

Bartosz Leda

**Analiza stabilizacji pierwotnej i wtórnej wszczepów
o zmodyfikowanych powierzchniach aktywnych**

Rozprawa
na stopień doktora nauk medycznych

Z Kliniki Protetyki Uniwersytetu Medycznego
im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Promotor
Prof. dr hab. Wiesław Hędzelek

Poznań 2013

Dziękuję

*Panu Profesorowi Wiesławowi Hędzelkowi,
za zaufanie, pomoc i udzielone wskazówki
podczas realizacji pracy doktorskiej.*

SPIS TREŚCI

1 Wstęp i przegląd piśmiennictwa	5
1.1 Stabilizacja wszczepu jako czynnik warunkujący sukces w implantologii.....	5
1.2 Przegląd wybranych nieinwazyjnych metod oceny stabilizacji wszczepów dentystycznych ..	6
1.2.1 Metoda radiologiczna	6
1.2.2 Metoda palpacyjna i opukowa.....	8
1.2.3 Metoda uderzeniowa (udarowa).....	8
1.2.4 Metoda analizy częstotliwości rezonansowej drgań	11
1.3 Przegląd wybranych inwazyjnych metod oceny stabilizacji wszczepów dentystycznych.....	15
1.3.1 Metoda histomorfometryczna/histologiczna	15
1.3.2 Analiza wartości oporu momentu obrotowego skrawania kości	16
1.3.3 Analiza momentu obrotowego siły wkręcania wszczepu.....	17
1.3.4 Metoda oceny momentu obrotowego siły wykręcania wszczepu z kości	18
1.3.5 Metoda oceny momentu obrotowego odkręcania wszczepu	19
1.3.6 Ocena wartości siły usunięcia/wyciągnięcia wszczepu z kości	20
1.3.7 Królik jako model zwierzęcy w badaniach nad rozwojem implantologii	21
2 Cel pracy	22
3 Materiał i metodyka badań	23
3.1 Opis ogólny wszczepów	23
3.2 Opis ogólny dysków tytanowych.....	26
3.3 Charakterystyka powierzchni aktywnych.....	27
3.4 Opis modelu zwierzęcego	30
3.5 Test in vivo – badanie stabilizacji wszczepów	30
3.5.1 Grupa badawcza	30
3.5.2 Przyrządy pomiarowe.....	32
3.5.3 Anestezja i farmakoterapia	32
3.5.4 Zabieg chirurgiczny – ocena stabilizacji pierwotnej.....	33
3.5.5 Ocena stabilizacji wtórnej	35
3.6 Testy in vitro – charakterystyka powierzchni aktywnych wszczepów	38
3.6.1 Badanie profilometryczne	38
3.6.2 Topografia powierzchni	40
3.6.3 Skład chemiczny powierzchni.....	40

3.7 Analiza statystyczna	41
4 Wyniki	42
4.1 Analiza stabilizacji pierwotnej i wtórnej	42
4.1.1 Analiza stabilizacji wszczepów w kontrolnych punktach pomiarowych	42
4.1.2 Analiza zmiany stabilizacji wszczepów w czasie	49
4.2 Analiza korelacji wyników pomiarów urządzeniem Osstell Mentor i Periotest S	57
4.3 Analiza profilometrii badanych powierzchni	57
4.3.1 Parametry 2-D	57
4.3.2 Analiza parametrów 3-D	60
4.4 Analiza składu chemicznego powierzchni	66
4.5 Analiza topografii powierzchni	67
5 Dyskusja	70
6 Wnioski	75
7 Streszczenie	76
8 Summary	78
9 Piśmiennictwo	80
10 Spis tabel i rycin	94

1 Wstęp i przegląd piśmiennictwa

1.1 Stabilizacja wszczepu jako czynnik warunkujący sukces w implantologii

Stabilizacja wszczepu dentystycznego jest kluczową determinantą wystąpienia zjawiska osteointegracji, definiowanego jako bezpośredni kontakt (na poziomie mikroskopu świetlnego) żywej tkanki kostnej oraz wszczepu [1]. Integracja wszczepu z kością obejmuje etap stabilizacji pierwotnej, wynikającej z mechanicznego zakotwiczenia wszczepu w łożu kostnym oraz stabilizacji wtórnej, czyli procesu apozycji i remodelingu kości. Powstały kompleks, określany jako funkcjonalna ankyloza, umożliwia biomechaniczne obciążenie, a tym samym klinicznie efektywną rekonstrukcję utraconych zębów [2].

Uzyskanie pełnej stabilizacji wszczepu jest procesem złożonym i zależy od wielu zmiennych. *Albrektsson* [1] określił 6 czynników, które mają na to decydujący wpływ: biokompatybilność materiału z którego został wykonany wszczep, geometria wszczepu, charakterystyka powierzchni aktywnej wszczepu, stan biologiczny kości, technika operacyjna oraz czas i warunki obciążenia implantu. Aby skutecznie przebieg integracji rozwój implantologii od początku ogniskował się wokół poprawy właściwości fizykochemicznych wszczepów, jako parametru niezależnego od biorcy. Szczególnie istotne, w przypadkach deficytu ilościowego i jakościowego kości, było stworzenie powierzchni aktywnej warunkującej kompensacyjny wzrost i organizację nowej kości. Zastosowanie metod mechanicznych, chemicznych czy fizycznych, pozwoliło zmodyfikować pierwotnie gładką, maszynową powierzchnię wszczepu (zgodnie z klasyfikacją *Wennnerberg* [3]). Uzyskane nowe powierzchnie m.in.: piaskowane, trawione czy TPS (Tytan Plasma Spray) charakteryzowały się wzrostem poziomu chropowatości. Początkowo ten faktor uznawano za decydujący w ocenie zaawansowania powierzchni aktywnej wszczepu. Obecnie podkreśla się również wpływ innych czynników

takich jak: topografia powierzchni, skład chemiczny, zwilżalność, grubość warstwy TiO₂ czy potencjał osteokonduktywny. Nadal trwają prace nad pozyskaniem powierzchni aktywnej wszczepu umożliwiającej pełne funkcjonalne obciążenie, w jak najkrótszym czasie po zabiegu implantacji.

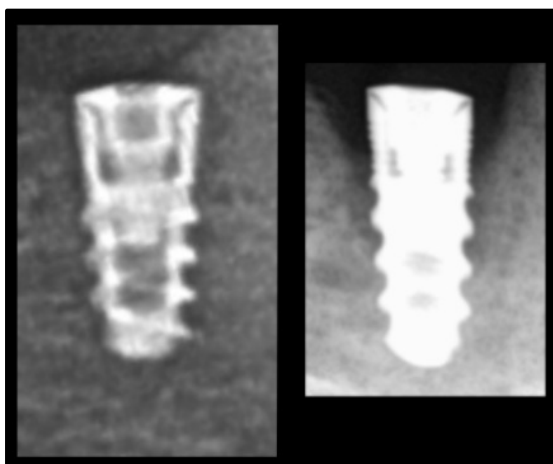
Monitorowanie stopnia stabilizacji wszczepów jest niezbędne do zachowania ich funkcji w czasie. Jednak ze względu na wspomnianą wielowymiarowość procesu osteointegracji, wiarygodna ewaluacja jest trudna do przeprowadzenia, szczególnie w warunkach klinicznych. Idealna metoda powinna być łatwa w zastosowaniu, tania, bezbolesna, nieinwazyjna, obiektywna, powtarzalna, porównywalna i ilościowa [4]. Niestety żadna z dostępnych nie spełnia tych warunków. Aby kompleksowo ocenić stabilizację należy posłużyć się kilkoma z nich. Najczęściej stosowana klasyfikacja metod oceny stabilizacji wszczepów dzieli je na inwazyjne, których użycie bezpowrotnie niszczy połączenie wszczep-kość oraz nieinwazyjne, pozostające bez wpływu na to połączenia.

1.2 Przegląd wybranych nieinwazyjnych metod oceny stabilizacji wszczepów dentystycznych

1.2.1 Metoda radiologiczna

Jest metodą stosowaną standardowo w praktyce klinicznej, dającą możliwość pośredniej oceny stanu kości wokół wszczepu na każdym etapie leczenia.

Małoobrazkowe zdjęcia RTG, celowane na rąbek dziąsłowy, dostarczają informacji o poziomie brzegu kostnego wokół wszczepu [5]. Stopień zaniku pionowego kości prowadzący do utraty stabilizacji wszczepu jest różnie określany przez autorów [6, 7, 8], niemniej uznaje się, że nie powinien być większy niż 1 mm w pierwszym roku od zabiegu implantacji oraz 0,1 mm w latach kolejnych (ryc. 1).



Ryc. 1 Utrata stabilizacji wszczepu w badaniu metodą RTG. Zdjęcie w momencie implantacji (strona lewa) i po 3 miesięcznym okresie wgajania (strona prawa).

Ograniczeniem metody radiologicznej jest przede wszystkim trudność w uzyskaniu powtarzalności badania a w rezultacie poprawnej interpretacji wyników. Zdjęcia RTG są dwuwymiarowym obrazem, przedstawiającym trójwymiarowe struktury anatomiczne. Zaniki kości rozpoczynające się od powierzchni twarzowej lub punktowo-drażące (tzw. V-shaped) nie są rozpoznawane, ponieważ na zdjęciach widzimy tylko powierzchnie bliższą i dalszą wszczepów [9]. Ponadto z powodu gęstości warstwy korowej kości, negatywne zmiany w poziomie mineralizacji diagnozowane są w obrazie rentgenowskim dopiero przy 40% realnym spadku [10].

Powyższe ograniczenia można częściowo skompensować stosując przy wykonawstwie zdjęć technikę kąta prostego, która do minimum ogranicza zniekształcenia obrazu oraz standaryzuje pozycje badanych obiektów. Natomiast zastosowanie radiowizjografii zmniejsza dawkę promieniowania a także ułatwia ewaluację stanu kości wokół wszczepu, poprzez możliwość obróbki graficznej zdjęć. Techniki obrazowania 3D, w szczególności tomografia wiązki stożkowej CBCT, nie znajduje zastosowania w rutynowej kontroli stabilizacji wszczepów. Główną przeszkodą jest niemożliwość detalicznego odzwierciedlenia granicy kość-implant, zaburzonego obecnością samego wszczepu [11]. Wadą jest również stosunkowo duża ekspozycja na promieniowanie jonizujące. Tomografia komputerowa CBCT jest natomiast podstawowym narzędziem diagnostyki przedoperacyjnej, umożliwiającym dokładne zaplanowanie zabiegu przyszłej implantacji [12].

1.2.2 Metoda palpacyjna i opukowa

Metoda palpacyjna jest najprostszym sposobem badania stabilizacji wszczepów dentystycznych, niewymagającym specjalnego oprzyrządowania. W pełni zintegrowany wszczep nie wykazuje klinicznie ruchomości [13]. Jakakolwiek ruchomość wszczepu wykazana w badaniu palpacyjnym, czy to poprzez transfer wyciskowy czy uzupełnienie protetyczne, świadczy o utracie stabilizacji. Opisywana metoda w sposób nieprecyzyjny określa poziom stabilizacji wszczepu i jest podatna na subiektywną ocenę badającego.

Metoda opukowa jest rozwinięciem metody palpacyjnej. Opiera się na analizie wysokości (częstotliwości) oraz „czystości” dźwięku, jaki powstaje po uderzeniu metalowego instrumentu np. rękojeści lusterka w przykręconą do wszczepu śrubę gojącą. W przypadku uzyskania wysokiego i „czystego” dźwięku, wszczep uznaje się za zintegrowany. Odgłos stłumiony i niski świadczy o braku integracji. Ocena stabilizacji wszczepu metodą opukową jest subiektywna, trudno weryfikowalna oraz skorelowana z doświadczeniem badacza.

1.2.3 Metoda uderzeniowa (udarowa)

Metoda uderzeniowa jest udoskonaleniem metody opukowej, która umożliwia ocenę stabilizacji wszczepów w bardziej obiektywny i powtarzalny sposób. W celu dokładniejszej analizy zjawiska kontaktu sondy pomiarowej z badanym obiektem, stosuje się urządzenia elektromechaniczne wyposażone dodatkowo w m.in. mikrofon, tensometr czy akcelerometr. Sygnał zwrotny, rejestrowany w postaci fali, jest analizowany pod względem zmiany współczynników takich jak odchylenie, odkształcenie, prędkość, przyspieszenie, siła, dźwięk. Na podstawie tych danych określana jest stabilizacja wszczepów. Przykładami urządzeń wykorzystujących metodę udarową jest Dental Mobility Checker oraz Periotest.

1.2.3.1 Dental Mobility Checker

Urządzenie Dental Mobility Checker (DMC) zostało zaprezentowane przez *Aokiego i Hirakawę* [14,15]. DMC bada poziom stabilizacji poprzez przetworzenie stopnia integracji (sztywności) kompleksu kość-ząb lub kość-wszczep na sygnały akustyczne. Fala akustyczna wzbudzana jest za pomocą małego młoteczka, odbierana przez mikrofon, przetwarzana a następnie analizowana w osi czasu. Metoda w sposób wiarygodny może określać poziom stabilizacji wszczepów [16]. Dzięki niewielkim rozmiarom pomiar można przeprowadzać na wszystkich zębach.

Ograniczeniem w stosowaniu urządzenia Dental Mobility Checker jest przede wszystkim niebezpieczeństwo zaburzenia procesu osteointegracji wszczepów, podczas badania na etapie stabilizacji pierwotnej. Technicznym problemem jest występowanie zakłócających pomiar podwójnych uderzeń oraz trudności w utrzymaniu stałego wzbudzania fali.

1.2.3.2 Periotest

Periotest (Medizintechnik Gulden, Niemcy) to urządzenie elektromechaniczne, analizujące stabilizację na podstawie pomiaru czasu kontaktu sondy (głowicy) z badanym obiektem. Głowicę udarową stanowi metalowy młoteczek, w zakończeniu którego zainstalowany jest akcelerometr. Periotest dokonuje pomiaru przeprowadzając 16 uderzeń w ciągu ok. 4 sekund. Uderzenia muszą być przeprowadzone pośrednio, poprzez przykręconą do wszczepu śrubę gojącą, transfer wyciskowy lub łącznik protetyczny. Im krótszy czas kontaktu sondy z badanym obiektem, a więc szybsze wyhamowanie młoteczka, tym wyższy poziom stabilizacji wszczepu.

Wartość stabilizacji jest określana w umownej skali PTV (Periotest Value). Ponieważ Periotest pierwotnie służył do oceny ruchomości zębów, rozpiętość skali pomiarowej jest duża i zawiera się w przedziale od +50 do -8. W implantologii wykorzystywany jest tylko jej dolny zakres. Im niższy wynik badania, tym implant cechuje się większą stabilizacją. Według instrukcji producenta, wszczepy w pełni zintegrowane osiągają wartości pomiędzy 0 a -8 PTV. *Teerlinck* i wsp. [17] na podstawie badań klinicznych za stabilne uznali wszczepy o wartościach od -4 do +2 PTV.

Morris i wsp. [18], po analizie stabilizacji 3000 wszczepów w badaniach *in vivo*, zawężili ten przedział do wartości od -4 do -2 PTV. *Aparicio* [19] dodatkowo podzielił kryterium sukcesu ze względu na rodzaj kości. W kości typu D1-D3 (wg. *Lekholm* i *Zarba* [20]) graniczną wartością PTV jest 0, natomiast w przypadku kości typu D4 to +2. Stan pośredni, w którym należy przedłużyć proces wgajania wszczepów, określony został dla kości D1-D3 od 0 do +5 PTV a dla kości D4 od +2 do +8 PTV. *Truhlar* i wsp. [21] stwierdzili, że trudno wskazać krytyczną wartość PTV, która jednoznacznie świadczy o dezintegracji wszczepu ale wynik badania +3 PTV może znamionować spadek poziomu stabilizacji.

Periotest przez wielu badaczy uznany został za wiarygodny przyrząd do oceny stabilizacji wszczepów dentystycznych [18,19,22,23,24,25]. Urządzenie jest przydatne do określania wartości stabilizacji pierwotnej oraz wtórnej. Umożliwia, z pewnymi wyjątkami, cykliczną ewaluację stabilizacji wszczepów. Ograniczeniem są sytuacje, w których brak bezpośredniego dostępu do łącznika protetycznego, a więc w przypadku cementowanych protez stałych jak i cementowanych elementów wspornych protez ruchomych, takich jak belka Doldera. Udowodniono, że Periotest jest w stanie wykryć subkliniczną ruchomość wszczepu przy prawidłowym obrazie klinicznym i radiologicznym, co ma kluczowe znaczenia dla zachowania funkcji wszczepu w czasie [25,26].

W trakcie ponad dwudziestoletniej pracy nad Periotestem pojawiły się również zastrzeżenia względem urządzenia, zarówno w wymiarze praktycznym, jak i merytorycznym.

Autorzy podkreślali przede wszystkim problematyczność badania wszczepów położonych w trudno dostępnych miejscach np. w obszarze trzonowców szczęki i żuchwy. Instrukcja producenta zaleca przyłożenie sondy prostopadle do długiej osi wszczepu oraz jak najbardziej poziomo. *Meredith* [27] oraz *Derhami* [28] udowodnili wpływ kąta badania oraz poziomu punktu kontaktu na wartość PTV. Zarzut subiektywności badania odpiesa *Aparicio* który podczas 8-letnich badań na grupie 1182 wszczepów, nie odnotował problemów z przeprowadzeniem pomiarów [19]. Nie odnotowano również zmian wartości PTV w przypadku badania przez kilku różnych badaczy, czy z wykorzystaniem kilku urządzeń [28].

Zarzuty merytoryczne dotyczyły głównie niskiej czułości urządzenia, skutkującej wynikami fałszywie ujemnymi. *Cranin* i wsp. [25] stwierdzili, że Periotest nie charakteryzuje detalicznie statusu kompleksu kość-wszczep. W przeprowadzonym badaniu, mimo częściowego ubytku kości wokół wszczepów, pomiar wartości PTV świadczył o poprawnej stabilizacji. Dopiero w momencie znacznej resorpcji brzegu kostnego, wyniki Periotestu odzwierciedlały obraz radiologiczny. W celu kompletnej ewaluacji autorzy zalecają korzystanie z obu metod. *Verhoeven* i wsp. [29] również uważają, że pomiar Periotestem nie koreluje z faktycznym stanem klinicznym. Zalecają metodę radiologiczną, jako najbardziej wiarygodną. *Isidor* [30] podkreśla małą przydatność Periotestu w detekcji wczesnych zmian stabilizacji, ze względu na brak korelacji wartości PTV z obrazem histologicznym i radiologicznym. Jednocześnie przyznaje, że jest to metoda bardziej obiektywna niż klasyczny test palpacyjny.

Reasumując, urządzenie Periotest umożliwia, do pewnego stopnia, obiektywną i wiarygodną ocenę stabilizacji wszczepów dentystycznych. Uzyskanie pełnego obrazu stanu kompleksu kość-wszczep wymaga użycia metody subsydiarnej.

1.2.4 Metoda analizy częstotliwości rezonansowej drgań

Metoda polega na pomiarze drgań wszczepu, wzbudzanego na skutek działania siły zewnętrznej. Podczas badania wzrasta częstotliwość aż do momentu wystąpienia zjawiska rezonansu, któremu jednocześnie towarzyszy wzrost amplitudy drgań. Częstotliwość, przy której dochodzi do maksymalnego wychylenia badanego wszczepu, określana jest jako częstotliwość rezonansowa. Na podstawie wartości częstotliwości, wyrażonej w Hz, określany jest stopień sztywności kompleksu kość-wszczep. Przykładem urządzenia działającego na zasadzie analizy częstotliwości rezonansowej, w skrócie RFA (Resonance Frequency Analysis), jest Osstell Mentor (Osstell, Integration Diagnostics AB, Szwecja).

Osstell Mentor jest urządzeniem elektronicznym, które wysyła impulsy magnetyczne do specjalnego łącznika magnetycznego (*smart peg*), przykręconego do wszczepu. Po osiągnięciu określonej częstotliwości, zależnej od stabilizacji wszczepu, *smart peg* zaczyna rezonansować. Osstell Mentor zwrotnie analizuje częstotliwość drgań a wynik przedstawiany jest w Hz lub jednostkach ISQ (Implant Stability Quientent).

Jednostka ISQ, w skali od 1 do 100, została wprowadzona w celu ułatwienia ewaluacji otrzymanych wyników w warunkach klinicznych, niezależnie od zastosowanego systemu implantologicznego. Im wyższa wartość ISQ, tym wszczep jest bardziej stabilny.

Określenie minimalnej wartości ISQ, świadczącej o pełnej integracji wszczepu z kością, było przedmiotem badań wielu autorów. *Ostman* i wsp. [31] zbadali za pomocą RFA 242 wszczepy (122 obciążone natychmiastowo, 120 w procedurze 2-etapowej). Wartość stabilizacji po 6 miesiącach od implantacji dla grupy pierwszej wyniosła 64,5 ISQ a dla grupy drugiej 62,6 ISQ. Wszystkie wszczepy uznano za stabilne w badaniu klinicznym oraz RTG. *Sjostrom* i wsp. [32] ocenili wartość ISQ 190 wszczepów. Odnotowali różnicę pomiędzy wartością stabilizacji pierwotnej implantów zintegrowanych (170 - 62,6±11,1 ISQ) wobec utraconych (20 - 54,9±11,1 ISQ). Wartość stabilizacji wtórnej po 6 miesiącach i 3 latach od obciążenia, wyniosła odpowiednio 62,5±5,5 ISQ i 61,8±5,5 ISQ. *Glauzer* i wsp. [33] zbadali 102 wszczepy dentystyczne po 2, 3, 4-latach od obciążenia. Uzyskano powtarzalną wartość stabilizacji 66±7 ISQ, która była porównywalna z wartością zmierzoną w trakcie zabiegu implantacji. Utracone 3 wszczepy w trakcie pierwszych 8 tygodni od zabiegu, nie wpłynęły na wynik badania. *Fisher* [34] za pomocą RFA zbadął stabilizację 139 wszczepów umieszczonych w obrębie szczęk 24 pacjentów. Badanie przeprowadzono po 3 i 5 latach od obciążenia. Z całkowitej puli wszczepów utracono 4 implanty, pomiędzy 3 a 5 rokiem. Ocena stabilizacji wtórnej po 3 latach wykazała mniejszą wartość ISQ utraconych wszczepów, w porównaniu ze średnią wszystkich badanych (44ISQ, 53ISQ, 54ISQ i 54 ISQ wobec 57,7 ISQ). Autor stwierdził, że wynik badania RFA poniżej wartości 44 ISQ wiąże się z 100% utratą wszczepu a wyniki poniżej 53 i 54 ISQ z prawdopodobieństwem na poziomie 6,7% i 9,5%.

