

Joanna Kąkolewska

**„OCENA KOŚCI WYROSTKA ZĘBODOŁOWEGO PRZY
WYKORZYSTANIU ANALIZY FRAKTALNEJ ORAZ
URZĄDZENIA PERIOTEST U PACJENTÓW PO
IMPLANTACJI WSZCZEPÓW DENTYSTYCZNYCH.”**

ROZPRAWA NA STOPIEŃ DOKTORA NAUK MEDYCZNYCH

Katedra i Klinika Chirurgii Stomatologicznej

Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu

PROMOTOR PRACY:

Prof. dr hab. Jerzy Sokalski

Poznań 2014

I.	WSTĘP I PRZEGLĄD PIŚMIENNICTWA.....	4
1.1.	Rys historyczny leczenia implantologicznego.....	4
1.2.	Stabilizacja wszczepów śródkostnych.....	6
1.3.	Badania stabilizacji wszczepów przy wykorzystaniu urządzenia Periotest.....	7
1.4.	Współczesne kierunki badań oceny jakościowej i ilościowej tkanki kostnej.....	11
1.5.	Analiza fraktalna tkanki kostnej.....	16
II.	CEL BADAŃ.....	19
III.	MATERIAŁ I METODY BADAŃ.....	20
3.1.	Materiał.....	20
3.2.	Metody badań.....	21
3.2.1.	Implantacja wszczepów.....	21
3.2.2.	Badania radiologiczne.....	28
3.2.3.	Przetworzenie obrazów radiologicznych i analiza fraktalna.....	30
3.3.	Badania statystyczne.....	34
IV.	WYNIKI BADAŃ.....	35
4.1.	Ogólna charakterystyka grupy badanej.....	35
4.2.	Analiza stabilizacji implantów.....	37
4.2.1.	Stabilizacja pierwotna i ostateczna w grupie badanej.....	37
4.2.2.	Stabilizacja w odniesieniu do lokalizacji wszczepów.....	39
4.2.3.	Stabilizacja w odniesieniu do lokalizacji wszczepów i płci pacjentów.....	43
4.2.4.	Stabilizacja w odniesieniu do lokalizacji wszczepów, płci i wieku pacjentów.....	45
4.3.	Wyniki analizy fraktalnej.....	47
4.3.1.	Analiza wymiarów fraktalnych w rejonach zainteresowania w dniu zabiegu i po okresie wgajania wszczepów.....	48

4.3.2. Porównanie wymiarów fraktalnych w badanych obszarach w odniesieniu do płci pacjentów.....	50
4.3.3. Porównanie wymiarów fraktalnych w badanych obszarach w odniesieniu do lokalizacji wszczepów i płci pacjentów.....	55
4.4. Ocena korelacji stabilizacji wszczepów z wymiarem fraktalnym tkanki kostnej.....	58
V. DYSKUSJA.....	60
VI. WNIOSKI.....	74
VII. KIERUNKI DALSZYCH BADAŃ.....	75
VIII. SPIS RYCIN	76
IX. SPIS TABEL.....	79
X. STRESZCZENIE.....	82
XI. SUMMARY.....	84
XII. PIŚMIENNICTWO.....	86

Skróty stosowane w pracy:

ALARA - zasada "tak mało, jak to rozsądnie możliwe" - as low as reasonably achievable

ANOVA - analiza wariancji - analysis of variance

BMD - gęstość mineralna kości - bone mineral density

CBCT - tomografia komputerowa z wiązką promieniowania w kształcie stożka; tomografia wolumetryczna - cone beam computed tomography

DXA - absorpcjometria podwójnej energii promieniowania rentgenowskiego - Dual Energy

X-ray Absorptiometry

FD - wymiar fraktalny - fractal dimension

Ncm – niutonocentymetr - Newton centimeter

NIH - Narodowy Instytut Zdrowia - National Institute of Health

p - poziom istotności - p-value, probability value

PSP - płytki z fosforem magazynującym - phosphor storage plate

PTV - wartość Periotestu – Perio test value

QCT - ilościowa tomografia komputerowa - quantitative computed tomography

r - współczynnik korelacji - correlation coefficient

ROI - obszar zainteresowania – region of interest

t - rozkład t-Studenta - T-Student test

I. WSTĘP I PRZEGLĄD PIŚMIENICTWA

1.1. Rys historyczny leczenia implantologicznego.

Próby uzupełniania utraconych zębów podejmowano już w czasach starożytnego Egiptu. Usunięte w wyniku urazu zęby po ich wprowadzeniu do zębodołu stabilizowano przy pomocy złotych nici. Natomiast brakujące zęby uzupełniano wykorzystując różne materiały mocujące do zębów sąsiednich. Dopiero w XX wieku dokonał się intensywny rozwój implantologii. Wielu lekarzy podejmowało próby zastosowania wielorakich wszczepialnych struktur spoczywających śródkostnie lub podokostnowo, które miały posłużyć jako przyszłe zakotwiczenie dla protez. Różnice dotyczyły metod ich umieszczania w tkankach, kształtu oraz materiałów, z których były wykonane. Wyniki leczenia nie zawsze zakończone były pełnym sukcesem. Niektóre z nich funkcjonowały przez pewien okres czasu, co dawało nadzieję i przyczyniało się do poszukiwań nowych rozwiązań. Inne okazywały się bardziej zawodne i okrywały implantologię złą sławą. Za prekursorów implantologii można przyjąć dwóch lekarzy dentystów: pochodzącego z Niemiec F. Müllera i Szweda – G. Dahla. Naukowcy ci, działający odrębnie w swojej praktyce, wprowadzili u bezzębnych pacjentów podokostnowe implanty szkieletowe. Müller wykonał tenże zabieg w 1937 r., natomiast Dahl cztery lata później w 1941 r. Ze względu na olbrzymie zapotrzebowanie na tego typu leczenie metoda ta zyskała wielki rozgłos zarówno w Europie, jak i Ameryce. Niestety efekt podjętego leczenia był krótkotrwały, a wyniki w konsekwencji negatywne, gdyż znaczna część szkieletów wymagała usunięcia, a stan dziąsła pokrytego bliznami był w gorszym stanie niż przed leczeniem implantologicznym [55]. W 1957 r. włoski dentysta M. Formigini wszczepił w kość wyrostka zębodołowego implant tantalowy w kształcie śruby, zaś w 1962 r. Francuz J. Scialom opublikował wyniki wprowadzenia wewnątrzkościowych wszczepów igłowych z tantalu, a R. Chercheve użył takich samych wszczepów tantalowych, ale z gwintem

śródkostnym z tytanu [2]. Prekursorami implantów żyłkowych był z kolei L. Linkow, który stosował je od 1967 r. Były one chętnie używane, zwłaszcza u pacjentów z wąskim wyrostkiem zębodołowym i mogły być natychmiast obciążane dzięki połączeniu wszczepu z filarem [61]. Ważnym wydarzeniem w 1970 r. było zastosowanie śrub bikortykalnych przez Włocha D. Garbaccio, które stosowane są z powodzeniem po dzień dzisiejszy. Wykorzystał on część zbitą kości dla osadzenia tego typu wszczepu obciążając go bezpośrednio po zabiegu suprastrukturą protetyczną [29].

Twórcą współczesnej implantologii jest szwedzki profesor Per-Ingvar Brånemark, który w 1965 r. wprowadził wszczepy z tytanu u pacjenta z bezzębną żuchwą. Wykazywał on szczególne zainteresowanie zjawiskiem mikrokrażenia w kości i procesami gojenia się ran. Przy pomocy urządzeń optycznych umieszczanych w kości zaobserwował zjawisko przywierania kości do powierzchni tytanu. Proces ten nazwał osteointegracją, którą zdefiniował jako bezpośrednie strukturalne i funkcjonalne połączenie pomiędzy żywą kością a powierzchnią nośną tytanowego wszczepu [8,9]. Odkrycie Brånemarka zapoczątkowało szereg badań w tym zakresie. Inni autorzy tj. I. Schroeder i A. Donach opisywali to zjawisko nazywając je ankylozą czynnościową. Taki sposób gojenia pod względem histologicznym jest rodzajem reakcji obronnej polegającej na nieregularnym nawarstwieniu się kości w miejscu styku z tytanem [22,105]. Do dnia dzisiejszego zjawisko to jest najbardziej pożądanym sposobem wgajania się wszczepów. Od połowy lat siedemdziesiątych XX w. rozpoczął się intensywny rozwój implantologii. Liczni badacze poszukują nowych rozwiązań konstrukcyjnych, zarówno pod względem kształtu wszczepów, ich powierzchni jak i techniki wprowadzania. Jednakże nie tylko geometria implantów i metoda chirurgiczna determinują przebieg osteointegracji, a w konsekwencji przyszyły sukces leczenia implantologicznego. Niezmiernie istotnym czynnikiem jest jakość i ilość tkanki kostnej w miejscu planowanej implantacji oraz osiągnięcie odpowiedniej stabilizacji pierwotnej i ostatecznej wszczepu.

1.2. Stabilizacja wszczepów śródkostnych.

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 wszczepu w jednostce czasu. Ilość i jakość formującej się kości na powierzchni wszczepu jest najbardziej istotnym czynnikiem w ocenie sukcesu klinicznego uzupełnień protetycznych opartych na wszczepach [74,90]. Dlatego pomiary stabilizacji wszczepów są tak istotne w ocenie sukcesu leczenia implantologicznego. Do kryteriów sukcesu leczenia wszczepami zalicza się brak klinicznie wykrywalnej ruchomości wszczepu, brak bólu oraz nawracających infekcji w okolicy wszczepu, brak przejaśnień wokół wszczepu po okresie wgajania w kość [11,16]. Stabilizacja wszczepów może być podzielona na dwie kategorie: pierwotna stabilizacja, która jest osiągnięta w momencie umieszczenia wszczepu oraz wtórna stabilizacja, która następuje podczas gojenia i przebudowy otaczającej kości. Stabilizacja pierwotna jest zależna od ilości i jakości kości, w którą wszczep jest wprowadzony, lokalizacji anatomicznej przyszłego wszczepu, chirurgicznej techniki preparacji, rodzaju wszczepu – długości, średnicy, a także jego powierzchni. Wpływ mają również indywidualne cechy pacjenta tj. wiek, płeć, stan zachowanych zębów, stan przyzębia oraz palenie tytoniu. Stabilizacja wtórna z kolei jest wynikiem regeneracji i przebudowy kości oraz tkanek otaczających wszczep [21,40,70,74,80]. Słabe jego umocowanie może prowadzić do mikroruchów w trakcie procesu gojenia, powodując włóknistą enkapsulację, co wiąże się zwykle z utratą wszczepu [21].

Stabilizacja pierwotna jest jednym z głównych czynników warunkujących szacunkowy okres przetrwania wszczepu w jamie ustnej. Osiągnięcie stabilizacji na odpowiednim poziomie jest niezbędne do optymalnego funkcjonowania wszczepu w jamie ustnej. Stabilizacja pierwotna jest mechaniczną retencją wszczepu w kości i to właśnie ona

jest powszechnie uważana za jeden z najważniejszych czynników, które determinują prawidłowy proces osteointegracji. Wszczepy, które mają właściwą stabilizację pierwotną osiągają również w krótszym czasie lepszą stabilizację wtórną, czyli integrację biologiczną z tkanką kostną. Stabilizację pierwotną uznaje się za wystarczającą, gdy mikroruchy, na które jest narażony wszczep podczas fazy gojenia w jamie ustnej, nie przekraczają progu, powyżej którego powstaje włóknista tkanka łączna między kością a powierzchnią implantu. Wielkość tego progu ma w piśmiennictwie różną wartość - od 50 do 150 mikrometrów. Uzyskanie podczas zabiegu chirurgicznego właściwej stabilizacji mechanicznej implantu zdecydowanie korzystnie wpływa zarówno na proces gojenia, jak i długotrwały sukces kliniczny [95]. Prawdopodobieństwo niepowodzenia leczenia implantologicznego jest determinowane głównie poprzez pierwotną stabilizację. Im jest ona wyższa, tym mniej występuje mikroruchów między tkanką kostną a wszczepem, co w konsekwencji jest korzystne dla osteointegracji w trakcie gojenia [38,93].

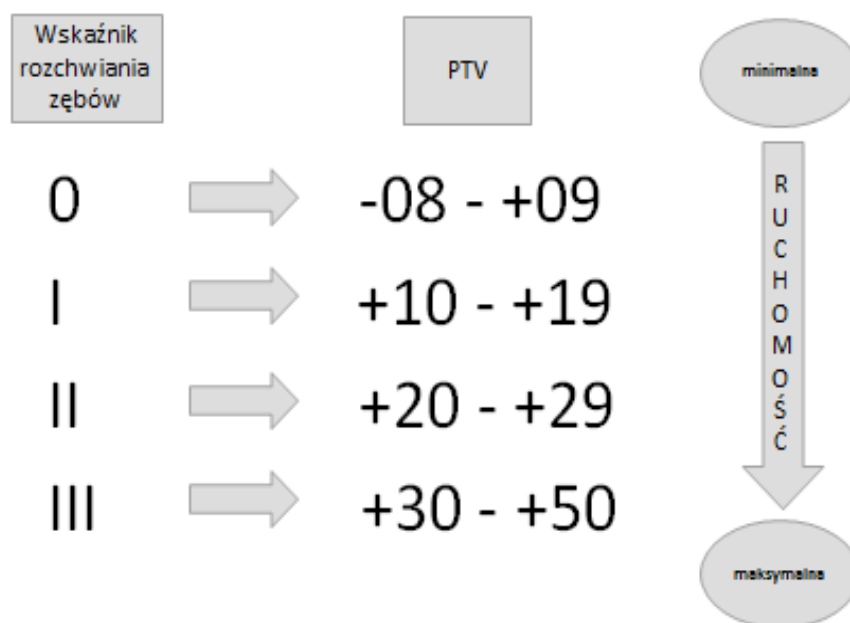
Do oceny stabilizacji wszczepów wykorzystywane są liczne metody takie jak badanie umocowania implantu przez nacisk palcami, test opukowy, pomiar momentu siły (mierzony w Ncm) podczas wprowadzania wszczepu, metoda odwrotnego momentu obrotowego, badanie z wykorzystaniem urządzenia Periotest, analiza częstotliwości rezonansu magnetycznego (Osstell) [28].

1.3. Badania stabilizacji wszczepów przy wykorzystaniu urządzenia

Periotest.

Urządzenie o nazwie Periotest zostało skonstruowane w 1981 r. przez niemieckiego stomatologa prof. Willi Schulta. Periotest jest komercyjnym urządzeniem elektronicznym służącym do obiektywnej oceny ruchomości zębów oraz wszczepów. To technika szeroko

akceptowana i wykorzystywana dla pomiarów ruchomości *in vivo* oraz *in vitro* w periodontologii, implantologii, implantoprotetyce, ortodoncji oraz traumatologii. Zaletami Periotestu są prostota użycia, możliwość pomiarów w wymiarze horyzontalnym oraz wertykalnym, a także powtarzalność wyników [5,31]. Periotest pierwotnie został zaprojektowany jako narzędzie służące do pomiarów ruchomości zębów. Wtórnie wykazano jego użyteczność w ocenie sztywności implantów w kości oraz zdolności tłumienia drgań na powierzchni kompleksu wszczep-kość [73]. Wartościom PTV odpowiada wskaźnik rozchwiania zębów w periodontologii (Ryc.1).



Ryc. 1. Wartości skali ruchomości wszczepów mierzonych Periotestem i odpowiadające im kliniczne stopnie ruchomości zębów.

Periotest mierzy odchylenie/zwolnienie tempa małej głowicy wydostającej się z wnętrza urządzenia w trakcie uderzania o wszczep zaklinowany w kości. Czas kontaktu przyspieszonej głowicy, poruszającej się wzdłuż toru uderzania z implantem jest przeliczany na wartości liczbowe Periotestu zwane PTV (Perio test value). Zakres wartości Periotestu wynosi -8 do +50. Im mniejsza wartość, tym wyższa stabilizacja testowanego obiektu [31,90,120]. Wartości PTV stabilizacji pierwotnej mieszczą się najczęściej w przedziale od -8 do +9 [21]. Liczne badania pokazują, że wartości PTV stabilizacji pierwotnej wskazujące na osiągnięcie przyszłego sukcesu leczenia implantoprotetycznego wynoszą od -5 do +5, co świadczy o wąskim przedziale wartości [14,30,89]. Periotest pozwala także ustalić, czy wszczep osiągnął wymagany stopień osteointegracji i możliwe jest obciążenie implantu oraz przejście do etapu leczenia protetycznego. Wartość PTV, która wskazuje, że wszczep dobrze zintegrował się z kością wynosi -8 do 0 [119]. Wyższe wartości sygnalizują niedostateczną osteointegrację i konieczność odroczenia obciążenia [10] (Ryc.2).

Stopień ruchomości	Wartość Periotest (PTV)	Ruchomość wszczepu
0	-08 do +01	Zintegrowany z kością
0	+02 do +04	Słabo zintegrowany z kością
I	Powyżej +05	Brak integracji kostnej

Ryc. 2. Wartość pomiaru urządzeniem Periotest w przypadku wszczepów [10].

Metoda badania Periotestem wykazuje bardzo dużą czułość i dokładność. Procedura pomiaru jest elektromechaniczna. Głowica sterowana elektronicznie mikrokomputerem opukuje 16 razy w ciągu 4 sekund każdy badany wszczep, co daje 4 impulsy w ciągu jednej sekundy. Czas kontaktu powierzchni implantu z głowicą podczas jednego impulsu wynosi około jednej milisekundy. Wszczep dobrze umocowany w tkance kostnej powoduje zwiększenie siły przeciwstawianej uderzeniu głowicy tzn. szybciej ją hamuje. Niewielkie różnice zmiany czasu kontaktu głowicy urządzenia z implantem są rejestrowane przez mikrokomputer zintegrowany z Periotestem. Komputer oznacza czas kontaktu na podstawie 16 uderzeń głowicy w badaną część wszczepu śródkostnego kontrolującą wiarygodność otrzymanych pomiarów i odrzuca błędne pomiary. Uzyskane wyniki są wyświetlane na ekranie urządzenia oraz jednocześnie podawane przez głośnik [5,82,93,116].

Metoda pomiaru Periotestem została uznana za nieinwazyjną technikę służącą do oceny stabilizacji wszczepów. To obiektywne urządzenie diagnostyczne umożliwia zastąpienie innych i mniej doskonałych sposobów badania. Jego zaletą jest fakt, iż oferuje powtarzalne wyniki poprzez pomiary poziomu subklinicznej mikroruchomości wszczepu przy użyciu ultradźwiękowej wibracyjnej sondy. Badanie tym elektronicznym urządzeniem jest wiarygodną techniką oceny stabilizacji implantu oraz pozwala ocenić poziom osteointegracji, także w przypadkach poziomego zaniku kości. Bazując na tych wynikach stwierdzono, że Periotest jest wiarygodnym urządzeniem stosowanym w diagnostyce stabilizacji wszczepów oraz może być użyty do prognozowania czasu przetrwania implantu w jamie ustnej także w przypadkach zaawansowanego zaniku kości [18]. Periotest, jako odtwarzalny system pomiarowy uwzględniający ilościowe parametry do wykrywania dodatkowej ruchomości wszczepu, jest korzystnym narzędziem do oceny jego niewielkich wczesnych ruchów oraz tłumiących właściwości otaczającej kości. Możliwy jest ilościowy odczyt mikroruchomości wszczepu poprzez wartość PTV, która jest użytecznym parametrem przewidywania

ruchomości wszczepów [45]. Zakres skali pomiaru wartości wykazywanej przez Periotest waha się od -8 dla maksymalnej stabilizacji do +50 dla największej ruchomości. Pomiar ten jest wiarygodną metodą monitorowania zmian zachodzących w obrębie kompleksu wszczep-kość, dzięki czemu Periotest jest odpowiednim urządzeniem służącym do oceny stanu stabilizacji implantu [93,130].

1.4. Współczesne kierunki badań oceny jakościowej i ilościowej tkanki kostnej.

Prawidłowa ocena ilościowa i jakościowa kości wyrostka zębodołowego przed podjęciem leczenia ma znaczny wpływ na osiągnięcie przyszłego sukcesu implantologicznego. Z tego właśnie powodu nadal prowadzone są badania kliniczne mające na celu opracowanie metod umożliwiających skrupulatną ocenę warunków podłoża kostnego u pacjentów zakwalifikowanych do leczenia wszczepami stomatologicznymi. Struktura tkanki kostnej zależy w dużym stopniu od oddziaływujących na nią zewnętrznych sił mechanicznych. 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. Metabolizm kości wyrostka zębodołowego wyraźnie spowalnia wraz z wiekiem, co bardziej dostrzegalne jest u kobiet. Osłabienie funkcji żucia niewątpliwie związane jest z utratą zębów, co powoduje zmiany w wewnętrznym układzie naprężeń. [32,47].

Strukturę kości można oceniać za pomocą technik inwazyjnych lub nieinwazyjnych. Mikrostruktura kości w pełni odzwierciedlana jest przy użyciu technik

histomorfometrycznych i histologicznych, których największą wadą jest inwazyjność związana z biopsją kości. Powoduje to brak możliwości oceny długoterminowej przebudowy kostnej u pacjentów po implantacji wszczepów dentystycznych [19,128]. Najbardziej powszechną nieinwazyjną metodą jest badanie densytometryczne służące do ilościowej oceny masy kości [128]. W 1993 r. Corten po raz pierwszy dokonał oceny kości żuchwy u pacjenta chorego na osteoporozę przy użyciu absorpcjometrii podwójnej energii promieniowania rentgenowskiego (Dual Energy X-ray Absorptiometry - DXA) [17]. Natomiast oceny kości szczęki przy użyciu tejże metody dokonał Devlin w 1998 r. [20]. Badanie densytometryczne kości jest pomiarem gęstości minerałów tkanki kostnej. Zaletami tego badania jest niski koszt, mała dawka promieniowania oraz dość duża dokładność. Z kolei wadą jest to, że 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 nie zawsze jest prawdą [70]. W 1972 r. został skonstruowany pierwszy aparat tomografii komputerowej, którego twórcą był brytyjski inżynier firmy Godfrey Newbold Hounsfield. Pierwszy tomograf (EMI scanner) służył wyłącznie do badań głowy i mózgu [109]. Obecnie ilościowa tomografia komputerowa (Quantitative computed tomography - QCT) jest techniką medyczną wykorzystywaną do pomiaru gęstości mineralnej kości (bone mineral density - BMD), która umożliwia oddzielną ocenę komponentów gąbczastej i zbitej tkanki kostnej [60,99]. Jednakże metoda pomiaru gęstości kości przy użyciu tomografii komputerowej nie upowszechniła się ze względu na duży koszt urządzeń i stosunkowo duże napromieniowanie badanej osoby. Obecnie największe możliwości w planowaniu leczenia implantologicznego stwarza cyfrowa tomografia wolumetryczna (cone beam computed tomography - CBCT). W odróżnieniu od klasycznej tomografii wykorzystuje niewielką stożkową wiązkę promieniowania radiologicznego, przez co znacząco jest zredukowana ilość potrzebnej energii elektrycznej [101].

Wytrzymałość i sztywność kości zależy nie tylko od masy kostnej, ale również od mikroarchitektury kości – jej struktury i morfologii. Dlatego istotna jest także ocena jakościowa kości. W 1985 r. Lekholm i Zarb przedstawili opracowaną przez siebie kliniczną klasyfikację jakościową tkanki kostnej opartą na ewaluacji radiologicznej oraz oporze wyczuwalnym przez wprawnego chirurga podczas nawiercania kości. Klasyfikacja związana jest ze stosunkiem kości korowej do kości gąbczastej. Wyróżnili oni cztery typy kości. W typie I kość uformowana jest głównie z jednorodnej tkanki zbitej. Typ II to gruba warstwa kości zbitej otaczająca rdzeń z kości gąbczastej o dużej gęstości. Typ III to cienka warstwa kości zbitej otaczająca grubą warstwę gęstej kości gąbczastej, natomiast w typie IV występuje cienka warstwa kości zbitej otaczająca grubą warstwę kości gąbczastej o niskiej gęstości [59].

