Krakowiak</i>
8.	Prof. dr hab. med. Barbara Krzyżanowska- Świniarska	Choroby wewnętrzne, endokrynologia	Klinika Hipertensjologii i Chor. wewnątrz. PUM w Szczecinie	<i>B. Krzyżanowska- Świniarska</i>
9.	Dr hab. n. med. Jarosław Peregud-Pogorzelski	Pediatrya, hematologia, onkologia, chemioterapia	I Klinika Dzieci Samodzielny Publiczny Szpital Kliniczny Nr 1 PUM w Szczecinie	<i>J. Peregud-Pogorzelski</i>
10.	Dr Małgorzata Foszczyńska-Kłoda	Choroby wew., chemioterapia, onkologia kliniczna	Oddział Onkologii Klinicznej ZCO w Szczecinie.	<i>M. Foszczyńska-Kłoda</i>
11.	Dr n. med. Robert Kowalczyk	Chirurgia szczękowa	Klinika Chirurgii Szczękowo- Twarzowej PUM w Szczecinie	<i>R. Kowalczyk</i>
12.	Prof. dr hab. n. med. Jerzy Samochowiec	Psychiatria	Katedra i Klinika Psychiatrii PUM w Szczecinie	<i>J. Samochowiec</i>
13.	Dr n. med. Henryk Smulski	Choroby wewnętrzne	ZCO w Szczecinie	<i>H. Smulski</i>
14.	Ksiądz dr Arkadiusz Wieczorek	Duchowny	Wicerektor AWSD w Szczecinie	<i>A. Wieczorek</i>
15.	Prof. dr hab. Aleksandra Żukrowska	Filozof	Szczecińska Szkoła Wyższa Collegium Balticum ul. Mieszka I 61 C 71-011 Szczecin	<i>A. Żukrowska</i>