Podsumowując, wartość ISQ świadcząca o prawidłowej stabilizacji, umożliwiająca zakończenie etapu wgajania, zawiera się w przedziale 55-85 ISQ. *Sennerby i Meredith* [35] określili przedział między 45 a 55 ISQ za niejednoznaczny, w którym nie powinno się obciążać funkcjonalnie wszczepów. Pogląd ten jest zbliżony z przypadkiem zaprezentowanym przez *Vanden Boagerde* i wsp. [36], którzy badając stabilizację implantu obciążonego w procedurze natychmiastowej, zaobserwowali istotnie statystyczny spadek wartości ISQ, z 67 do 53, po 6 tygodniach wgajania. Wszczep klinicznie wykazywał cechy zaburzonej stabilizacji. Usunięcie korony tymczasowej i wydłużenie

czasu wgajania o 6 miesięcy pozwoliło uzyskać prawidłową stabilizację wtórną na poziomie 72 ISQ.

Przydatność urządzenia Osstell Mentor w określaniu stabilizacji wszczepów dentystycznych zostało wielokrotnie potwierdzona, zarówno w badaniach *in vitro* jak i *in vivo* [32,35,37,38,39,40,41,42,43,44,45]. Osstell Mentor umożliwia ocenę stabilizacji na wszystkich etapach leczenia implantoprotetycznego, z wyjątkiem prac cementowanych oraz w przypadku wszczepów jednoetapowych. Jest niezależny od zastosowanego systemu implantologicznego, dzięki dedykowanym łącznikom smart peg.

W licznych pracach naukowych próbowano określić współzależność między RFA a innymi czynnikami wpływającymi na stabilizację wszczepów. *Boronat-Lopez* i wsp. [46], badając 133 implanty, wykazali dodatnią korelację wartości ISQ w stosunku do siły potrzebnej do wprowadzenia wszczepu w łożę kostne (*insertion torque*). Odnotowali również większą wartość ISQ wszczepów krótkich, o większych średnicach, umieszczonych w żuchwie a także w jakościowo lepszej kości (typ I, II). *O'Sullivan* i wsp. [47] wykazali za pomocą RFA zróżnicowanie stabilizacji pierwotnej badanych wszczepów. Lepszą stabilizacją cechowały się implanty umieszczone w kości typu II i III względem typu IV (wg. *Lekholma* i *Zarba* [20]). Badanie stabilizacji wtórnej po 6 miesiącach wykazało brak różnicy pomiędzy wszczepami. Podobną zmianę wartości stabilizacji w czasie zaobserwowali *Becker* i wsp. [48]. Autorzy ocenili proces wgajania 72 różnych wszczepów, umieszczonych w kości podczas zabiegu implantacji natychmiastowej. Wszczepy o początkowej dużej wartości stabilizacji pierwotnej po roku odnotowały delikatny spadek. Natomiast wszczepy o stosunkowo małej stabilizacji pierwotnej (ISQ<60) cechował wzrost, który był rezultatem zaawansowania procesu osteointegracji. *Degidi* i wsp. [49] wykazali pozytywną korelację między wartościami stabilizacji ISQ a długością i średnicą wszczepu, a także średnicą ostatniego wiertła. *Seong* i wsp. [50] odkryli współzależność gęstości kości, mierzoną współczynnikiem cAD (composite Apparent Density) i stabilizacji wszczepów mierzoną metodą RFA. W badaniu potwierdzono lepszą stabilizację pierwotną wszczepów żuchwy, względem umieszczonych w szczęcie. Korelację pomiędzy sztywnością kompleksu kość-wszczep a wartością ISQ potwierdzono również na gruncie badań teoretycznych, stosując metodę elementów skończonych [51,52]. Oceniano również zależność metody analizy częstotliwości drgań wobec metody histomorfometrycznej, jednak wyniki nie były

jednoznaczne. *Zhou* i wsp. [53] zauważyli pozytywną korelację między wartością ISQ a parametrem BIC (Bone Implant Contact), mierzącym długość bezpośredniego połączenia kostnego kompleksu kość-wszczep. Podobne wyniki badań uzyskali *Scarano* i wsp. [54]. W kontrze do powyższych wniosków, inni autorzy nie odnotowali takich zależności [55,56,57]. *Sennerby i Meredith* [35] uważają, że ma to związek z samą naturą testu, który nie pełni odzwierciedla poziomu sztywności kompleksu kość-wszczep. Autorzy sugerują, że cienka warstwa kości, obserwowana w badaniach histomorfometrycznych wszczepów o szorstkiej powierzchni, nie ma dużego wpływu na biomechaniczne utrzymanie implantów w kości.

Ito i wsp. [55] opisali zależność wartości ISQ w stosunku do wysokości brzegu kostnego. W eksperymencie umieścili wszचेпы na 4 różnych poziomach, oceniając następnie ich stabilizację. Największy spadek wartości ISQ odnotowano przy odsłonięciu gwintów w okolicy przyszczytowej. W opinii autorów sztywność uzyskana w okolicy brzegu kostnego (kość zbita), ma decydujący wpływ na stabilizację wszczepu. Do identycznych wniosków doszli *Andres-Garcia* i wsp. [58], którzy zalecają zachowanie blaszki zbitej podczas wykonywania łoża implantacyjnych, w celu uzyskania lepszej stabilizacji pierwotnej.

Podsumowując *Ostell Mentor* to urządzenie dające szerokie możliwości oceny stabilizacji wszczepów. RFA jest metodą powtarzalną, obiektywną, niezależną od zastosowanego systemu implantologicznego. Z powodzeniem może być stosowana jako uzupełnienie badania klinicznego a użyta wraz z innymi metodami badania stabilizacji, dostarcza pełniejszej informacji na temat stanu kompleksu wszczep-kość.

1.3 Przegląd wybranych inwazyjnych metod oceny stabilizacji wszczepów dentystycznych

1.3.1 Metoda histomorfometryczna/histologiczna

Histomorfometria to technika badawcza polegająca na wykonywaniu pomiarów lub określeniu liczby struktur budujących tkanki [59]. Interpretacja obrazu histologicznego, przedstawiającego połączenie kość-wszczep, umożliwia bezpośrednią ocenę zaawansowania zjawiska osteointegracji a tym samym oszacowanie poziomu stabilizacji wszczepu.

Zarówno przygotowanie preparatu histologicznego jak i jego ewaluacja, może być przeprowadzona na wiele sposobów [60]. W zależności od celu badania, wykorzystuje się szerokie spektrum parametrów. Analizie mogą zostać poddane parametry biochemiczne np. apozycja nowej kości pomiędzy skokami śruby, powierzchnia kontaktu wszzczep-kość [61,62], szerokość biologiczna [63] czy unaczynienie [64]. W pracach poświęconych odpowiedzi komórkowej na zastosowane powierzchnie implantów, ocenia się reakcję osteocytów, fibroblastów, keratynocytów jamy ustnej jak i całych linii komórkowych [65,66,67]. Komórki badane są także pod względem ich aktywności m.in: potencjału proliferacji, żywotności, zdolności do przylegania [65,67].

Wadą metody histomorfometrycznej jest brak zastosowania w warunkach klinicznych. Metoda ta jest destruktywna, wymaga ekstrakcji bloczka kości wraz z implantem lub co najmniej eksplantacji wszczepu, co uniemożliwia ewaluację stabilizacji w czasie. Znajduje zastosowanie jedynie w badaniach eksperymentalnych.

1.3.2 Analiza wartości oporu momentu obrotowego skrawania kości

Metoda polega na pomiarze energii (mJ/mm^3), jaką trzeba wydatkować aby usunąć określoną objętość kości podczas zabiegu implantacji. Im większy opór kości podczas badania, wynikający z gęstości kości, tym większy koszt energetyczny. Ocena stabilizacji wszczepów przeprowadzana jest w sposób pośredni.

Pionierami byli *Johansson* i *Strid* [68], którzy udowodnili korelację między poziomem gęstości kości a wartością oporu momentu obrotowego skrawania. Metodę następnie udoskonalili *Friberg* [69,70], który zaobserwował podobną zależność. W swoim badaniu zmierzył moment obrotowy maszynowego gwintownika, powoli wprowadzanego w łożo implantacyjne. Z uzyskanego wyniku, dzięki zastosowaniu specjalnego programu komputerowego, wyodrębniono 2 składowe: opór skrawania kości (Nm) oraz tarcie (Nm). Wartość oporu skrawania, po przekonwertowaniu jednostki na mJ/mm^3 , korelowała z gęstością kości, zmierzaną w badaniu densytometrycznym.

Metoda oceny oporu momentu obrotowego skrawania kości, w porównaniu do klinicznej skali *Lekholma i Zarba* [20], w dokładniejszy sposób określa gęstość kości [71]. Chirurg na podstawie uzyskanych danych jest w stanie określić przybliżoną wartość stabilizacji pierwotnej wszczepu. W przypadku słabej jakościowo kości, istnieje możliwość zmiany procedury chirurgicznej lub typu zastosowanego wszczepu. Ponadto, taka informacja może wpłynąć na decyzje o przedłużeniu czasu wgajania.

Wadą prezentowanej metody jest fakt, że informację na temat jakości kości otrzymujemy dopiero w trakcie zabiegu implantacji. Niemożliwa jest również ocena stabilizacji w czasie oraz określenie granicznych wartości, dla których istnieje ryzyko utraty wszczepu. Z tego powodu przydatność tej metody jest ograniczona, a stopień stabilizacji wtórnej musi być potwierdzony innymi metodami.

1.3.3 Analiza momentu obrotowego siły wkręcania wszczepu

Metoda polega na pomiarze siły, potrzebnej do pokonania oporu kości, podczas wprowadzania wszczepu w łożę. W trakcie implantacji moment siły stopniowo wzrasta, osiągając szczyt w punkcie przejścia szyjki wszczepu przez warstwę kości zbitą. Pomiaru dokonuje się analogowym bądź cyfrowym kluczem dynamometrycznym a wynik badania przedstawiany jest w Ncm.

Wartość momentu siły jest zależna od gęstości kości. *Turkyilmaz* i wsp. [72,73] wykazali, że wraz z wzrostem gęstości kości wzrasta wartość momentu siły. Podobne wnioski sformułował *Trisi* i wsp. [74], który dodatkowo wykazał dodatnią korelację pomiędzy wzrostem momentu siły a spadkiem mikroruchomości wszczepu. W kości o małej gęstości zaobserwowano statystycznie większą mikroruchomość wszczepów, w porównaniu z kością o średniej i dużej gęstości. Wykazano także zależność momentu siły względem grubości warstwy kortykałnej kości [75]. Klinicznie potwierdzono wyższe wartości momentu siły uzyskiwane w żuchwie w porównaniu z kością szczęki [76,57,72,77]. Odnotowano także wyższe wartości w odcinkach przednich, zarówno szczęki jak i żuchwy [72,73,77].

Na wartość momentu siły wpływ mają również parametry wszczepu. *Song* i wsp. wykazali, że zastosowanie wszczepu o kształcie stożkowym, w porównaniu z cylindrycznym, warunkuje wyższe wartości momentu siły [75]. Taki sam efekt otrzymamy zwiększając średnicę oraz długość wszczepu [78].

Wartość momentu siły warunkująca dobrą stabilizację pierwotną wszczepu jest trudna do określenia. *Chadad* i wsp. [79] badając wpływ powierzchni na stabilizację miniimplantów, o średnicy 1.4, 1.6, i 2.0 mm oraz długości 6.0, 8.0, i 10.0 mm, określili wartość 15 Ncm jako minimalną dla osiągnięcia sukcesu. *Otoni* i wsp. [80] zalecają obciążać natychmiastowo tylko wszczepy które osiągnęły wartość 32 Ncm. W badaniach *Alsaadi* i wsp. [77] stabilizacja wszczepu, mierzona metodą RFA, rośnie liniowo wraz z wzrostem wartości momentu. Wzrost ten jednak nie jest nieograniczony. Już podczas normalnej preparacji kości oraz wprowadzania wszczepu w łożę pojawiają się mikropęknięcia [81]. Ubytki te są jednak kompensowane dzięki zjawisku celowanego remodelingu kości [82]. Przekroczenie wartości maksymalnej momentu siły, powyżej 50 Ncm, może zaburzać proces osteointegracji [83].

Scarano i wsp. [84] stwierdzili, że moment siły powyżej 65 Ncm, wiąże się z resorpcją brzegu kostnego wokół szyjki wszczepu oraz przedłużonym odczuwaniem bólu pozabiegowego. W ekstremalnych warunkach dochodzi do pęknięcia kości, złamania wszczepu lub całkowitej utraty stabilizacji, kiedy to wszczep luźno obraca się w łożu kostnym.

Podsumowując metoda analizy momentu obrotowego siły umożliwia pośrednie oszacowanie wartości stabilizacji wszczepów. Jest silnie skorelowana z jakością kości oraz parametrami wszczepów. Metoda jednakże dostarcza informacji na temat przyszłej stabilizacji wszczepów dopiero w momencie implantacji. Niemożliwa jest również, na jej podstawie, cykliczna ocena zmian zachodzących w sztywności kompleksu kość-wszczep.

1.3.4 Metoda oceny momentu obrotowego siły wykręcania wszczepu z kości

Metoda polega na pomiarze wartości siły, przy której podczas wykręcania wszczepu z łoża kostnego, dochodzi do zerwania połączenia kompleksu kość-wszczep. Im większa wartość siły użyta w badaniu, tym większy stopień zespolenia wszczepu z kością. Podczas lewoskrętnego ruchu wykręcania moment siły szybko wzrasta, osiągając maksimum w momencie dezintegracji wszczepu. Pomiar przeprowadza się dynamometrem a wynik badania przedstawiany jest w Ncm. Badanie jest destrukcyjne dla układu kość-wszczep i może być przeprowadzane tylko w ramach eksperymentów naukowych.

Metoda oceny momentu obrotowego siły wykręcania wszczepu (RTA – Removal Torque Analysis) pośrednio dostarcza informacji o stopniu stabilizacji wtórnej. Najczęściej stosowana jest w celu porównania różnych powierzchni implantów, na wybranych etapach wgajania.

Wartość momentu obrotowego siły zależna jest między innymi od parametrów wszczepu, takich jak długość, średnica, kształt oraz rodzaj powierzchni [85]. *Weeneberg* i wsp. [86] odnotowali zróżnicowanie wartości momentu siły wykręcania w zależności od stopnia chropowatości powierzchni. W przeprowadzonym eksperymencie, oceniającym stabilizację po rocznym okresie wgajania, zaobserwowano istotnie statystyczną różnicę pomiędzy momentem siły wykręcania implantów o powierzchni

maszynowej względem powierzchni piaskowanej tlenkiem glinu. Podobne różnice wykazali autorzy badając inne powierzchnie [87,88,89,90].

Na wartość momentu siły wpływa również czas wgajania oraz gęstość kości. *Sennerby* i wsp. [91], badając 128 wszczepy na modelu zwierzęcym, stwierdzili różne wartości momentu siły wykręcania wszczepów po 6 tygodniach oraz 3 i 6 miesiącach od implantacji. Różnice występowały również w zależności czy implantowano w kości piszczeli (większa gęstość kości), czy w kości udowej (mniejsza gęstość kości).

Podstawową wadą prezentowanej metody jest jej destruktywny charakter. Przeprowadzenie badania, choć dostarcza cennych informacji o stabilizacji wszczepów, powoduje nieodwracalne uszkodzenie połączenia wszczepu z kością i może być wykonane tylko jednokrotnie. Z uwagi na wiele zmiennych wpływających na wynik badania, ocenie powinny być poddawane wszczepy o tych samych parametrach oraz w podobnych warunkach kostnych.

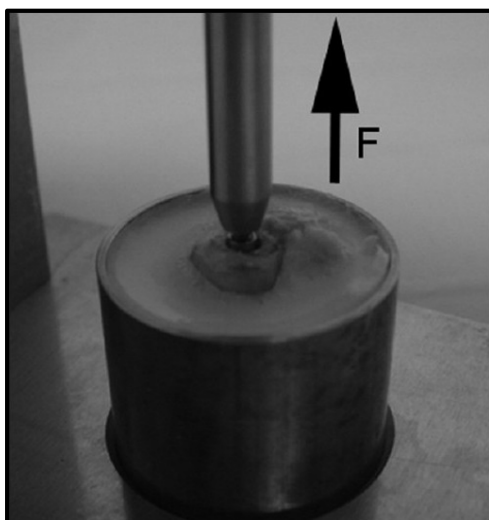
1.3.5 Metoda oceny momentu obrotowego odkręcania wszczepu

Metoda opiera się na założeniu, że w pełni zintegrowany implant w ograniczonym zakresie może przeciwstawić się sile odkręcania. *Sullivan* i wsp. [92], analizując 440 wszczepy o różnych parametrach stwierdzili, że lewoskrętny ruch odkręcania o wartości 20 Ncm jest bezpiecznym i wiarygodnym testem, potwierdzającym bądź wykluczającym osteointegrację. Test w warunkach klinicznych przeprowadzany jest za pomocą dynamometru, po upływie standardowego czasu wgajania.

Przeciwnicy tej metody udowadniają, że nawet minimalny ruch wykręcający spowoduje zaburzenie stabilności połączenia kość-wszczep [93]. Kontrowersyjne jest również ustalenie sztywnej granicy wartości siły odkręcania, niezależnie od warunków implantacji, zważywszy na mnogość czynników wpływających na stabilizację wtórną. Dodatkowo, metoda ogranicza się tylko do oceny odporności wszczepu na przeciążenia w dłuższej osi wszczepu, pomijając działanie sił bocznych [94,95].

1.3.6 Ocena wartości siły usunięcia/wyciągnięcia wszczepu z kości

Metoda stosowana jest do oceny stabilizacji wszczepów dentystycznych typu cylindrycznego. Polega na pomiarze wartości siły rozciągania, przy której dochodzi do wyciągnięcia wszczepu z kości. Wektor działania siły przebiega wzdłuż długiej osi wszczepu (ryc. 2). Im większa zmierzona wartość, tym większy stopień zaawansowania stabilizacji wszczepu. Metoda w pośredni sposób dostarcza informacji zarówno o pierwotnej jak i wtórnej stabilizacji [96,97].



Ryc. 2 Test wyciągania wykonany za pomocą MTS Mini Bionix 858 Test Star (MTS Systems Corporation, Minneapolis, USA). Wszczep wcześniej zatopiony w żywicy Technovit 4004 (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany). Źródło: [97].

Wartość siły rozciągania jest wypadkową gęstości kości, parametrów wszczepu oraz średnicy łoża [98]. Najczęściej metoda służy do oceny porównawczej stabilizacji wszczepów o kształcie cylindrycznym i stożkowym w badaniach eksperymentalnych. Oprócz ewaluacji implantów dentystycznych, ma również zastosowanie w ortopedii oraz otolaryngologii [99,100,101]. W ortodoncji używana jest do oceny odporności mini-implantów na siły rozciągania. Wu i wsp. badając stabilizację 30 implantów (średnica 2mm, długość 5-6mm) uzyskali większe wartości w teście wyciągania niż przeciętne siły działające podczas leczenia ortodontycznego aparatami stałymi [102].

Wadą opisywanej metody jest brak możliwości cyklicznej oceny stabilizacji wszczepów. Pomiar może zostać wykonany tylko jednokrotnie, na wybranym etapie wgajania. Usunięcie wszczepu wiąże się z destrukcją pola zabiegowego, dlatego metoda może być stosowana tylko w warunkach eksperymentalnych. Ponadto większość współczesnych systemów implantologicznych preferuje wszczepy samogwintujące o kształcie śrubowym lub stożkowym, w przypadku których ta metoda nie jest możliwa do zastosowania.

1.3.7 Królik jako model zwierzęcy w badaniach nad rozwojem implantologii

Królik rasy nowozelandzkiej białej (*New Zeland genus album*) jest uznanym i powszechnie stosowanym modelem zwierzęcym w badaniach eksperymentalnych *in vivo* [103,104]. W badaniach z zakresu implantologii jest modelem z wyboru w obrębie grupy zwierząt małych [104]. Najczęściej wykorzystywany jest w badaniach wstępnych, poprzedzających fazę testów na zwierzętach dużych, takich jak małpy czy psy.

Królik to zwierzę małe, nieagresywne, stosunkowo łatwe w utrzymaniu i opiece. Umożliwia przeprowadzanie badań na dużą skalę. Osiąga dojrzałość kostną krótko po dojrzałości płciowej, w wieku ok. 6 miesięcy [105]. Różnice w porównaniu z gatunkiem ludzkim wynikają głównie z innej anatomii, mikrostruktury kostnej oraz czasu przebudowy kostnej, która u królika przebiega szybciej [106]. Pewne podobieństwa występują natomiast w poziomie gęstości kości oraz odporności na złamania, w obszarze środkowym trzonów kości [107]. W badaniach eksperymentalnych najczęściej stosowany do zabiegów implantacji w obrębie kości piszczelowych, celem obserwacji stopnia zaawansowania procesu osteointegracji w zależności od użytej modyfikacji wszczepu.

Podsumowując, opisywany model zwierzęcy spełnia wymogi badań doświadczalnych z zakresu implantologii. Mimo niepełnej zgodności biologicznej z gatunkiem ludzkim, umożliwia przeprowadzenie szybko i na dużej liczbie osobników fazy badań wstępnych.

2 Cel pracy

Celem pracy była ocena procesu osteointegracji wszczepów o zmodyfikowanych powierzchniach aktywnych, na podstawie analizy stabilizacji pierwotnej i wtórnej.

Wyznaczono następujące cele szczegółowe:

- Ocena wartości stabilizacji pierwotnej i wtórnej wszczepów w wybranych punktach pomiarowych, za pomocą trzech metod badawczych.
- Analiza wpływu zastosowanych modyfikacji powierzchni aktywnych na wartość stabilizacji wszczepów.
- Wykonanie charakterystyki właściwości fizykochemicznych powierzchni aktywnych wszczepów użytych w badaniu.
- Określenie zależności między urządzeniami pomiarowymi Osstell Mentor i Periotest S.

3 Materiał i metodyka badań

3.1 Opis ogólny wszczepów

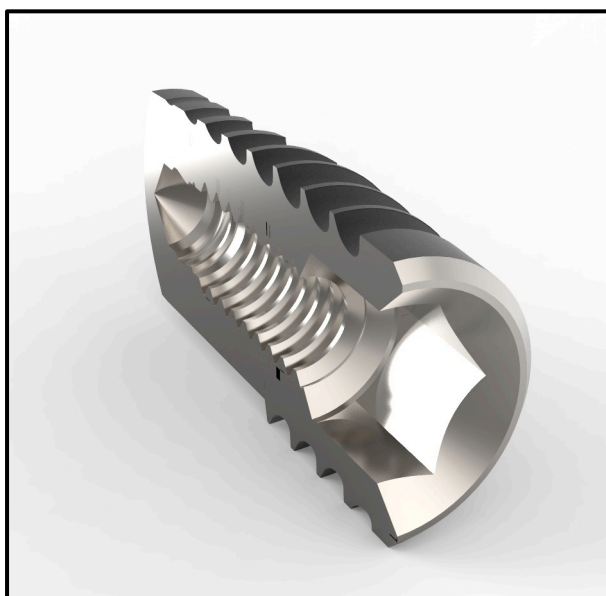
Na potrzeby eksperymentu wyprodukowano 72 wszczepy dentystyczne dostosowane do kryteriów zabiegu implantacji na wybranym modelu zwierzęcym. Implanty przygotowano w Wytwórni Implantów Stomatologicznych Fundacji Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu.