Drugim klinicznym sposobem oceny jakościowej kości jest system zaproponowany w 1989 r. przez Mischa, w którym wyróżnia on cztery klasy tkanki kostnej: D1, D2, D3, D4. Klasyfikacja ta oparta jest również na ocenie radiologicznej oraz na klinicznej twardości kości odczuwanej przez chirurga podczas wprowadzania wszczepu. Kolejno D1 jest grubą kością zbitą występującą często w obszarze bródkowym atroficznej, bezzębnej żuchwy, D2 to gruba kość zbita porowata, zlokalizowana w obszarze bródkowym i bocznym żuchwy, a także w części przedniej wyrostków podniebiennych szczęki, D3 jest to cienka kość zbita porowata i luźna kość gąbczasta, która występuje w odcinku przednim i bocznym szczęki oraz w odcinku bocznym żuchwy, D4 będąca luźną kością gąbczastą, spotykaną zwykle w okolicy guza szczęki i po osteoplastyce [7,77]. Te dwie przedstawione klasyfikacje cechuje duża subiektywność oceny oraz niedoskonałość ze względu na fakt, że oko ludzkie nie dostrzega różnic jasności mniejszych niż 1-2% wartości densytometrycznych. Dlatego podjęto badania w kierunku opracowania bardziej obiektywnych metod jakościowej i ilościowej oceny tkanki kostnej.

Szybką, szeroko dostępną i nieinwazyjną metodą oceny kości są zdjęcia rentgenowskie. Od odkrycia promieni X przez Wilhelma Röntgena minęło już 119 lat i trudno jest wyobrazić sobie dzisiejszą diagnostykę medyczną bez promieniowania rentgenowskiego. Dzięki dynamicznemu rozwojowi technologii dąży się do uzyskania jak najlepszego obrazu przy jednoczesnym zmniejszeniu dawki promieniowania zgodnie z zasadą ALARA (As Low As Reasonably Achievable - "tak mało, jak to rozsądnie możliwe") [48]. Rozwój diagnostyki radiologicznej zwiększył znacznie możliwości ilościowego i jakościowego scharakteryzowania zmian zachodzących w strukturze kostnej. Powszechnie stosowane konwencjonalne, halogenosrebrowe błony rentgenowskie umożliwiają tylko obserwację różnic w tkance kostnej na podstawie zdjęć wykonanych w innym czasie. Największy przełom dokonał się w 1987 r. kiedy to zastąpiono klasyczny film przez detektor promieniowania rentgenowskiego, dzięki któremu otrzymano obraz w formie cyfrowej, a dawka promieniowania zmniejszyła się o około 90% [44]. Wyeliminowano również niedokładności związane z procesem wywoływania zdjęć. Rozwój radiografii cyfrowej w powiązaniu z najnowszymi systemami komputerowymi rozszerzył znacznie możliwości diagnostyczne. Umożliwił uzyskanie większej ilości informacji odnoszących się do trójwymiarowej struktury kości przy pomocy technik przetwarzania i analizy obrazów cyfrowych [24,115]. Pojawiły się doniesienia o możliwościach matematycznego określania parametrów tekstury rentgenowskiej, co wykazuje dodatnią korelację z wynikami analizy histomorfometrycznej tkanki kostnej [15,47]. Liczne badania potwierdzają możliwość wnioskowania o danych architektonicznych odnoszących się do trójwymiarowej struktury na podstawie informacji zawartych w dwuwymiarowym filmie radiologicznym [62,95].

1.5. Analiza fraktalna tkanki kostnej.

W publikacjach z ostatnich lat wzrasta zainteresowanie możliwością wykorzystania analizy fraktalnej w wielu dziedzinach nauki również w medycynie. Wielu autorów wskazuje, że tkanka kostna ma budowę fraktalną. Ilościowej oceny zmian w tkance kostnej można dokonać za pomocą wymiaru fraktalnego obrazów radiologicznych [63,86,86,98]. Obliczanie wymiaru fraktalnego stało się wiarygodną metodą służącą do charakterystyki tekstury obrazów. Wykorzystując zdjęcia zębowe oraz pantomograficzne opisywano złożoną architekturę kości otaczającą zęby [27,107]. Pionierem w tej dziedzinie jest Ruttimann, który w swoich badaniach z udziałem kobiet cierpiących na osteoporozę udowodnił, że ocena wymiaru fraktalnego (FD) kości wyrostka zębodołowego żuchwy jest związana z demineralizacją kości. Wymiar fraktalny wzrasta wraz ze wzrostem demineralizacji kości [102]. Khosrovi wykazał, że analiza fraktalna może być używana w celu scharakteryzowania struktury beleczek kostnych [46].

Ojcem geometrii fraktalnej jest Benoît B. Mandelbrot. To on w 1975 r. wprowadził słowo fraktal (łac. *fractus*) w kontekście analizy obiektów nie podlegających klasycznej geometrii. Zdefiniował fraktal jako ograniczony zbiór A w R , dla którego wymiar Hausdorffa-Besicovicha jest większy niż wymiar topologiczny [49,67]. Fraktale to obiekty złożone o nieregularnym kształcie, odznaczające się samopodobieństwem co oznacza, że wyglądają podobnie niezależnie od użytego powiększenia. Mandelbrot przyjął założenie, że obiekty o budowie fraktalnej cechuje wymiar ułamkowy - zawarty między 0 i 1, 1 i 2 lub 2 i 3, w zależności od tego, czy obiekt ma charakter liniowy, znajduje się na płaszczyźnie czy w trójwymiarowej przestrzeni. Koncepcja samopodobieństwa wyraża się w tym, że obraz składa się z kopii części samego siebie. Wiele struktur biologicznych wydaje się wykazywać cechy samopodobieństwa, przynajmniej w pewnym zakresie powiększeń. Właściwości te można

zaobserwować niejednokrotnie w naturze. Przykładem mogą być linie brzegowe, chmury, skrzydła motyli, drzewa, sieć naczyniowa, system oskrzeli i oskrzelików w płucach a także komórki nerwowe oraz tkanka kostna itd. [77]. Podstawowym pojęciem teorii fraktali jest wymiar fraktalny FD (Fractal dimension). Charakteryzuje on stopień złożoności obiektów (geometrycznych, matematycznych, biologicznych, fizycznych) i procesów oraz przedstawia liczbowo w jakim stopniu analizowany obiekt wypełnia przestrzeń. Koncepcja samopodobieństwa jest wykorzystywana do obliczania wymiaru fraktalnego. Jeżeli A jest sumą $N(s)$ oddzielnych kopii samego siebie po skalowaniu czynnikiem s to wymiar fraktalny FD wyrażony jest wzorem:

$$FD = \frac{\log N(s)}{\log\left(\frac{1}{s}\right)}$$

Równanie to może być bezpośrednio wykorzystane tylko dla fraktali geometrycznych. Do przetwarzania i analizy obrazów, w tym również medycznych służą programy komputerowe. ImageJ jest programem służącym do przetwarzania obrazów graficznych oraz umożliwia transformacje geometryczne. Został opracowany w 1997 r. przez Wayne Rasbanda z Narodowego Instytutu Zdrowia (National Institute of Health - NIH) i stanowi kontynuację programu znanego jako NIH Image. Jest to program darmowy (public domain software), napisany w języku Java, jego kolejne wersje, uzupełnienia, dokumentacja, jak również kody źródłowe dostępne są pod adresem: <http://rsb.info.nih.gov/ij>. Jest on powszechnie stosowany przez środowiska naukowe używające do swoich badań technik mikroskopowania przede

wszystkim w neurologii oraz w biologii molekularnej i genetyce. Program posługuje się technikami analizy morfologii matematycznej służącej do przetwarzania i analizy struktur geometrycznych. Można ją zastosować w technologii przetwarzania obrazów oraz w analizie struktur przestrzennych. Przekształcenia morfologiczne opierają się na analizie zależności pomiędzy punktami należącymi do sąsiedztwa punktu analizowanego na obrazie. Program wykonuje większość standardowych operacji związanych z przetwarzaniem obrazów, jak również przeprowadza podstawowe pomiary i analizy. Dodatkowo możliwości programu mogą być zwiększane przez coraz większą ilość wtyczek (plugins), które również dostępne są na stronie internetowej ImageJ [4,52,64,97]. W przetwarzaniu obrazu można posłużyć się wieloma sposobami obliczania wymiaru fraktalnego. Metody te nie są matematycznie identyczne i dają wiele różnych wartości liczbowych. Te same wyniki otrzymuje się tylko wtedy będą zastosowane do identycznych powierzchni fraktalnych (ciągłych i samopodobnych). Najwięcej zastosowań znajdują warianty wymiaru pudełkowego (box-counting) [27]. Aby obliczyć wymiar fraktalny tą metodą należy umieścić badany obraz na regularnej siatce o wielkości pudełek s , po czym zlicza się pudełka siatki zawierające fragment struktury. W ten sposób otrzymujemy liczbę $N(s)$ zależną od wymiarów elementów siatki. Następnie wymiar pudełek s zmniejsza się kolejno o $1/2$, standardowo o $1/3$ i dalej o $1/4$, $1/6$, $1/8$, $1/12$, $1/16$, $1/32$, $1/64$, za każdym razem oznaczając liczbę $N(s)$ i zliczając ponownie pudełka, w których znajdują się elementy analizowanego obrazu.. Wykreślając zależność między $\log N(s)$ oraz $\log(1/s)$ otrzymuje się punkty, do których można wykreślić prostą. Nachylenie otrzymanej prostej wyznacza wymiar pudełkowy FD. Średni wymiar fraktalny, który jest parametrem opisującym złożoność struktury, osiąga się dzięki uśrednieniu FD dla wszystkich możliwych ustawień siatki, ponieważ pozycja siatki ma wpływ na ilość pudełek zawierających fragmenty struktury [49,52,76,92]. 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. Określając ilościowo nieregularności można rozróżnić dwa regiony zainteresowania. W przypadku obrazów medycznych wartości wymiaru fraktalnego mieszczą się w przedziale $2.00 < FD < 3.00$. Jest on miarą gładkości i regularności powierzchni [52,110].

II. CELE BADAŃ

Celem współczesnej implantologii jest dążenie do osiągnięcia pozytywnego efektu terapeutycznego nie tylko mechanicznego, ale także estetycznego. Jednym z czynników warunkujących długoterminowy sukces implantologiczny jest gęstość kości w miejscu planowanej implantacji. Sukces implantologiczny w dużej mierze zależy od jakości i ilości tkanki kostnej w miejscu wprowadzenia wszczepu. Im wyższe są wymienione parametry, tym większa jest stabilizacja pierwotna implantu, która jest nadal jednym z fundamentalnych kryteriów osiągnięcia osteointegracji na dobrym poziomie. Powyższa praca jest próbą oceny wpływu gęstości kości na stabilizację implantu oraz późniejszy efekt terapeutyczny.

Celem pracy była:

1. Ocena wielkości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej wszczepów dwuczęściowych Osteoplant Hex o średnicy części środkowej 4,0 mm i długości 12 mm.
2. Ocena wymiaru fraktalnego obrazu radiologicznego kości w wybranych obszarach po każdej stronie wszczepu w pierwszym i drugim etapie leczenia implantologicznego.
3. Ustalenie czy istnieje zależność pomiędzy wielkością stabilizacji wszczepów a wymiarem fraktalnym obrazów radiologicznych tkanki kostnej w pierwszym i drugim etapie leczenia implantologicznego.

III. MATERIAŁ I METODY BADAŃ

3.1. Materiał.

Badanie zostało przeprowadzone w grupie osób dorosłych, u których istniały wskazania do implantacji wszczepów. Liczebność grupy badawczej wyniosła 43 pacjentów w przedziale wiekowym od 20 do 62 lat o średniej wieku 34 lat z brakami zębowymi w szczęce i żuchwie. Do grupy zakwalifikowano 22 mężczyzn oraz 21 kobiet bez przewlekłych chorób ogólnoustrojowych, które mogłyby wpływać na metabolizm tkanki kostnej. Byli to pacjenci niepalący z dobrą higieną jamy ustnej. Przyczyną utraty zębów była choroba próchnicowa oraz jej następstwa w postaci chorób tkanek okołowierzchołkowych. Wykonano 26 zabiegów implantacji wszczepów w szczęce oraz 29 w żuchwie. Były to implantacje późne. Minimalny okres jaki musiał upłynąć od ekstrakcji zęba w miejscu, w którym zaplanowano leczenie implantologiczne, wynosił 6 miesięcy. Wszczepy zostały wprowadzane w kość wyrostka zębodołowego w miejsce zębów siecznych, przedtrzonowych i trzonowych w szczęce oraz kłów, zębów przedtrzonowych i trzonowych w żuchwie. Podstawą kwalifikacji do badań była ocena kliniczna wyrostka zębodołowego, warunki zgryzowe oraz zdjęcie ortopantomograficzne. Przed przystąpieniem do badań pacjenci zostali poinformowani o planowanym leczeniu oraz podpisali formularz zgody na przeprowadzenie badań.

Do badań zostały użyte wszczepy dwuczęściowe Osteoplant Hex o średnicy części śródkostnej 4,0 mm i długości 12 mm produkowane przez Fundację Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu (ryc.3).



Ryc. 3. Wszczep dwuetapowy systemu Osteoplast.

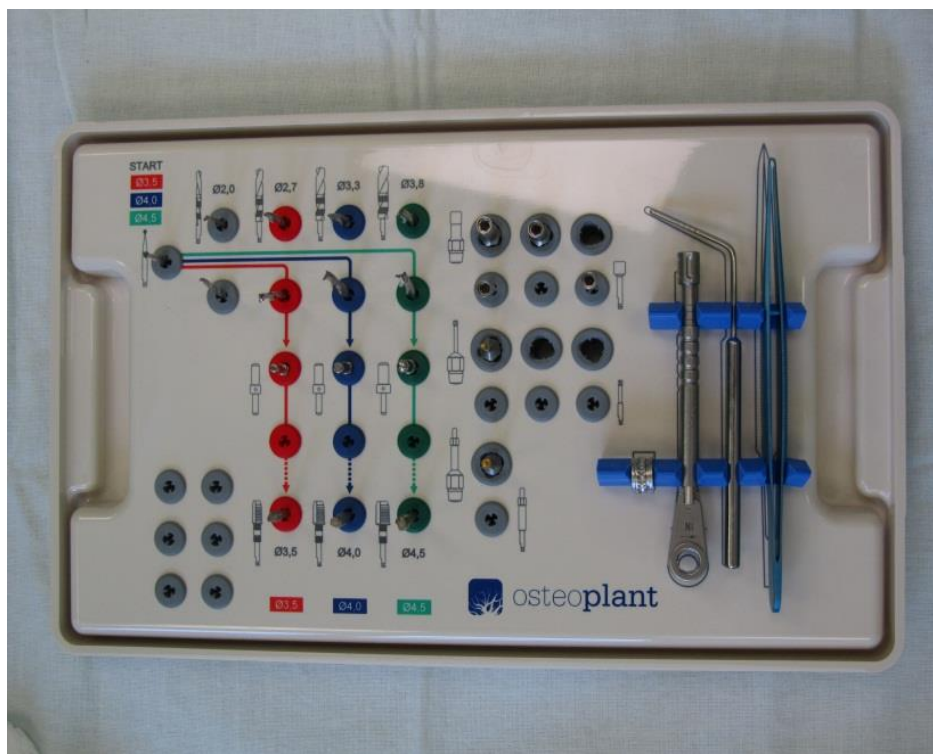
Na przeprowadzenie badań uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu na prowadzenie badań (uchwała nr 881/10).

1.2. Metody badań.

1.2.1. Implantacja wszczepów.

Badania kliniczne przeprowadzono w latach 2011-2013 w Klinice Chirurgii Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu. Przedmiotem badań była ocena stabilizacji 55 wszczepów dwuetapowych Osteoplast Hex o średnicy części śródkostnej 4,0 mm i długości 12 mm w wygojony wyrostek zębodołowy szczęki oraz żuchwy, w okresie nie wcześniej niż 6 miesięcy po ekstrakcji zęba oraz ocena kości w miejscu implantacji.

Wszczepy wprowadzano według standardowego protokołu preparowania łoża kostnego, zgodnie z instrukcją producenta, przy wykorzystaniu unitu implantologicznego z pompą rolkową zapewniającym odpowiednie chłodzenie pola operacyjnego. Zabiegi przeprowadzono w osłonie antybiotykowej (Clindamycin MIP 600 mg 2x1). W znieczuleniu miejscowym (4% Ubistesin) wykonywano cięcie na wyrostku zębodołowym od strony podniebiennej w szczęcie oraz od strony językowej w żuchwie, następnie odpreparowywano płat śluzówkowo-okostnowy w zakresie pozwalającym na skrupulatną ocenę warunków przestrzennych bazy kostnej, uwzględniając wyznaczenie optymalnej pozycji implantu. Używano instrumentarium chirurgicznego systemu Osteoplant (ryc.4).



Ryc. 4. Instrumentarium chirurgiczne systemu Osteoplant.

Przy użyciu wiertła różyczkowego dokonywano punktowej preparacji w miejscu przyszłej lokalizacji wszczepu. Następnie wykorzystując wiertło pilotujące 2,0 nawiercano otwór na głębokość równą długości planowanego wszczepu. Kolejne etapy preparacji łoża kostnego zmierzały do poszerzenia średnicy otworu wstępnego do ostatecznego wymiaru. W tym celu stosowano kolejno wiertła kostne 2.7 oraz 3.3 (ryc.5). Podczas preparowania łoża prędkość obrotowa frezu wynosiła 500 obr/min. Wszystkim etapom nawiercania kości towarzyszyło intensywne chłodzenie zewnętrzne w celu ochrony kości przed urazem termicznym, ponieważ wzrost temperatury kości powyżej 43°C uważane jest za jeden z czynników zwiększających procent niepowodzeń implantologicznych [69].



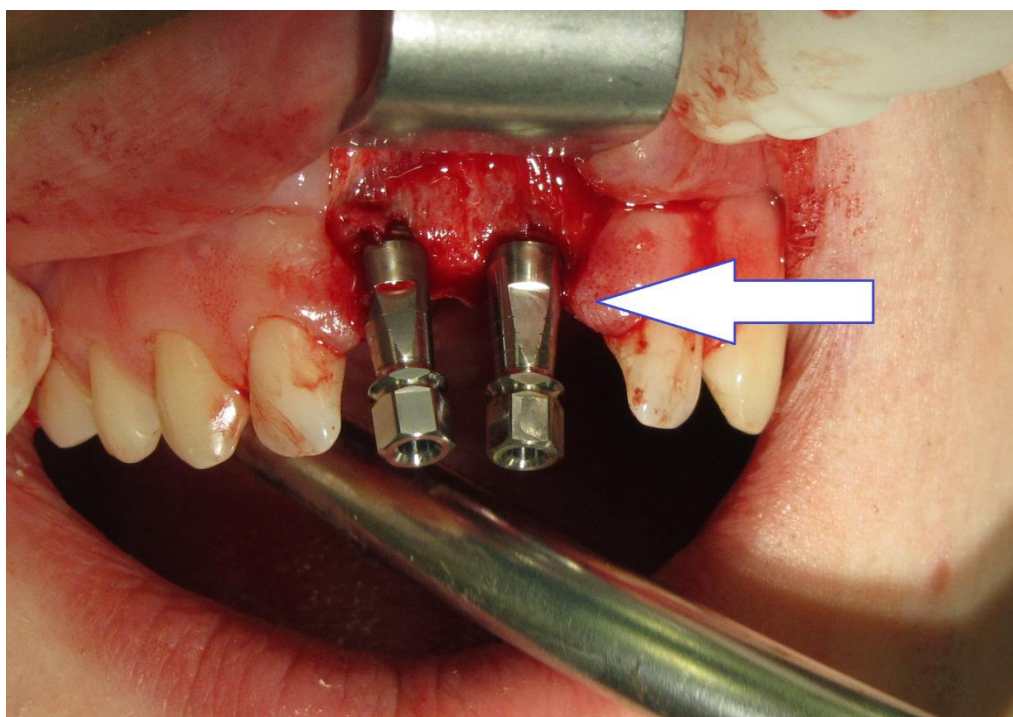
Ryc. 5. Procedury zabiegowe stosowane przy implantacji wszczepów dwuetapowych systemu Osteoplant.

W przygotowane łożo kostne wprowadzano wszczep dwuczęściowy na pełną długość części śródkostnej. W systemie Osteoplant do wprowadzania wszczepów wykorzystuje się ręczny klucz zapadkowy. Kolejnym krokiem była ocena stabilizacji pierwotnej wprowadzonego wszczepu. Wszczep dwuetapowy połączony jest z przenośnikiem trójfunkcyjnym za pomocą śruby filarowej wewnątrz jego korpusu. Każdorazowo przed pomiarem stabilizacji wszczepu dokonywano oceny siły łączącej przenośnik trójfunkcyjny z częścią śródkostną, by zapewnić stałe i powtarzalne warunki pomiarów stabilizacji. W tym celu przed przystąpieniem do pomiarów odkręcano nieznacznie śrubę filarową łączącą przenośnik trójfunkcyjny z wszczepem, a następnie przy pomocy klucza systemowego dokręcano ją z siłą 20 Ncm. Pomiaru stabilizacji dokonywano przy wykorzystaniu urządzenia Periotest M model 3218 (ryc.6) w wyznaczonym stałym miejscu na przenośniku trójfunkcyjnym.



Ryc. 6. Periotest M model 3218

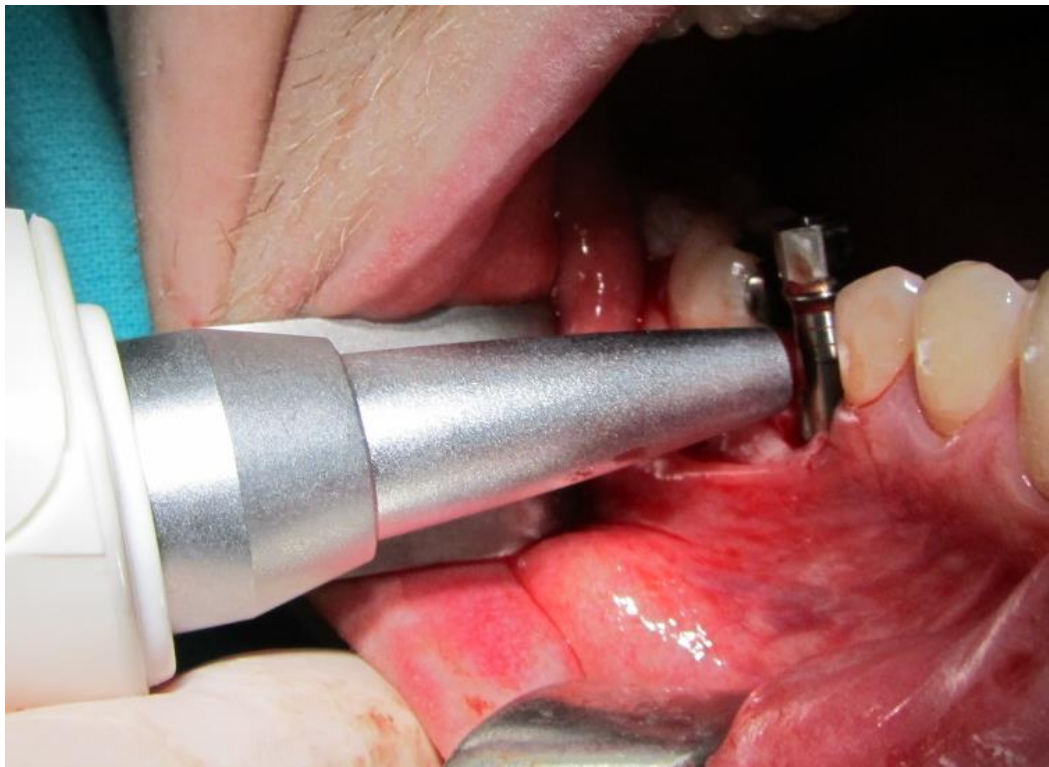
Miejscem, w które uderzała każdorazowo głowica Periotestu podczas dokonywania pomiarów, była trójkątna płaska powierzchnia na przenośniku trójfunkcyjnym. Pomiar dokonywany był u podstawy tej trójkątnej powierzchni (ryc.7). Dla każdego wszczepu wykonywano trzy powtarzalne pomiary stabilizacji według metody zaproponowanej przez Ji-Su Oh [89].



Ryc. 7. Obraz trójkątnej płaskiej powierzchni na przenośniku trójfunkcyjnym, na której dokonywano pomiarów stabilizacji wszczepów.

Przed każdym pomiarem kalibrowano urządzenie przy pomocy nasadki testowej, którą umieszczano na części pomiarowej Periotestu wkręcając ją stopniowo zgodnie z ruchem wskazówek zegara. Trzymając urządzenie poziomo naciskano przycisk „start”. Wartość, która się pojawiała musiała odpowiadać wartości podanej na nasadce testowej w zakresie ± 2 jednostek Periotestu. Istotna była także pozycja pacjenta w czasie badania. Pacjent podczas

przeprowadzania pomiarów przyjmował pozycję siedzącą, tak aby osie wszczepów przyjmowały również pionową orientację. Badanie wykonywano przy szeroko rozwartych szczękach, tak aby zęby górne i dolne nie były ze sobą w kontakcie w trakcie pomiaru, który wykonywany był zawsze na powierzchni wargowej lub policzkowej wszczepu. Głowa pacjenta opierała się o zagłówek fotela dentystycznego tak, aby urządzenie było trzymane poziomo do podłoża z przyciskiem startowym na górze, w odległości nie większej niż 2 mm od badanego obiektu [64,76]. Głowica Periotestu była usytuowana prostopadle do długiej osi wszczepu (ryc.8). Jeżeli odległość była nieprawidłowa, dało się usłyszeć bardzo wysoki dźwięk sygnału kontrolnego i uzyskany pomiar był nieważny [93].



Ryc. 8. Technika wykonywania pomiarów stabilizacji wszczepów przy użyciu urządzenia Periotest M.

Ostatnią fazą zabiegu implantacji było oddzielenie przenośnika poprzez odkręcenie śruby znajdującej się wewnątrz jego korpusu i zamknięcie gniazda implantu śrubą zaślepiającą. Ranę pooperacyjną zaopatrywano szwami pojedynczymi. Używano niewchłaniających nici chirurgicznych z poliamidu, które usuwano 10 dni po zabiegu. Zalecano antybiotykoterapię przez 6 dni (Clindamycin MIP 600 mg 2x1) oraz niesteroidowe leki przeciwzapalne (Ketonal forte 100 mg) w razie bólu pooperacyjnego.

Po zabiegu implantacji wszczepów dentystycznych wykonane były zdjęcia wewnątrzustne metodą kąta prostego w celu dokonania analizy fraktalnej struktury kostnej w ściśle określonym miejscu w okolicy wszczepu. Dla każdego pacjenta został skonstruowany klucz zgryzowy tak, aby zarówno w pierwszym jak i drugim etapie leczenia implantologicznego możliwe było wykonanie zdjęcia radiologicznego dokładnie tego samego obszaru wyrostka zębodołowego, w którym dokonano implantacji wszczepów.

Okres procesu obserwacji osteointegracji obejmował 3 miesiące w żuchwie i 6 miesięcy w szczęce. Po tym okresie, gdy gojenie przebiegało bez powikłań, przystąpiono do drugiego etapu implantologicznego. W znieczuleniu miejscowym (4% Ubistesin) odsłonięto śruby zaślepiające poprzez nacięcie tkanek miękkich skalpelem. Śruby zaślepiające zostały usuwane przy pomocy klucza sześciokątneho 1.25 mm, a na ich miejsce wprowadzono przenośniki trójfunkcyjne. Przenośniki te zostały przykręcone z siłą 20 Ncm, tak aby stabilizacja ostateczna wszczepów była mierzona na przenośniku w identycznych warunkach jak podczas pomiaru stabilizacji pierwotnej. Ponownie dokonano pomiarów stabilizacji ostatecznej przy użyciu Periotestu. Tak jak podczas pierwszego etapu implantologicznego miejscem, na którym dokonano oceny stabilizacji wszczepów, była trójkątna płaska powierzchnia na przenośniku trójfunkcyjnym. Po dokonaniu pomiarów usuwano przenośnik, a na jego miejsce przykręcano śrubę gojącą o odpowiedniej średnicy i wysokości, którą

pozostawiano na okres 14 dni. Po tym etapie leczenia chirurgicznego przekazywano pacjentów do leczenia protetycznego.

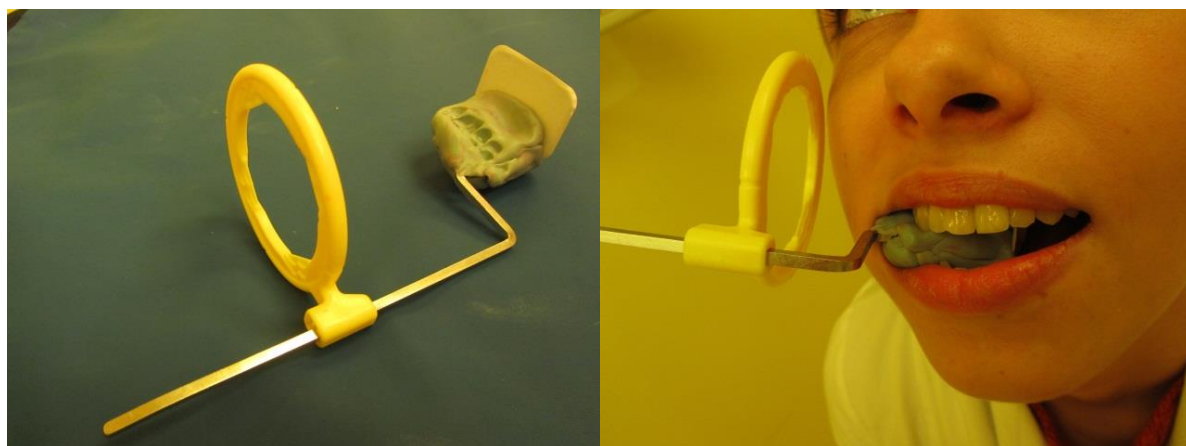
Po przeprowadzonym pomiarze stabilizacji ostatecznej wykonywano zdjęcie wewnątrzustne metodą kąta prostego w celu dokonania analizy fraktalnej struktury kostnej w okolicy wszczepu. Posłużono się ponownie kluczem zgryzowym wykonanym indywidualnie po zabiegu implantacji wszczepów, tak aby po jego zagryzieniu pozycja kliszy była identyczna jak w pierwszym etapie. Uzyskane zdjęcia radiologiczne posłużyły do przeprowadzenia analizy fraktalnej obrazów.

3.2.2. Badania radiologiczne.

Badania przeprowadzono w Pracowni Radiologii Katedry i Zakładu Biomateriałów i Stomatologii Doświadczalnej Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu pod kierownictwem dr n med. Tomasza Kulczyka. W okresie obserwacji wykonywano dwa zdjęcia rentgenowskie: pierwsze bezpośrednio po zabiegu implantacji wszczepu, drugie po okresie wgajania wszczepu, który wynosił 3 miesiące w żuchwie oraz 6 miesięcy w szczęce.

W badaniach zastosowano standaryzację zdjęć polegającą na skonstruowaniu dla każdego pacjenta indywidualnego klucza zgryzowego (ryc.9) tak, aby zarówno w pierwszym jak i drugim etapie implantologicznym wykonywać zdjęcie radiologiczne dokładnie tego samego obszaru wyrostka zębodołowego, w którym dokonano implantacji wszczepów. W badaniu użyte zostały uniwersalne uchwyty XCP-DS FIT wraz z pozycjonerem XCP-ORA 3-IN-1 firmy Dentsply. Na uchwytach do kliszy montowano bloczek z masy wyciskowej silikonowej kondensacyjnej (Zeta Plus), który pacjent zagryzał w trakcie wiązania masy. W ten sposób otrzymywano indywidualny klucz zgryzowy, za pomocą którego możliwe było wykonywanie

zdjęć w powtarzalnej pozycji. Następnie montowano na uchwytych płytki z fosforem magazynującym (ang. PSP) systemu Digora o rozmiarze 2 firmy Soredex. Pacjent zagryzał klucz, po czym wykonywano zdjęcie wewnątrzustne metodą kąta prostego.



A)

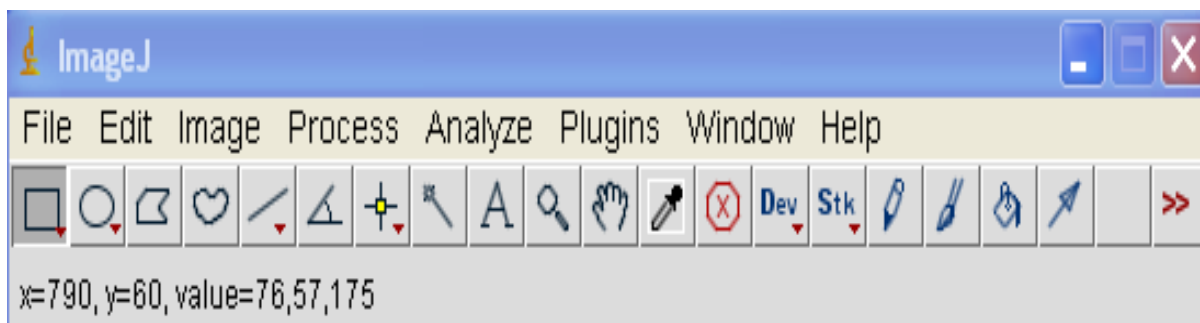
B)

Ryc. 9. Zmodyfikowana płytka do wykonywania zdjęć metodą kąta prostego:

- A) Indywidualnie wykonany klucz zgryzowy z pozycjonerem,
- B) Sposób zakładania pozycjonera w jamie ustnej pacjenta.

Zębowe zdjęcia wszczepów i otaczającej je kości wykonywano aparatem rentgenowskim Planmeca Prostyle Intra przy stałych warunkach ekspozycji, które każdorazowo wynosiły: 62 kV, 0,06 s, 8 mA. System Digora Optime firmy Soredex jest to system radiografii cyfrowej oparty na zdolności kumulacji promieniowania rentgenowskiego przez atomy fosforu i ich zdolności do fotoemisji pod wpływem odpowiednio dobranej wiązki laserowej. Przy użyciu systemu obrazowania Digora uzyskany obraz z płytek fosforowych

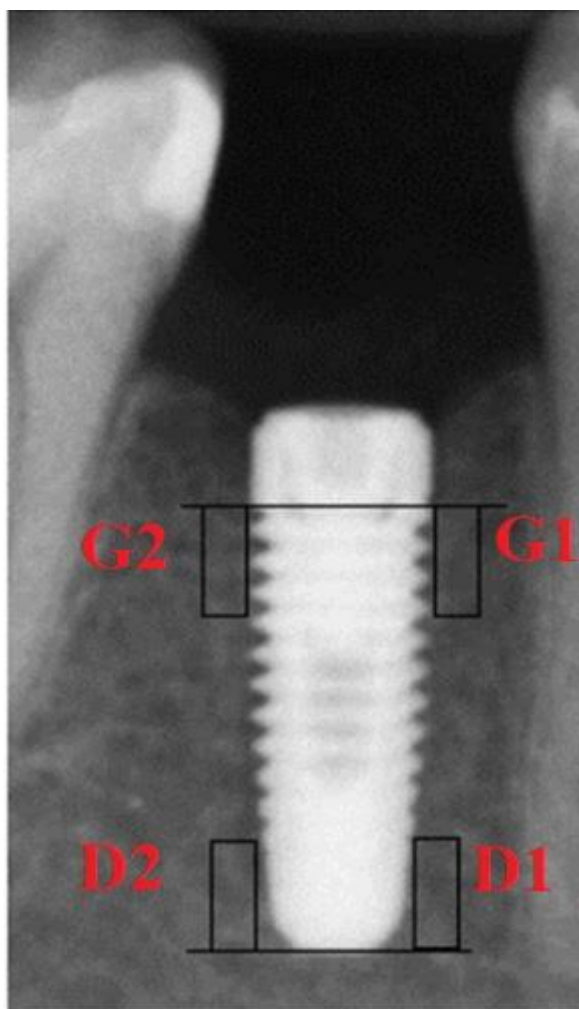
eksportowano w postaci pliku o formacie graficznym BMP. Wszystkie obrazy importowano do programu ImageJ (ryc.10), w którym dokonywano ich przetworzenia i analizy.



Ryc. 10. Program Image J, w którym dokonywano przetworzenia i analizy obrazów radiologicznych.

3.2.3. Przetworzenie obrazów radiologicznych i analiza fraktalna.

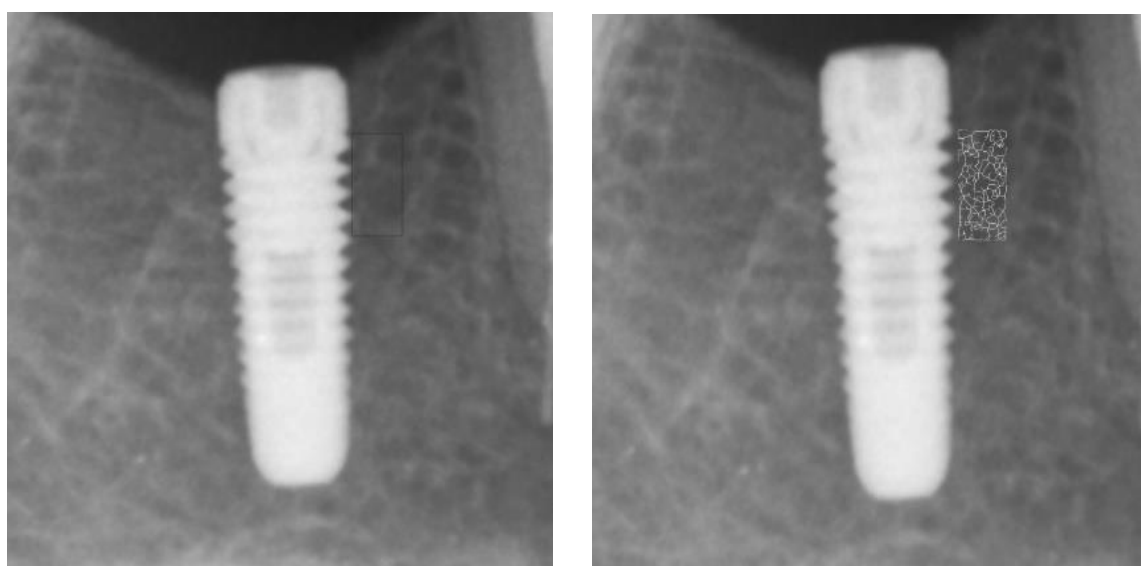
Każdorazowo wyjściowe zdjęcie zębowe zostało przetworzone w taki sposób, aby wszczep znajdował się w pozycji pionowej na zdjęciu. W okolicy każdego wszczepu wydzielano cztery obszary zainteresowania (ROI – Region of interest) w formie prostokątnych pól o rozmiarze 15x40 pikseli (ryc.11), po dwa z każdej strony wszczepu. Obszary oznakowano G1 – pole górne mezjalne, D1 – pole dolne mezjalne, G2 – pole górne dystalne, D2 – pole dolne dystalne. Linie, na poziomie których rozpoczynały się obszary zainteresowania przechodziły przez gwint wszczepu oraz przez najniższy jego punkt. W ich obszarze nie mogły znaleźć się struktury anatomiczne tj. blaszka zbita wyrostka zębodołowego, ozębna, korzeń zęba.



Ryc. 11. Wydzielone obszary zainteresowania w okolicy wszczepu.

Następnie dokonywano przetworzenia obrazów zgodnie z metodą zaproponowaną przez S.C. Whita [121] (Ryc.12). Każdy wyznaczony obszar zainteresowania został wyodrębniony (Ryc.13A). W celu usunięcia dużych odchyleń jasności obrazów, zastosowano procedurę filtracji. W pierwszej kolejności dokonano rozmycia Gaussowskiego (sigma = 35 pikseli, wymiar Kernela = 33x33) [106]. Dzięki filtrowi Gaussa zostały usunięte struktury o małej gęstości z pozostawieniem struktur o dużych różnicach w gęstości (filtracja niskoprzepustowa) (Ryc.13B). W ten sposób uzyskano rozmazaną wersję oryginalnego zdjęcia. Kolejnym krokiem była subtrakcja obrazu rozmazanego od oryginalnego obrazu oraz

dodanie liczby 128 do otrzymanego obrazu na każdy zlokalizowany piksel (Ryc.13C). Subtrakcja w radiologii oznacza odejmowanie cieni. Miała ona na celu odzwierciedlenie różnic w obrazie beleczek kostnych i jam szpikowych. Dzięki subtrakcji zdjęć radiologicznych możliwa jest dokładna ocena gęstości kości na podstawie skali szarości w radiogramach. Następnie dokonano zamiany obrazu subtrakowanego na binarny tak, że segmentowany obiekt stawał się zbliżony do kształtu beleczek kostnych (Ryc.13D). Obrazy binarne to takie, które mają tylko dwa poziomy szarości: 0 i 1 lub 0 i 255. W celu zredukowania szumów wykonano jednorazową erozję i poszerzenie obrazów. Ostatnim krokiem było odwrócenie, a następnie szkieletyzacja obrazów, aby pozostawić tylko centralne linie pikseli (Ryc.13E). Na podstawie obrazu binarnego dla każdego ROI został obliczony wymiar fraktalny metodą pudełkową (box counting method) przy użyciu wtyczki FracLac.2.5 (<http://rsbweb.nih.gov/ij/plugins/fractalac/FLHelp/Introduction.htm>).



A)

B)

Ryc. 12. Analiza fraktalna:

- A) Oryginał zdjęcia z zaznaczonym ROI,
- B) Oryginał zdjęcia z nałożonym szkieletem.



A)



B)



C)



D)



E)

Ryc. 13. Poszczególne etapy analizy fraktalnej obrazu:

- A) Wycięcie ROI,
- B) Rozmycie Gaussowskie,
- C) Subtrakcja,
- D) Binarzacja,
- E) Odwrócenie i szkieletyzacja.

1.3. Badania statystyczne.

Analizę statystyczną wyników badań wykonano w Zakładzie Bioinformatyki i Biologii Obliczeniowej kierowanego przez prof. dr hab. Elżbietę Kaczmarek.

Zgodność wyników badań z rozkładem normalnym zweryfikowana testem Shapiro-Wilka. Wyniki nie wykazały istotnych różnic od rozkładu normalnego, stąd analizę statystyczną przeprowadzono przy pomocy metod parametrycznych.

Różnice wyników stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w grupie badanej weryfikowano testem t-Studenta dla grup zależnych. Różnice wyników stabilizacji pierwotnej i ostatecznej między żuchwą i szczęką oraz między grupą kobiet i grupą mężczyzn weryfikowano testem t-Studenta dla grup niezależnych.

Korelację między wiekiem a stabilizacją pierwotną i ostateczną oraz między wymiarami fraktalnymi i stabilizacją pierwotną i ostateczną analizowano na podstawie współczynnika korelacji liniowej Pearsona.

Różnice między wymiarami fraktalnymi D1, D2, G1, G2 w stanie początkowym i końcowym weryfikowano metodą ANOVA dla grup zależnych.

Różnice między wymiarami fraktalnymi D1 i G1, D2 i G2 w stanie początkowym weryfikowano testem t-Studenta dla grup zależnych. Analogicznie porównywano różnice między wymiarami fraktalnymi D1 i G1, D2 i G2 w stanie końcowym.

Wyniki poziomu istotności testu statystycznego przyjęto jako istotne statystycznie przy poziomie istotności $p < 0,05$.

Analizę statystyczną przeprowadzono przy pomocy programu Statistica PL v. 10 (Statsoft Inc.) oraz Medcalc v. 12.7.8 (Medcalc Software).

IV. WYNIKI BADAŃ

4.1. Ogólna charakterystyka grupy badanej.

Do badań zakwalifikowano 43 pacjentów, u których łącznie implantowano 55 wszczepów stomatologicznych. Trzech pacjentów wykluczono z grupy badanej - dwóch pacjentów, którzy nie zgłosili się na zabieg odsłonięcia wszczepów, a także w jednym przypadku w trakcie zabiegu nastąpiła perforacja zewnętrznej blaszki kostnej w szczęce na niewielkiej powierzchni, w wyniku czego po okresie wgajania wszczepu wykonano zabieg pokrycia wszczepu przy użyciu materiału kośćozastępczego i błony kolagenowej. Obciążenie wszczepu w tym przypadku zostało odroczone na kolejne 6 miesięcy. Pomimo zaistniałego powikłania, stabilizacja ostateczna wszczepu wzrosła. U wszystkich badanych wystąpiła pełna integracja implantów z kością, łącznie z przypadkiem perforacji kości. Ostatecznie badaniem objęto 40 pacjentów. U wszystkich pacjentów gojenie tkanek miękkich po zabiegach przebiegało bez powikłań. Tylko u 6 pacjentów utrzymywał się nieznaczny obrzęk do trzeciej doby po zabiegu. U każdego pacjenta stosowano osłonę antybiotykową (Climdamycin MIP 600 mg 2x1). Szwy zdejmowano w dziesiątej dobie po implantacji. 18 pacjentów zgłaszało dolegliwości bólowe w pierwszej dobie po zabiegu, które ustępowały po zażyciu leków przeciwbólowych (Ketonal forte 100 mg). Wszyscy utrzymywali dobrą higienę jamy ustnej. Nie odnotowano przypadku rozejścia się brzegów rany nad wprowadzonymi wszczepami. Płeć, wiek oraz liczbę implantowanych wszczepów ilustruje tabela I.

Tab. I. Płeć, wiek oraz liczba wprowadzonych wszczepów w analizowanej grupie pacjentów.

Grupa badana	Liczba pacjentów	Wiek najmłodszego pacjenta	Wiek najstarszego pacjenta	Średni wiek pacjentów	Liczba implantów
Kobiety	21	21	62	35	23
Mężczyźni	19	20	60	34	29

Wszczepy Osteoplant Hex o średnicy części środkowej 4,0 mm i długości 12 mm mm zostały wprowadzane w wyrostki zębodołowe w miejscu utraconych zębów siecznych, przedtrzonowych i trzonowych w szczęce oraz kłów, zębów przedtrzonowych i trzonowych w żuchwie. Dane dotyczące lokalizacji wszczepów przedstawiono w tabeli II.

Tab. II. Lokalizacja i liczba wprowadzonych wszczepów w analizowanej grupie pacjentów.