Wszczepy dentystyczne wykonano ze stopu tytanu TiAl6V4 typ ELI (*extra low interstitial*). Użyty stop, oprócz samego tytanu, zawierał: aluminium 6%, wanad 4%, żelazo 0,16%, węgiel 0,013%, azot 0,004%, tlen 0,1% oraz wodór 0,003%. Każdy wszczep cechował się identycznymi parametrami fizykochemicznymi z wyjątkiem zmodyfikowanych powierzchni aktywnych. Zastosowany wszczep, o długości 7 mm i średnicy zewnętrznej 4 mm, można zaliczyć do grupy miniimplantów. Na przekroju podłużnym ma kształt nagwintowanej cylindryczno-stożkowej śruby z tępo zakończonym wierzchołkiem. Głębokość gwintu zewnętrznego jak i skok gwintu wynosił 0,6 mm. Do połączenia aparatury pomiarowej z wszczepem wykorzystano wewnętrzny wpust sześciokątny o średnicy 2,43 mm z gwintem na głębokość 3,4 mm.

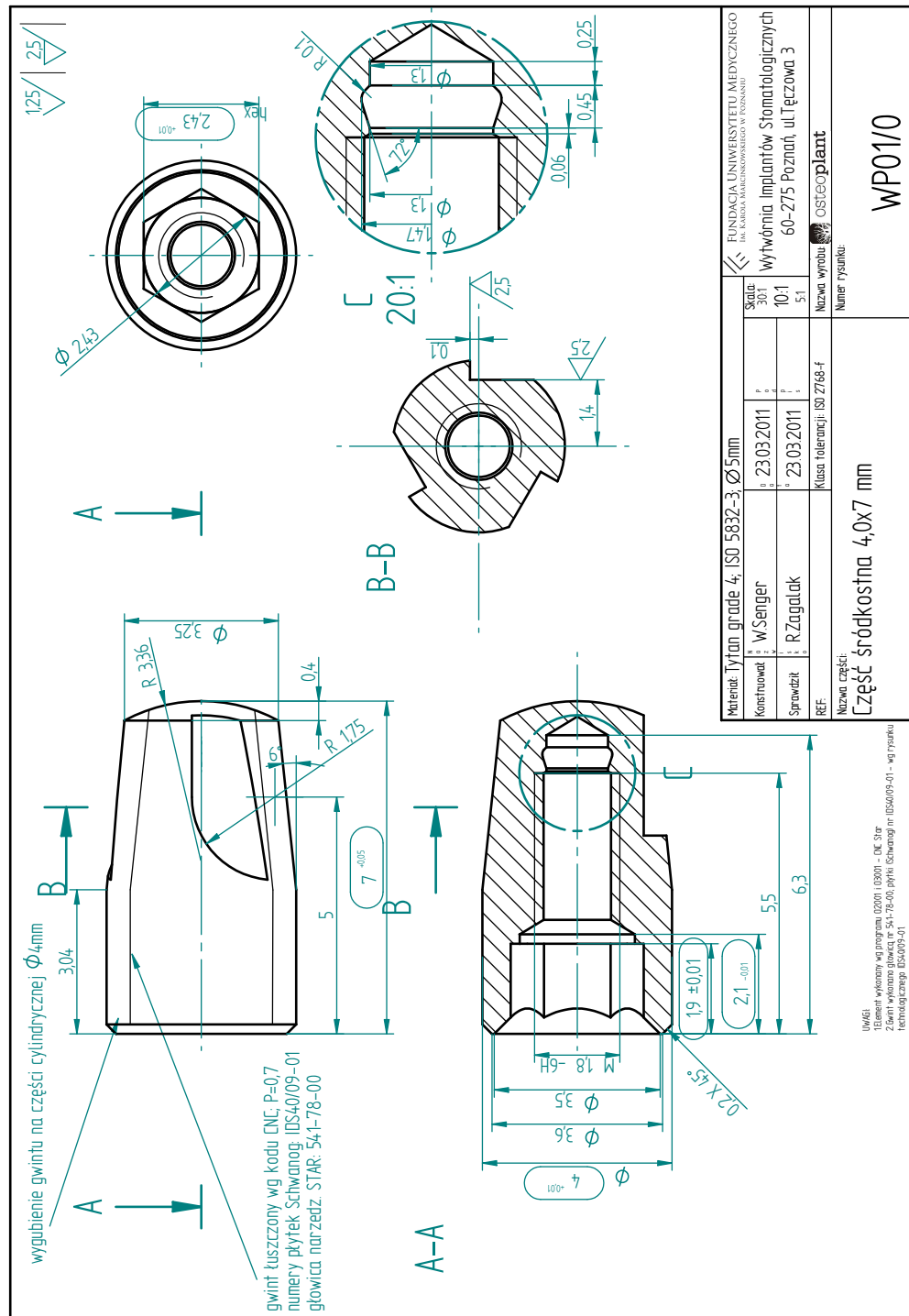
Cechą charakterystyczną wszczepu jest szyjka którą zredukowano do minimum technologicznego tzn. rozciągnięto gwint na niemal całą długość wszczepu (ryc. 3,4,5). Takie zaprojektowanie było uwarunkowane grubością warstwy korowej kości piszczelowej królika, która jest cienka i wynosi ok. 3-4 mm. Efekt "pseudoszyjki" osiągnięto poprzez wygubienie gwintu czyli staje się on coraz płytszy w kierunku części koronowej wszczepu.



Ryc. 3 Wszczep użyty w badaniu (średnica 4mm, długość 7mm).



Ryc. 4 Przekrój poprzeczny wszczepu – wizualizacja komputerowa.



Ryc. 5 Schemat techniczny budowy wszczepu użytego w badaniu.

3.2 Opis ogólny dysków tytanowych

W badaniach *in vitro* zastosowano 24 tytanowe dyski, o średnicy 8 mm i grubości 1 mm. Dyski, które wykonano z czystego tytanu klasy IV, powstały na skutek procesu mechanicznego skrawania tytanowego pręta (ryc. 6). Skład chemiczny to głównie tytan z domieszkami tlenu (0,285%), węgla (0,01%), wodoru (0,0055%), i azotu (0,007%). Dyski także przygotowano w Wytwórni Implantów Stomatologicznych Fundacji Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu.



Ryc. 6 Dysk tytanowy zastosowany w badaniu (średnica 8mm, grubość 1mm).

3.3 Charakterystyka powierzchni aktywnych

Na podstawie różnicy w przygotowaniu powierzchni aktywnych wszczepów wydzielono 4 grupy implantów:

1. implanty o powierzchni maszynowej - **MA**
2. implanty o powierzchni piaskowanej tlenkiem glinu - **Al₂O₃**
3. implanty o powierzchni piaskowanej materiałami resorbowalnymi - **RBM** (Resorbable Blast Materials)
4. implanty o powierzchni złożonej: piaskowane a następnie trawione mieszaniną kwasów – **SAE** (Sandblast and Acid-Etched surface).

Powierzchnia maszynowa (M) powstała na skutek mechanicznej obróbki wszczepu z tytanowego pręta. Po zakończonym procesie skrawania nie przeprowadzono jego dalszych modyfikacji. Implanty o powierzchniach maszynowych stanowiły grupę kontrolną.

Powierzchnia piaskowana tlenkiem glinu (Al₂O₃) powstała podczas procesu bombardowania wszczepu o powierzchni maszynowej ziarnami tlenku glinu o wielkości od 53 do 75 μm. Wielkość ziaren określono na podstawie doświadczeń *Wenneberg* [108,109,110,111]. Zastosowany piasek zawierał głównie Al₂O₃ (98,5%) oraz śladowe ilości SiO₂ (0,18%), TiO₂ (0,01%), Fe₂O₃ (0,007%) i CaO (0,001%). Procedurę piaskowania przeprowadzono w temperaturze 22°C oraz przy panującym ciśnieniu 6 atm.

Powierzchnia RBM powstała w procesie piaskowania powierzchni maszynowej wszczepu mieszaniną hydroksyapatytu (HAp) oraz fosforanu wapnia (TCP) w proporcjach 7:3. W składzie chemicznym znajdowały się również śladowe ilości pierwiastków Na (1%), Mg (0,9%), Zr (0,05%) i Fe (0,035%). Wielkość ziaren zawiera się w przedziale 300-600 μm. Warunki piaskowania, temperatura i ciśnienie, były identyczne jak w przypadku piaskowania tlenkiem glinu. Mieszanina Hap/TCP jest materiałem biokompatybilnym oraz resorbowalnym. Cechuje się również działaniem osteokonduktywnym [112].

Powierzchnia SAE powstała 2 etapowo. Pierwszy etap obejmował procedurę piaskowania wszczepu o powierzchni maszynowej mieszaniną Hap/TCP według wyżej opisanej procedury. Następnie wszczepy zostały umyte w acetonie (7 minut) i wodzie

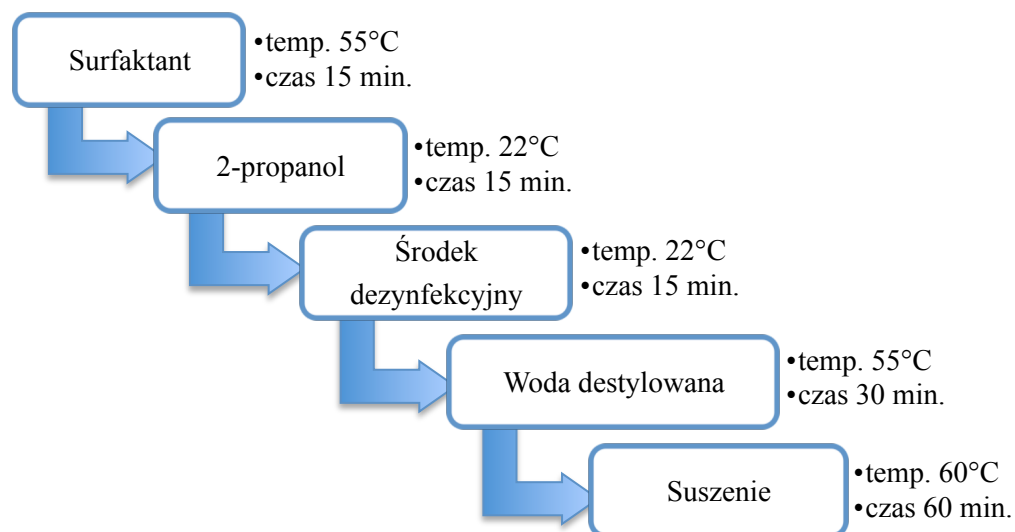
destylowanej (3,5 minuty). W drugim etapie przeprowadzono trawienie wszczepów w mieszaninie 36% kwasu chlorowodorowego i 96% kwasu siarkowego w proporcji 1:6. Procedura trwała 10 min. i została przeprowadzona w temperaturze pokojowej. Na koniec implanty ponownie płukano w acetonie i wodzie destylowanej pozostawiając do samoistnego wysuszenia. Opisana procedura trawienia została przedstawiona pierwotnie przez Sikorską [113].

Na rycinie nr. 7 widoczne są wszczepy z przygotowanymi powierzchniami. Powierzchnie zmodyfikowane (RBM, Al_2O_3 , SAE) makroskopowo charakteryzują się ciemną, szorstką fakturą, będącą wynikiem procesu piaskowania. Powierzchnia maszynowa jest natomiast gładka, połyskliwa.



Ryc. 7 Powierzchnie aktywne wszczepów użyte w badaniu.

Implanty po przygotowaniu zostały poddane procesowi chemicznej dezynfekcji w myjce ultradźwiękowej a następnie wysterylizowane metodą radiacyjną (akcelerator elektronów, dawka promieniowania 25kGy). Poniżej przedstawiono schemat mycia i dezynfekcji wszczepów:



Ryc. 8 Schemat dezynfekcji chemicznej implantów przeprowadzonej w myjce ultradźwiękowej.

W identyczny sposób przygotowano powierzchnie aktywne tytanowych dysków. W związku z tym, również podzielono je na 4 grupy: o powierzchni maszynowej, RBM, Al₂O₃ i SAE. Dyski posłużyły do wykonania profilometrii, analizy składu chemicznego i badania obrazowego w elektronowym mikroskopie skaningowym (SEM). Dyski, tak samo jak wcześniej implanty, po procesie przygotowawczym wysterylizowano.

3.4 Opis modelu zwierzęcego

Eksperyment badawczy przeprowadzono na królikach rasy nowozelandzkiej białej (*New Zealand genus album*). Wybrany model zwierzęcy umożliwił zrealizowanie postawionego celu pracy. Dla ujednoczenia grupy badawczej wyselekcjonowano zwierzęta spełniające następujące kryteria:

- płeć żeńska
- wiek 6 miesięcy
- waga 3,5 do 4kg

Zwierzęta pochodziły z jednej hodowli, dostarczone przez certyfikowanego dostawcę. Przed rozpoczęciem eksperymentu króliki przeszły jednomiesięczną kwarantannę w celu adaptacji do środowiska i pożywienia.

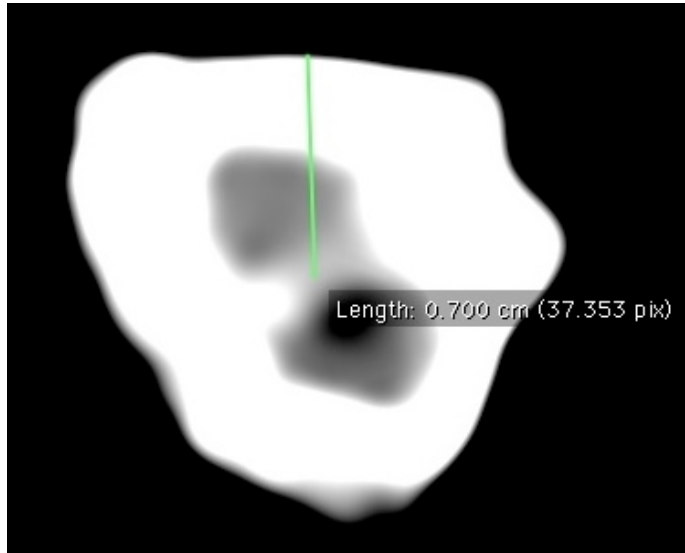
Zabiegi implantacji wraz z opieką przed- i pooperacyjną przeprowadzono na terenie Katedry i Zakładu Toksykologii Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu. Zwierzęta umieszczono w osobnych klatkach w boksie o pow. 12m². Wejście do boksu odbywało się poprzez służbę (zmiana odzieży na ochronną, dezynfekcja rąk). Pomieszczenie nie posiadało okien, natężenie światła było regulowane automatycznie z zachowaniem rytmu dobowego. Automatycznej regulacji podlegała również temperatura pomieszczenia (22 °C) oraz wentylacja (7 wymian powietrza na dobę). Zwierzęta przez cały czas trwania eksperymentu podlegały kontroli. Na przeprowadzenie badania uzyskano zgodę Lokalnej Komisji ds. Doświadczeń na Zwierzętach w Poznaniu (uchwała nr. 57/2011 z dnia 8.07.2011r. oraz uchwała nr. 42/2012 z dnia 6.07.2012r.).

3.5 Test in vivo – badanie stabilizacji wszczepów

3.5.1 Grupa badawcza

Grupie 18 królików wszczepiono sumarycznie 72 implanty dentystyczne o 4 różnych powierzaniach aktywnych. Każde zwierzę otrzymało 4 wszczepy

o 4 różnych powierzchniach, po 2 w każdą z kości piszczelowych (ryc. 9,10). Miejsca umieszczenia poszczególnych wszczepów wybrano losowo. Zwierzęta podzielono na dwie grupy ze względu na czas wgajania implantów - 4 i 8 tygodni.



Ryc. 9 Miejsce implantacji w obrazie KT. Badanie wykonane post-mortem na potrzeby eksperymentu badawczego.



Ryc. 10 Miejsce implantacji: część bliższa powierzchni przyśrodkowej trzonu kości piszczelowej (stan po wypreparowaniu kości).

3.5.2 Przyrządy pomiarowe

W celu określenia stabilizacji pierwotnej i wtórnej zastosowanych wszczepów użyto przyrządów pomiarowych:

- 1 **Osstell Mentor** (Osstell, Integration Diagnostics AB, Szwecja) – urządzenie badające stabilizację wszczepów na zasadzie analizy częstotliwości rezonansowej drgań. Podczas badania użyto dedykowanych łączników magnetycznych *smart peg*.
- 2 **Periotest S** (Medizintechnik Gulden, Niemcy) – urządzenie badające stabilizację wszczepów na podstawie metody uderzeniowej (udarowej). Pomiar odbywał się poprzez przykręcony do wszczepu przenośnik trójfunkcyjny (Osteoplant, Polska). W celu standaryzacji badania dla każdego wszczepu zastosowano dedykowany przenośnik. Jednoznacznie określono również punkt pomiaru.
- 3 **Tohnichi Torque Gauge BTG 150CN(-S)** (Tohnichi Mfg. Co Ltd., Japonia) - dynamometr mierzący siłę potrzebną do wykręcenia wszczepu z kości. Przyrząd składa się z uchwytu trójszczękowego, zaciskanego ręcznie, oraz tarczy pomiarowej na kształt busoli. Po założeniu odpowiedniego sześciokątnego mini klucza, pomiar odbywał się poprzez powolne wykręcanie wszczepu z kości. Dzięki funkcji pamięci, moment „zerwania” połączenia kość-wszczep, rejestrowany był na tarczy urządzenia. Zakres pomiaru obejmował wartości od 20 do 150 Ncm.

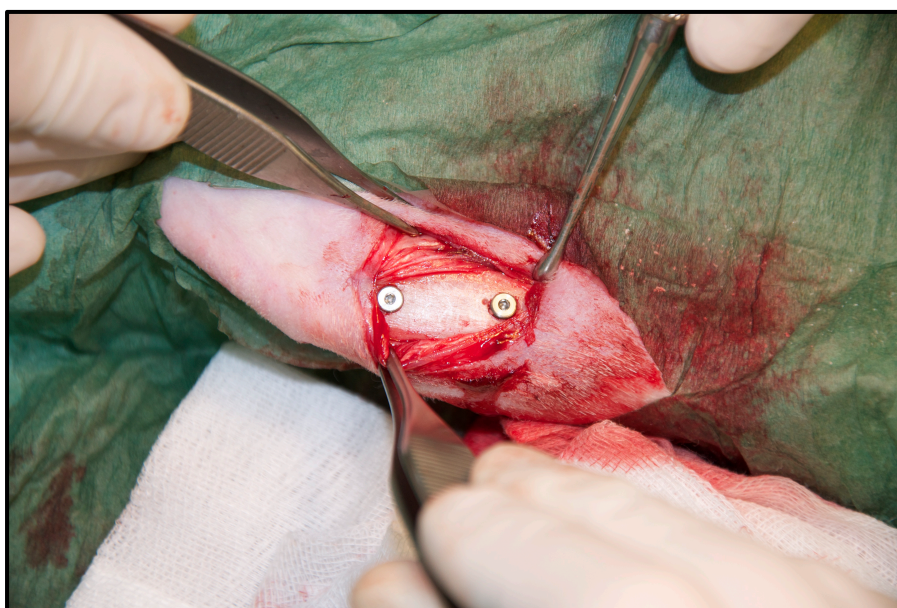
3.5.3 Anestezja i farmakoterapia

Zwierzęta podczas zabiegu implantacji poddane zostały znieczuleniu ogólnemu i miejscowemu. Znieczulenie ogólne uzyskano stosując 2% roztwór ksylazyny (Sedazin, Biowet Puławy, Polska) oraz 10% roztwór ketaminy (Ketamina, Biowet Puławy, Polska) w proporcji 50/50. Oba leki podawano domięśniowo w dawce: ksylazyna 3mg/kg m.c., ketamina 15mg/kg m.c. Miejscowo zastosowano 2% lidokainę z noradrenaliną (Lignocainum hydrochloricum c. Nor, Polfa, Polska).

W dniu zabiegu oraz przez 7 kolejnych dni zwierzętom podawano enrofloksacyne (Baytril 2,5%, Bayer Animal Health GmbH, Niemcy) w dawce 0,2 ml dziennie.

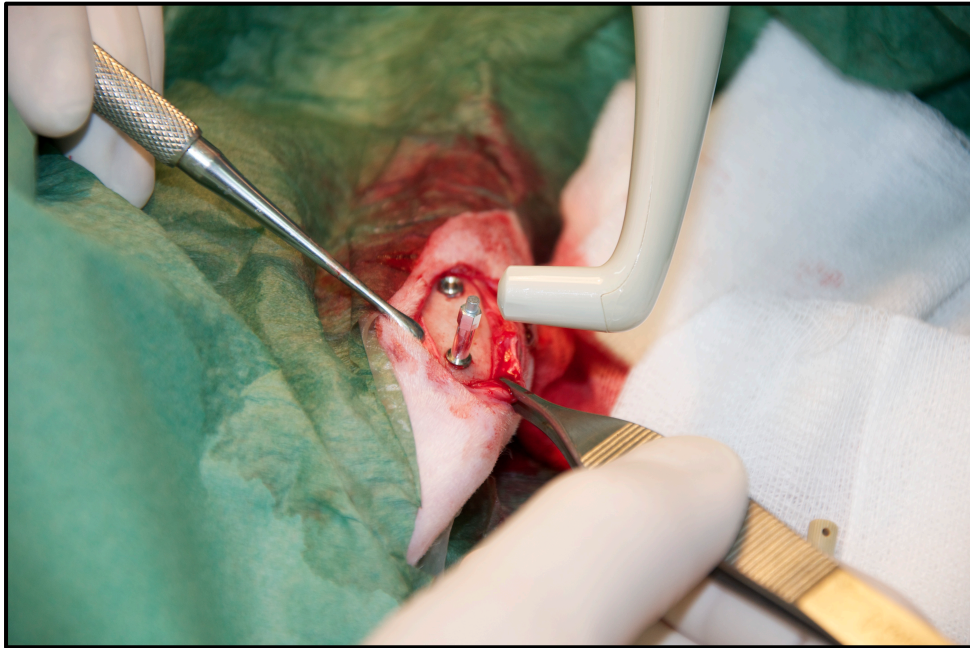
3.5.4 Zabieg chirurgiczny – ocena stabilizacji pierwotnej

Zabiegi implantacji przeprowadzono w warunkach sterylnych. Obszar preparacji, część bliższą powierzchni przyśrodkowej trzonu kości piszczelowej, dezynfekowano oraz depilowano (ryc. 11). W celu odslonięcia kości nacinano skórę zwierzęcia na długość ok. 8 cm a następnie odwarstwiano tkanki miękkie za pomocą raspatora. W każdej kości piszczelowej nawiercano dwa łoża implantacyjne oddalone od siebie o minimum 4 cm. Do wykonania łoży użyto wiertel o średnicy 2,05 mm, 2,7 mm i 3,3 mm. W celu standaryzacji warunków implantacji stosowano ręczny gwintownik kostny o średnicy 4 mm. Preparacje przeprowadzono z użyciem kątnicy chirurgicznej Surgical XT z chłodzeniem zewnętrznym. Standardowa wartość momentu obrotowego wynosiła 25 Ncm przy maksymalnych ustawieniach 800 obr/min.