	Okolica zębów Siecznych	Okolica kłów	Okolica zębów przedtrzonowych	Okolica zębów trzonowych
Szczęka	4	0	19	1
Żuchwa	0	2	2	24

4.2. Analiza stabilizacji implantów.

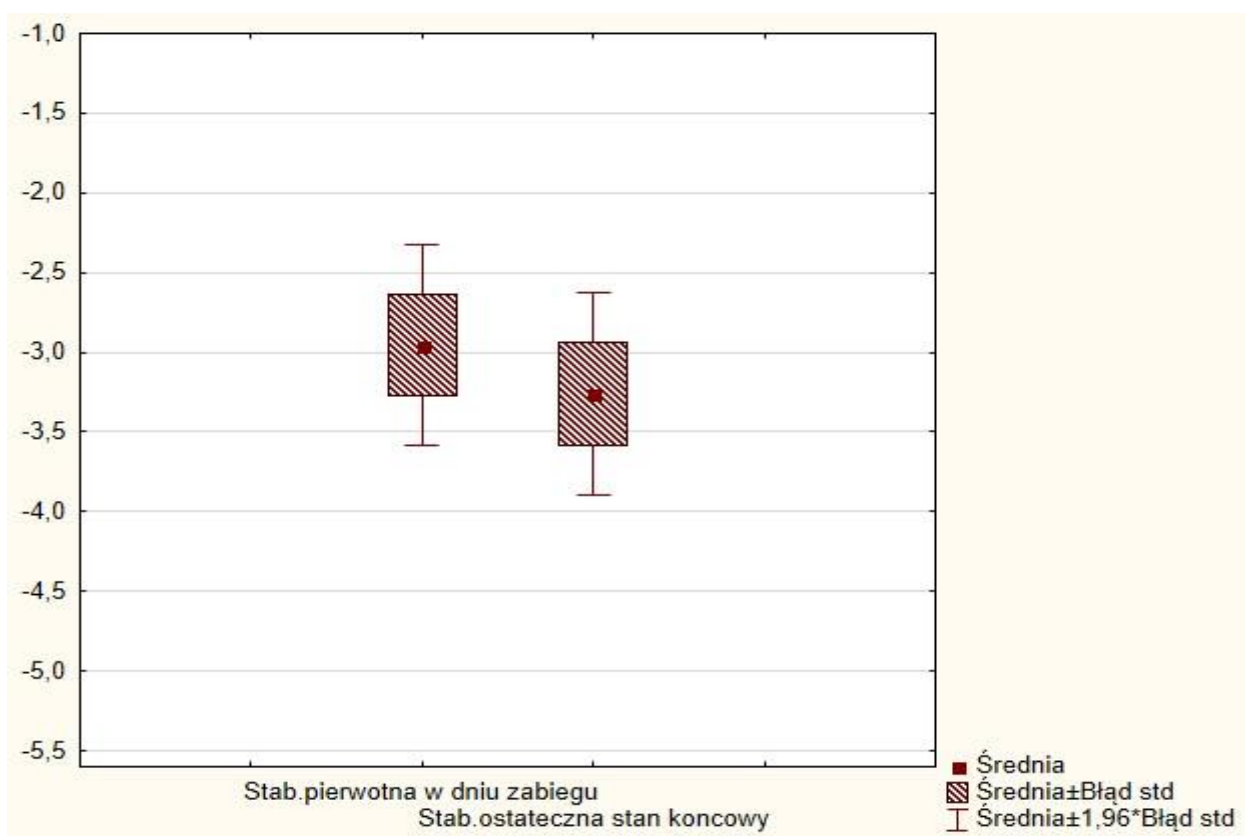
Przedmiotem badań była ocena stabilizacji 52 wszczepów dwuetapowych Osteoplant Hex o średnicy części środkowej 4,0 mm i długości 12 mm. Bezpośrednio po wprowadzeniu każdego wszczepu dokonywano pomiaru stabilizacji pierwotnej przy użyciu urządzenia Periotest M model 3218. Każdorazowo dokonywano pomiarów w ściśle określonym miejscu na przenośniku trójfunkcyjnym. Dla każdego wszczepu wykonywano trzy powtarzalne pomiary stabilizacji według metody zaproponowanej przez Ji-Su Oh [89]. Po okresie wgajania, który wynosił w żuchwie 3 miesiące, a w szczęcie 6 miesięcy, dokonywano pomiaru stabilizacji ostatecznej wszczepów według wcześniej ustalonej metody. Jedna kobieta i jeden mężczyzna nie zgłosili się do drugiego etapu leczenia chirurgicznego, co spowodowało wykluczenie ich z grupy badanej. Wykluczono również przypadek perforacji zewnętrznej blaszki kostnej. Ostatecznie pomiary stabilizacji wszczepów wykonano u 19 mężczyzn i 21 kobiet, z czego 28 wszczepów zlokalizowanych było w żuchwie, a 24 w szczęcie.

4.2.1. Stabilizacja pierwotna i ostateczna w grupie badanej.

Przedział wartości stabilizacji pierwotnej w grupie badanych pacjentów wyniósł od -7,5 do -0,2 PTV, natomiast zakres wartości stabilizacji ostatecznej wahał się od -7,7 do +1,0 PTV. Średnia wartość stabilizacji po okresie wgajania nieznacznie wzrasta, jednakże nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic między średnimi wartościami stabilizacji pierwotnej i ostatecznej wprowadzonych wszczepów, co przedstawia tabela III oraz rycina 14.

Tab. III. Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w grupie badanych pacjentów.

	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica wartości stabilizacji	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
Stabilizacja pierwotna	-2,95	2,33				
Stabilizacja ostateczna	-3,26	2,34	0,31	52	1,2579	0,2140



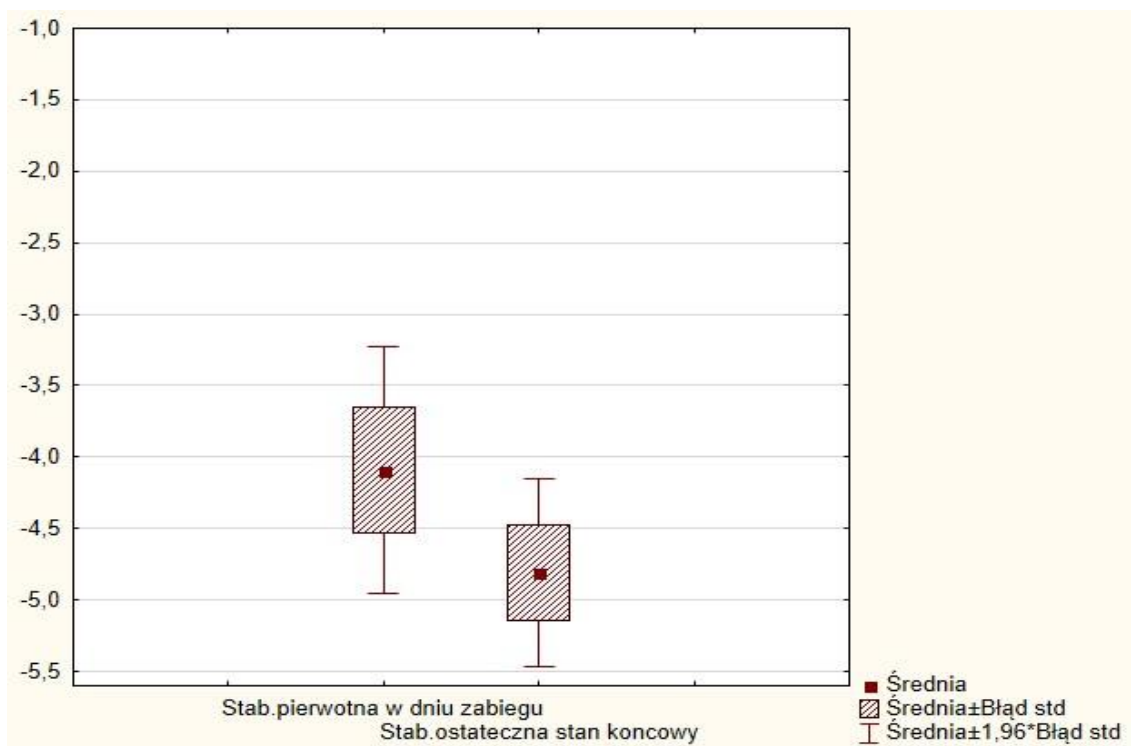
Ryc.14 . Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w grupie badanej.

4.2.2. Stabilizacja w odniesieniu do lokalizacji wszczepów.

W żuchwie przedział wartości stabilizacji pierwotnej wynosił od -7,5 do -0,5 PTV. Natomiast przedział stabilizacji ostatecznej w żuchwie wahał się pomiędzy -7,7 a -0,8 PTV. Średnia wartość stabilizacji w żuchwie po okresie wgajania nieznacznie wzrasta. Wynik ten wskazuje na brak istotnych różnic pomiędzy stabilizacją pierwotną a ostateczną w żuchwie, jednakże uzyskany wynik jest bliski granicy istotności ($p=0,0665$), co ilustruje tabela IV i rycina 15.

Tab. IV. Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w żuchwie.

Żuchwa	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica wartości stabilizacji	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
Stabilizacja pierwotna	-4,19	2,33				
Stabilizacja ostateczna	-4,81	1,78	0,72	28	1,9121	0,0665

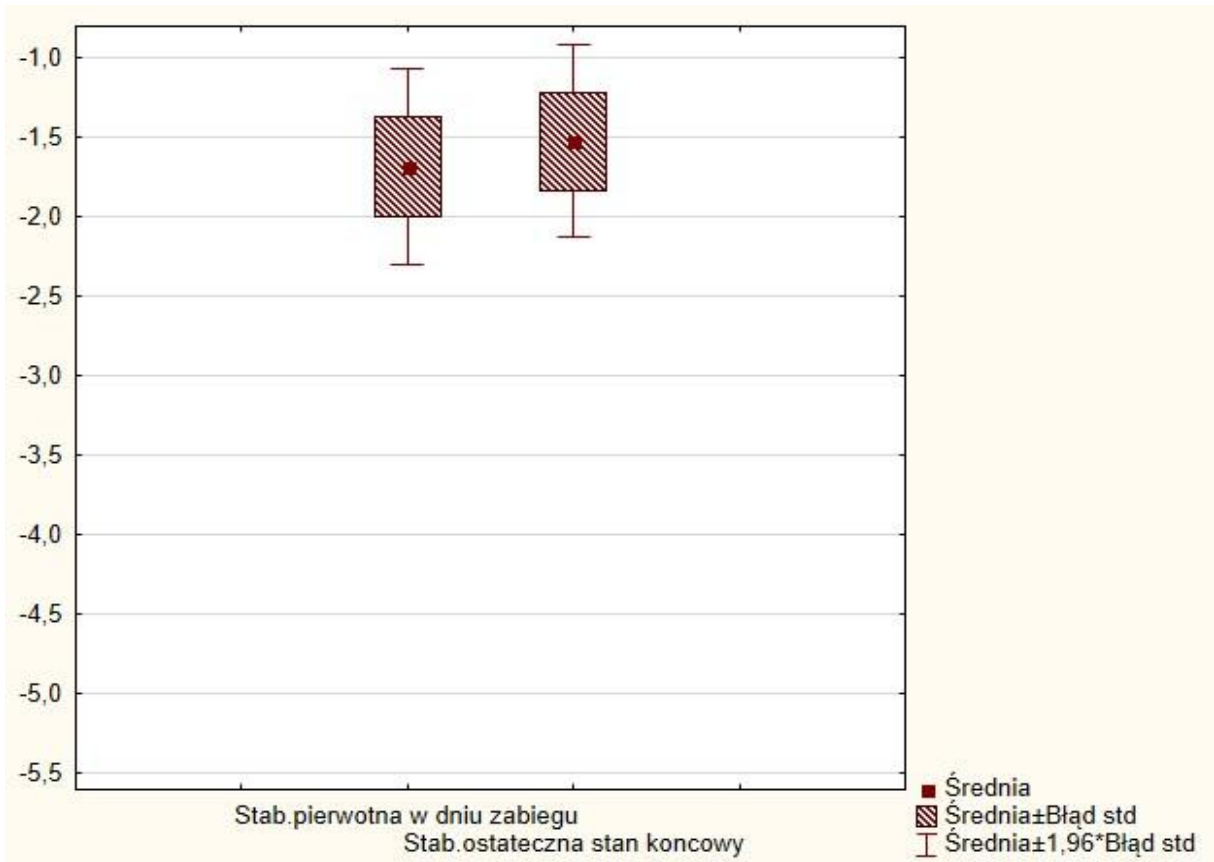


Ryc.15. Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w żuchwie.

W szczęce przedział wartości stabilizacji pierwotnej kształtował się od -4,2 do + 1,0 PTV. Przedział stabilizacji ostatecznej w szczęce osiągnął wartości od -5,1 do +1,5 PTV. Średnia wartość stabilizacji w szczęce po okresie wgajania nieznacznie zmalała. Nie stwierdzono istotnych różnic między wartościami stabilizacji pierwotnej i ostatecznej wprowadzonych wszczepów w szczęce, co pokazuje tabela V i rycina 16.

Tab. V. Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w szczęce.

Szczęka	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica wartości stabilizacji	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
Stabilizacja pierwotna	-1,67	1,58				
Stabilizacja ostateczna	-1,52	1,54	-0,16	24	-0,5629	0,5787

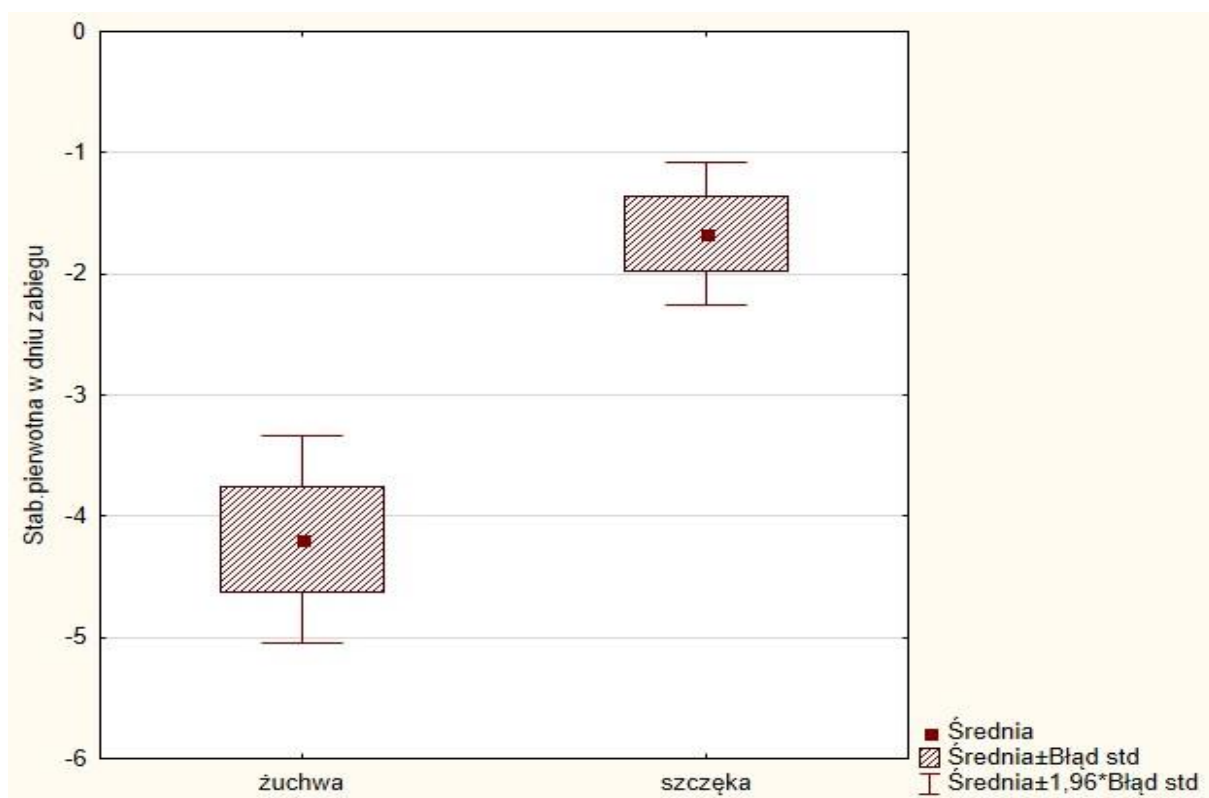


Ryc. 16. Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w szczęce.

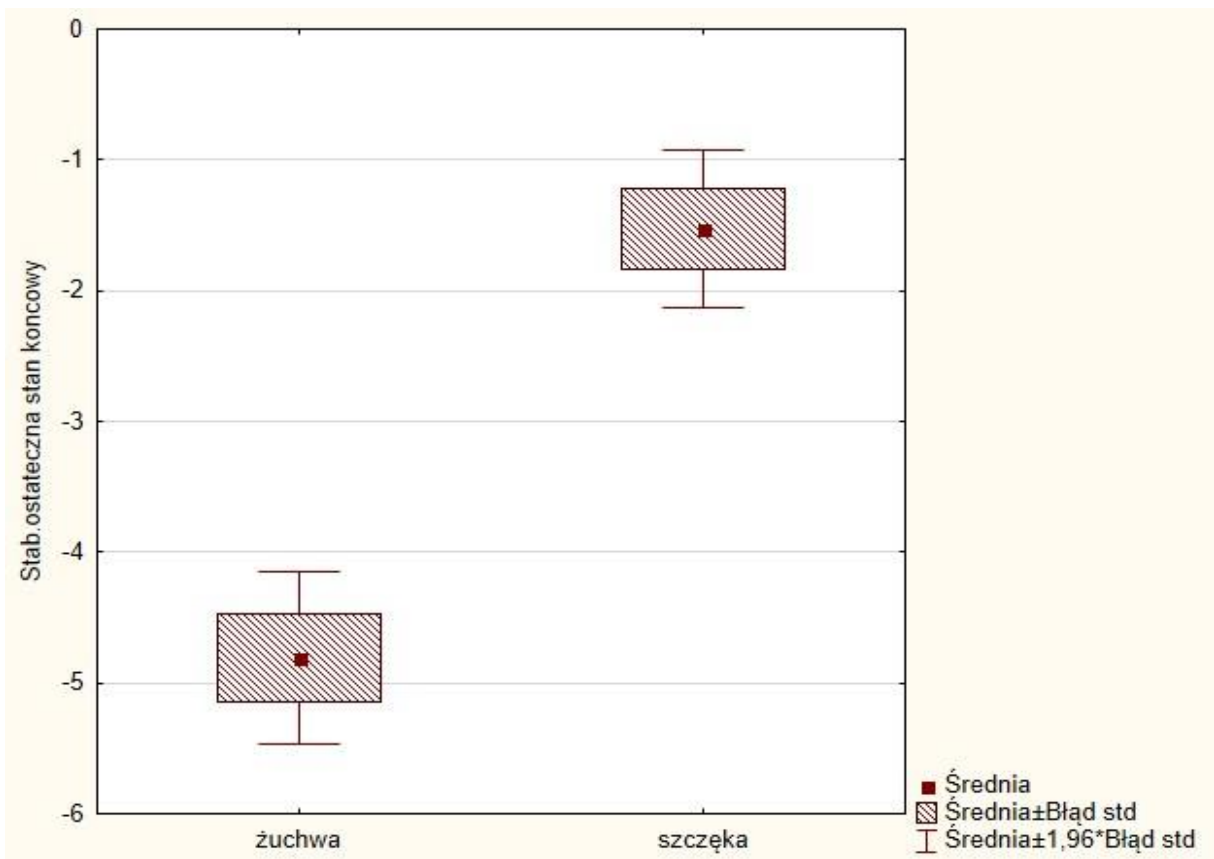
Dokonano również porównania wartości stabilizacji pierwotnej w żuchwie z wartościami stabilizacji pierwotnej w szczęce oraz porównano stabilizację ostateczną w żuchwie ze stabilizacją ostateczną w szczęce. Wykazano istotne różnice pomiędzy wartością stabilizacji pierwotnej w żuchwie w porównaniu do szczęki (Ryc.17). Istotną różnicę zaobserwowano także w wartościach stabilizacji ostatecznej w żuchwie i szczęce (Ryc.18). Wyniki ukazuje tabela VI.

Tab. VI. Porównanie stabilizacji wszczepów implantowanych w żuchwie i szczęce.

Porównanie żuchwy i szczęki	Średnia - żuchwa	Średnia - szczęka	Odch.st. -żuchwa	Odch.st. -szczęka	Wartość testu t-Studenta	Liczebność N	Poziom istotności p
Stabilizacja pierwotna	-4,19	-1,67	2,35	1,55	-4,6454	52	<0,0001
Stabilizacja ostateczna	-4,81	-1,52	1,78	1,54	-7,1495	52	<0,0001



Ryc.17. Porównanie stabilizacji pierwotnej w żuchwie i szczęce.



Ryc.18. Porównanie stabilizacji ostatecznej w żuchwie i szczęce.

4.2.3. Stabilizacja w odniesieniu do lokalizacji wszczepów i płci pacjentów.

Przedział wartości stabilizacji pierwotnej u mężczyzn w żuchwie wyniósł -7,5 do -0,5 PTV, a w szczęce -4,2 do -1,6 PTV. U kobiet w żuchwie stabilizacja pierwotna mieściła się w przedziale -5,2 do -0,5 PTV, a w szczęce -3,3 do +1,0 PTV. W przypadku stabilizacji ostatecznej, mieściła się ona u mężczyzn w żuchwie w zakresie -7,7 do -1,9 PTV, a w szczęce -5,1 do -0,5 PTV. Natomiast u kobiet w żuchwie stabilizacja ostateczna wyniosła od -5,9 do -2,9 PTV, a w szczęce -3,8 do +1,5 PTV. Średnia wartość stabilizacji u mężczyzn w żuchwie po okresie wgajania wzrasta, natomiast w szczęce

zmała. Z kolei średnia wartość stabilizacji u kobiet w żuchwie po okresie wgajania nieznacznie wzrosła, a w szczęce zmała. Nie wykazano istotnych różnic pomiędzy kobietami a mężczyznami w zakresie stabilizacji zarówno pierwotnej, jak i ostatecznej w żuchwie i w szczęce, co ilustrują tabele VII i VIII.

Tabela VII. Średnie wartości stabilizacji wszczepów w zależności od płci w żuchwie.

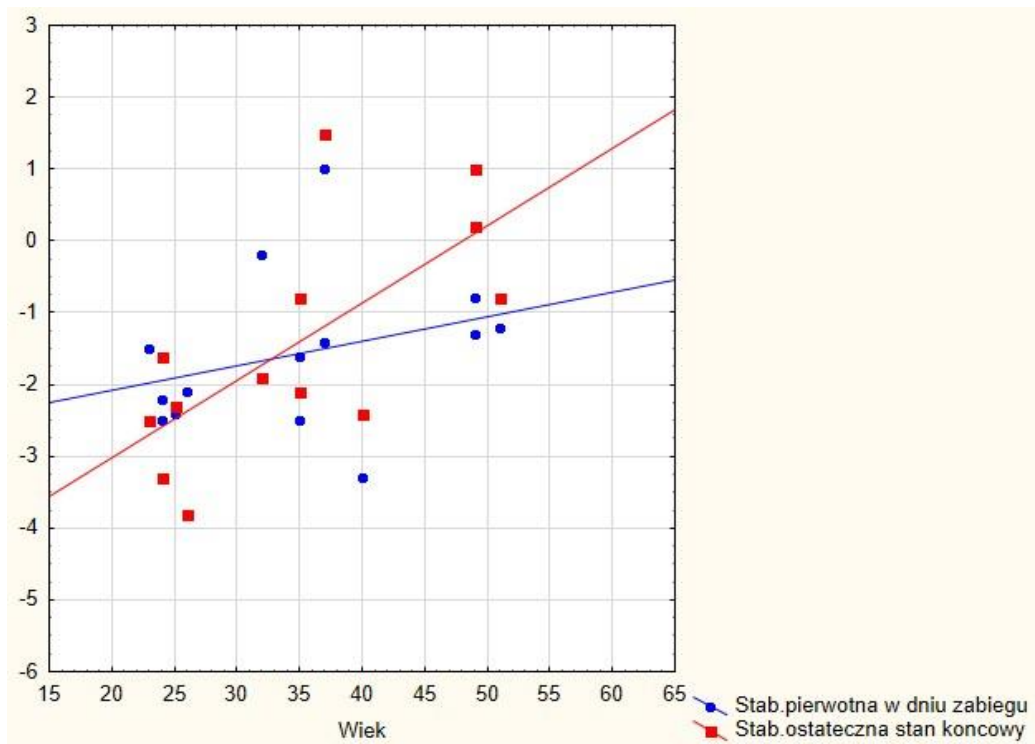
Żuchwa	Średnia-M	Średnia-K	Odch.st.- M	Odch.st.- K	Wartość testu t-Studenta	Liczebność N	Poziom istotności p
Stabilizacja pierwotna	-4,30	-4,02	2,49	2,22	-0,3082	28	0,7603
Stabilizacja ostateczna	-4,84	-4,77	2,07	1,29	-0,0893	28	0,9295

Tabela VIII. Średnie wartości stabilizacji wszczepów w zależności od płci w szczęce.

Szczęka	Średnia-M	Średnia-K	Odch.st.- M	Odch.st.- K	Wartość testu t-Studenta	Liczebność N	Poziom istotności p
Stabilizacja pierwotna	-1,78	-1,57	2,00	1,09	-0,3422	24	0,7352
Stabilizacja ostateczna	-1,61	-1,45	1,55	1,60	-0,2576	24	0,7990

4.2.4. Stabilizacja w odniesieniu do lokalizacji wszczepów, płci i wieku pacjentów.

Kolejnym etapem analizy statystycznej było zbadanie korelacji stabilizacji pierwotnej i ostatecznej zarówno w żuchwie, jak i w szczęcie z uwzględnieniem wieku i płci pacjentów (Ryc.19). Nie wykazano korelacji liniowej pomiędzy wiekiem a stabilizacją wszczepów u mężczyzn w żuchwie (tabela IX). Udowodniono korelację liniową ujemną między wiekiem a stabilizacją pierwotną u mężczyzn w szczęcie, co pozwala wnioskować, że stabilizacja pierwotna wzrasta z wiekiem u mężczyzn w szczęcie (tabela X). Przeprowadzona analiza wyników wykazała, iż nie występuje istotna korelacja pomiędzy wiekiem a stabilizacją wszczepów w żuchwie u kobiet (tabela XI). Wykazano istotną korelację liniową, która jest odwrotna niż u mężczyzn, pomiędzy wiekiem a stabilizacją ostateczną u kobiet w szczęcie. Fakt ten dowodzi, że z wiekiem u kobiet stabilizacja ostateczna maleje w szczęcie (tabela XII).



Ryc.19. Korelacja stabilizacji wszczepów w zależności do wieku pacjentów.

Tab. IX. Wartości współczynnika korelacji liniowej w zależności od wieku i stabilizacji u mężczyzn w żuchwie.

M żuchwa	Stabilizacja pierwotna	Stabilizacja ostateczna
Wiek	-0,1711	-0,1993

Tab. X. Wartości współczynnika korelacji liniowej w zależności od wieku i stabilizacji u mężczyzn w szczęce.

M szczęka	Stabilizacja pierwotna	Stabilizacja ostateczna
Wiek	-0,6062	-0,2749

Tab. XI. Wartości współczynnika korelacji liniowej w zależności od wieku i stabilizacji u kobiet w żuchwie.

K żuchwa	Stabilizacja pierwotna	Stabilizacja ostateczna
Wiek	-0,4439	-0,5274

Tab. XII. Wartości współczynnika korelacji liniowej w zależności od wieku i stabilizacji u kobiet w szczęce.

K szczęka	Stabilizacja pierwotna	Stabilizacja ostateczna
Wiek	0,3041	0,6879

4.3. Wyniki analizy fraktalnej .

Przetworzenia i analizy obrazów radiologicznych struktury kostnej w okolicy wszczepionych implantów dokonano przy wykorzystaniu programu ImageJ, przy pomocy którego obliczono wymiar fraktalny (FD). Porównano zmiany zachodzące w kości w czterech ściśle wyznaczonych obszarach G1, D1, G2, D2 w dniu zabiegu oraz w stanie końcowym. Przez stan końcowy rozumie się czas konieczny dla uzyskania osteointegracji. W przypadku, gdy obszar ROI przewyższał dostępną powierzchnię kostną w okolicy implantu, wykluczano go z analizy. Z grupy wyeliminowano 12 wszczepów. Dotyczyło to dwóch pacjentów, którzy nie zgłosili się na odsłonięcie wszczepów, jednego przypadku perforacji kości oraz 9 przypadków nałożenia się struktur anatomicznych tj. zatoka szczękowa, blaszka zbita wyrostka zębodołowego, ozębna, korzeń zęba. W sumie analiza fraktalna nie została przeprowadzona przy 7 wszczepach w żuchwie oraz 5 wszczepach w szczęce. Analizę fraktalną wykonano przy 22 implantach w żuchwie i 18 w szczęce u 34 pacjentów, w tym 18 mężczyzn i 16 kobiet. Dane te przedstawia tabela XIII.

Tab. XIII. Płeć, lokalizacja oraz liczba wprowadzonych wszczepów w analizowanej grupie pacjentów.

Grupa badana - analiza fraktalna	Liczba pacjentów	Żuchwa	Szczęka	Liczba implantów
Kobiety	16	8	8	16
Mężczyźni	18	14	10	24

4.3.1. Analiza wymiarów fraktalnych w rejonach zainteresowania w dniu zabiegu i po okresie wgajania wszczepów.

Dokonano porównania wymiarów fraktalnych tekstury kostnej obszarów G1 w dniu zabiegu z G1 w stanie końcowym, D1 w dniu zabiegu z D1 w stanie końcowym, G2 w dniu zabiegu z G2 w stanie końcowym oraz D2 w dniu zabiegu z D2 w stanie końcowym. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze G1 wyniosła 2,4545 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,4732. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze G2 wyniosła 2,4572 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,4747. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze D1 wyniosła 2,4517 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,4806. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze D2 wyniosła 2,4613 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,4924. We wszystkich badanych obszarach wartość średnia wymiaru fraktalnego w stanie końcowym była istotnie wyższa niż w stanie początkowym, co wskazuje, że gęstość kości zmalała po okresie wgajania wszczepów.

Wykazano istotne różnice pomiędzy wymiarem fraktalnym w obszarze D1 w dniu zabiegu a D1 w stanie końcowym (tabela XIV). Istotne różnice wymiarów fraktalnych zaobserwowano także pomiędzy obszarami D2 w dniu zabiegu a D2 w stanie końcowym (tabela XV). Brak istotnych różnic udowodniono pomiędzy obszarami G1 w dniu zabiegu a G1 w stanie końcowym (tabela XVI), a także pomiędzy obszarami G2 w dniu zabiegu a G2 w stanie końcowym (tabela XVII).

Tab. XIV. Porównanie wymiarów fraktalnych obszarów D1 w dniu zabiegu z D1 w stanie końcowym.

	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
D1 w dniu zabiegu	2,4517	0,0795				
D1 w stanie końcowym	2,4806	0,0574	-0,0289	40	-2,3014	0,0268

Tab. XV. Porównanie wymiarów fraktalnych obszarów D2 w dniu zabiegu z D2 w stanie końcowym.

	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
D2 w dniu zabiegu	2,4613	0,0819				
D2 w stanie końcowym	2,4924	0,0501	-0,0311	40	-2,3535	0,0237

Tab. XVI. Porównanie wymiarów fraktalnych obszarów G1 w dniu zabiegu z G1 w stanie końcowym.

	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
G1 w dniu zabiegu	2,4545	0,0752				
G1 w stanie końcowym	2,4732	0,0676	-0,0187	36	-1,3582	0,1831

Tab. XVII. Porównanie wymiarów fraktalnych obszarów G2 w dniu zabiegu z G2 w stanie końcowym.

	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
G2 w dniu zabiegu	2,4572	0,0726				
G2 w stanie końcowym	2,4747	0,0589	-0,0175	30	-1,2113	0,2355

4.3.2. Porównanie wymiarów fraktalnych w badanych obszarach w odniesieniu do płci pacjentów.

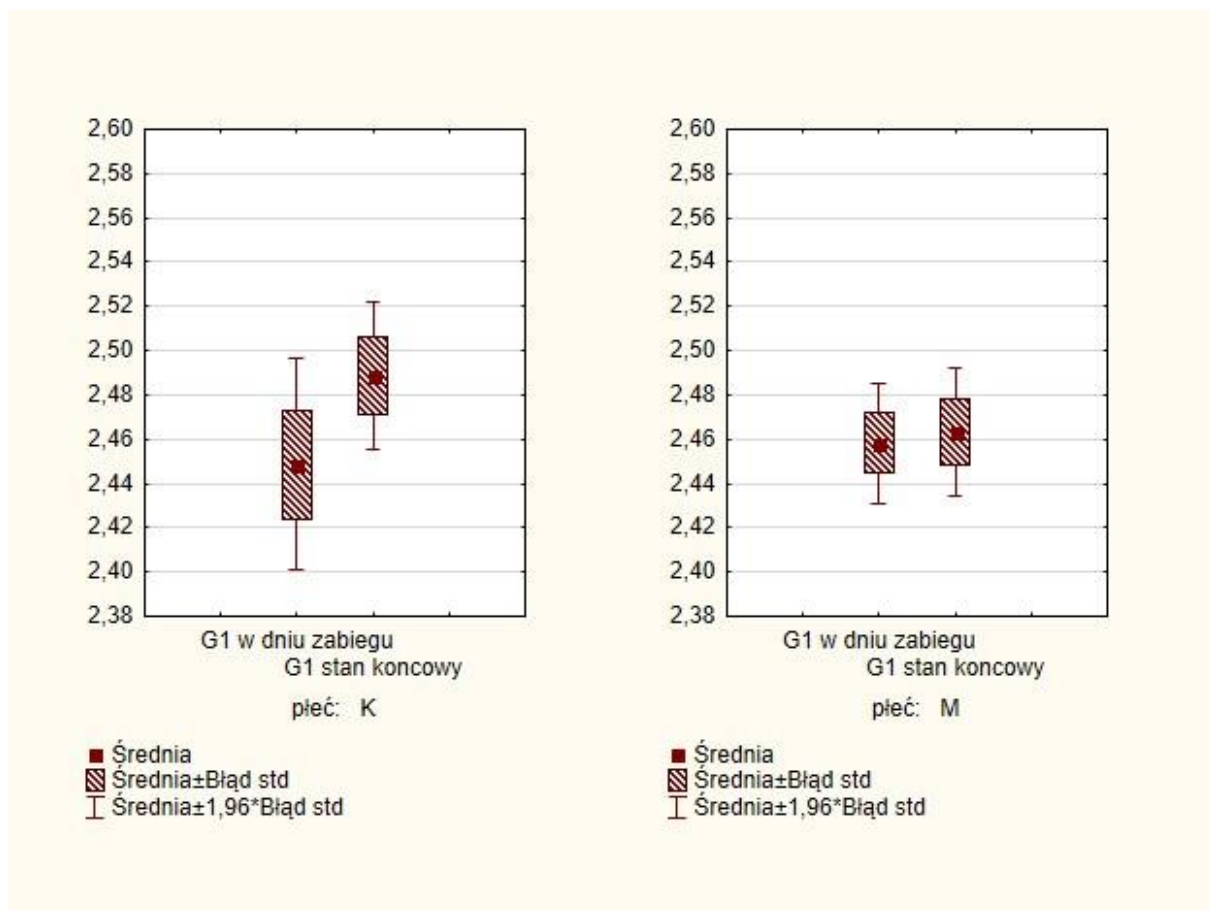
U kobiet istotne różnice zachodzące w strukturze kostnej po okresie wgajania wszczepów zaobserwowano w obszarze D1 (tabela XX), w rejonie G1 różnice były bliskie granicy istotności ($p = 0,0606$) (tabela XVIII). W rejonach G2 oraz D2 nie odnotowano istotnych różnic wymiarów fraktalnych (tabele XXII i XXIV). U mężczyzn nie zaobserwowano istotnych różnic w żadnym z badanych obszarów (tabele XIX, XXI, XXIII, XV). Porównanie wymiarów fraktalnych w obszarach G1 i D1 w dniu zabiegu i po okresie wgajania u kobiet i mężczyzn przedstawiają ryc.20 i ryc.21.

Tabela XVIII. Zmiany zachodzące w obszarze G1 u kobiet.

Kobiety	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
G1 w dniu zabiegu	2,45	0,09				
G1 stan końcowy	2,49	0,06	-0,0402	14	-2,0543	0,0606

Tabela XIX. Zmiany zachodzące w obszarze G1 u mężczyzn.

Mężczyźni	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
G1 w dniu zabiegu	2,46	0,07				
G1 stan końcowy	2,46	0,07	-0,0050	22	-0,2702	0,7897



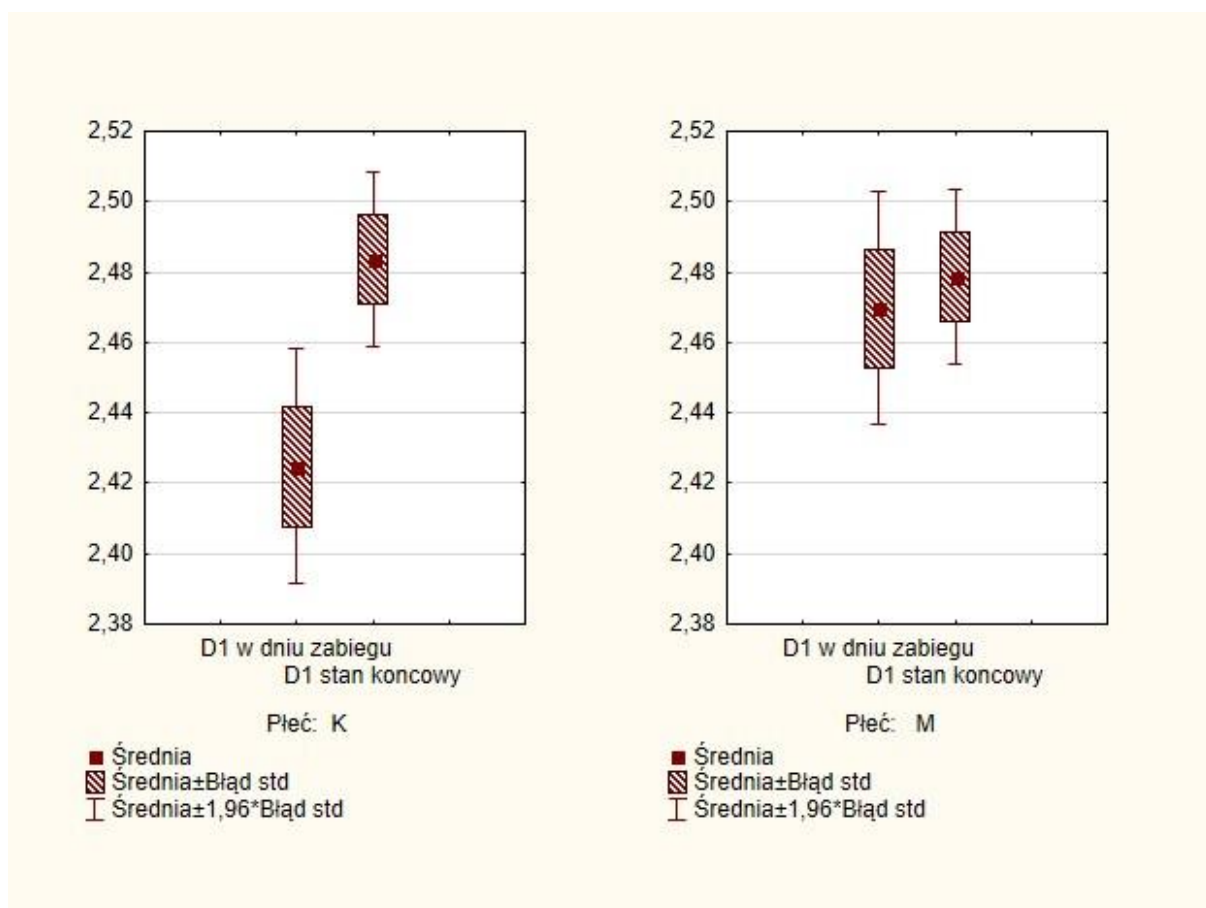
Ryc.20. Porównanie wymiarów fraktalnych w obszarach G1 w dniu zabiegu i po okresie wglajania u kobiet i mężczyzn.

Tabela XX. Zmiany zachodzące w obszarze D1 u kobiet.

Kobiety	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
D1 w dniu zabiegu	2,42	0,07				
D1 stan końcowy	2,48	0,05	-0,0587	16	-3,4168	0,0038

Tabela XXI. Zmiany zachodzące w obszarze D1 u mężczyzn.

Mężczyźni	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
D1 w dniu zabiegu	2,47	0,08				
D1 stan końcowy	2,48	0,06	-0,0090	24	-0,5450	0,5910



Ryc.21. Porównanie wymiarów fraktalnych w obszarach D1 w dniu zabiegu i po okresie wgajania u kobiet i mężczyzn.

Tabela XXII. Zmiany zachodzące w obszarze G2 u kobiet.

Kobiety	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
G2 w dniu zabiegu	2,45	0,07				
G2 stan końcowy	2,49	0,06	-0,0334	13	-1,3674	0,1966

Tabela XXIII. Zmiany zachodzące w obszarze G2 u mężczyzn.

Mężczyźni	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
G2 w dniu zabiegu	2,46	0,07				
G2 stan końcowy	2,47	0,06	-0,0052	17	-0,3026	0,7661

Tabela XXIV. Zmiany zachodzące w obszarze D2 u kobiet.

Kobiety	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
D2 w dniu zabiegu	2,46	0,09				
D2 stan końcowy	2,49	0,04	-0,0301	16	-1,3582	0,1945

Tabela XXV. Zmiany zachodzące w obszarze D2 u mężczyzn.

Mężczyźni	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
D2 w dniu zabiegu	2,47	0,08				
D2 stan końcowy	2,50	0,05	-0,0318	24	-0,8982	0,0703

4.3.3. Porównanie wymiarów fraktalnych w badanych obszarach w odniesieniu do lokalizacji wszczepów i płci pacjentów.

Istotne różnice po okresie wgajania zaobserwowano u kobiet w szczęce w rejonach G1 i D1 (tabele XXVI i XXVII), natomiast szczęce w rejonach G2 i D2 oraz we wszystkich badanych obszarach w żuchwie nie wykazano istotnych różnic. U mężczyzn w szczęce zaobserwowano istotne różnice tylko w rejonie D2 (tabela XXVIII). W pozostałych obszarach w szczęce oraz we wszystkich w żuchwie nie wykazano istotnych różnic w badanych rejonach. Porównanie wymiarów fraktalnych w obszarach G1 w dniu zabiegu i po okresie wgajania u kobiet i mężczyzn w szczęce i w żuchwie przedstawia ryc.22.

Tabela XXV. Zmiany zachodzące w obszarze G1 u kobiet w szczęce.

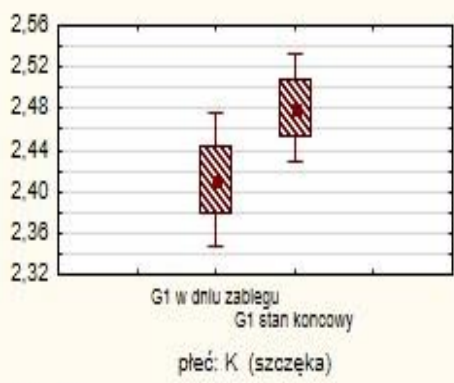
Kobiety szczęka	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
G1 w dniu zabiegu	2,41	0,09				
G1 stan końcowy	2,48	0,08	-0,0694	8	-2,5685	0,0371

Tabela XXVI. Zmiany zachodzące w obszarze D1 u kobiet w szczęce.

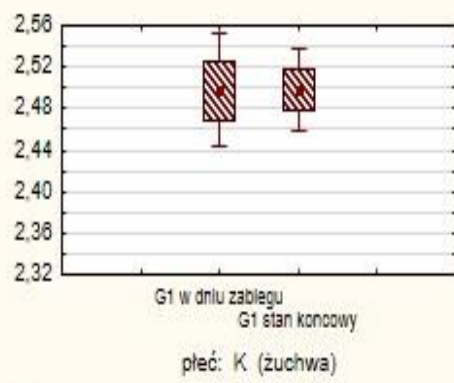
Kobiety szczęka	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
D1 w dniu zabiegu	2,42	0,06				
D1 stan końcowy	2,48	0,05	-0,0635	10	-3,3036	0,0092

Tabela XXVII. Zmiany zachodzące w obszarze D2 u mężczyzn w szczęce.

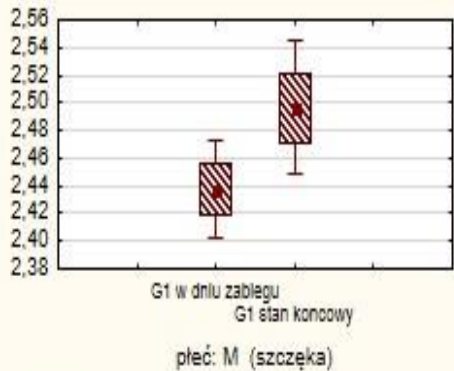
Mężczyźni szczęka	Średnia	Odchylenie standardowe	Różnica	Liczebność N	Wartość testu t-Studenta	Poziom istotności p
D2 w dniu zabiegu	2,42	0,08				
D2 stan końcowy	2,51	0,06	-0,0872	9	-4,0242	0,0038



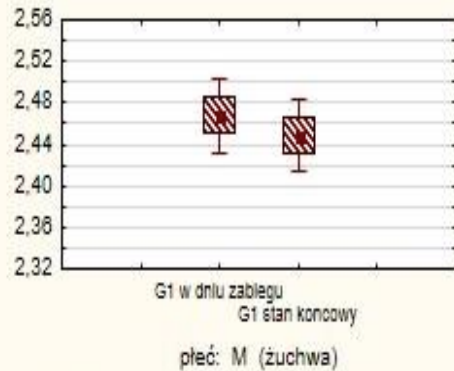
■ Średnia
▨ Średnia±Błąd std
┆ Średnia±1,96·Błąd std



■ Średnia
▨ Średnia±Błąd std
┆ Średnia±1,96·Błąd std



■ Średnia
▨ Średnia±Błąd std
┆ Średnia±1,96·Błąd std



■ Średnia
▨ Średnia±Błąd std
┆ Średnia±1,96·Błąd std

Ryc.22. Porównanie wymiarów fraktalnych w obszarach G1 w dniu zabiegu i po okresie wżajania u kobiet i męczyzn w szczęce i w żuchwie.