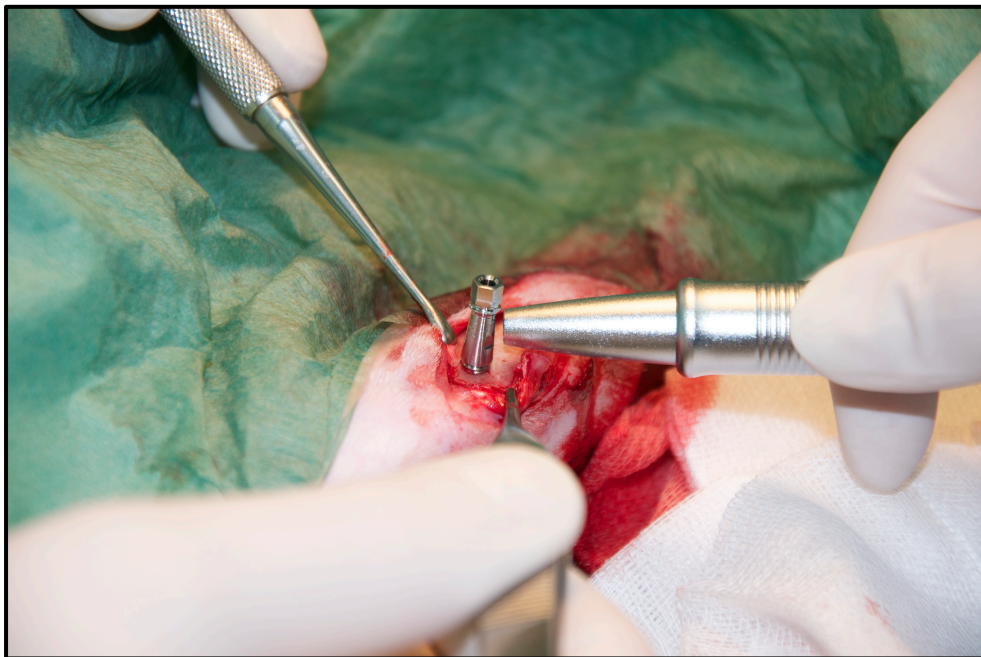
Ryc. 11 Zabieg implantacji: umieszczenie wszczepów w łożach.

Po umieszczeniu wszczepów w łożach przystępowano do badania stabilizacji pierwotnej urządzeniem Osstell Mentor (ryc. 12). Do wszczepu przykręcano łącznik magnetyczny *smart peg* i dokonywano pomiaru w dwóch płaszczyznach: równoległej (R) i prostopadłej (P) do długiej osi kości. Pomiar przeprowadzano 3 krotnie.



Ryc. 12 Badanie stabilizacji pierwotnej urządzeniem Osstell Mentor.

Następnie przeprowadzono badanie urządzeniem Periotest S (ryc. 13). Do wszczepu przykręcano przenośnik trójfunkcyjny z maksymalną siłą 8 Ncm. Sondę urządzenia przykładano zawsze w jednym punkcie referencyjnym, który stanowiła płaska powierzchnia tego elementu. Pomiar przeprowadzano 3 krotnie.



Ryc. 13 Badanie stabilizacji pierwotnej urządzeniem Periotest S.

Po zakończeniu badania implanty zabezpieczano śrubami zaślepiającymi i zszywano warstwowo ranę. Warstwę podskórną zszywano nićmi wchłanianymi Safil 5/0 HR17, a warstwę skóry nićmi niewchłanianymi Dafilon 2/0 DS24.

3.5.5 Ocena stabilizacji wtórnej

Po upływie okresu wgajania wszczepów – 4 lub 8 tygodni – przystępowano do badania stabilizacji wtórnej (ryc. 14). Podczas fazy gojenia 2 króliki utracono na skutek powikłań pooperacyjnych. Ostatecznie grupa badawcza na tym etapie eksperymentu liczyła 16 zwierząt. Pozostałe zwierzęta przed badaniem poddawane zostały eutanazji z zastosowaniem dwutlenku węgla.

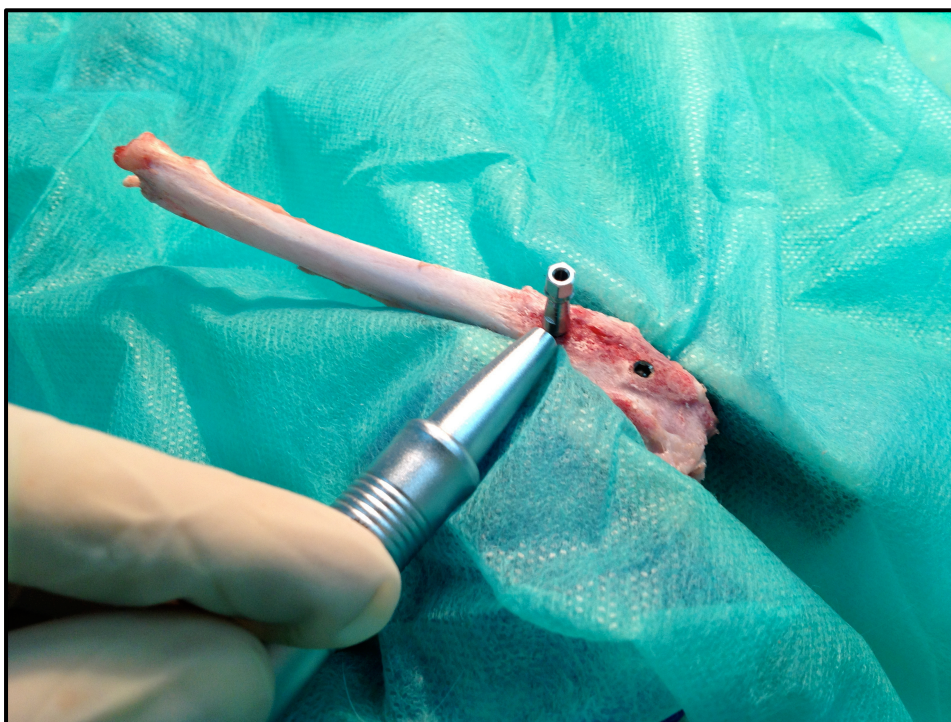
W celu badania stabilizacji wtórnej wypreparowywano kość piszczelową a następnie umieszczono ją w specjalnym stabilizatorze. Podobnie jak w przypadku stabilizacji pierwotnej przeprowadzono badanie urządzeniem Osstell Mentor i Periotest S (ryc. 15,16). Następnie za pomocą urządzenia Tohnichi Torque Gauge badano siłę potrzebną do wykręcenia wszczepu z kości (ryc. 17).



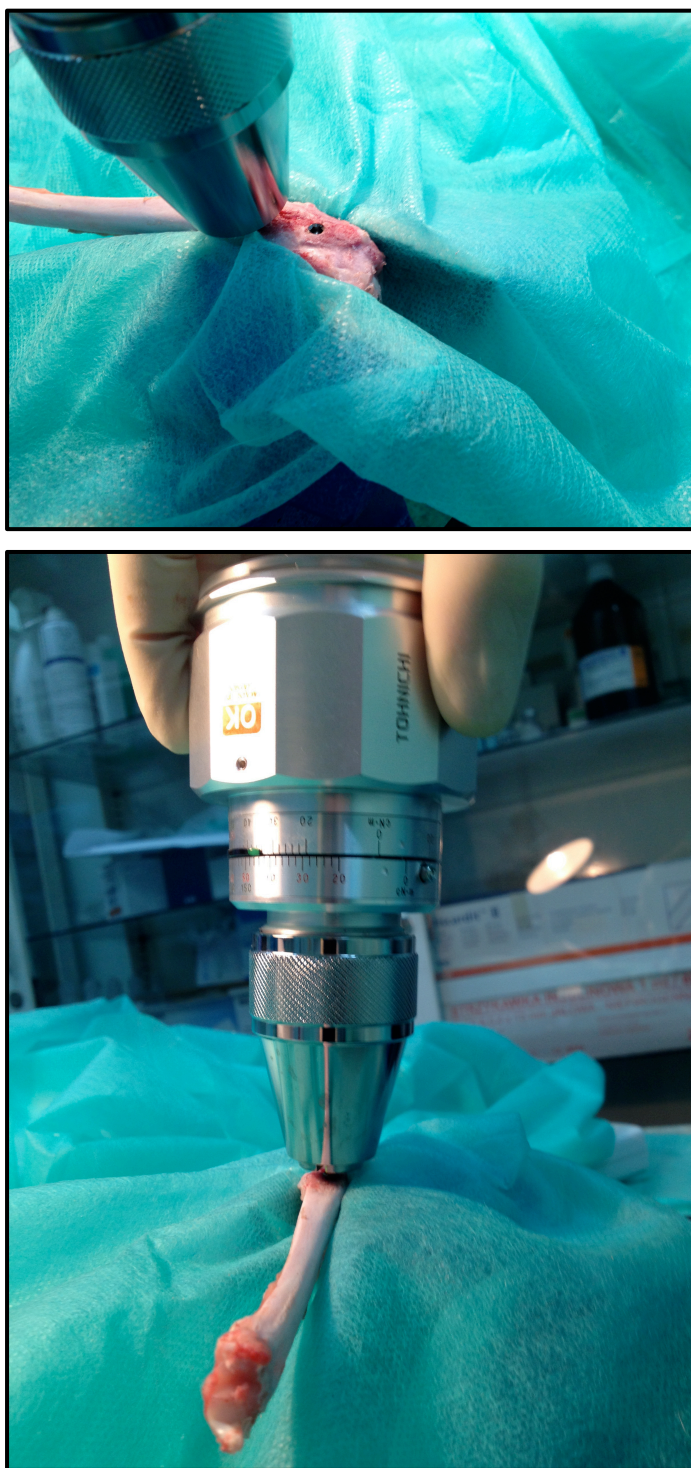
Ryc. 14 Wszczepy po okresie wgajania – stan tkanek miękkich.



Ryc. 15 Badanie stabilizacji wtórnej – Osstell Mentor.



Ryc. 16 Badanie stabilizacji wtórnej – Periotest S.



Ryc. 17 Badanie stabilizacji wtórnej - Tohnichi Torque Gauge.

3.6 Testy in vitro – charakterystyka powierzchni aktywnych wszczepów

3.6.1 Badanie profilometryczne

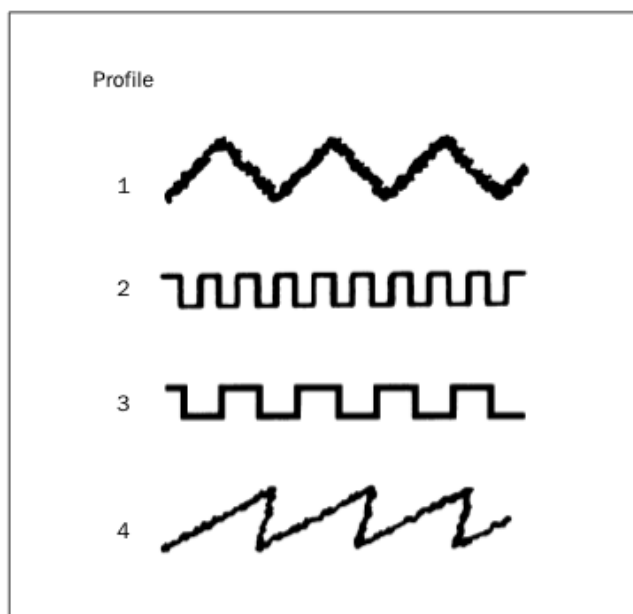
Ocenę stopnia chropowatości powierzchni wszczepów wykonano za pomocą profilometru optycznego Wyko NT1100 (Veeco, Stany Zjednoczone Ameryki). Badanie przeprowadzono trzykrotnie w 3 różnych miejscach z wykorzystaniem dysków tytanowych, o powierzchniach identycznych z użytymi wcześniej implantami.

Standardowe pomiary profilometryczne wykonuje się w technice dwuwymiarowej (2-D), na pojedynczych przekrojach zwanych profilami nierówności. Do opisu stopnia chropowatości najczęściej używa się parametru amplitudowego Ra . Stanowi on średnią arytmetyczną bezwzględnych wartości rzędnych $Z(x)$ wewnątrz odcinka elementarnego, wyznaczoną z zależności:

$$Ra = \frac{1}{l} \int_0^l |Z(x)| dx$$

gdzie l to długość odcinka elementarnego.

Choć Ra jest parametrem stabilnym, łatwo mierzalnym oraz daje możliwość porównania z innymi powierzchniami testowanymi w przeszłości, ma pewne ograniczenia. Przede wszystkim jako parametr 2-D nie w pełni odzwierciedla specyfiki powierzchni aktywnej wszczepów, która jest trójwymiarowa. Nie dostarcza informacji o kształcie profilu oraz układzie przestrzennym. Porównując różne profile, gdzie występuje równa wartość wzniesień i wgłębień, parametr Ra wykaże ich identyczność (ryc. 18).



Ryc. 18 Cztery różne profile o tej samej wartości parametru amplitudowego R_a .

W związku z powyższym, zaleca się stosowanie dodatkowo parametrów trójwymiarowych (3-D), które w pełniejszy sposób charakteryzują chropowatość [114,115,116]. Pomiar 3-D odnosi się do powierzchni i nazywany jest pomiarem stereometrii powierzchni. Przeprowadzany jest zazwyczaj w technice bezstykowej a następnie przetwarzany cyfrowo. Przestrzenna analiza zawiera szczegółowe dane o kształcie oraz wielkości nieregularności, a także umożliwia określenie parametrów funkcjonalnych, takich jak nośność, ścieralność czy pole kontaktu [117,118].

W prezentowanej pracy do opisu chropowatości użyto parametrów 2-D oraz 3-D. Ponieważ brak konsensusu wśród badaczy co do zestawu parametrów niezbędnych do oceny powierzchni aktywnych wszczepów, posłużono się wytycznymi zaproponowanymi przez *Weneberg* [114]. Lista użytych parametrów:

1. Amplitudowe parametry 2D:
 - a. R_a – średnia arytmetyczna rzędnych profilu
 - b. R_q – średnia kwadratowa rzędnych profilu
 - c. R_{sk} – współczynnik asymetrii profilu
 - d. R_t – całkowita wysokość profilu

2. Parametry 3D

a. Amplitudowe

- i. S_a – średnia arytmetyczna rzędnych powierzchni
- ii. S_q – średnia kwadratowa rzędnych powierzchni
- iii. S_{sk} – współczynnik asymetrii powierzchni

b. Przestrzenne

- i. S_{ds} – gęstość wierzchołków nierówności powierzchni
- ii. S_{tr} – wskaźnik tekstury powierzchni

c. Hybrydowe

- i. S_{dq} – średnie kwadratowe nachylenie powierzchni
- ii. S_{dr} – rozwinięcie powierzchni
- iii. S_{sc} – średnia arytmetyczna krzywizn wierzchołków nierówności powierzchni

3.6.2 Topografia powierzchni

Analizę topografii powierzchni implantów przeprowadzono na podstawie mikrografów, wykonanych skaningowym mikroskopem elektronowym (SEM) Zeiss EVO25 (Carl Zeiss, Niemcy). Badanie także przeprowadzono na dyskach tytanowych.

3.6.3 Skład chemiczny powierzchni

Do celu oceny składu chemicznego powierzchni aktywnych zastosowano technikę spektroskopii z dyspersją energii promieniowania rentgenowskiego EDS (energy dispersive X-Ray spectroscopy). Badanie przeprowadzono przy użyciu detektora Quantax AXS (Brucker, Niemcy) połączonego z skaningowym mikroskopem elektronowym (EVO Zeiss, Niemcy). W badaniu ponownie użyto dysków tytanowych, tożsamyh z implantami.

3.7 Analiza statystyczna

Analizę statystyczną przeprowadzono metodą analizy wariancji (ANOVA). Następnie w celu określenia różnicy między grupami w badanej próbie, wykonano testy *post-hoc*. Do określenia zależności statystycznych wyników pomiarów urządzeniami Osstell Mentor, Periotest S i Tohnichi Torque Gauge użyto testów HSD Turkeya. W analizie wyników profilometrii zastosowano test HSD dla nierównych N, będący modyfikacją testu Turkeya.

Do obliczeń i prezentacji danych wykorzystano pakiet Office (Microsoft) i pakiet Statistica 10 (StatSoft Inc.).

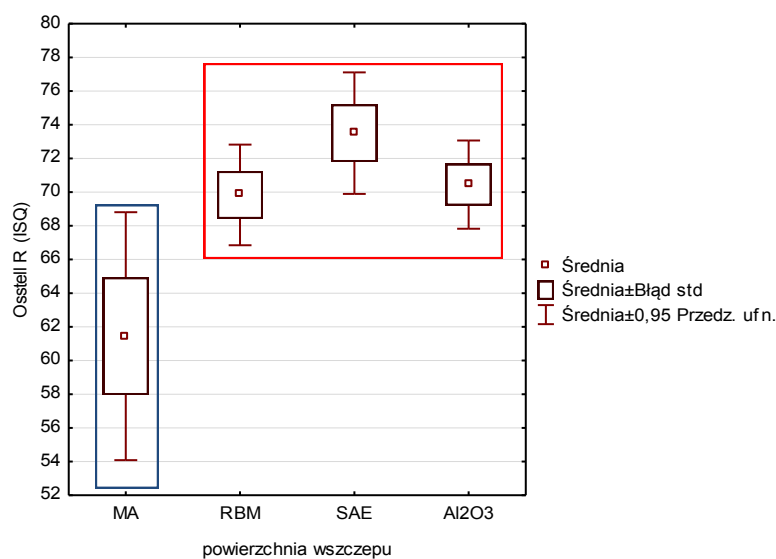
4 Wyniki

4.1 Analiza stabilizacji pierwotnej i wtórnej

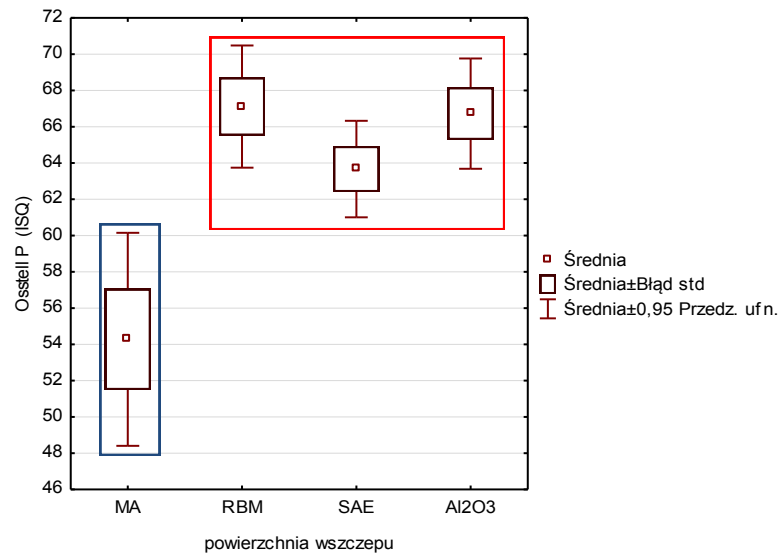
4.1.1 Analiza stabilizacji wszczepów w kontrolnych punktach pomiarowych

4.1.1.1 Badanie podczas zabiegu implantacji (t=0)

Analiza stabilizacji pierwotnej (t=0) wykazała istotną statystycznie różnicę między wszczepami o powierzchni maszynowej (MA) a wszczepami o powierzchniach zmodyfikowanych. Implanty o powierzchni maszynowej były wyraźnie mniej stabilne od grupy jednorodnej, jaką tworzyły wszczepy o powierzchniach: RBM, SAE i Al₂O₃. Taką zależność odnotowano w pomiarze urządzeniem Osstell Mentor, zarówno w pozycji P jak i R (ryc. 19,20).

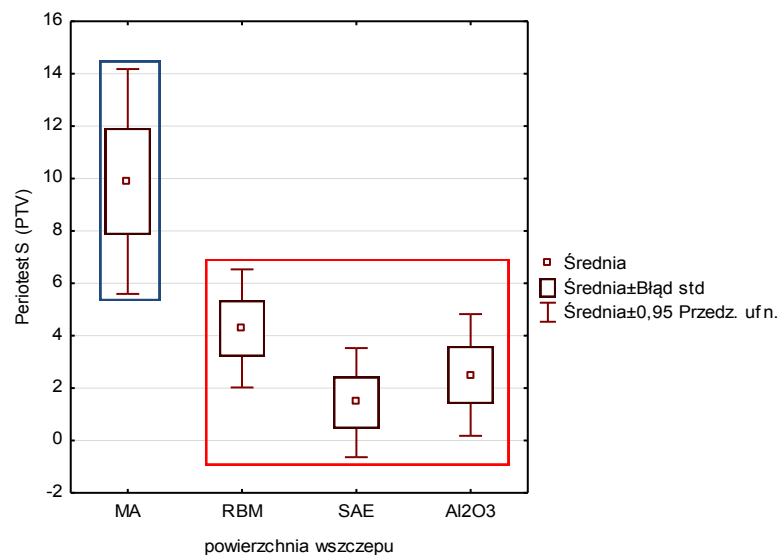


Ryc. 19 Stabilizacja pierwotna – urządzenie Osstell Mentor w pozycji R. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.



Ryc. 20 Stabilizacja pierwotna – urządzenie Osstell Mentor w pozycji P. Wyróżniono dwie grupy jednorodnej: kolor czerwony i niebieski.

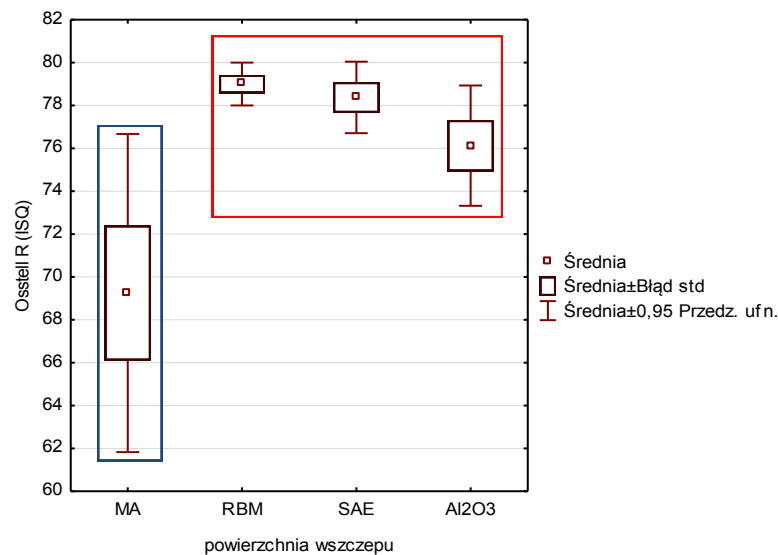
Badanie urządzeniem Periotest S również wykazało istnienie 2 grup o istotnie statystycznej różnicy. Grupa jednorodna, RBM, SAE, Al₂O₃, cechowała się wyższą wartością stabilizacji pierwotnej w porównaniu z grupą powierzchni maszynowej (ryc. 21).



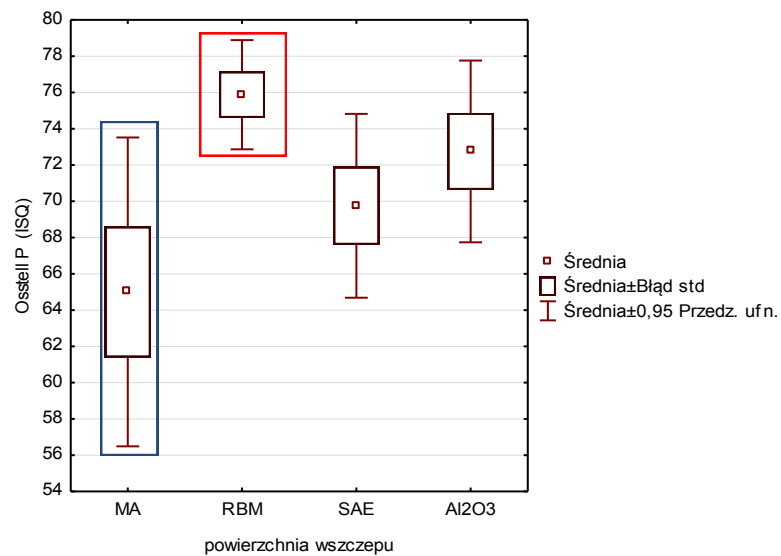
Ryc. 21 Stabilizacja pierwotna – urządzenie Periotest S. Wyróżniono dwie grupy jednorodnej: kolor czerwony i niebieski.

4.1.1.2 Badanie po 4 tygodniach od implantacji (t=4)

Analiza stabilizacji wtórnej po upływie 4 tygodniowego czasu wgajania (t=4) wykazała istotną statystycznie różnicę w badaniu Osstell Mentor w obu pozycjach. W badaniu w pozycji R grupa jednorodna, RBM, SAE i Al₂O₃, miała lepszą stabilizację od wszczepów o powierzchni maszynowej (ryc. 22). W badaniu w pozycji P wzrost względem powierzchni kontrolnej zauważalny był dla całej grupy, jednak statystyczna różnicę odnotowano na parze RBM-maszynowa (ryc. 23).

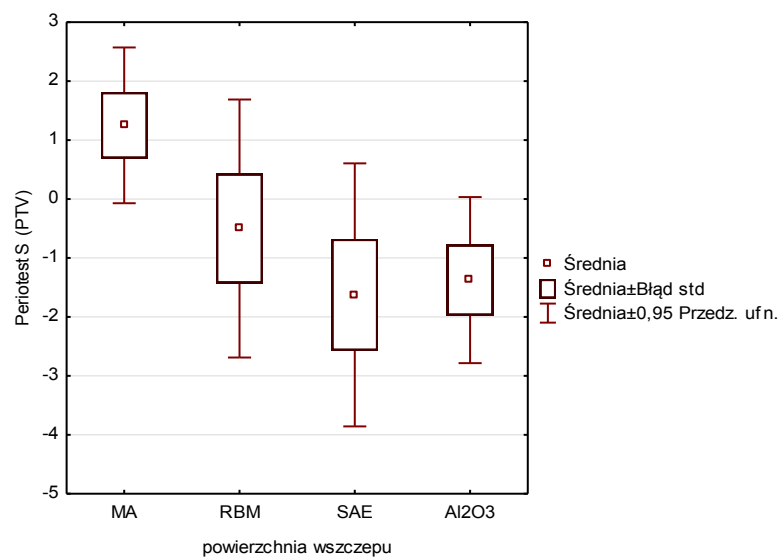


Ryc. 22 Stabilizacja wszczepów po 4 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor w pozycji R. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.



Ryc. 23 Stabilizacja wszczepów po 4 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor w pozycji P. Wyróżniono dwie grupy jednorodnej: kolor czerwony i niebieski.

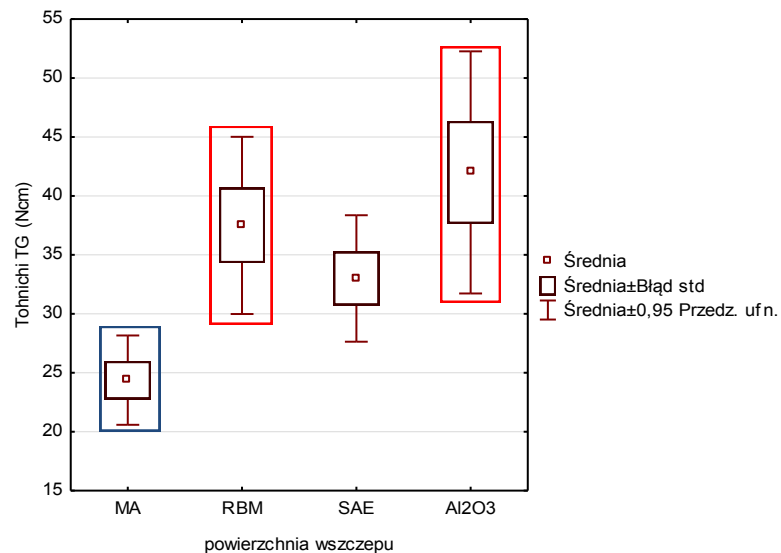
Badanie stabilizacji urządzeniem Periotest nie wykazało różnicy statystycznej między powierzchniami ($p > 0.0556$). Rozkład danych obrazuje rycina nr. 24:



Ryc. 24 Stabilizacja wszczepów po 4 tygodniach wgajania – urządzenie Periotest S.

Po 4 tygodniach wgajania oceniono również siłę potrzebną do wykręcenia wszczepu z kości. Badanie urządzeniem Tohnichi Torque Gauge wykazało statystycznie lepszą stabilizację (utrzymanie w kości) wszczepów o powierzchniach piaskowanych RBM oraz Al_2O_3 , w porównaniu do implantów o powierzchni maszynowej.

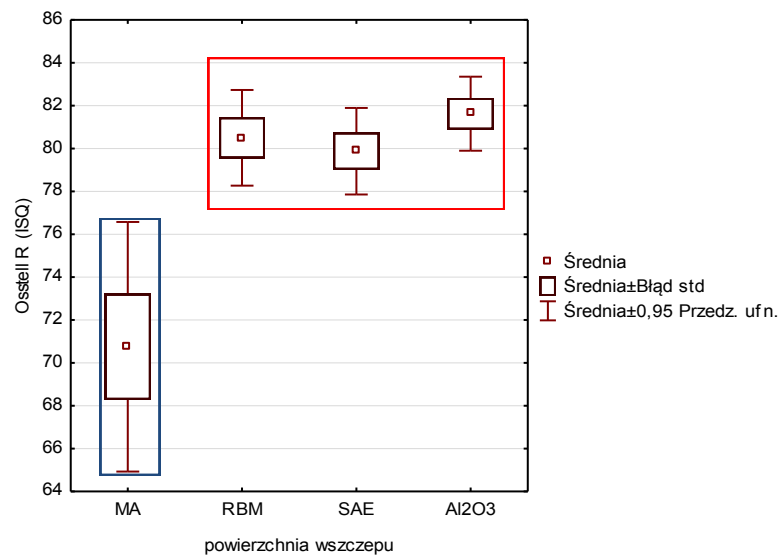
Wartość stabilizacji powierzchni Al_2O_3 osiągnęła najlepszy wynik (ryc. 25). Wyniki powierzchni SAE znajdowały się pomiędzy wartościami max i min.



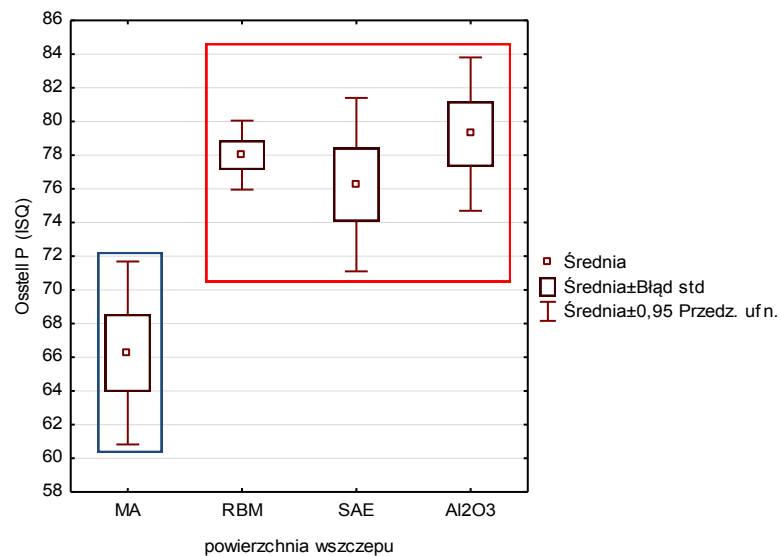
Ryc. 25 Stabilizacja wszczepów po 4 tygodniach wgajania – urządzenie Tohnichi TG. Wyróżniono dwie grupy jednorodnej: kolor czerwony i niebieski.

4.1.1.3 Badanie po 8 tygodniach od implantacji (t=8)

Analiza stabilizacji wtórnej po 8 tygodniach trwania eksperymentu (t=8) wykazała statystyczną różnicę grupy jednorodnej: RBM, Al_2O_3 , SAE względem wszczepów o powierzchni maszynowej. Takie same wyniki uzyskano w przypadku Osstell Mentor w pozycji P i R, przy czym najwyższą wartość w obu przypadkach uzyskiwała powierzchnia Al_2O_3 (ryc. 26,27).

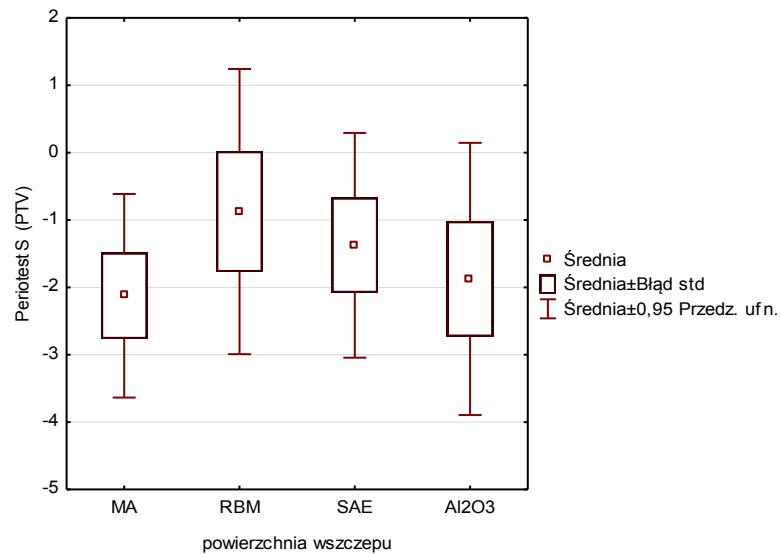


Ryc. 26 Stabilizacja wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor w pozycji R. Wyróżniono dwie grupy jednorodnej: kolor czerwony i niebieski.



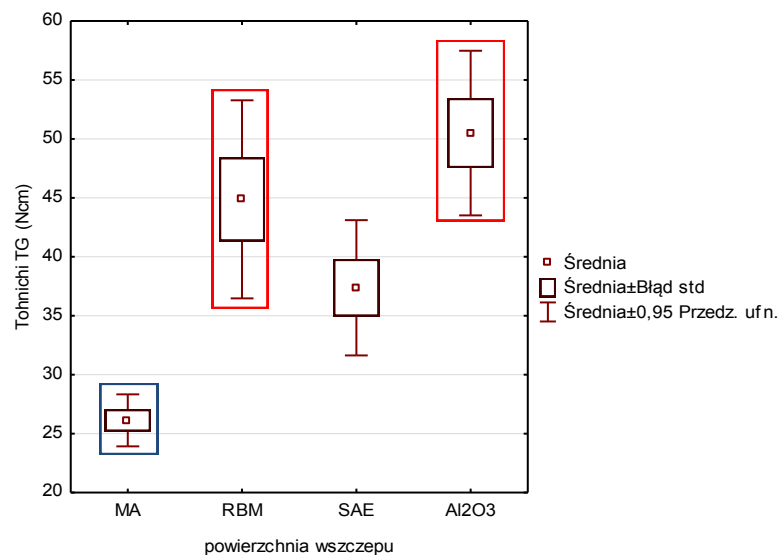
Ryc. 27 Stabilizacja wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor w pozycji P. Wyróżniono dwie grupy jednorodnej: kolor czerwony i niebieski.

Badanie urządzeniem Periotest S po 8 tygodniach wgajania wykazało brak różnicy statystycznej między powierzchniami ($p > 0.007056$, jednak brak różnic w teście *post-hoc*). Rozkład danych przedstawia rycina nr. 28.



Ryc. 28 Stabilizacja wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Periotest S.

Badanie Tohnichi Torque Gauge wykazało istotną statystycznie różnicę między siłą potrzebną do wykręcenia wszczepów o powierzchniach piaskowanych RBM i Al_2O_3 , względem powierzchni maszynowych. Powierzchnie Al_2O_3 i RBM odznaczały się najlepszą stabilizacją. Po 8 tygodniach wgajania nadal istnieje duża różnica między powierzchnią kontrolną a powierzchniami Al_2O_3 i RBM (ryc. 29).

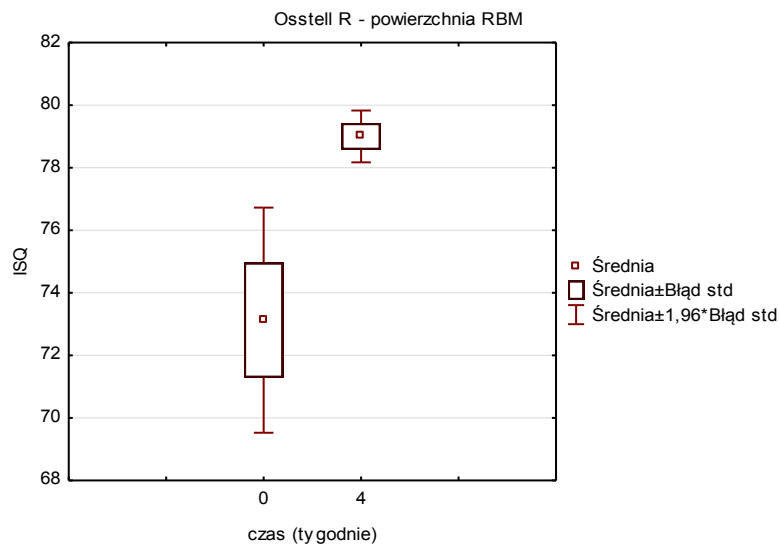


Ryc. 29 Stabilizacja wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Tohnichi TG. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.

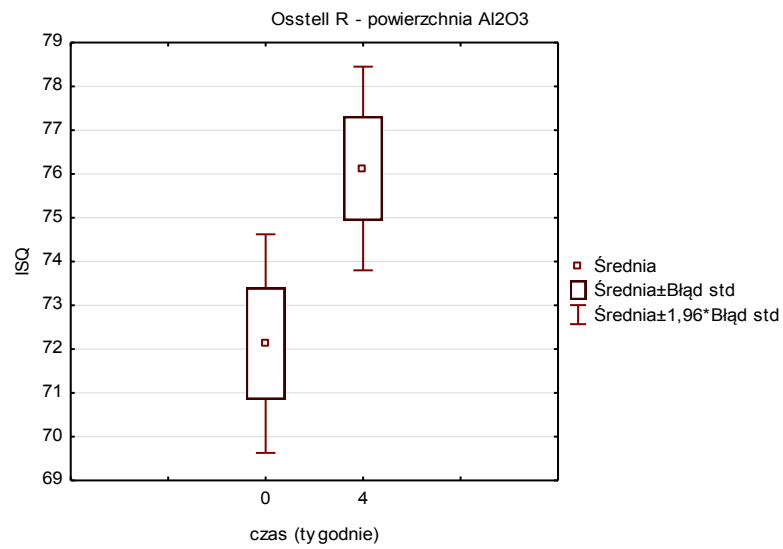
4.1.2 Analiza zmiany stabilizacji wszczepów w czasie

4.1.2.1 Zmiana w czasie pomiędzy t=0 a t=4

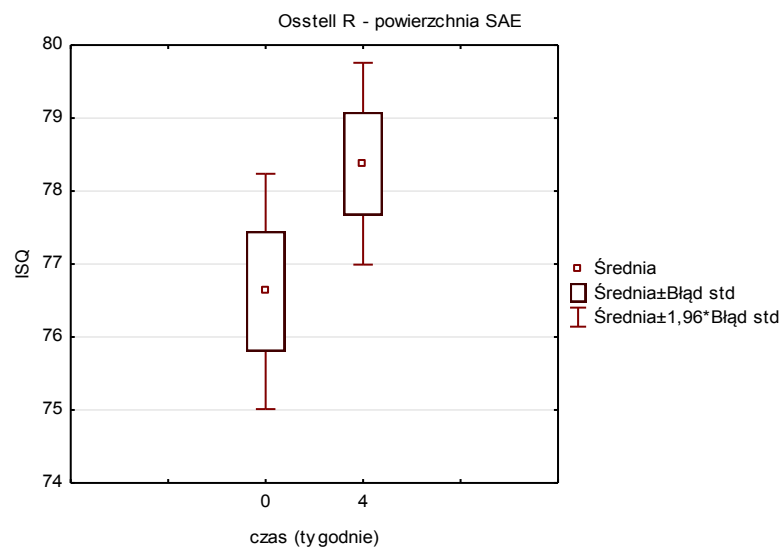
Wyniki obrazują zaawansowanie procesu osteointegracji w czasie. Dla urządzenia Osstell Mentor w pozycji R z badanej grupy wszczepów tylko powierzchnia maszynowa nie odznaczała się statystycznie istotnym przyrostem wartości stabilizacji ($p > 0,1249$). Największy wzrost zanotowała powierzchnia RBM, następnie Al_2O_3 i SAE (ryc. 30, 31, 32).



Ryc. 30 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem wgajania – Osstell Mentor w pozycji R, powierzchnia RBM.

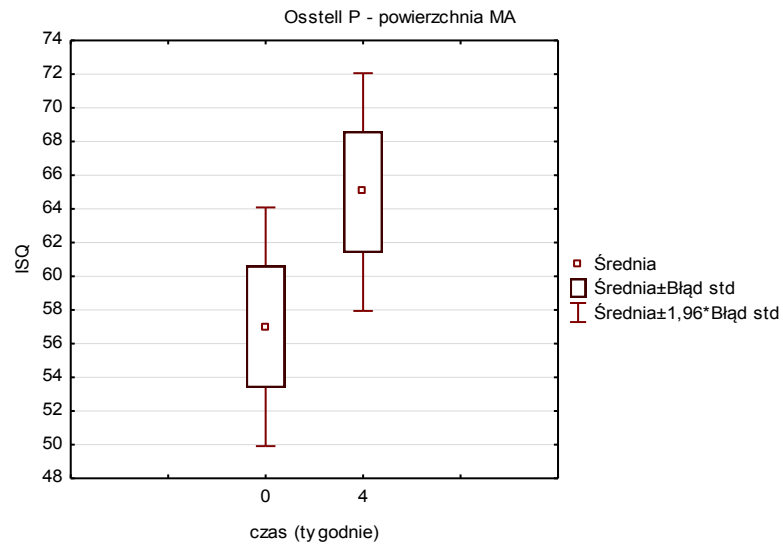


Ryc. 31 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem wgajania – Osstell Mentor w pozycji R, powierzchnia Al₂O₃.

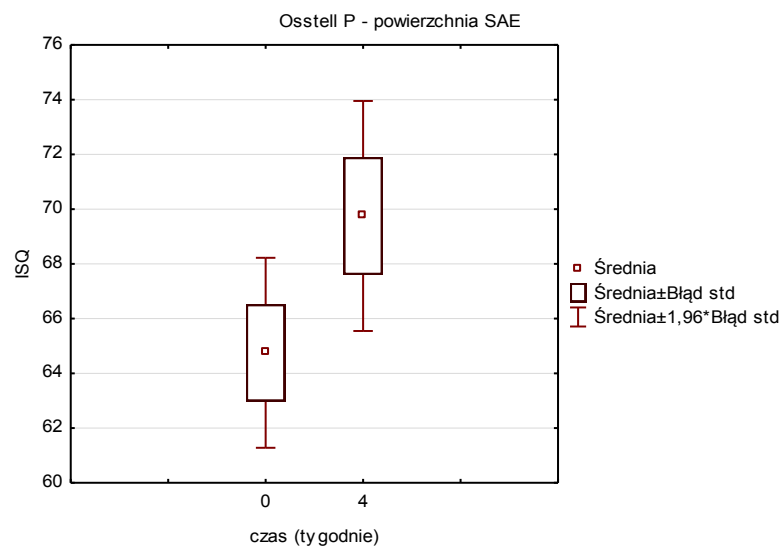


Ryc. 32 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem wgajania – Osstell Mentor w pozycji R, powierzchnia SAE.