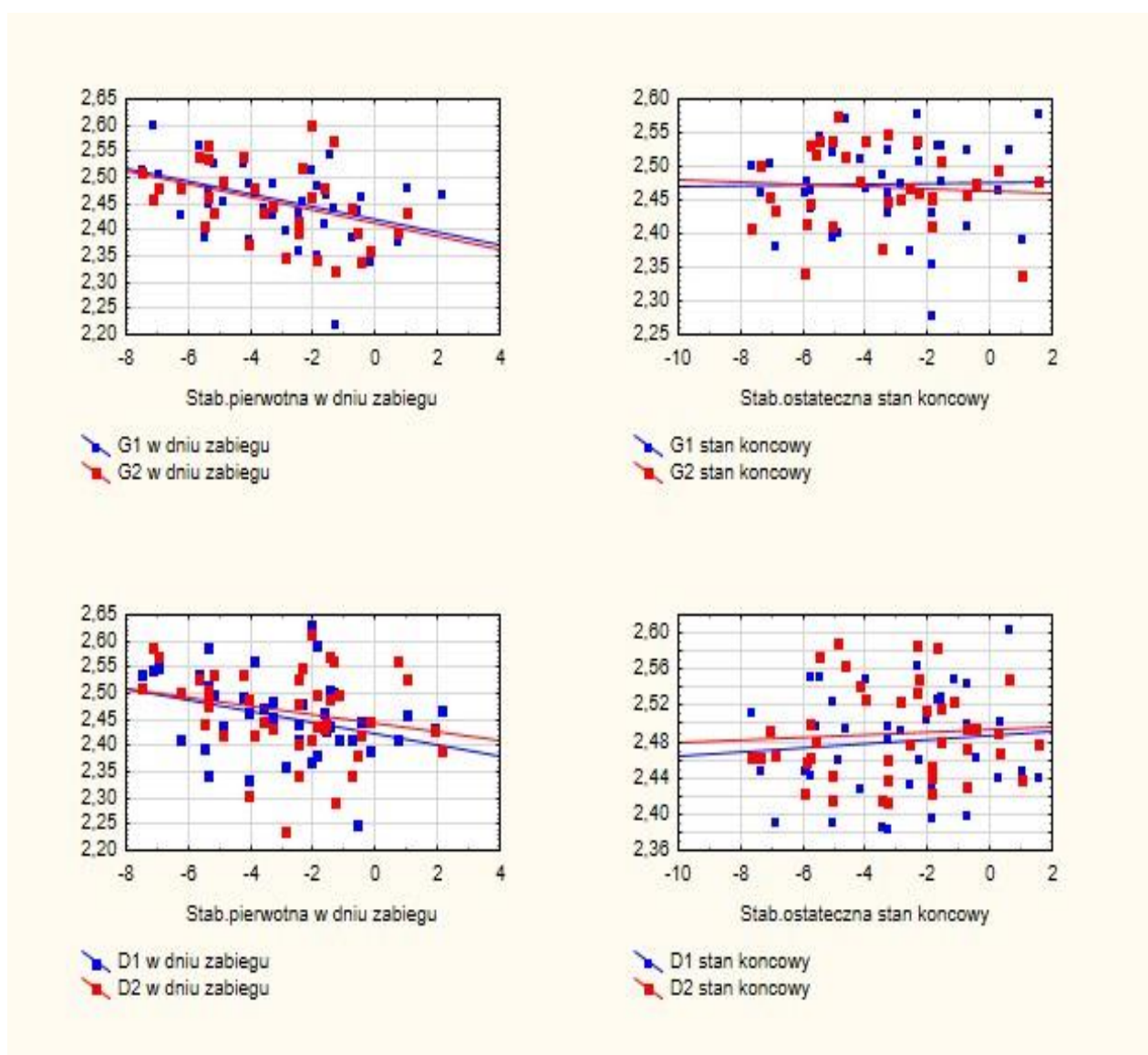
4.4. Ocena korelacji stabilizacji wszczepów z wymiarem fraktalnym tkanki kostnej.

Zbadano korelację pomiędzy stabilizacją pierwotną i ostateczną wprowadzonych wszczepów w grupie badanej a wymiarem fraktalnym rejonów zainteresowania w dniu zabiegu, a także po okresie wgajania implantów. Zaobserwowano istotną korelację pomiędzy FD obszarów G1, G2, D1 a stabilizacją pierwotną implantów, co pozwala wysunąć wniosek, że im wyższa stabilizacja pierwotna, tym wymiar fraktalny jest niższy. Nie wykazano korelacji pomiędzy wymiarem fraktalnym w badanych obszarach a stabilizacją ostateczną (tabela XXVIII).

Tabela XXVIII. Współczynniki korelacji pomiędzy wymiarem fraktalnym a stabilizacją wszczepów. Na czerwono zaznaczono wartości współczynnika korelacji (r) przy $p < 0,05$.

	Stabilizacja pierwotna w dniu zabiegu		Stabilizacja ostateczna stan końcowy
D1 w dniu zabiegu	-0,4050	D1 stan końcowy	-0,2037
D2 w dniu zabiegu	-0,2586	D2 stan końcowy	-0,0479
G1 w dniu zabiegu	-0,4668	G1 stan końcowy	-0,1320
G2 w dniu zabiegu	-0,4091	G2 stan końcowy	-0,0698

Zbadano także korelację wymiarów fraktalnych w obszarach G1 i G2, a następnie D1 i D2 w odniesieniu do stabilizacji pierwotnej. Zaobserwowano, że im wyższa stabilizacja pierwotna, tym mniejszy jest wymiar fraktalny w badanych obszarach, co odzwierciedla malejący kierunek prostych regresji na wykresach z lewej strony ryc.23. Nie wykazano korelacji pomiędzy wymiarem fraktalnym rejonów G1 i G2 oraz D1 i D2 a stabilizacją ostateczną, co odzwierciedlają proste regresji równoległe do osi wartości stabilizacji ostatecznej na wykresach z prawej strony ryc.23.



Ryc.23. Ilustracja graficzna korelacji pomiędzy wymiarem fraktalnym a stabilizacją wszczepów (współczynniki korelacji zamieszczone w tabeli XXIX).

V. DYSKUSJA

Jednym z podstawowych celów współczesnej implantologii jest dążenie do osiągnięcia pozytywnego efektu terapeutycznego nie tylko mechanicznego, ale także estetycznego, co uwarunkowane jest między innymi powierzchnią kontaktu wszczepu z kością [1]. Sukces implantologiczny w dużej mierze zależy od jakości i ilości tkanki kostnej w miejscu planowanej implantacji [41,90]. Im wyższe są wymienione wyżej parametry, tym większa jest stabilizacja pierwotna implantu, która jest nadal jednym z fundamentalnych kryteriów osiągnięcia osteointegracji na dobrym poziomie [68]. Wielu autorów podkreśla, iż osiągnięcie stabilizacji pierwotnej na odpowiednim poziomie warunkuje sukces leczenia implantoprotetycznego [51,83]. Implantolodzy intensywnie poszukują metody ilościowej oceny stabilizacji, która bezspornie określiłaby możliwość natychmiastowego obciążania wszczepu bądź konieczność odroczenia etapu protetycznego. Ale czy ocena ta jest wystarczająca zwłaszcza w stosunku do skomplikowanej architektury tkanki kostnej? Klinicznie wykazana zwiększona ruchomość wszczepu, a także resorbcja kości w okolicy implantu, szczególnie w okolicy jego szyjki, po okresie wgajania obserwowana na zdjęciu radiologicznym może świadczyć o niepowodzeniu leczenia [127]. Według Lekholma i wsp. [58] oraz Sundéna i wsp. [113] ocena radiologiczna kości otaczającej wszczep oraz kliniczna ocena ruchomości implantu są najbardziej wiarygodną metodą ewaluacji osteointegracji. Dostępne piśmiennictwo zawiera liczne doniesienia na temat klinicznych testów ruchomości wszczepów, jak również o zastosowaniu analizy fraktalnej do ewaluacji różnych struktur anatomicznych. Jak dotąd została wykazana korelacja pomiędzy stabilizacją wszczepów mierzoną urządzeniem Osstell a wymiarem fraktalnym kości w okolicy okołowszczepowej [57,126]. W dostępnym piśmiennictwie nie natrafiono na publikacje omawiające związek pomiędzy stabilizacją mierzoną urządzeniem Periotest, a wymiarem fraktalnym kości w sąsiedztwie wszczepów. Powyższa problematyka stała się przedmiotem niniejszych badań.

W procesie badawczym posłużono się metodą oceny stabilizacji wszczepów przy wykorzystaniu przyrządu Periotest M model 3218. Badania z wykorzystaniem urządzenia Periotest są metodą prostą, szybką, nieinwazyjną, dającą powtarzalne wyniki [11]. Na pomiar Periotestem zasadniczo wpływają czynniki takie jak lokalizacja implantu, miejsce uderzenia głowicy urządzenia oraz kąt jej przyłożenia [117]. Niezmiernie istotna jest odległość brzegu kostnego od punktu referencyjnego, w którym dokonywano pomiarów stabilizacji. Meredith i wsp. [72] i Lachmann i wsp. [52] w swoich niezależnych badaniach wykazali, że każdorazowe zwiększenie odległości punktu pomiarowego o 1 mm powoduje wzrost wartości PTV o 1,5. Cranin i wsp. wskazywali na istotność przyłożenia głowicy jak najbliżej brzegu kostnego [18]. Biorąc pod uwagę te spostrzeżenia każdorazowo dokonywano pomiarów w ściśle wyznaczonym punkcie u podstawy trójkątnej płaskiej powierzchni na przenośniku trójfunkcyjnym, by zapewnić powtarzalność wyników. Duża czułość Periotestu sprawiała, że mogły zostać wykonywane błędy pomiarów przez niedoświadczonego lekarza, dlatego wszystkich pomiarów dokonywała osobiście autorka pracy doktorskiej.

Lachman i wsp. w swoich badaniach wskazywali, że najbardziej wiarygodna jest analiza długoterminowa zmian stabilizacji tylko w przypadku implantów o tych samych parametrach tj. długość, średnica, powierzchnia. Porównywanie stabilizacji wszczepów różniących się tymi właściwościami jest bezcelowe i nie powinno być wykonywane [54]. Warunek ten został spełniony w prezentowanej powyżej pracy badawczej. Uwzględniając sugestie tego implantologa posłużono się w badaniach tylko wszczepami dwuczęściowymi Osteoplant Hex o średnicy części środkowej 4,0 mm i długości 12 mm. Na podstawie przeprowadzonych eksperymentów udowodniono, że Periotest nie powoduje uszkodzenia kości podczas wykonywania pomiarów stabilizacji. Jest to metoda obiektywna i użyteczna do oceny ruchomości implantów zakotwiczonych w kości [42]. Tarnow i wsp. [114] oraz Horuichi i wsp. [37] w swoich niezależnych badaniach wskazywali na fakt, iż ewaluacja

stabilizacji wszczepów przy użyciu Periotestu powinna być wykonywana każdorazowo przed podjęciem decyzji o obciążeniu implantu. W swoich badaniach, podobnie jak w niniejszej pracy, wykorzystywali konwencjonalne wszczepy oraz standardową technikę preparacji łoża kostnego. Drago i wsp. udowodnili, że Periotest jest wysoce dokładnym i praktycznym urządzeniem w badaniach klinicznych. Wskazują na fakt, iż osiągnięcie odpowiedniej stabilizacji pierwotnej warunkuje późniejszą osteointegrację [23].

Parametry takie jak technika chirurgiczna, geometria i powierzchnia wszczepu były stałe w powyższych badaniach. Z tego względu większość różnic związanych ze stabilizacją poszczególnych implantów związana była przede wszystkim z rodzajem kości pacjentów. Szczeka jest zbudowana głównie z kości gąbczastej, natomiast w żuchwie dominującą komponentą jest kość zbita, co zasadniczo wpływa na gęstość kości, a to z kolei ma swoje odzwierciedlenie w stabilizacji implantów [84]. Wartości PTV stabilizacji mieszczą się najczęściej w przedziale od -8 do +9 [104]. Liczne badania pokazują, że wartości PTV stabilizacji pierwotnej wskazujące na osiągnięcie przyszłego sukcesu leczenia implantoprotetycznego wynoszą od -5 do +5, co świadczy o wąskim przedziale wartości [14,75,127]. W niniejszych badaniach stabilizacja pierwotna mieściła się tylko w ujemnym przedziale wartości PTV od -7,5 do -0,2. Truhlar i wsp. w swoich długookresowych badaniach klinicznych dowodzą, iż Periotest pozwala ustalić, czy wszczep osiągnął wymagany stopień osteointegracji i możliwe jest obciążenie implantu oraz przejście do etapu leczenia protetycznego. Wartość PTV stabilizacji ostatecznej, która wskazuje, że wszczep dobrze zintegrował się z kością wynosi -8 do 0. Wyższe wartości sygnalizują niedostateczną osteointegrację i konieczność odroczenia obciążenia. Autorzy tych badań ocenili Periotest jako wartościowy instrument oceniający w sposób obiektywny status osteointegracji na drugim etapie chirurgicznym [119]. W opisanych w tejże rozprawie badaniach wartość graniczna PTV stabilizacji ostatecznej przesunęła się do -7,7 do +1,0.

Wyniki przeprowadzonych powyżej badań pozwalają jednoznacznie stwierdzić, że wartości PTV stabilizacji zarówno pierwotnej, jak i ostatecznej wszczepów w żuchwie są niższe aniżeli w szczęcie, co odzwierciedlone jest wyższą stabilizacją wszczepów w żuchwie. Średnia wartość stabilizacji pierwotnej w żuchwie wyniosła -4,09 PTV, natomiast stabilizacji ostatecznej -4,81 PTV. Z kolei w szczęcie średnia wartość stabilizacji pierwotnej wyniosła -1,68 PTV, a stabilizacji ostatecznej -1,52 PTV. Fakt lepszej stabilizacji w żuchwie odnotowali także Saini i wsp., którzy uzyskali średnią wartość -4 PTV dla zintegrowanych wszczepów w żuchwie, natomiast w szczęcie wartość ta wyniosła -2 PTV [103]. Koreańscy naukowcy również zaobserwowali znaczące różnice wartości PTV stabilizacji pierwotnej 114 wszczepów w szczęcie i w żuchwie. W swoich badaniach dowiedli wyższe wartości PTV w momencie implantacji w obrębie kości szczęki (-0,17 PTV) w porównaniu do kości żuchwy (-3,02 PTV). Wszystkie pomiary wykonane zostały przez jednego operatora, tak aby wyeliminować ewentualne błędy [88]. Truhlar i wsp. w swoich długookresowych badaniach klinicznych oceniali stabilizację wszczepów na drugim etapie leczenia implantologicznego oraz analizowali korelację pomiędzy wartościami PTV a różnym stopniem twardości kości. Średnia wartość dla wszczepów zintegrowanych z kością wynosiła -3,37 PTV. Średnia wartość PTV wyniosła -3,82 dla kości w pierwszym stopniu czterostopniowej skali twardości kości, -3,70 PTV dla kości w drugim stopniu twardości, -3,31 PTV dla kości w trzecim stopniu twardości oraz -1,29 PTV dla kości w czwartym stopniu twardości. Autorzy dowiedli, że po okresie wgajania wszczepów wartość PTV zmienia się o +/- 1 PTV, co odzwierciedlają również niniejsze wyniki badań. Lepsza stabilizacja implantów w żuchwie jest związana z większą gęstością kości oraz grubszą warstwą kości zbitej wyrostka zębodołowego [119]. Wielu autorów wskazuje, że stabilizacja pierwotna stopniowo maleje wraz z przebudową tkanki kostnej wokół implantu na rzecz stabilizacji wtórnej [25,30,65,89]. Gładkowski i wsp. wskazują, iż krytycznym momentem w procesie wgajania wszczepu jest

okres między trzecim a czwartym tygodniem po implantacji, ponieważ rozrzedzenie kości jest wtedy największe, a stabilizacja wtórna jest zbyt słaba by zapewnić utrzymanie wszczepu [28]. Oh i wsp. również odnotowali fakt lepszej stabilizacji wszczepów w żuchwie. Zbadali oni 48 wszczepów o tej samej średnicy i długości. Według nich po okresie wgajania wszczepów stabilizacja ostateczna maleje zarówno w żuchwie (średnio o 0,55 PTV), jak i w szczęce (średnio o 0,61 PTV) w porównaniu ze stabilizacją pierwotną [89]. Wnioski te nie są w pełni porównywalne z prezentowanymi w powyższej pracy doktorskiej, gdyż w tychże badaniach odnotowano wzrost stabilizacji ostatecznej w żuchwie (średnio o 0,72 PTV), natomiast w szczęce stabilizacja ostateczna malała (średnio o 0,16 PTV). Koreańscy autorzy nie brali pod uwagę kryterium płci i wieku grupy badanej. Z obserwacji uzyskanych w pracy doktorskiej wynika, że wiek i płeć istotnie wpływają na gęstość tkanki kostnej zwłaszcza w szczęce, co w konsekwencji warunkuje stabilizację wszczepów. Zaobserwowano, iż wartości PTV stabilizacji u kobiet zarówno w szczęce jak i w żuchwie są wyższe niż u mężczyzn, co wiąże się z gorszą stabilizacją. Stabilizacja ostateczna wzrosła w żuchwie zarówno u kobiet z -4,02 do -4,77 PTV, jak i u mężczyzn z -4,30 do -4,77 PTV. Natomiast w szczęce u obu płci stabilizacja po okresie wgajania zmaląła, u kobiet z -1,57 do -1,45, a u mężczyzn z -1,78 do -1,61 PTV. Olive i Aparicio zbadali stabilizację 204 wszczepów implantowanych u 36 pacjentów (16 mężczyzn i 29 kobiet). Autorzy ci również odnotowali u mężczyzn lepsze wyniki stabilizacji pierwotnej w żuchwie (-2,30 PTV) aniżeli w szczęce (-0,05 PTV). Natomiast u kobiet w żuchwie stabilizacja pierwotna wyniosła -1,51 PTV, a w szczęce +1,59 PTV [90]. Tricio i wsp. przeprowadził badania na grupie 151 pacjentów (94 kobiety, 57 mężczyzn), u których wszczepili 400 implantów, 67 w szczęce i 84 w żuchwie. Badacze ci także uzyskali lepszą stabilizację w żuchwie u mężczyzn (-3,1 PTV) niż u kobiet (-2,9 PTV). W szczęce u mężczyzn stabilizacja również była wyższa (-2,0 PTV) niż u kobiet (-0,7 PTV) [117]. Mesa i wsp. dowiedli, że prawdopodobieństwo niepowodzenia leczenia

implantologicznego ocenianego skalą PTV jest większe u kobiet ze względu na mniejszą masę kostną w porównaniu do mężczyzn [75]. Nie tylko budowa anatomiczna kości, ale również gospodarka hormonalna ma wpływ na ilość i jakość tkanki kostnej. Kobiety w okresie okołomenopauzalnym cierpią na szybką utratę istoty gąbczastej kości, co szczególnie widoczne jest w szczęcie. Fakt ten odzwierciedlają wyniki niniejszych badań, które wskazują, że stabilizacja ostateczna maleje wraz z wiekiem u kobiet w szczęcie (0, 6879). Wyniki powyższej pracy doktorskiej sugerują również, że stabilizacja pierwotna wzrasta u mężczyzn wraz z wiekiem w szczęcie (-0,6062). Udowodniono korelację pomiędzy stabilizacją pierwotną a grubością kości korowej, co jest w zgodzie z wnioskami innych doniesień o tym, iż gruba warstwa korowa kości jest czynnikiem determinującym stabilizację wszczepów. Grubość warstwy korowej różni się w zależności od wieku, lokalizacji, obecności zębów sąsiednich [38,74,79].

Jednym z czynników warunkujących długoterminowy sukces implantologiczny jest gęstość kości w miejscu planowanej implantacji [78]. Aby właściwie ocenić gęstość kości Trisi i Rao [118] oraz Friberg i wsp. [26] dokonywali biopsji kości, po czym analizowali jej jakość używając metod histomorfometrycznych. Ta procedura jest niemożliwa do wykorzystania u pacjentów implantologicznych in vivo. Najlepszą metodą oceny jakości kości jest ocena radiologiczna. Metoda ilościowej tomografii komputerowej (Quantitative computed tomography - QCT) [100] lub absorpcjometria podwójnej energii promieniowania rentgenowskiego (Dual Energy X-ray Absorptiometry - DXA) [96] może być wykorzystana do pomiarów gęstości kości, aczkolwiek w klinicznych warunkach gabinetów chirurgii stomatologicznej, ich użyteczność jest ograniczona ze względu na brak odpowiedniego oprzyrządowania oraz na trudność przeprowadzania tych procedur. Gęstość kości można także obliczać w obszarach zainteresowania przy użyciu skali jednostek Housfielda na podstawie konwencjonalnej tomografii komputerowej CT [85]. Mimo takich możliwości

większość klinicystów preferuje wykonywanie zdjęć pantomograficznych do oceny ilości i jakości kości. Wykorzystując zdjęcia pantomograficzne lub zębowe tych samych obiektów, można dostrzec duże różnice w gęstości kości, co jest rezultatem warunków wykonania zdjęć oraz metody przetworzenia obrazów radiologicznych. Ten oto problem związany z oceną morfologiczną beleczek kostnych na zdjęciach radiologicznych rozwiązał White. Autor ten opracował morfometryczną analizę komputerową przy wykorzystaniu obowiązujących standardów diagnostycznych, na którą nie ma wpływu kąt napromieniowania oraz kontrast oryginalnego zdjęcia. Do swojej analizy fraktalnej używał zdjęć zębowych, na podstawie których obserwował zmiany zachodzące w obrazie beleczek kostnych u pacjentów cierpiących na osteoporozę [123].

W publikacjach z ostatnich lat wzrasta zainteresowanie możliwością wykorzystania analizy fraktalnej w wielu dziedzinach nauki, w tym również w medycynie. W zakresie radiologii stomatologicznej i szczękowo-twarzowej analiza fraktalna może zostać użyta do oceny gęstości kości. Podejmuje się próby analizy struktury kości szczęk do oceny chorób przyzębia oraz osteoporozy. Wielu autorów wskazuje, że tkanka kostna ma budowę fraktalną. Ilościowej oceny zmian w tkance kostnej można dokonać za pomocą wymiaru fraktalnego obrazów radiologicznych [62,85,86,96]. Rozwój radiografii cyfrowej w powiązaniu z najnowszymi systemami komputerowymi rozszerzył znacznie możliwości diagnostyczne. Przy pomocy technik przetwarzania i analizy obrazów cyfrowych możemy uzyskać większą ilość informacji odnoszących się do trójwymiarowej struktury kości [24,115]. Pojawiły się doniesienia o możliwościach matematycznego określania parametrów tekstury rentgenowskiej, co wykazuje dodatnią korelację z wynikami analizy histomorfometrycznej tkanki kostnej [15,47].