W pozycji P wszystkie powierzchnie wykazały wzrost stabilizacji, jednak statycznie istotną różnicę zaobserwowano w przypadku wszczepów o powierzchni maszynowej ($p>0,0399$) i SAE ($p>0,0062$). Dane przedstawiono na rycinie 34 i 35:

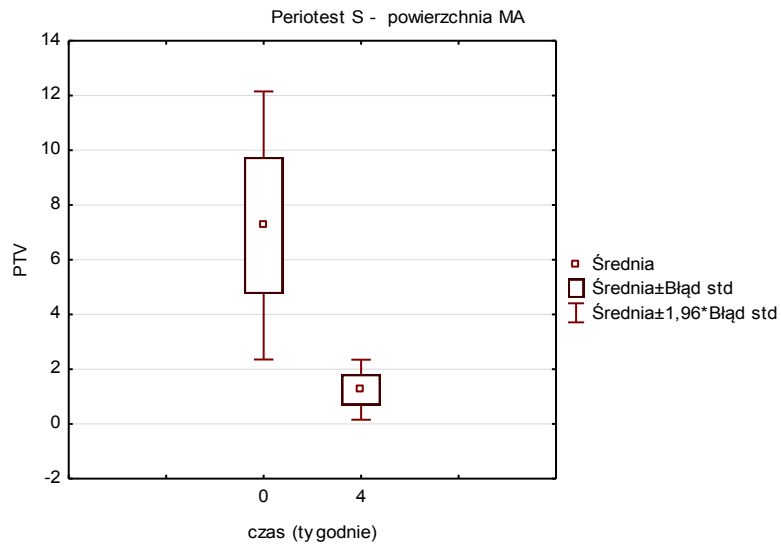


Ryc. 33 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem węgania – Osstell Mentor w pozycji P, powierzchnia maszynowa.

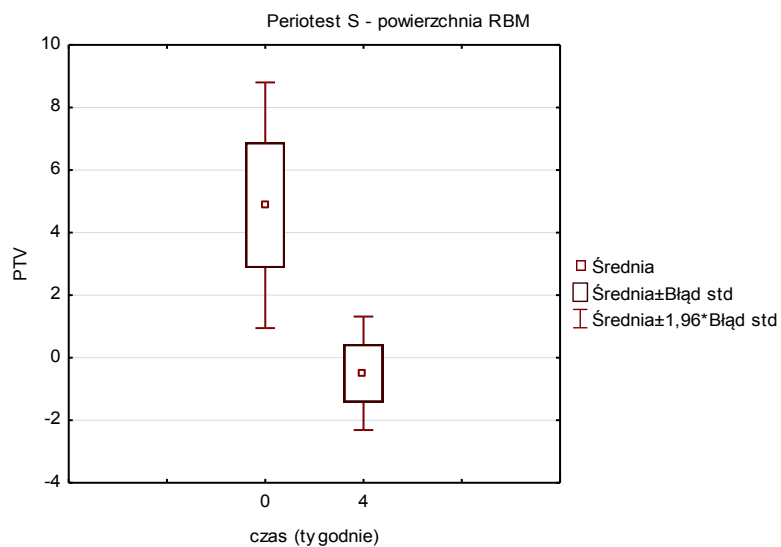


Ryc. 34 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem węgania – Osstell Mentor w pozycji P, powierzchnia SAE.

Badanie Periotestem S wykazało, że istotnie statystyczny wzrost stabilizacji w czasie 4 tygodni wszczepów o powierzchni maszynowej ($p>0,039$) i RBM ($p>0,0384$).



Ryc. 35 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem węgania – Periotest S, powierzchnia maszynowa.

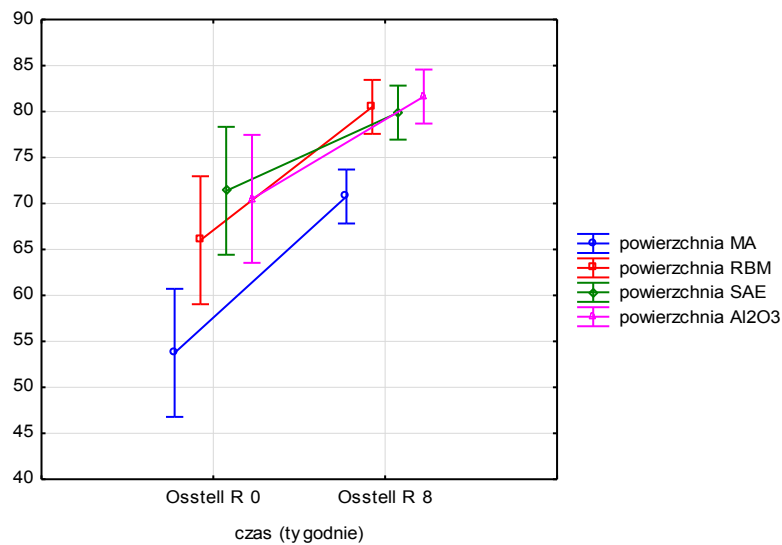


Ryc. 36 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem węgania – Periotest S, powierzchnia RBM.

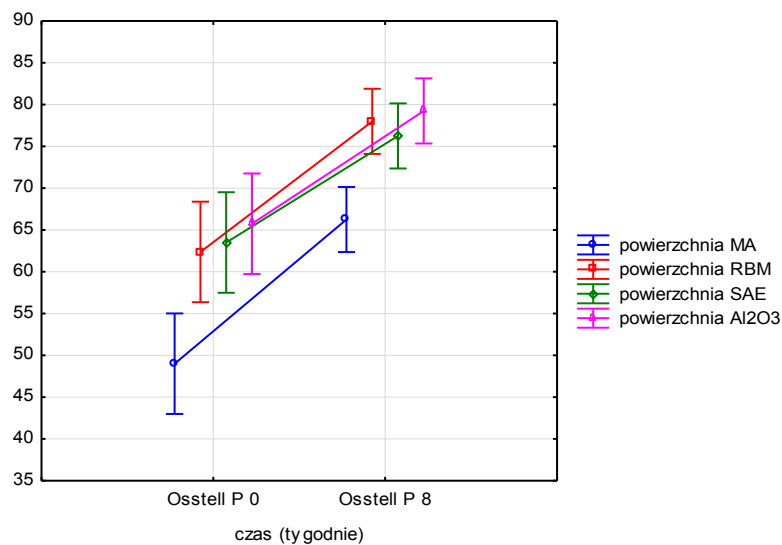
4.1.2.2 Zmiana w czasie pomiędzy t=0 a t=8

Analiza zmiany wartości stabilizacji poszczególnych wszczepów w trakcie 8 tygodniowego czasu wgajania.

W badaniu urządzeniem Osstell Mentor zaobserwowano istotnie statystyczny wzrost wszystkich powierzchni w pozycji R i P. W obu pozycjach największy przyrost stabilizacji odnotowano dla wszczepu o powierzchni maszynowej (ryc. 37 i 38).

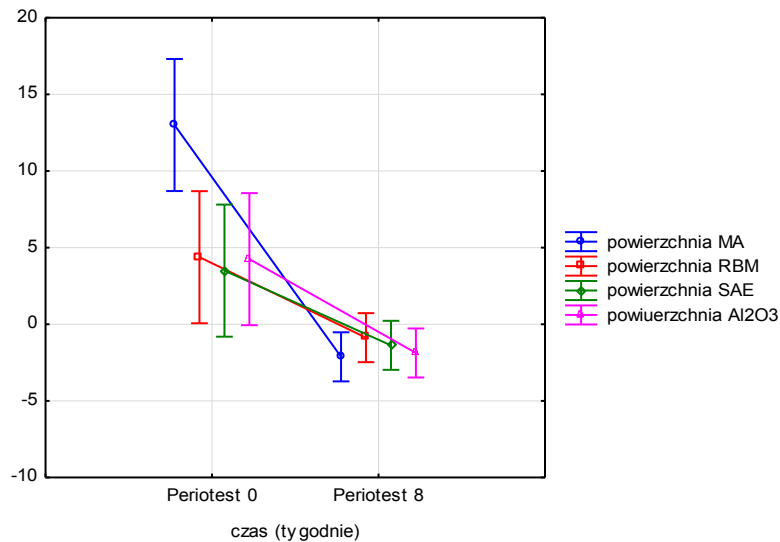


Ryc. 37 Wzrost wartości stabilizacji wszystkich wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor, pozycja R



Ryc. 38 Wzrost wartości stabilizacji wszystkich wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor, pozycja P.

Wzrost statystycznie istotny dla wszystkich powierzchni wystąpił również w badaniu urządzeniem Periotest S. Największym przyrostem wartości stabilizacji ponownie charakteryzowały się wszczepy o powierzchni maszynowej (ryc. 39).

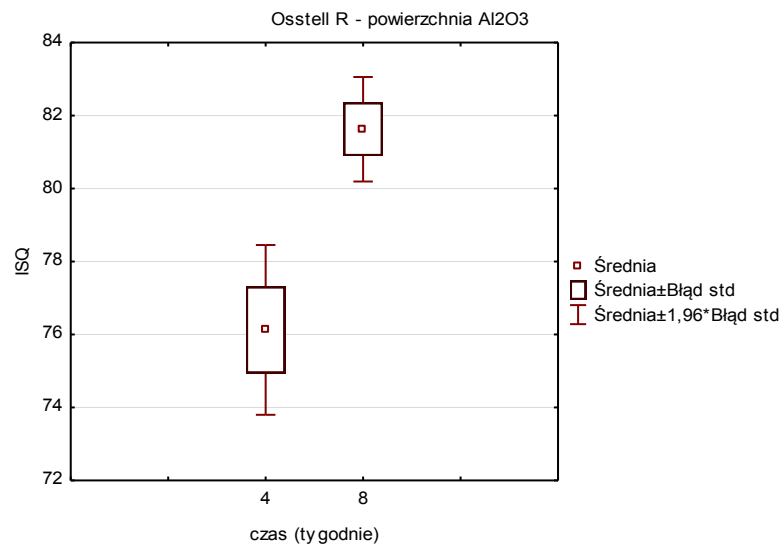


Ryc. 39 Wzrost wartości stabilizacji wszystkich wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Periotest S.

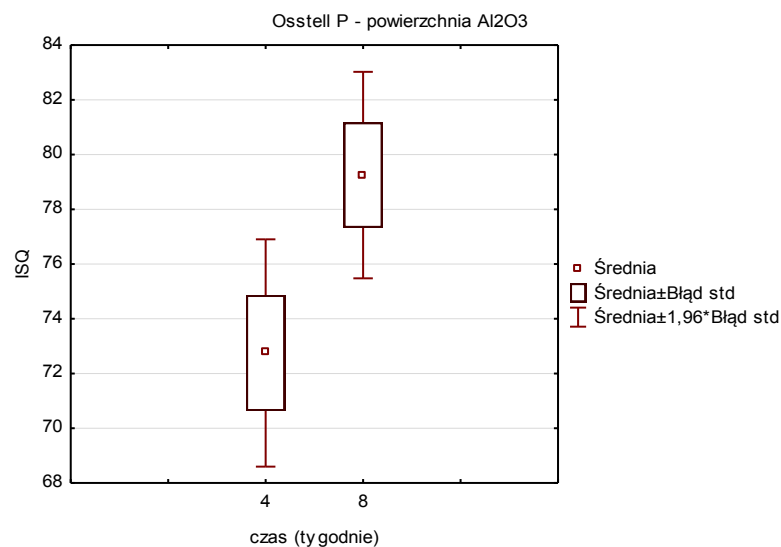
4.1.2.3 Zmiana w czasie pomiędzy t=4 a t=8

Analiza stabilizacji wtórnej wszczepów po 4 i 8 tygodniowym okresie wgajania (analiza zmiennych niepowiązanych).

W badaniu Ostell Mentor w pozycji R i P tylko wszczepy o powierzchni Al₂O₃ uzyskiwały statystycznie istotny wzrost stabilizacji ($p > 0,014$ i $p > 0,0395$). Pozostałe wszczepy nie odnotowały wzrostu istotnie statystycznego w tym okresie (ryc. 40, 41).

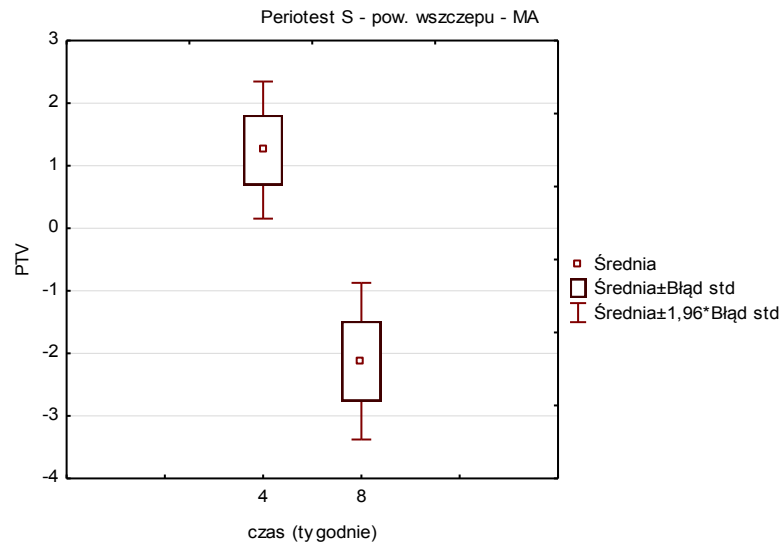


Ryc. 40 Wzrost wartości stabilizacji między 4 a 8 tygodniem wgajania – Osstell Mentor pozycja R, powierzchnia Al₂O₃.



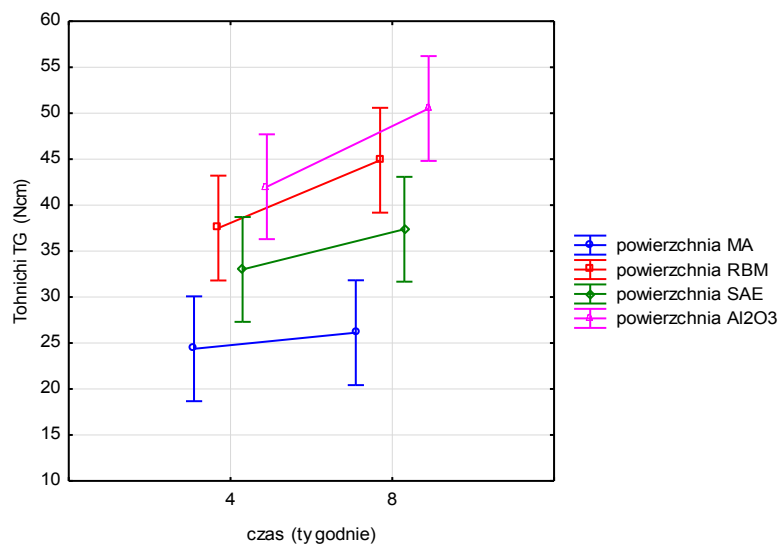
Ryc. 41 Wzrost wartości stabilizacji między 4 a 8 tygodniem wgajania – Osstell Mentor pozycja P, powierzchnia Al₂O₃.

Badanie urządzeniem Periotest S również wykazało brak statystycznego wzrostu stabilizacji większości powierzchni między 4 a 8 tygodniem wgajania. Progres odnotowano jedynie w przypadku powierzchni maszynowej ($p > 0,0013$), co obrazuje rycina nr. 42.



Ryc. 42 Wzrost wartości stabilizacji między 4 a 8 tygodniem wgajania – Periotest, powierzchnia maszynowa.

Ocena stabilizacji wszczepów urządzeniem Tohnichi Torque Gauge wykazała brak przyrostu istotnie statystycznego pomiędzy 4 a 8 tygodniem wgajania (ryc. 43).



Ryc. 43 Tohnichi TG – wartość stabilizacji wszystkich wszczepów między 4 a 8 tygodniem wgajania.

4.2 Analiza korelacji wyników pomiarów urządzeniem Osstell Mentor i Periotest S

W celu określenia zależności pomiędzy urządzeniami Periotest S i Osstell Mentor, porównano otrzymane wyniki stabilizacji wszczepów. Analiza danych pozwala sformułować ogólny wniosek o braku korelacji pomiędzy urządzeniami zastosowanymi w badaniu. Zaobserwowane istotnie statystycznie korelacje mają charakter jednostkowy.

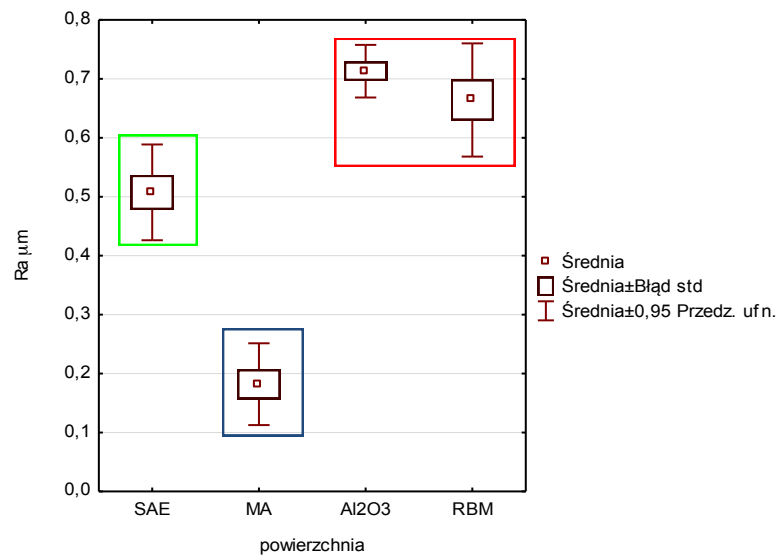
Szczegółowy opis:

- Wyniki badań stabilizacji powierzchni Al_2O_3 i RBM urządzeń nie korelują.
- W przypadku powierzchni SAE zanotowano korelację pomiędzy Periotestem i Osstem w pozycji R ($p > 0.000003$) w punkcie $t=0$. W pozostałych przypadkach brak zależności statystycznie istotnych.
- W przypadku powierzchni maszynowej wystąpiła korelacja pomiędzy Periotestem i Osstem w pozycji R ($p > 0.005382$) i P ($p > 0.000404$) w czasie $t=0$. Nie odnotowano korelacji w pozostałych przypadkach ($t=4$ i $t=8$).

4.3 Analiza profilometrii badanych powierzchni

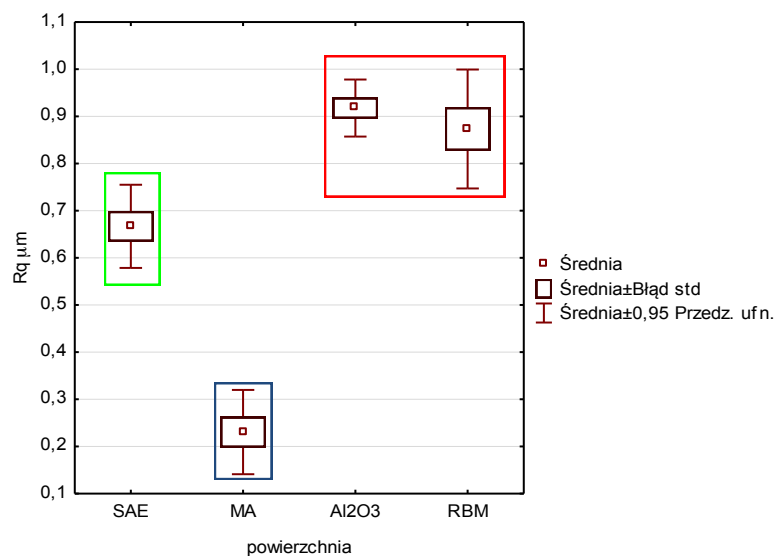
4.3.1 Parametry 2-D

Analiza zastosowanych parametrów 2-D wykazała zróżnicowanie profili chropowatości badanych powierzchni implantów. Na podstawie parametru amplitudowego R_a , opisującego średnią wartość chropowatości, wydzielono 3 jednorodne, istotne statystycznie grupy. Najwyższą chropowatość odnotowały powierzchnie piaskowane Al_2O_3 i RBM. Grupę pośrednią stanowiła powierzchnia SAE. Najniższą wartością chropowatości odznaczała się powierzchnia maszynowa (ryc. 44).



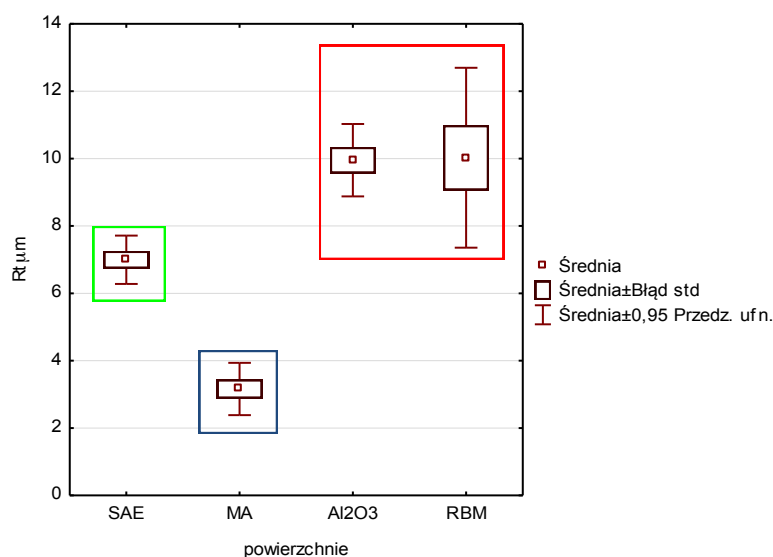
Ryc. 44 Parametr Ra – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodne: kolor czerwony, zielony i niebieski.

Analogiczne zależności wystąpiły w analizie parametru amplitudowego Rq, wyrażającego średnią kwadratową rzędnych profilu. Parametr ten jest powiązany z Ra, jednak bardziej wrażliwy na pojedyncze, skokowe zmiany profilu. Podobny rozkład danych sugeruje, że na badanych odcinkach elementarnych brak wzniesień bądź wgłębień o takim charakterze (ryc. 45).



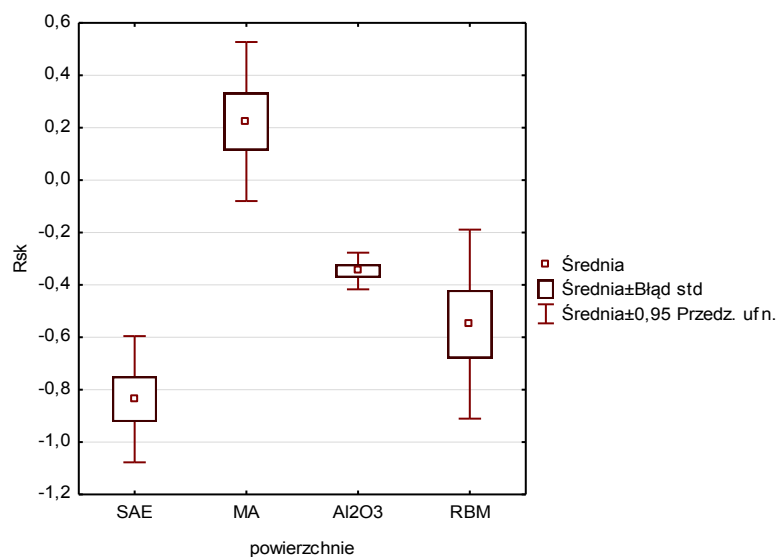
Ryc. 45 Parametr Rq – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodne: kolor czerwony, zielony i niebieski.

Parametr R_t natomiast, wyraża całkowitą wysokość profilu, opisywaną jako największą odległość między pojedynczym wniesieniem i wgłębieniem profilu. Choć najwyższą wysokością profilu cechuje się powierzchnia RBM, nie skutkuje to innym podziałem statystycznym grup (ryc. 46).



Ryc. 46 Parametr R_t – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodnej: kolor czerwony, zielony i niebieski.

Parametr R_{sk} dostarcza informacji o skośności profilu. Jest miarą asymetrii rozkładu względem linii średniej. Współczynnik asymetrii przyjmuje wartość 0 dla rozkładów symetrycznych. Wyniki dodatnie cechują powierzchnie gładkie, o wysokich wzniesieniach ponad średnią profilu. Wyniki ujemne dotyczą powierzchni porowatych o głębokich zagłębieniach profilu. Na podstawie analizy statystycznej wyodrębniono grupy jednorodnej: powierzchnia maszynowa o wartościach profilu zdecydowanie powyżej średniej oraz powierzchnie SAE i RBM o wartościach poniżej średniej. Grupę umiarkowanie ujemną stanowiły Al_2O_3 , a także, z powodu dużej rozpiętości skali zmiennych, powierzchnia RBM (ryc. 47).



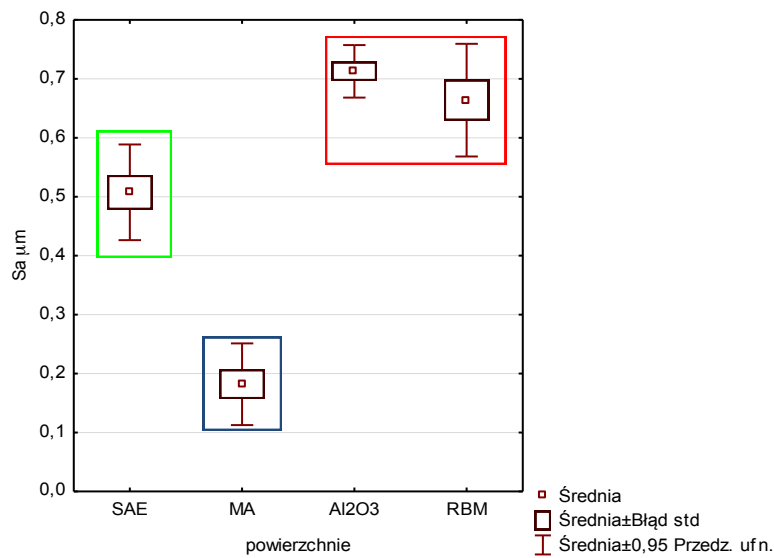
Ryc. 47 Parametr Rsk – rozkład statystyczny danych.

4.3.2 Analiza parametrów 3-D

4.3.2.1 Parametry amplitudowe

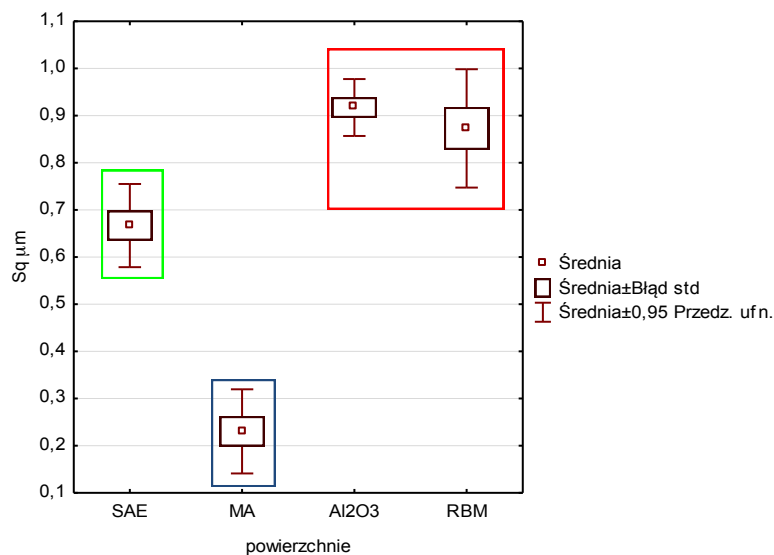
Parametry 3-D odnoszą się do oceny powierzchni implantów a nie do profili chropowatości. W sposób dokładniejszy oddają przestrzenny charakter badanego obszaru.

Parametr amplitudowy Sa, opisujący średnią arytmetyczną rzędnych powierzchni, wykazał podział powierzchni na 3 grupy statystycznie istotne: powierzchnie Al₂O₃ i RBM o największej chropowatości, powierzchnię SAE o średniej chropowatości i maszynową o najmniejszej chropowatości (ryc. 48). Według podziału Wenneberg [3] badane powierzchnie klasyfikowane są jako minimalnie szorstkie oraz gładkie. Pierwszą grupę stanowią powierzchnie Al₂O₃, RBM i SAE (Sa 0,5-1um) a drugą powierzchnia maszynowa (Sa<0,5um).

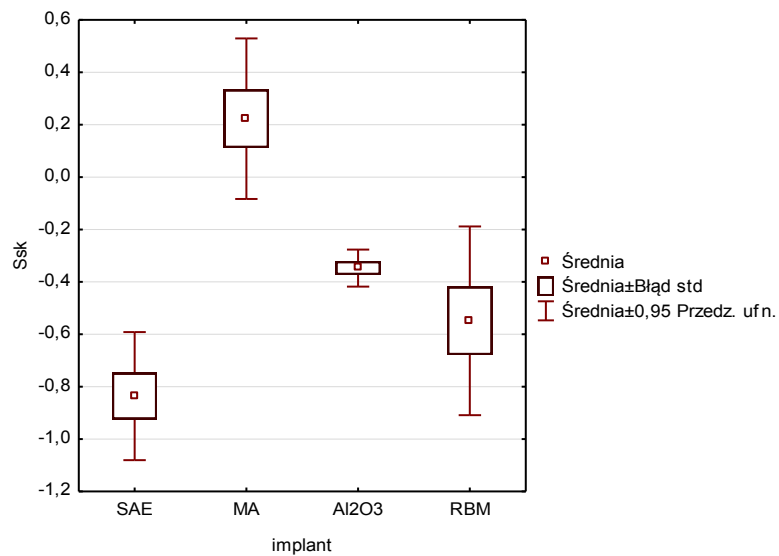


Ryc. 48 Parametr S_a – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodne: kolor czerwony, zielony i niebieski.

Analiza pozostałych parametrów amplitudowych, S_q i S_{sk} , wykazała identyczny rozkład statystyczny grup w porównaniu z odpowiadającymi parametrami 2-D (ryc. 49, 50).



Ryc. 49 Parametr S_q – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodne: kolor czerwony, zielony i niebieski.

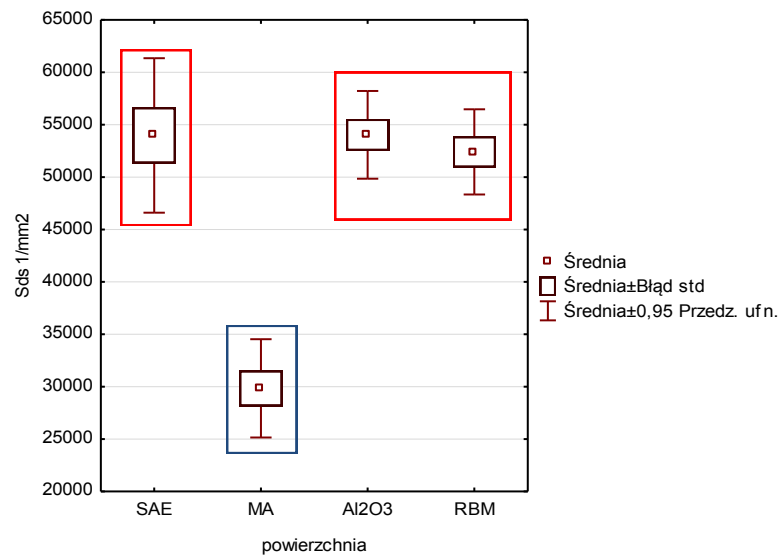


Ryc. 50 Parametr Ssk – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodnej: kolor czerwony, zielony i niebieski.

4.3.2.2 Parametry przestrzenne

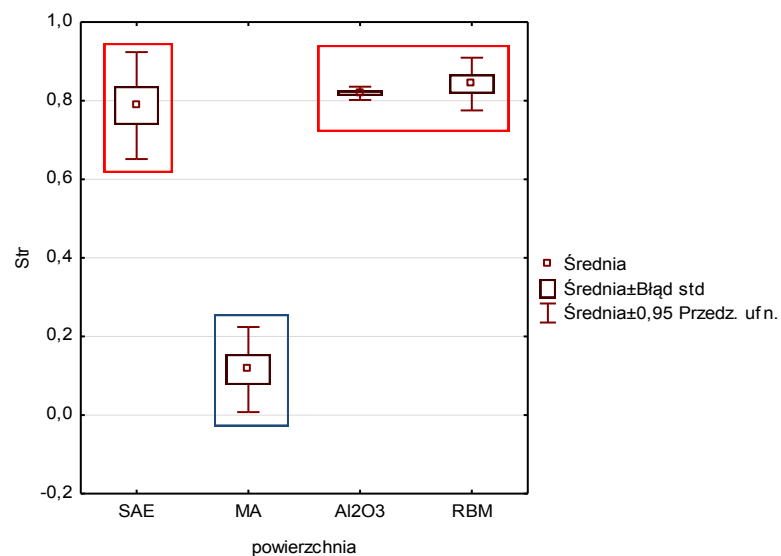
Parametry przestrzenne dostarczają informacji o układzie oraz kierunkowości struktury powierzchni, co nie jest możliwe przy zastosowaniu parametrów 2-D.

Parametr Sds opisuje gęstość wierzchołków nierówności powierzchni. Ocena wykazała, że statystycznie grupę jednorodną, o większej ilości wierzchołków, tworzą powierzchnie modyfikowane: RBM, SAE, Al₂O₃ względem powierzchni maszynowej (ryc. 51).



Ryc. 51 Parametr S_{ds} – dwie grupy jednorodnej: kolor czerwony i niebieski.

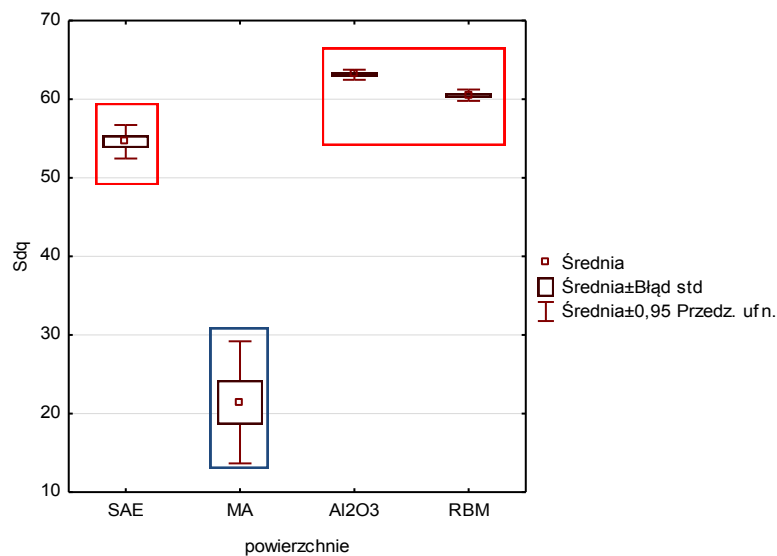
Parametr Str określa kierunkowość struktury powierzchni. Skala wartości parametru zawiera się pomiędzy 0 a 1. Wartości powyżej 0,5 świadczą o małym ukierunkowaniu powierzchni (powierzchnie izotropowe), natomiast wartości poniżej 0,5 o dużym ukierunkowaniu (powierzchnie anizotropowe). W prezentowanym badaniu parametr Str wykazał podział powierzchni na 2 grupy jednorodnej statystycznej: powierzchnie anizotropowe RBM, SAE, Al_2O_3 oraz powierzchnie izotropową maszynową (ryc. 52).



Ryc. 52 Parametr Str – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono dwie grupy jednorodnej: kolor czerwony i niebieski.

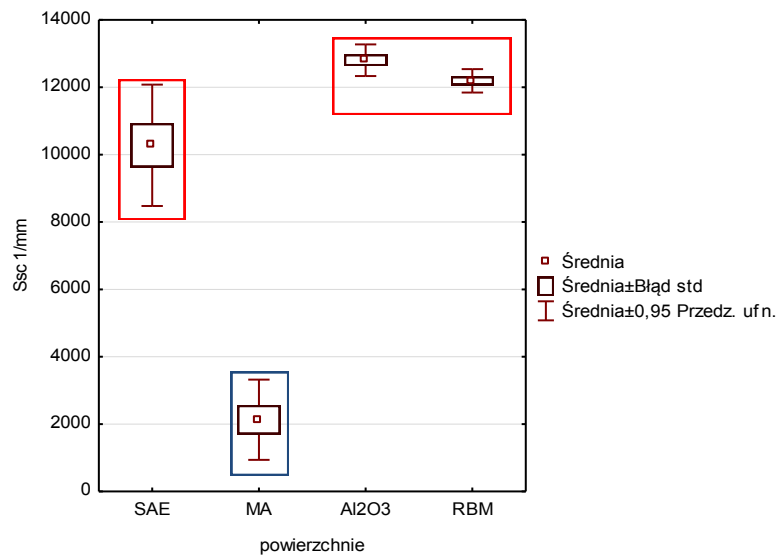
4.3.2.3 Parametry hybrydowe

Parametry hybrydowe uwzględniają zmiany zarówno w wymiarze amplitudowym jak i przestrzennym (S_{dq} , S_{sc} , S_{dr}). Parametr S_{dq} opisuje średnie kwadratowe nachylenie powierzchni. Wyróżniono statystycznie grupę powierzchni o dużym nachyleniu: Al_2O_3 , RBM, SAE oraz powierzchnię maszynową o małym nachyleniu (ryc. 53).



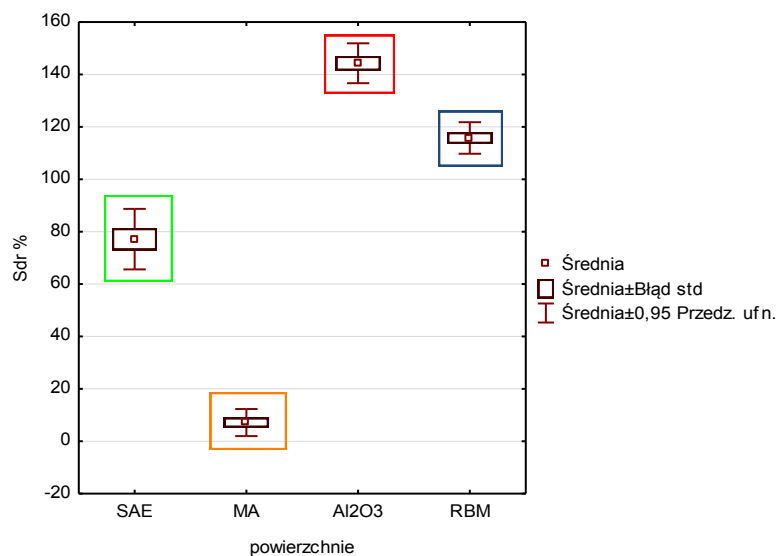
Ryc. 53 Parametr S_{dq} – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.

Parametr S_{sc} natomiast opisuje średnia arytmetyczna krzywizn wierzchołków nierówności powierzchni. Rozkład statystyczny danych jest analogiczny do analizowanego powyżej parametru S_{dq} (ryc. 54).



Ryc. 54 Parametr Ssc – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.

Parametr Sdr obrazuje, jaki jest procent rozwinięcia każdej z badanych powierzchni. Statystycznie najmniej rozwiniętą powierzchnią jest powierzchnia maszynowa (7,13%). W porównaniu do niej powierzchnia SAE ma 10-krotnie bardziej rozwiniętą powierzchnię. Powierzchnie o największym rozwinięciu, Al₂O₃ i RBM, są rozwinięte odpowiednio 16 i 20 razy bardziej w porównaniu do powierzchni MA (ryc. 55).



Ryc. 55 Parametr Sdr – wyróżniono 4 różne grupy powierzchni.

4.4 Analiza składu chemicznego powierzchni

Skład chemiczny powierzchni użytych w badaniu przedstawia tabela nr. 1. Wartości podane są w procentach atomowych.

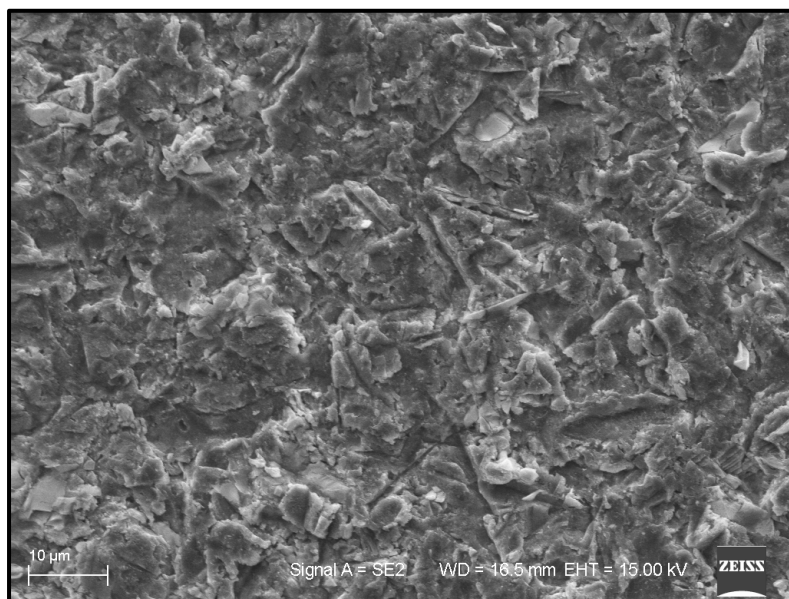
Tabela 1 Skład chemiczny powierzchni aktywnych implantów zastosowanych w badaniu. Oznaczenia: at.% - procent atomowy, nw – nie występuje.

Pierwiastek [at.%]	Powierzchnie wszczepów			
	MA	Al ₂ O ₃	RBM	SAE
Tytan	90,3	18,6	39,9	86,7
Węgiel	9,7	6,5	6,4	12,9
Tlen	nw	59,5	47,7	nw
Wapń	nw	nw	3,3	nw
Fosfor	nw	nw	2,0	nw
Sód	nw	0,4	nw	nw
Glin	nw	15,0	0,6	0,4

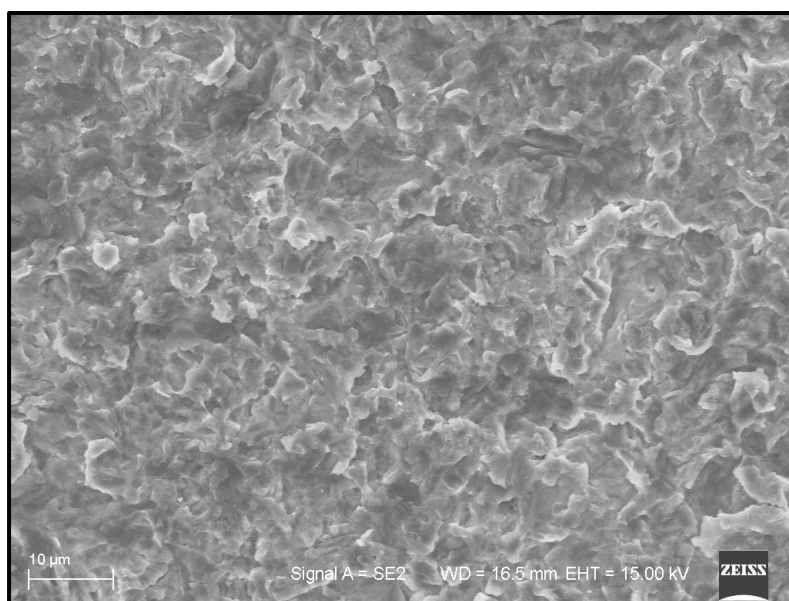
Analiza powyższych danych wskazuje na zróżnicowanie składu chemicznego powierzchni, w zależności od zastosowanych modyfikacji. Częścią wspólną wszystkich powierzchni jest tytan oraz węgiel. Oba pierwiastki występują jako główne składniki powierzchni maszynowej oraz powierzchni złożonej SAE. Pozostałe powierzchnie zawierają pierwiastki będące składnikiem proszku, użytego w procesie piaskowania a także tlen, powstający spontanicznie w interakcji z powietrzem atmosferycznym. Powierzchnia Al₂O₃ zawiera glin oraz sól. Natomiast powierzchnia RBM wapń i fosfor. Glin, występujący śladowo w składzie powierzchni RBM oraz SAE, należy uznać za zanieczyszczenie. W przypadku powierzchni SAE, proces trawienia doprowadził do usunięcia składników obecnych po fazie piaskowania mieszaniną HAp/TCP oraz wpłynął na wzrost ilości węgla.

4.5 Analiza topografii powierzchni

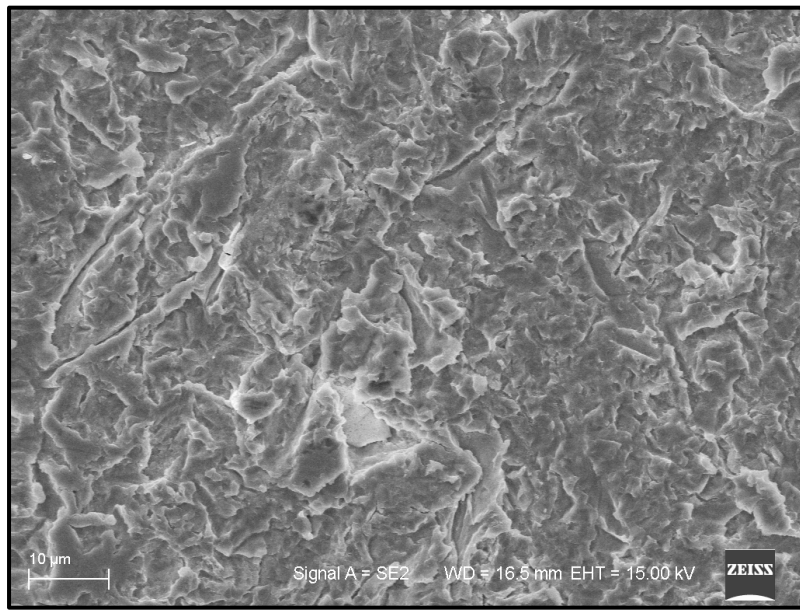
Obrazy powierzchni aktywnych wszczepów, wykonany przy użyciu skaningowego mikroskopu elektronowego:



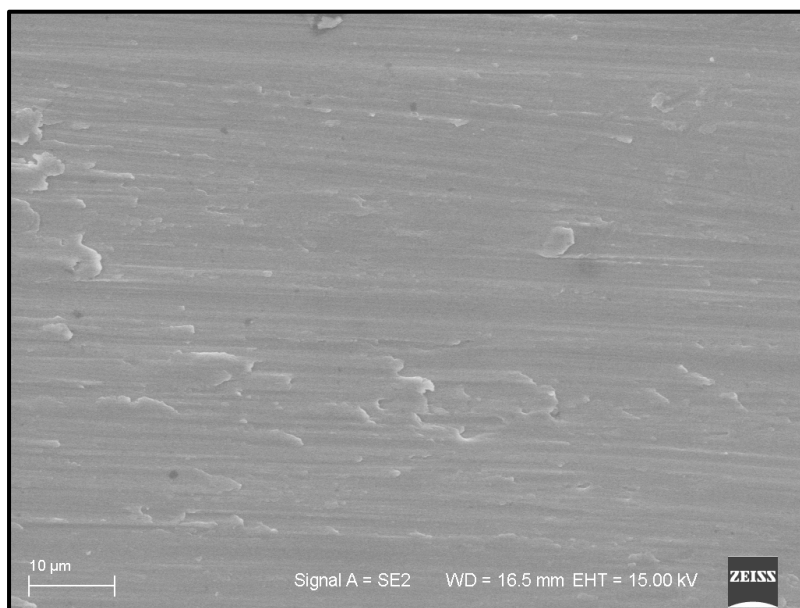
Ryc. 56 Obraz SEM powierzchni Al₂O₃. Powiększenie 3000x.