Southard i wsp. wykazali silną korelację pomiędzy wymiarem fraktalnym FD a demineralizacją kości ($r = -0.94$, $p < 0.0037$). Wymiar fraktalny rośnie wraz ze spadkiem

gęstości kości [111]. Luo i wsp. przekształcali obrazy 3D kości uzyskane dzięki tomografii komputerowej na dwuwymiarowe płaskie obrazy radiologiczne. Posługując się analizą fraktalną uzyskanych radiogramów udowodnili, że używając tej metody można dokonać oceny architektury tkanki kostnej. Dowiedli, że wymiar fraktalny wzrasta kiedy gęstość kości maleje. Analiza fraktalna zwykłych zdjęć radiologicznych może stać się alternatywą dla kosztownych i specjalistycznych badań obrazowych [61]. Badania Pothuaud i wsp. potwierdzają możliwość wnioskowania o danych architektonicznych odnoszących się do trójwymiarowej struktury na podstawie informacji zawartych w dwuwymiarowym filmie radiologicznym [95]. Bollen i wsp. porównywali FD uzyskane ze zdjęć zębowych z FD ze zdjęć pantomograficznych wykonywanych zarówno w szczęcie, jak i w żuchwie. Współczynnik korelacji pomiędzy średnią wartością FD uzyskanym z pantomogramów i zdjęć zębowych wyniósł 0,22 ($p=0.004$, $n=179$). Podczas tych badań udowodniono, że wymiar fraktalny mierzony na podstawie pantomogramów jest niższy aniżeli ze zdjęć zębowych. FD jest wyższe na obydwu rodzajach zdjęć u pacjentów z cienką zerodowaną blaszką zbitą wyrostka zębodołowego żuchwy. Autorzy wskazują, iż zdjęcia zębowe dają bardziej precyzyjne wyniki wymiarów fraktalnych kości. Badania te potwierdzają, że FD wzrasta, kiedy maleje masa kości [6]. Przy wykorzystaniu wymiaru fraktalnego obliczonego na podstawie 6 żuchw płodów Wojtowicz i wsp. ukazali zwiększanie się stopnia złożoności struktury beleczek w trakcie wzrostu kości. W swoich badaniach, podobnie jak niniejszej pracy doktorskiej, wykorzystał metodę box-counting do wyliczenia FD [125]. Jolley i wsp. określali gęstość beleczek kostnych w okolicy siekaczy centralnych w szczęcie na podstawie zdjęć zębowych. Badania te udowadniają, że pomiar FD uzyskany ze zdjęć zębowych jest wiarygodną metodą określającą zmiany zachodzące w kości wyrostka zębodołowego w przebiegu różnych chorób kości [43]. Huh i wsp. potwierdzili, że analiza fraktalna beleczkowej struktury kostnej szczęk przy użyciu wewnątrzustnych zdjęć cyfrowych może

być wykorzystywana do oceny zmian patologicznych oraz jakości kości przed zabiegami implantologicznymi. Jest to niedrogie i wygodne narzędzie skriningowe służące w diagnostyce chorób ogólnoustrojowych powodujących zmiany w obrazie kości. Dzięki programom komputerowym do automatycznej obróbki obrazów radiologicznych jest możliwe obliczenie wymiaru fraktalnego oraz opisanie kształtu beleczek kostnych [39].

Udowodniono, że warunki wykonania zdjęć takie jak kąt i dawka napromieniowania nie mają wpływu na wymiar fraktalny beleczek kostnych. Jednakże czynniki takie jak zjawisko szumów oraz metoda przetwarzania zdjęć może znacząco wpłynąć na wartości wymiaru fraktalnego [27]. Analiza fraktalna daje różne wyniki pod wpływem rozmaitych czynników, dlatego powinna być wykonywana według ściśle określonych ograniczeń. Southard i wsp. [111] wskazują także, że wyniki różnią się ze względu na różnice w indywidualnych koncepcjach badań oraz istnieją różnice w anatomii kości w grupach badanych.. Ponadto Lee i wsp. [56] uważają, że analiza fraktalna może dawać inne wartości w zależności od pozycji i wielkości obszarów zainteresowania ROI. W większości publikacji do obliczania wymiaru fraktalnego zostały użyte zdjęcia zębowe [112]. Mimo, że zdjęcia te dokładnie odwzorowują wzór beleczek kostnych, niektórzy autorzy używali do badań zdjęć pantomograficznych, które niestety są zniekształcone i rozproszone. Wilding i wsp. [123] oceniali przebudowę kości po implantacji na podstawie zmian wymiaru fraktalnego obliczanego ze zdjęć pantomograficznych. Autorzy wykazali, że wymiar fraktalny FD uzyskany z obrazów radiologicznych jest związany z różnicą gęstości beleczek kostnych. Orientacja tekstury na zdjęciu odpowiada rozmieszczeniu beleczek w kości. Autorzy potwierdzają tezę, iż wymiar fraktalny FD może być użytecznym wskaźnikiem zmian zachodzących w kości w przebiegu chorób związanych z utratą wapnia. Kość wyrostka zębodołowego zmienia się pod wpływem zakotwiczenia wszczepu dentystycznego, szczególnie w obszarze usytuowanego przy szyjce implantu. Te zmiany w kości mogą być

widoczne jako rozrzedzenie tekstury na radiogramach, co oznacza wzrost FD. Nair i wsp. [80] oraz Heo i wsp. [33] w swoich niezależnych badaniach odnotowali wzrost wymiaru fraktalnego w trakcie procesu gojenia się kości. Nair i wsp. prowadzili badania na żuchwach królików, natomiast Heo i wsp. wykonali badania u ludzi oceniając proces gojenia kości po zabiegach ortognatycznych przy użyciu analizy fraktalnej. Wykonywali serię zdjęć pantomograficznych zarówno przed, jak i po operacji (1-2 dni; 1, 6, 12 miesięcy). FD uzyskiwali przy wykorzystaniu metody wymiaru pudełkowego (box-counting method). Udowodnili, że FD malał szybko po zabiegu (1,5579), następnie stopniowo wzrastał z upływem czasu (1,607). Po 12 miesiącach gojenia FD miał podobne wartości jak przed operacją (1,654). Wyniki badaczy sugerują, iż FD może być użyty do oceny procesu gojenia się kości po zabiegach chirurgicznych. Alman i wsp. także dowiedli w swoich badaniach, że zdjęcia pantomograficzne można zastosować w badaniach skriningowych osteopenii oraz, że FD może być cennym narzędziem skriningowym [3].

Dotychczasowe badania analizy fraktalnej są przepełnione parametrami, których kontrola jest trudna. Dobór grupy badanej, selekcja obszarów kości do badań (ROI lokalizacja i kształt), cyfrowe techniki przetwarzania obrazów kości, metody używane do kalkulacji wymiaru fraktalnego mają istotny wpływ na prowadzone badania. W prezentowanej pracy dokonano kalkulacji i porównania wymiarów fraktalnych w różnych przeprowadzonych badaniach, w których dowiedziono, że wymiar fraktalny nie jest uzależniony od techniki projekcji radiologicznej [65], ale istotnie wpływa na jego wartość metody jego obliczania [13,106]. W swoich badaniach posłużono się metodą box-counting, która ma najszersze zastosowanie w obliczaniu FD. Caldwell i wsp. [12] użyli tej metody do badania parenchymy na podstawie mammogramów, a Caligiuri i wsp. [13] do rozróżniania osteoporotycznych radiogramów.

W swoich badaniach wykorzystano zdjęcia zębów implantowanych rejonów kości. Wykonywano je przy użyciu indywidualnych kluczy zgryzowych, tak by na drugim etapie implantologicznym uzyskać zdjęcie dokładnie tego samego obszaru. Wzorując się na badaniach Hildebolta i Couture wykorzystano do swoich badań płytki z fosforem fotoaktywnym, na których rejestrowano obrazy radiologiczne, a następnie przekształcano je przy użyciu programu ImageJ. Autorzy ci jako pierwsi dowiedli użyteczności tych dwóch metod w obrazowaniu wewnątrzustnym [35,36]. Uzyskane zdjęcia zębów transformowano wykorzystując program ImageJ według schematu analizy fraktalnej opracowanego przez White'a, który zastosował go do oceny masy kostnej u pacjentek cierpiących na osteoporozę [121,122].

Szeroko udokumentowany fakt największej utraty tkanki kostnej w okolicy szyjki wszczepu [51,123,125], skłonił mnie do wyeliminowania tej okolicy ze swoich badań. Wyznaczając rejony zainteresowania wybrano obszary znajdujące się poniżej szyjki implantu, tak aby zarejestrować zmiany wymiarów fraktalnych w odmiennych rejonach kości otaczającej wszczep. Jednocześnie wyznaczone obszary kostne są miejscem przyjmującym największe siły działające na wszczep [69]. Niniejsze badania wykazały, że FD wzrosło po okresie wgajania wszczepów we wszystkich rejonach zainteresowania, co świadczy o tym, że gęstość tkanki kostnej w okolicy implantu maleje. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze G1 wyniosła 2,4545 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,4732. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze G2 wyniosła 2,4572 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,4747. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze D1 wyniosła 2,4517 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,4806. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze D2 wyniosła 2,4613 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,4924. Zaobserwowano większe rozrzedzenie kości w okolicy wierzchołkowej wszczepu w porównaniu do obszaru poniżej pierwszego gwintu implantu, w którym nie wykazano istotnych różnic wymiarów fraktalnych

w dniu zabiegu i po okresie wgajania. Doświadczenia Zeytinoğlu i wsp. również potwierdzają fakt zmniejszania się FD tkanki kostnej w okolicy okołowierzchołkowej wszczepów po 6 miesięcznym okresie wgajania. Autorzy ci badali zmiany FD obliczonego metodą box-counting na podstawie cyfrowych zdjęć 76 implantów wykonanych przy użyciu płytek fosforanowych systemu Digora. W rejonie wierzchołkowym FD w dniu zabiegu wynosił 1,202, a po sześciu miesiącach 1,121 [129]. Önem i wsp. obliczali zmiany FD w okolicy okołowszczepowej 42 implantów używając programu ImageJ i metody box-counting. Na podstawie zdjęć zębowych wyznaczali okołowierzchołkowy obszar zainteresowania, w którym FD w dniu zabiegu wynosił 1,26, a po sześciu miesiącach 1,39 Podobnie jak w obecnej pracy autorzy odnotowali wzrost FD po okresie wgajania wszczepów, co związane jest ze spadkiem gęstości kości. [91].

W swoich badaniach znaczące różnice dostrzeżono w odniesieniu do płci pacjentów. W grupie mężczyzn wymiar fraktalny po okresie wgajania bardzo nieznacznie wzrastał, często nawet nie odnotowano wzrostu, co świadczy o małych zmianach gęstości kości w okolicy implantów u mężczyzn. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze G1 wyniosła 2,46 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,46. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze G2 wyniosła 2,46 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,47. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze D1 wyniosła 2,47 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,48. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze D2 wyniosła 2,46 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,50. Z kolei w populacji kobiet zaobserwowano zauważalne różnice w wartościach wymiarów fraktalnych po okresie wgajania w obszarze okołowszczepowym. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze G1 wyniosła 2,45 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,49. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze G2 wyniosła 2,45 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,49. Średnia wartość wymiaru fraktalnego w obszarze D1 wyniosła 2,42 w dniu zabiegu, a po okresie wgajania 2,48. Średnia

wartość wymiaru fraktalnego w obszarze D2 wyniosła 2,46 w dniu zabiegu, a po okresie wglądania 2,49. Odchylenia dotyczące płci związane są z różnicami w budowie anatomicznej kości oraz niższą zawartością stężenia wapnia u kobiet w obrębie istoty gąbczastej kości [34]. Ruttimann w swoich badaniach z udziałem kobiet cierpiących na osteoporozę udowodnił, że ocena wymiaru faktalnego FD kości wyrostka zębodołowego żuchwy jest związana z demineralizacją kości. Wymiar fraktalny wzrasta wraz ze wzrostem demineralizacji kości. W badaniach in vivo dowiódł, że wymiar fraktalny jest wyższy u kobiet w okresie postmenopauzalnym niż u kobiet przed menopauzą [50,102]. Khosrovi i wsp. potwierdzili związek pomiędzy utratą wapnia z kości żuchwy u kobiet a wzrostem wymiaru fraktalnego [46].

Parametrem służącym do oceny stabilizacji wszczepów w powyższych badaniach była skala PTV (Perio Test Value), którą mierzono w celu dokonania porównania z wymiarem fraktalnym kości w okolicy wszczepów. Zaobserwowano istotną korelację pomiędzy obszarami zainteresowania a stabilizacją pierwotną implantów, co pozwala wysunąć wniosek, że im wyższa stabilizacja pierwotna, tym wymiar fraktalny jest niższy. Nie wykazano korelacji pomiędzy wymiarem fraktalnym w badanych obszarach a stabilizacją ostateczną.

Turkyilmaz i wsp. badali wpływ gęstości kości na stabilizację wszczepów. Do badań gęstości używali CT, natomiast stabilizację mierzyli urządzeniem Osstell. Wprowadzili 300 implantów i analizowali zmiany tych parametrów bezpośrednio po implantacji oraz 6 miesięcy później. Zaobserwowali istotne statystycznie różnice gęstości kości u mężczyzn w porównaniu z kobietami ($p < 0,001$), co jest analogiczne z moimi spostrzeżeniami. Dowiedli, że gęstość kości maleje w okresie od implantacji do 6 miesięcy po zabiegu, co również zgadza się z moimi wynikami badań. Po zabiegu gęstość kości wyniosła 620 HU, a po okresie wglądania spadła do 642 HU. Udowodnili istotną korelację pomiędzy gęstością kości a

stabilizacją mierzoną urządzeniem Osstell ($p < 0,001$) [120]. Do podobnych wniosków doszli także Lee i wsp. porównując FD ze stabilizacją pierwotną 52 wszczepów mierzona Osstellem. Uzyskali wysoką korelację w żuchwie ($r = 0,571$), różnice były istotne statystycznie ($p < 0,001$). W szczęce korelacja była niższa ($r = 0,350$), a różnice nie były istotne statystycznie ($p > 0,001$). Badacze ci sugerują, iż wymiar fraktalny może być pomocnym wskaźnikiem w przewidywaniu stabilizacji pierwotnej wszczepu [56]. W swoich badaniach zaobserwowano istotną korelację pomiędzy obszarami G1, G2, D1 a stabilizacją pierwotną implantów, co pozwala wysunąć wniosek, że im wyższa stabilizacja pierwotna, tym wymiar fraktalny jest niższy. W obszarze G1 korelacja wyniosła $-0,4050$, w obszarze G2 korelacja wyniosła $-0,4668$, natomiast w obszarze D1 korelacja wyniosła $-0,4091$. Nie wykazano korelacji pomiędzy wymiarem fraktalnym w badanych obszarach a stabilizacją ostateczną. Rozważając wyniki swoich badań mogą wnioskować, iż wymiar fraktalny kości może stać się użyteczną metodą planowaniu leczenia implantologicznego.

VI. WNIOSKI.

1. Ścisłe przestrzeganie protokołu postępowania chirurgicznego podczas implantacji wszczepów zapewnia prawidłową stabilizację pierwotną implantów mierzona przy pomocy urządzenia Periotest, która niejednokrotnie jest wyższa w dniu zabiegu aniżeli osiągnięta po okresie koniecznym dla pełnej osteointegracji .
2. Stopień wysycenia kości wokół wszczepów oceniany za pomocą pomiarów fraktalnych po okresie wgajania ulega obniżeniu, co świadczy o zmniejszeniu gęstości tej tkanki w okolicy implantu.
3. Korelacja pomiędzy wymiarem fraktalnym w dniu zabiegu a stabilizacją pierwotną implantów świadczy o przydatności analizy fraktalnej w przewidywaniu stabilizacji pierwotnej wszczepu.
4. Nie wykazano korelacji pomiędzy wymiarem fraktalnym a stabilizacją ostateczną.

VII. KIERUNEK DALSZYCH BADAŃ

Biorąc pod uwagę otrzymane wyniki badań i fakt, że jest możliwe wnioskowanie stabilizacji pierwotnej wszczepu na podstawie wymiaru fraktalnego kości obliczonego ze zdjęć okołowierzchołkowych, należałoby przeprowadzić ocenę optymalnej wielkości wymiaru fraktalnego, która gwarantowałaby uzyskanie sukcesu implantologicznego. Przeprowadzone badania mogłyby stworzyć schemat umożliwiający pełną ocenę ilościową i jakościową tkanki kostnej w miejscu planowanej implantacji wszczepu, dzięki czemu można by przewidywać uzyskanie stabilizacji implantu na odpowiednim poziomie gwarantującym powodzenie leczenia implantologicznego.

VIII. SPIS RYCIN

- Ryc.1 Wartości skali ruchomości wszczepów mierzonych Periotestem i odpowiadające im kliniczne stopnie ruchomości zębów.
- Ryc. 2 Wartości pomiaru urządzeniem Periotest w przypadku wszczepów.
- Ryc. 3 Wszczep dwuetapowy systemu Osteoplast.
- Ryc. 4 Instrumentarium chirurgiczne systemu Osteoplast.
- Ryc. 5 Procedury zabiegowe stosowane przy implantacji wszczepów dwuetapowych systemu Osteoplast.
- Ryc. 6 Periotest M model 3218.
- Ryc. 7 Obraz trójkątnej płaskiej powierzchni na przenośniku trójfunkcyjnym, na której dokonywano pomiarów stabilizacji wszczepów.
- Ryc. 8 Technika wykonywania pomiarów stabilizacji wszczepów przy użyciu urządzenia Periotest M.
- Ryc. 9 Zmodyfikowana płytką do wykonywania zdjęć metodą kąta prostego:
A) Indywidualnie wykonany klucz zgryzowy z pozycjonerem,
B) Sposób zakładania pozycjonera w jamie ustnej pacjenta.
- Ryc. 10 ImageJ.
- Ryc. 11 Wydzielone obszary zainteresowania w okolicy wszczepu.

Ryc. 12 Analiza fraktalna:

A) Oryginał zdjęcia z zaznaczonym ROI,

B) Oryginał zdjęcia z nałożonym szkieletem.

Ryc. 13 Poszczególne etapy analizy fraktalnej obrazu:

A) Wycięcie ROI,

B) Rozmycie Gaussowskie,

C) Subtrakcja,

D) Binaryzacja,

E) Odwrócenie i szkieletyzacja.

Ryc. 14 Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w grupie badanej.

Ryc. 15 Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w żuchwie.

Ryc. 16 Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w szczęce.

Ryc. 17 Porównanie stabilizacji pierwotnej w żuchwie i szczęce.

Ryc. 18 Porównanie stabilizacji ostatecznej w żuchwie i szczęce.

Ryc. 19 Korelacja stabilizacji wszczepów w zależności do wieku pacjentów.

Ryc. 20 Porównanie wymiarów fraktalnych w obszarach G1 w dniu zabiegu i po okresie
wgajania u kobiet i mężczyzn.

Ryc. 21 Porównanie wymiarów fraktalnych w obszarach D1 w dniu zabiegu i po okresie
wgajania u kobiet i mężczyzn.

Ryc. 22 Porównanie wymiarów fraktalnych w obszarach G1 w dniu zabiegu i po okresie
wgajania u kobiet i mężczyzn w zuchwie i szczęce.

Ryc. 23 Ilustracja graficzna korelacji pomiędzy wymiarem fraktalnym a stabilizacją
wszczepów (współczynniki korelacji zamieszczone w tabeli XXIX).

IX. SPIS TABEL

- Tab. I Płeć, wiek oraz liczba wprowadzonych wszczepów w grupie badanej.
- Tab. II Lokalizacja i liczba wprowadzonych wszczepów w analizowanej grupie pacjentów.
- Tab. III Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w grupie badanych pacjentów.
- Tab. IV Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w żuchwie.
- Tab. V Średnie wartości stabilizacji pierwotnej i ostatecznej w szczęce.
- Tab. VI Porównanie stabilizacji wszczepów implantowanych w żuchwie i szczęce.
- Tab. VII Średnie wartości stabilizacji wszczepów w zależności od płci w żuchwie.
- Tab. VIII Średnie wartości stabilizacji wszczepów w zależności od płci w szczęce.
- Tab. IX Wartości współczynnika korelacji liniowej w zależności od wieku i stabilizacji u mężczyzn w żuchwie.
- Tab. X Wartości współczynnika korelacji liniowej w zależności od wieku i stabilizacji u mężczyzn w szczęce.
- Tab. XI Wartości współczynnika korelacji liniowej w zależności od wieku i stabilizacji u kobiet w żuchwie
- Tab. XII Wartości współczynnika korelacji liniowej w zależności od wieku i stabilizacji u kobiet w szczęce.

- Tab. XIII Płeć, lokalizacja oraz liczba wprowadzonych wszczepów w analizowanej grupie pacjentów.
- Tab. XIV Porównanie wymiarów fraktalnych obszarów D1 w dniu zabiegu z D1 w stanie końcowym.
- Tab. XV Porównanie wymiarów fraktalnych obszarów D2 w dniu zabiegu z D2 w stanie końcowym.
- Tab. XVI Porównanie wymiarów fraktalnych obszarów G1 w dniu zabiegu z G1 w stanie końcowym.
- Tab. XVIII Porównanie wymiarów fraktalnych obszarów G2 w dniu zabiegu z G2 w stanie końcowym.
- Tab. XIX Zmiany zachodzące w obszarze G1 u kobiet.
- Tab. XX Zmiany zachodzące w obszarze G1 u mężczyzn.
- Tab. XXI Zmiany zachodzące w obszarze D1 u kobiet.
- Tab. XXII Zmiany zachodzące w obszarze D1 u mężczyzn.
- Tab. XXIII Zmiany zachodzące w obszarze G2 u kobiet.
- Tab. XXIV Zmiany zachodzące w obszarze G2 u mężczyzn.
- Tab. XXV Zmiany zachodzące w obszarze D2 u kobiet.
- Tab. XXVI Zmiany zachodzące w obszarze D2 u mężczyzn.
- Tab. XXVII Zmiany zachodzące w obszarze G1 u kobiet w szczęce.

Tab. XXVI Zmiany zachodzące w obszarze D1 u kobiet w szczęce.

Tab. XXVII Zmiany zachodzące w obszarze D2 u mężczyzn w szczęce.

Tab. XXVIII Współczynniki korelacji pomiędzy wymiarem fraktalnym a stabilizacją
wszczepów. Na czerwono zaznaczono wartości współczynników korelacji (r)
przy $p < 0,05$.

X. STRESZCZENIE

Jednym z czynników warunkujących długoterminowy sukces implantologiczny jest gęstość kości w miejscu planowanej implantacji. Sukces implantologiczny w dużej mierze zależy od jakości i ilości tkanki kostnej w miejscu wprowadzenia wszczepu. Im wyższe są wymienione wyżej parametry, tym większa jest stabilizacja pierwotna implantu, która jest nadal jednym z fundamentalnych kryteriów osiągnięcia osteointegracji na dobrym poziomie. Powyższa praca jest próbą oceny wpływu gęstości kości na stabilizację implantu oraz późniejszy efekt terapeutyczny. W pracy wykorzystano 52 wszczepy dwuetapowe Osteopant HEX o średnicy części środkowej 4 mm i długości 12 mm, które wprowadzono 40 pacjentom w szczękę i w żuchwie. Bezpośrednio po wprowadzeniu każdego wszczepu dokonywano pomiaru stabilizacji pierwotnej przy użyciu urządzenia Periotest M model 3218. Każdorazowo dokonywano pomiarów w ściśle określonym miejscu na przenośniku trójfunkcyjnym. Dla każdego wszczepu wykonywano trzy powtarzalne pomiary stabilizacji według metody zaproponowanej przez Ji-Su Oh. Po okresie wgajania, który wynosił w żuchwie 3 miesiące, a w szczękę 6 miesięcy, dokonywano pomiaru stabilizacji ostatecznej wszczepów według wcześniej ustalonej metody. Na każdym etapie implantologicznym wykonano cyfrowe zdjęcie zębowe okolicy okołowszczepowej przy użyciu systemu Digora ze standaryzacją parametrów zdjęcia i warunków przestrzennych położenia filmu. Otrzymane w ten sposób obrazy analizowano i przetwarzano przy pomocy programu komputerowego ImageJ, dzięki czemu uzyskano wyniki wymiarów fraktalnych w wyznaczonych obszarach kości w okolicy implantu. Uzyskane dane poddano analizie statystycznej.

Wyniki badań klinicznych wykazały, że stabilizacja ostateczna implantów wzrasta w zuchwie, natomiast maleje w szczęce. Największe zmiany stabilizacji odnotowano u kobiet w szczęce, zwłaszcza w grupie pacjentek w okresie okołomenopauzalnym. Natomiast wyniki badań radiologicznych ukazały wzrost wartości wymiarów fraktalnych w obszarach zainteresowania w okolicy okołowszczepowej kości, zwłaszcza w okolicy wierzchołka implantu, co świadczy o spadku gęstości kości w tych rejonach po okresie wgajania wszczepów. Uzyskano korelację pomiędzy stabilizacją pierwotną implantów a wymiarem fraktalnym, co pozwala wysunąć wniosek, iż im mniejszy wymiar fraktalny kości, tym wyższą stabilizację pierwotną możemy uzyskać. Nie wykazano natomiast korelacji pomiędzy wymiarem fraktalnym a stabilizacją ostateczną wszczepów.

Wyniki przeprowadzonych badań dowodzą, że wymiar fraktalny może być pomocnym wskaźnikiem w przewidywaniu stabilizacji pierwotnej wszczepu. Rozważając wyniki swoich badań mogę wnioskować, iż wymiar fraktalny kości może stać się użyteczną metodą planowania leczenia oraz osiągnięcia sukcesu implantologicznego. Założenie to ma pewne ograniczenia, po pierwsze oprócz gęstości kości istnieje wiele czynników wpływających na stabilizację pierwotną implantu, a po drugie analiza fraktalna jest wrażliwa na sposób przetwarzania obrazu oraz zjawisko szumów. Pomimo tych ograniczeń jest możliwe wnioskowanie stabilizacji pierwotnej wszczepu na podstawie wymiaru fraktalnego kości obliczonego ze zdjęć okołowierzchołkowych. Warunkiem jest ujednolicenie metody kalkulacji wymiaru fraktalnego oraz uzgodnienie metody przetwarzania obrazu.

XI. SUMMARY

One of the factors in determining long-lasting implant success is bone density at the potential implant site. The successful outcome of any implant procedures depends largely upon the bone quality and quantity in the site of implantation. The higher those parameters are, the better primary stability will be, which is still one of the fundamental criterion referring to the achievement of a satisfactory osteointegration.

The present work is an attempt to assess the influence of bone density on implant stability as well as on the future therapeutic effect. In the study 52 two-stage Osteoplant HEX implants with an intraosseous diameter of 4 mm and a length of 12 mm were inserted in 40 patients' maxillae and mandibles. Directly after each implantation Periotest M model 3218 was used to measure the primary stability of an implant. Each time the measurement was taken in a strictly specified position in a tri-functional coping manner. Three repeated measurements were obtained for each implant based on the method proposed by Ji-Su Oh. After the healing period, that lasts 3 months in case of mandible and 6 months in case of maxilla, the measurements of the secondary stability of implants were conducted following the method chosen. At each stage of implantation digital dental images of the implant's area were taken by use of Digora digital X-ray system in standardized conditions. The images were analyzed and processed by use of the ImageJ software that enabled obtaining the results of fractal dimension analysis of the selected areas of implantation. The data obtained were subjected to statistical analysis.

The clinical results showed that secondary stability increases in the mandible and decreases in the maxilla. The greatest changes in stabilization were noted in women's maxillae, especially in perimenopausal women. The results of radiological examination showed an increase in the fractal dimensions in the region of interest that is at peri-implant bone site, especially in the periapical region, which indicates a decrease in bone density in the regions of interest after the healing period. A correlation was observed between the implants' primary stability and the fractal dimension what leads to conclusion that the smaller the value of fractal dimension, the higher primary stability can be obtained. No correlation was observed, however, between the fractal dimension and the implant's secondary stability.

The results of the present study show that fractal dimension can be an additional useful parameter for predicting the implant's primary stability. Considering the results obtained, I draw the conclusion that fractal dimension is a useful method in planning the treatment and ensuring implant success. Some constraints to this assumption are met, however. Firstly, there are many factors other than bone density that influence the primary stability of an implant, secondly, the fractal analysis is sensitive to image processing and the phenomenon of noise. Despite the constraints mentioned it is still possible to predict the primary stability of an implant based on the fractal dimension calculated from periapical images. The condition is to unify the method of calculation of fractal dimension and to adjust the method of image processing.

XII. BIBLIOGRAFIA

- [1] Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:129-36.
- [2] Adwent M, Cieřlik-Bielecka A, Cieřlik T: Porowate wszczepy zębowe Co-Cr-Mo z bioszklęm z natychmiastową odbudową protetyczną – wstępne badania doświadczalne. *Engineering of Biomaterials/Inżynieria Biomateriałów* 2004;38-42:236-237.
- [3] Alman AC, Johnson LR, Calverley DC, Grunwald GK, Lezotte DC, Hokanson JE.: Diagnostic capabilities of fractal dimension and mandibular cortical width to identify men and women with decreased bone mineral density. *Osteoporos Int* 2012;23:1631-1636.
- [4] Baksi BG, Fidler A. Image resolution and exposure time of digital radiographs affects fractal dimension of periapical bone. *Clin Oral Investig* 2012;16:1507-10.
- [5] Berthold C, Holst S, Schmitt J, Goellner M, Petschelt A. An evaluation of the Periotest method as a tool for monitoring tooth mobility in dental traumatology. *Dent Traumatol* 2010;26:120-128.
- [6] Bollen AM, Taguchi A, Hujoel PP, Hollender LG.: Fractal dimension on dental radiographs. *Dentomaxillofac Radiol*, 2001;30:270 – 275.
- [7] Brandt H H: Wprowadzenie do implantologii. Wydawnictwo Medyczne Urban i Partner, Wrocław 1998;34-86.

- [8] Brånemark P-I, Adell R, Breine U, Hansson B, Lindstorm J, Ohlsson A: Intra-osseous anchorage of dental prosthesis. I Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3, 2: 81-100.
- [9] Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
- [10] Bucking W. Przewidywalna ekstrakcja. *Quintessence* 2010;5:317-323.
- [11] Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part I: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:161–172.
- [12] Caldwell CB, Stapleton SJ, Holdsworth DW, Jong RA, Weiser WJ, Cooke G, Yaffe MJ. Characterisation of mammogram parenchymal pattern by fractal dimension. *Physics Med Biol* 1990;35:235–247.
- [13] Caligiuri P, Giger ML, Favus M. Multifractal radiographie analysis of osteoporosis. *Med Phys* 1994;21:503-508.
- [14] Chang PC, Lang NP, Giannobile WV. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:1–12.
- [15] Chappard D, Guggenbuhl P, Legrand E, Baslé MF, Audran M. Texture analysis of X-ray radiographs is correlated with bone histomorphometry. *J Bone Miner Metab* 2005;23:24-29.

- [16] Cochran DL, Buser D, Bruggenkate CM. The use of reduced healing time on ITI implants with a sandblasted and etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:144–153.
- [17] Corten FG, van't Hof MA, Buijs WC, et al. Measurement of mandibular bone density ex vivo and in vivo by dual energy X-ray absorptiometry. *Arch Oral Biol* 1993;38:215–219.
- [18] Cranin AN, DeGrado J, Kaufman M, Baraoidan M, DiGregorio R, Batgitis LZ. Evaluation of the Periotest as a diagnostic tool for dental implants. *J Oral Implantol* 1998;24:139-146.
- [19] De Pauw GA, Dermaut LR, Johansson CB, Martens G. A histomorphometric analysis of heavily loaded and non-loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:405-12.
- [20] Devlin H, Horner K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent* 1998;79:323–327.
- [21] Dilek O, Tezulas E, Dincel M. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:20-27.
- [22] Donath K, Laass M, Günzl HJ: The histopathology of different foreign-body reactions in oral soft tissue and bone tissue. *Virchows Arch A Pathol Anat Histopathol* 1992;420:131-137.
- [23] Drago CJ. A prospective study to assess osseointegration of dental endosseous implants with the Periotest instrument. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:389-395.
- [24] Fourmoussis I, Brägger U, Bürgin W, Tonetti M, Lang NP. Digital image processing. I. Evaluation of gray level correction methods in vitro. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:37-47.

- [25] Frank S, Jodko M, Wojtowicz A. Ocena porównawcza stabilizacji pierwotnej implantów stomatologicznych. *Dental Forum* 2012;20:75-81.
- [26] 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;6:164-171.
- [27] Geraets WG, van der Stelt PF. Fractal properties of bone. *Dentomaxillofac Radiol* 2000;29:144-153.
- [28] Gładkowski J., Łomżyński Ł., Okoński P., Bączkowski B., Mierzwińska-Nastalska E. Metody oceny stabilności stomatologicznych wszczepów śródkostnych. *Implantoprotetyka* 2008;9:16-19.
- [29] Grotowski T. O implantologii raz jeszcze. *Protet Stomatol* 1991;2:53-67.
- [30] Hammerle CF, Glauser R. Clinical evaluation of dental implant treatment. *Periodontology* 2000. 2004;34:230-239.
- [31] Hayashi M, Kobayashi C, Ogata H, Yamaoka M, Ogiso B. A no-contact vibration device for measuring implant stability. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:931-936.
- [32] Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scan* 1997;35:297-303.
- [33] Heo MS, Park KS, Lee SS, Choi SC, Koak JY, Heo SJ. Fractal analysis of mandibular bony healing after orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002;94:763-767.
- [34] Hildebolt CF. Osteoporosis and oral bone loss. *Dentomaxillofac Rad* 1997;26:3-15.

- [35] Hildebolt CF, Couture RA. Quantitative dental radiography with a new photostimulable phosphor system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:498-508.
- [36] Hildebolt CF, Couture RA, Whiting BR. Dental photostimulable phosphor radiography. *Dent Clin North Am.* 2000;44:273-297.
- [37] Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Brånemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:824-830.
- [38] Huang HL, Chang YY, Lin DJ, Li YF, Chen KT, Hsu JT. Initial stability and bone strain evaluation of immediately loaded dental implant: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2010;20:1-8.
- [39] Huh KH, Baik JS, Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC, Lee SB, Lee SP.: Fractal analysis of mandibular trabecular bone: optimal tile sizes for the tile counting method. *Imaging Sci Dent* 2011;41:71-78.
- [40] Inho C, Young IL, Young MK. A comparative study on the accuracy of the devices for measuring the implant stability. *J Adv Prosthodont* 2009;1:124-8.
- [41] Jemt T, Lekholm, U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10: 303–311.
- [42] Jividen G Jr, Misch CE. Reverse torque testing and early loading failures: help or hindrance? *J Oral Implantol.* 2000;26:82-90.
- [43] Jolley L, Majumdar S, Kapila S.: Technical factors in fractal analysis of periapical radiographs. *Dentomaxillofac Radiol,* 2006;35:393-397.

- [44] Kaczmarek U, Matthews-Brzozowska T, Mikulewicz M, Grzebieluch W. Badanie gęstości kości wyrostka zębodołowego za pomocą radiografii cyfrowej Digora – badania doświadczalne. *Dent Med Probl* 2002;39:237-239.
- [45] Kawahara H, Kawahara D, Hayakawa M, Tamai Y, Kuremoto T, Matsuda S. Osseointegration under immediate loading: biomechanical stress-strain and bone formation-resorption. *Implant Dent* 2003;1:61-66.
- [46] Khosrovi PM, Kahn AJ, Majumdar HK, et al. Fractal analysis of dental radiographs to assess trabecular bone structure. *J Dent Res* 1995;74:173.
- [47] Kozakiewicz M, Stefańczyk M, Materka A. Krótkie łańcuchy podobnych punktów obrazu w radioteksturze kości wyrostka zębodołowego szczęki i części zębodołowej żuchwy u człowieka. *Pol Merk Lek* 2007;135:200-205.
- [48] Krzyżostaniak J, Surdacka A. Rozwój wybranych technik radiologicznych w aspekcie obrazowania szczękowo-twarzowego. *Nowiny Lekarskie* 2010;3:249–253.
- [49] Kuczyński K, Klasyfikacja obrazów radiologicznych na podstawie wymiaru fraktalnego, *Scientific Bulletin of Chełm, Section of Mathematics and Computer Science, No. I/2008.*
- [50] Kuklinski WS, Chandra K, Ruttimann UE, Webber RL.: Application of fractal texture analysis to segmentation of dental radiographs. *SPIE Proceeding on Medical Imaging III*, 1989;1092:111–117.
- [51] Kukuła J, Sidorowicz K, Sokalski J. Ocena porównawcza przyszyjkowego zaniku kostnego w metodzie płatowej i bezpłatowej implantacji wszczepów systemu Osteoplant Hex. *Implantoprotetyka* 2007;8:15-19.

- [52] Kąkolewska J, Kuras M, Sokalski J, Kulczyk T. Zastosowanie analizy fraktalnej do oceny tkanki kostnej. *Dent. Forum* 2014;42:103-106.
- [53] Lachmann S, Jager 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;17:75–79.
- [54] Lachmann S, Laval JY, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. *Clin Oral Implants Res.* 2006 ;17:80-84.
- [55] Lehman K, Hellwig E. Propedeutyka stomatologii zachowawczej i protetyki. Urban&Partner. Wrocław 1994.
- [56] Lee KI, Choi SC, Park TW, You DS. Fractal dimension calculated from two types of region of interest. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:284-289.
- [57] Lee DH, Ku Y, Rhyu IC, Hong JU, Lee CW, Heo MS, Huh KH. A clinical study of alveolar bone quality using the fractal dimension and the implant stability quotient. *J Periodontal Implant Sci* 2010;40:19–24.
- [58] Lekholm U, Adell R, Lindhe J, Brånemark PI, Eriksson B, Rockler B, Lindvall AM, Yoneyama T. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. (II) A cross-sectional retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986;15:53-61.
- [59] Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T. Patient selection and preparation. *Tissue integrated prostheses*. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.1985;199-209.

- [60] 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.
- [61] Linkow LI: Some variant designs of the subperiosteal implant. *Oral Implantol* 1972; 2: 190-205.
- [62] 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.
- [63] Lynch JA, Hawkes DJ, Buckland-Wright JC. Analysis of texture in macroradiographs of osteoarthritic knees using the fractal signature. *Phys Med Biol* 1991;36:709-722.
- [64] Macdonald HM, Cooper DML, McKay HA. Anterior–posterior bending strength at the tibial shaft increases with physical activity in boys: evidence for non-uniform geometric adaptation. *Osteoporos Int* 2009;20:61–70.
- [65] Majewski S, Malisz P, Dutkiewicz J, Majewski P, Janus A. Badanie struktur powierzchniowych niezintegrowanych implantów dentystycznych (Biomet 3i, Osteoplant Hex) z zastosowaniem mikroskopii elektronowej i rentgenowskiej analizy spektrometrycznej. *Implantoprotetyka* 2010;11:3-12.
- [66] Majumdar S, Weinstein RS, Prasad RR. Application of fractal geometry techniques to the study of trabecular bone. *Med Phys* 1993;20:1611-1619.
- [67] Mandelbrot BB. The fractal geometry of nature. In: New York: WH Freeman and Company; 1983;25–33

- [68] Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara, R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:423–432.
- [69] Mazan K, Sokalski J. Ocena naprężeń w kości metodą elementów skończonych oraz osseointegracji w okresie wżajania wszczepów jednoetapowych typu osteoplant. Rozprawa doktorska. Poznań, 2006.
- [70] Mazurkiewicz A. Związki gęstości prześwietleniowej oraz zawartości składników mineralnych w ludzkiej kości beleczkowej z jej wytrzymałością. *Acta Mechanica et Automatica* 2009;3:39-42.
- [71] Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491-501.
- [72] 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. Prosth.* 1998;11:269–275.
- [73] Merheb J, Coucke W, Jacobs R, Naert I, Quirynen M. Influence of bony defects on implant stability. *Clin Oral Implants Res* 20010;21:919-923.
- [74] Merheb J, Van Assche N, Coucke W, Jacobs R, Naert I, Quirynen M. Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clin Oral Impl Res* 2010;21:612–617.
- [75] Mesa F, Munoz R, Noguero B, de Dios Luna J, Galindo P, O’Valle F. Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:196-200.

- [76] Michalak S, Pierzchlewicz K, Pietrzak A, Kozubski W. Analiza fraktalna w ocenie doświadczalnego uszkodzenia bariery krew-mózg; Neuroskop 2011;13:106-111.
- [77] Misch C: Bone classification, training keys to implant success. Dent Today. 1989;8:39-44.
- [78] Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. Int J Oral Implantol 1990;7:9-17.
- [79] Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. Bone. 2005;37:776-780.
- [80] Nair MK, Seyedain A, Webber RL, Nair UP, Piesco NP, Agarwal S. Fractal analyses of osseous healing using tuned aperture computed tomography images. Eur Radiol 2001;11:1510-1515.
- [81] Nam SK, Mong SV, Hong SY, Sang WP, Ha-Ok P, Hyun PL. Comparison of stability in titanium implants with different surface topographies in dogs. J Adv Prosthodont 2009;1:47-55.
- [82] Nawrocka-Furmanek J. Wpływ użytkowania protez częściowych na ruchomość zębów. Prot. Stom. 2005;4:241-248.
- [83] Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. Clin Oral Implants Res 2004;15:520-528.

- [84] Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:601-609.
- [85] 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.
- [86] Oczeretko E, Rogowski F: Wymiar fraktalny i jego zastosowanie w biologii i medycynie. *Probl Med Nukl* 1992;6:205-212.
- [87] Oczeretko E, Popko J, Rogowski F, Zwierz W: Analiza fraktalna obrazów radiologicznych stawów biodrowych pacjentów z chorobą zwyrodnieniową. *Post Osteoartrol* 1998;10:38-45.
- [88] Oh JS, Kim SG. Clinical study of the relationship between implant stability measurements using Periotest and Osstell mentor and bone quality assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012;113:35-40.
- [89] Oh JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;107:513-518.
- [90] Olive J, Aparicio C. The Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:390-400.
- [91] Önem E, Baksi BG, Sogur E. Changes in the fractal dimension, feret diameter, and lacunarity of mandibular alveolar bone during initial healing of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:1009-1013.

- [92] Piechota M, Romanowska-Pawliczek A, Sołtys Z. Analiza fraktalna w badaniu morfologii komórek tkanki nerwowej: Metody i problemy; *Episteme* 2007;5:11-28.
- [93] Pluskota J, Sokalski J. Przydatność urządzenia Periotest do oceny stabilizacji wszczepów dentystycznych. *Dent. Forum* 2011;39:59-644.
- [94] Pospiech J. Stabilizacja pierwotna wszczepu podstawą sukcesu w implantologii. *Implants*. 2008;4:28-34.
- [95] 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.
- [96] 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.
- [97] Pritchard JM1, Papaioannou A, Tomowich C, Giangregorio LM, Atkinson SA, Beattie KA, Adachi JD, DeBeer J, Winemaker M, Avram V, Schwarcz HP. Bone mineralization is elevated and less heterogeneous in adults with type 2 diabetes and osteoarthritis compared to controls with osteoarthritis alone. *Bone* 2013;54:76-82.
- [98] 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.
- [99] 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. *Clinical Oral Implants Research* 2011;22:789–801.

- [100] Rosenthal DI, Ganott MA, Wyshak G, Slovik DM, Doppelt SH, Neer RM. Quantitative computed tomography for spinal density measurement: factors affecting precision. *Invest Radiol* 1985;20:306-310.
- [101] Różyło-Kalinowska I, Leszcz P, Różyło TK, Łuczycka U. Diagnostyka obrazowa w implantologii. *Implantoprotetyka* 2004;5:37-40.
- [102] Ruttiman UE, Webber RL, Hazelrig JB. Fractal dimension from radiographs of peridental alveolar bone: a possible diagnostic indicator of osteoporosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992;74:98-110.
- [103] Saini GS, Goyal M. Objective Assessment of Implants Stability placed in Fresh Extraction Socket using Periotest Device. *Int J Oral Implantol Clin Res* 2012;3:67-70.
- [104] Salvi G.E., Gallini G., Lang N.P. Early loading (2 or 6 weeks) of sand blasted and acid-etched (SLA) titanium implants in the posteriormandible. A 1-year randomized controlled clinical trial. *Clin. Oral. Impl. Res.* 2004;15:142–149.
- [105] Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F: The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 1981;9:15-25.
- [106] Semmlow J. (2004) *Biosignal and Biomedical Image Processing MATLAB-Based Applications*. New York: Marcel Dekker.
- [107] Shroot MK, Potter BJ, Hildebolt CF. The effect of image variations on fractal dimension calculations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;84:96–100.
- [108] Shroot MK, Roberson B, Potter BJ, Mailhot JM, Hildebolt CF. A comparison of 2 patient populations using fractal analysis. *J Periodontol* 1998;69:9-13.

- [109] Siczek M. Tomografia Komputerowa i Rezonans Magnetyczny dla studentów kierunku Informatyka. Lublin : Uniwersytet Marii Curie-Skłodowskiej. Instytut Informatyki , 2011.
- [110] Sobolewska-Siemieniuk M, Grabowska SZ, Oczeretko E, Kitlas A, Borowska M. Analiza fraktalna obrazów radiologicznych zuchwy w obszarze zębów reinkludowanych. Czas. Stomatol. 2007; 9:593-600.
- [111] Southard TE, Southard KA, Jakobsen JR, Hillis SL, Najim CA. Fractal dimension in radiographic analysis of alveolar process bone. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1996;82:569-576.
- [112] Southard TE, Southard KA, Lee A. Alveolar process fractal dimension and postcranial bone density. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001;91:486-491.
- [113] Sundén S, Gröndahl K, Gröndahl HG. Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Brånemark dental implants. Clin Oral Implants Res. 1995;6:220-226.
- [114] Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12:319-324.
- [115] Thun-Szretter K, Markiewicz H, Czerwiński K, Leitner D. Systemy cyfrowego obrazowania rentgenowskiego radiologii stomatologicznej – alternatywa zdjęć zewnątrzustnych zębów. Czas Stom 1996;8:579-585.
- [116] Tricio J, Laohapand P, 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;10:43-49.

- [117] Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 1995;74:608-612.
- [118] Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:1-7.
- [119] Truhlar RS, Morris HF, Ochi S, Winkler S. Assessment of implant mobility at second-stage surgery with the Periotest: DICRG interim report no. 3. *Implant Dent* 1994;3:153-156.
- [120] Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *Oral Health* 2008;8:32-40.
- [121] White SC. Oral radiographic predictors of osteoporosis. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31:84-92.
- [122] White SC, Rudolph DJ. Alterations of the trabecular pattern of the jaws in patients with osteoporosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;88:628-635.
- [123] White SC, Rudolph DJ, Ma L. Influence of X-ray beam angulation and exposure on morphologic features of trabecular bone. *Int J Oral Biol* 1999;24:17-24.
- [124] Wilding RJ, Slabbert JC, Kathree H, Owen CP, Crombie K, Delpont P. The use of fractal analysis to reveal remodeling in human alveolar bone following the placement of dental implants. *Arch Oral Biol* 1995;40:61-72.
- [125] Wojtowicz A, Chaberek S, Pirino A, Montella A, Bandiera P, Kinsner A. The trabecular structure of developing human mandible. *Clin Orthod Res* 2001;4:161-171.
- [126] Valderrama P, Oates TW, Jones AA, Simpson J, Schoolfield JD, Cochran DL. Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability: a clinical trial. *J Periodontol.* 2007;78:262-272.

- [127] Veltri M, Balleri P, Ferrari M. Damping factor for monitoring the bone interface at dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:738-742.
- [128] Yasar F, Akgunlu F. Fractal dimension and lacunarity analysis of dental radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34:261–267.
- [129] Zeytinoğlu M, İlhan B, Dündar N, Boyacıoğlu H. Fractal analysis for the assessment of trabecular peri-implant alveolar bone using panoramic radiographs. *Clin Oral Investig*. 2014 May 7 DOI10.1007/s00784-014-1245-y.
- [130] Zix J, Hug S, Kessler-Liecht G, Mericske-Stern R. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: Comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:525-530.