Ryc. 57 Obraz SEM powierzchni RBM. Powiększenie 3000x.



Ryc. 58 Obraz SEM powierzchni SAE. Powiększenie 3000x.



Ryc. 59 Obraz SEM powierzchni maszynowej. Powiększenie 3000x.

Struktura topografii powierzchni w obrazach SEM odpowiada wynikom uzyskanym w badaniu profilometrycznym. Powierzchnie modyfikowane mają wyraźnie inną strukturę, w porównaniu do powierzchni maszynowej. Obraz SEM powierzchni kontrolnej przedstawia powierzchnię izotropową, pokrytą jednoznacznie ukierunkowanymi

paszami oraz równoległymi bruzdami. Taki wzór powstał na skutek procesu mechanicznego skrawania. Powierzchnie piaskowane natomiast, charakteryzują się topografią anizotropową, nieregularną, z licznymi zagłębieniami i wyraźnie ostrokonturowymi brzegami. Taka niejednorodna powierzchnia powstała na skutek nieukierunkowanego bombardowania ziarnami HAp/TCP oraz Al_2O_3 podczas obróbki strumieniowo ścierniej. Powierzchnia SAE jest podobna do powierzchni piaskowanych, jednak cechuje się łagodniejszymi konturami i mniej agresywnym przebiegiem. Przyczyną uzyskania bardziej obłego zarysu był proces trawienia, przeprowadzony mieszaniną kwasów chlorowodorowego i siarkowego.

5 Dyskusja

Od wielu lat rozwój implantologii ogniskuje się wokół stworzenia powierzchni aktywnej wszczepu, warunkującej akcelerację procesu integracji wszczepu z kością a tym samym, zminimalizowanie czasu trwania rehabilitacji protetycznej. Korzystny wpływ powierzchni aktywnych na proces osteointegracji jest szczególnie istotny, ponieważ występuje niezależnie od warunków kostnych biorcy. W prezentowanym badaniu doświadczalnym, zastosowane modyfikacje powierzchni aktywnych wszczepów wpłynęły dodatnio na uzyskaną wartość stabilizacji, w porównaniu z implantami o powierzchni referencyjnej. Modyfikacje, które wiązały się zmianą składu chemicznego i topografii powierzchni, skutkowały wzrostem chropowatości, wykazanym w badaniu profilometrycznym.

Zaawansowanie stabilizacji wszczepów o powierzchniach zmodyfikowanych odnotowano już na etapie stabilizacji pierwotnej, zarówno w pomiarze urządzeniem Osstell Mentor jak i Periotest S. Potwierdzono tym samym, że wzrost chropowatości na poziomie mikro, przy identycznych właściwości fizycznych wszystkich implantów, wpływa na zwiększenie stopnia zakotwiczenia wszczepu w kości. Podobne wnioski sformułowała *Mazzo* i wsp. [119], która w badaniu porównawczym implantów cylindrycznych o powierzchniach maszynowych (grupa kontrolna) i trawionych, wykazała istotnie statystyczną różnicę w teście wyciągania na korzyść wszczepu o powierzchni zmodyfikowanej. Autorzy pracy stwierdzają, że w warunkach *in vitro* zastosowanie powierzchni aktywnej o zwiększonej chropowatości wpływa dodatnio na uzyskaną retencję mechaniczną, co przekłada się na wyższy poziom stabilizacji pierwotnej. *Tabassum* i wsp. [120] przeprowadzili analizę momentu obrotowego siły wkręcania i wykręcania wszczepów z użyciem standaryzowanych bloczków poliuretanowych, pozwalających zminimalizować wpływ różnicy jakości kości na wynik badania. Zmodyfikowany wszczep o powierzchni typu SAE o parametrze chropowatości $R_a=1,47\mu\text{m}$, cechował się większą wartością stabilizacji w porównaniu z implantem o powierzchni maszynowej ($R_a=0,45\mu\text{m}$). Autorzy konkludują, że w przypadku słabszej jakościowo kości, wartość stabilizacji pierwotnej może być istotnie zwiększona,

dzięki zastosowaniu optymalnie zmodyfikowanej powierzchni aktywnej wszczepu. Identyczne w założeniach doświadczenie wykonał *Shalabi* i wsp. [121]. Wykorzystując *post mortem* kość udową owcy, zaimplantowali sumarycznie 60 makroskopowo jednakowych implantów, o powierzchniach typu SAE oraz maszynowej. Wartość chropowatości mierzona parametrem R_a wyniosła odpowiednio $1,47\mu\text{m}$ dla powierzchni zmodyfikowanej i $0,45\mu\text{m}$ dla kontrolnej. Wartość momentu obrotowego siły wkręcania i wykrcania wszczepów była statystycznie większa w przypadku powierzchni zmodyfikowanej. W pracy *dos Santos* i wsp. [122] również implanty o większej chropowatości (trawione $R_a=0,84\mu\text{m}$, anodyzowane $R_a=0,92\mu\text{m}$) cechowały się większym oporem podczas wprowadzania wszczepu w łożę w porównaniu z powierzchnią maszynową ($R_a=0,78\mu\text{m}$). Dodatkowo, odnotowano wyższą wartość współczynnika tarcia dla powierzchni zmodyfikowanych, co świadczy o bezpośrednim wpływie stopnia chropowatości na wartość uzyskanej stabilizacji pierwotnej. Nie wykazano natomiast różnicy między powierzchniami w badaniu metodą RFA. Także w pracy *Kima* i wsp. [123] nie zaobserwowano wpływu chropowatości powierzchni wszczepów na wartość stabilizacji pierwotnej w teście RFA. W doświadczeniu które przeprowadzono na psach, użyto powierzchni anodyzowanych ($S_a=1,02\mu\text{m}$), SLA ($S_a=1,76\mu\text{m}$) oraz maszynowych ($S_a=0,86\mu\text{m}$). Na wynik badania stabilizacji mógł mieć wpływ fakt, że zabieg implantacji wykonano 2 tygodnie od momentu ekstrakcji zębów.

Stabilizację wtórną implanty uzyskują na drodze procesu apozycji i remodelingu kości. W konsekwencji powstaje sztywne, bezpośrednie i funkcjonalne połączenie kość-wszczep. W przypadku implantacji u ludzi, klasyczny protokół *Branemarka* [124] zakładał 6 i 3 miesięczny okres wgajania, odpowiednio dla szczęki i żuchwy. *Roberts* i wsp. [125] stwierdzili, że u królika już okres 6 tygodni jest wystarczający, aby wszczepy osiągnęły pełną integrację. W prezentowanym badaniu ocenę stabilizacji wtórnej dokonano w 4 i 8 tygodniu od zabiegu implantacji. W pomiarze zastosowano, oprócz technik nieinwazyjnych, metodę inwazyjną tj. analizę momentu obrotowego siły wykrcania wszczepu z kości (RTA – Removal Torque Analysis).

Ocenę stopnia stabilizacji urządzeniem Osstell Mentor przeprowadzono w dwóch płaszczyznach: prostopadłej (P) i równoległej (R) do długiej osi kości piszczelowej królika. Taki sposób pomiaru a następnie analizy statystycznej, umożliwił wiarygodną ocenę stabilizacji metodą RFA. W dostępnej literaturze natomiast, wyniki są najczęściej

sumowane, co może skutkować zafałszowaniem w przypadku, gdy jedna składowa ma wyraźnie inną wartość.

Analiza wyników badania stabilizacji wtórnej urządzeniem Osstell Mentor wykazała, że istnieje istotnie statystyczny wzrost stabilizacji implantów o powierzchniach zmodyfikowanych RBM, SAE i Al_2O_3 względem powierzchni kontrolnej, zarówno w pozycji P jak i R. Wzrost wartości stabilizacji odnotowano po 4 i 8 tygodniach wgajania. Wyjątkiem jest pomiar w 4 tygodniu w pozycji P, gdzie choć zaobserwowano wzrost grupy względem powierzchni maszynowej, zależność istotnie statystyczną wykazano tylko na parze RBM - maszynowa. Uzyskane wyniki sugerują, że zwiększona chropowatość powierzchni, którą cechuje się grupa implantów o powierzchniach zmodyfikowanych, determinuje również wyższą wartość stabilizacji wtórnej. Na tym etapie procesu osteointegracji, wpływ mechanicznej retencji zastępowany jest interakcjami na poziomie komórkowym. Według *Wena* i wsp. [126] powierzchnie o tzw. mikro-chropowatości (10 μ m-1 μ m), w porównaniu do powierzchni gładkich, odznaczają się szybszą adhezją jonów, atomów i komórek, tworzą silniejsze połączenie z kością bądź tkanką łączną, co w rezultacie zmniejsza reakcję zapalną w miejscu implantacji i zapobiega rozwojowi patogenów. W badaniach *in vitro* udowodniono, że chropowatość powierzchni wpływa na proliferację i różnicowanie chondrocytów, osteoblastów oraz syntezę matrix [127,128]. Takie oddziaływanie stabilizacji wtórnej, zaobserwowano na przykładzie analizy zmiany stabilizacji implantów o powierzchni Al_2O_3 . W badaniu stabilizacji pierwotnej, wynik pomiaru w pozycji P był gorszy w porównaniu do pozycji R o wartość 4 ISQ, co oznaczało, że kość wokół wszczepu nie była jednorodna. Po okresie 8 tygodni wgajania, nastąpił kompensacyjny wzrost, w konsekwencji którego wartość stabilizacji w obu pozycjach osiągnęła ten sam poziom (81 ISQ). Dodatkowo warto podkreślić fakt, że rozkład statystyczny grup w momencie implantacji i po 8 tygodniach wgajania był identyczny tzn. grupa implantów o powierzchniach zmodyfikowanych cechowała się wyższą stabilizacją, względem grupy implantów o powierzchni maszynowej (kontrolnej). Stwierdzona różnica implikuje wniosek, że w przeprowadzonym badaniu metodą RFA, wysoka wartość stabilizacji pierwotnej skutkuje wyższą wartością stabilizacji wtórej, a tym samym wpływa na skrócenie czasu potrzebnego do osiągnięcia pełniej integracji. Znaczenie stabilizacji pierwotnej w procesie osteointegracji podkreślali również inni autorzy [129,130].

Badanie urządzeniem Osstell Mentor, a także Periotest S, wykazało ponadto, że wszystkie implanty zanotowały istotnie statyczny wzrost stabilizacji pomiędzy zabiegiem implantacji a 8 tygodniem wgajania. Wobec tego uprawniony jest wniosek, że wartość stabilizacji wzrasta w czasie, aż do momentu osiągnięcia fazy *plateau*. W prezentowanej pracy nie zaobserwowano jednak punktu zakończenia progresji stabilizacji. Natomiast *Meredith* i wsp. [131], przeprowadzając analogiczne badanie z wykorzystaniem metody RFA, wyznaczyli ten punkt w 40 dniu eksperymentu. Dalsze pomiary stabilizacji w 56, 93, 122 i 168 dniu nie wykazały istotnie statystycznego wzrostu. Inne wyniki przedstawiają *Kim* i wsp. [132], którzy podczas 8-tygodniowego okresu obserwacji, stwierdzili ustabilizowanie wartości stabilizacji już po upływie 5 tygodnia.

Metoda RFA była stosowana w badaniach porównawczych także przez innych autorów. *Yeo* i wsp. [133] w badaniu *in vivo* na królikach, porównali stabilizację implantów o powierzchniach zmodyfikowanych tj. piaskowanych ($R_a=0,95$), anodyzowanych ($R_a=1,42$) i pokrytych fosforanem wapnia ($R_a=0,74$), z implantami o powierzchni maszynowej ($R_a=0,5$). Podczas 6 tygodniowego eksperymentu, istotnie statystycznie różnicę odnotowali w 2 pierwszych tygodniach. *Koh* [134] i *Kim SJ* [123] choć zanotowali wzrost stabilizacji wszystkich implantów, nie stwierdzili istotnie statystycznej różnicy pomiędzy wszczepami o powierzchniach zmodyfikowanych a wszczepem o powierzchni referencyjnej. Także autor, stosując w badaniach pilotażowych metodę RFA, nie wykazał takiej zależności [135].

Drugim urządzeniem zastosowanym do oceny stabilizacji wtórnej metodą nieinwazyjną był Periotest S. W celu ustandaryzowania warunków badania, każdemu wszczepowi przypisany został indywidualny przenośnik a sam pomiar przeprowadzano według ściśle określonego protokołu. W prezentowanym badaniu nie odnotowano statystycznej różnicy w stabilizacji wtórnej między powierzchniami, zarówno po 4 jak i 8 tygodniach wgajania. W teście zaobserwowano jednak wzrost stabilizacji implantów o powierzchni maszynowej i RBM między momentem implantacji a 4 tygodniem. Także między 4 a 8 tygodniem istotnie statystycznie wzrosła stabilizacja wszczepów o powierzchni maszynowej. Z danych wynika, że implanty o powierzchniach kontrolnych, które cechowały się najmniejszą wyjściową wartością stabilizacji, stopniowo uzyskiwały kompensacyjny wzrost. Taki progres odnotowano także w badaniu Osstell Mentor w pozycji P w czasie 4 pierwszych tygodni. Po upływie 8 tygodni wgajania wszystkie

implanty zanotowały istotnie statystyczny wzrost w porównaniu z pomiarem stabilizacji pierwotnej. Podobnie jak w przypadku metody RFA, literatura dotycząca badań porównawczych z wykorzystaniem Periotestu S, jest nieliczna. W opisywanych wcześniej pracach analiza stabilizacji wtórnej nie uwidoczniła różnicy wartości PTV między badanymi powierzchniami [123,135].

Badanie histomorfometryczne oraz metoda RTA są zalecanymi metodami do oceny jakości połączenia kompleksu wszczep-kość [136]. Z powodu inwazyjnego charakteru, na jednej grupie badawczej można przeprowadzić tylko jeden z testów. W prezentowanej pracy wykorzystano metodę RTA, usuwając wszczepy z kości po 4 i 8 tygodniach wgajania. Analiza danych wykazała wyższy stopień stabilizacji implantów o powierzchniach zmodyfikowanych RBM i Al_2O_3 względem implantu o powierzchni kontrolnej. Zależność taka wystąpiła zarówno po upływie 4 i 8 tygodni. Ponadto odnotowano również progres wartości stabilizacji wszystkich implantów między 4 a 8 tygodniem wgajania, jednak nie tyle duży aby stwierdzić różnicę istotną statystycznie. Przegląd wyników prac innych autorów potwierdza, że modyfikacje powierzchni, wiążące się ze wzrostem chropowatości, wpływają dodatnio na wartość stabilizacji mierzoną metodą RTA w porównaniu do implantów o powierzchniach maszynowych [121,137,138,139,140]. Przykładem jest praca *Koha* i wsp. [134] w której implanty o zmodyfikowanych powierzchniach, po 2 i 4 tygodniach wgajania, cechowały się wyższą wartością stabilizacji w stosunku do wszczepów o powierzchni maszynowej. *Weeneberg* i wsp. [139] otrzymali podobne wyniki, badając stabilizację implantów o powierzchni piaskowanych o różnej chropowatości ($Sa=1,16\mu m$, $Sa=1,94\mu m$) względem maszynowej ($Sa=0,96\mu m$). Ocenę przeprowadzili po roku od momentu implantacji. Metodę RTA zastosowali do oceny stabilizacji *Klokkevold* i wsp. [138], którzy po 8 tygodniach wgajania porównali implanty o powierzchniach trawionych (HCl/H₂SO₄) i maszynowych. W badaniu in vivo na modelu zwierzęcym wykazali 4-krotnie większą wartość zakotwiczenia implantów o powierzchniach zmodyfikowanych. *Ahn* i wsp. [141] w badaniu porównawczym udokumentowali większy stopień stabilizacji implantów o powierzchniach piaskowanych typu RBM względem powierzchni maszynowej, odpowiednio po 2, 4 i 8 tygodniach wgajania. Tak jednoznacznych wyników nie odnotował natomiast *Cordioli* [142].

6 Wnioski

1. Implanty o zmodyfikowanych powierzchniach aktywnych cechują się wyższym stopniem stabilizacji w porównaniu do implantów o powierzchni referencyjnej.
2. Wzrost wartości chropowatości powierzchni aktywnych wszczepu na poziomie mikro, skutkuje uzyskaniem lepszej stabilizacji pierwotnej.
3. Uzyskanie wysokiej wartości stabilizacji pierwotnej wszczepów, umożliwia osiągnięcie osteointegracji w krótszym czasie.
4. Wartość stabilizacji wtórnej badanych wszczepów wzrasta w funkcji czasu.
5. Wyniki pomiarów stabilizacji urządzeniami Osstell Mentor i Periotest S, nie odznaczają się statystyczną zależnością.

7 Streszczenie

Stabilizacja wszczepu dentystycznego jest kluczową determinantą wystąpienia zjawiska osteointegracji, definiowanego jako bezpośredni kontakt (na poziomie mikroskopu świetlnego) żywej tkanki kostnej oraz wszczepu. Integracja wszczepu z kością obejmuje etap stabilizacji pierwotnej, wynikającej z mechanicznego zakotwiczenia wszczepu w łożu kostnym oraz stabilizacji wtórnej, czyli procesu apozycji i remodelingu kości. W praktyce klinicznej pożądane jest uzyskanie pełnej integracji wszczepu z kością w jak najkrótszym czasie. W tym celu stosuje się m.in. modyfikacje powierzchni aktywnych wszczepów. Wartość stabilizacji można określić metodami inwazyjnymi, których użycie bezpowrotnie niszczy połączenie wszczep-kość oraz nieinwazyjnymi, pozostające bez wpływu na to połączenia.

Celem badania była ocena procesu osteointegracji wszczepów o zmodyfikowanych powierzchniach aktywnych, na podstawie analizy stabilizacji pierwotnej i wtórnej. Badanie przeprowadzono na populacji 18 królików rasy nowozelandzkiej białej (New Zealand genus album). Zaplanowano implantacje 72 wszczepów tytanowych. Do każdej z kości piszczelowych wprowadzono 2 implanty. Do badania przygotowano specjalny model tytanowego wszczepu o zmodyfikowanych powierzchniach aktywnych: po mechanicznej obróbce (grupa kontrola), piaskowanych RBM, piaskowanych Al₂O₃ oraz piaskowanych RBM a następnie wytrawionych mieszaniną kwasów HCL/H₂SO₄ – typ SAE. Pozostałe parametry fizyczne implantów pozostały niezmienione. Zwierzęta zostały podzielone na dwie grupy ze względu na czas wgajania implantów - 4 i 8 tygodni. Parametry fizykochemiczne dotyczące struktury powierzchni aktywnych wszczepów zostały określone w badaniu SEM, EDS oraz profilometrii, z wykorzystaniem dysków tytanowych tożsamyh z implantami. Do analizy stabilizacji pierwotnej jak i wtórnej zastosowano urządzenia Periotest S i Osstell Mentor. Po okresie wgajania, 4 bądź 8 tygodni, zwierzęta poddano eutanazji. Następnie określono wartość stabilizacji wtórnej również metodą pomiaru momentu obrotowego siły wykręcania wszczepów z kości, z wykorzystaniem urządzenia Tohnichi Torque Gauge.

Zaawansowanie stabilizacji wszczepów o powierzchniach zmodyfikowanych odnotowano już na etapie stabilizacji pierwotnej, zarówno w pomiarze urządzeniem

Osstell Mentor jak i Periotest S. Analiza wyników badania stabilizacji wtórnej tymi urządzeniami wykazała, że istnieje istotnie statystyczny wzrost stabilizacji implantów o powierzchniach zmodyfikowanych RBM, SAE i Al₂O₃ względem powierzchni kontrolnej, zarówno w pozycji P jak i R. Wzrost wartości stabilizacji odnotowano po 4 i 8 tygodniach wgajania. W badaniu urządzeniem Periotest S nie odnotowano statystycznej różnicy w stabilizacji wtórnej między powierzchniami, zarówno po 4 jak i 8 tygodniach wgajania.

Analiza danych uzyskanych w pomiarze urządzeniem Tohnichi Torque Gauge wykazała wyższy stopień stabilizacji implantów o powierzchniach zmodyfikowanych RBM i Al₂O₃ względem implantu o powierzchni kontrolnej. Zależność taka wystąpiła zarówno po upływie 4 i 8 tygodni.

Wnioski wynikające z badań są następujące: 1) implanty o zmodyfikowanych powierzchniach aktywnych cechowały się wyższym stopniem stabilizacji w porównaniu do implantów o powierzchni referencyjnej, 2) wzrost wartości chropowatości powierzchni aktywnych wszczepu na poziomie mikro, skutkuje uzyskaniem lepszej stabilizacji pierwotnej, 3) uzyskanie wysokiej wartości stabilizacji pierwotnej wszczepów, umożliwia osiągnięcie osteointegracji w krótszym czasie, 4) wartość stabilizacji wtórnej badanych wszczepów wzrasta w funkcji czasu, 5) wyniki pomiarów stabilizacji urządzeniami Osstell Mentor i Periotest S, nie odznaczają się statystyczną zależnością.

8 Summary

Dental implant stabilization is a key factor, for the development of osseointegration, defined as direct contact (at the microscope light) living bone and the surface of the implant. The integration of the implant with the bone comprises the step of primary stability, resulting from a mechanical anchoring of the implant in a bone bed and secondary stability, a process of apposition and bone remodelling. In clinical practice, it is desirable to achieve the full integration of the implant with the bone in the shortest possible time. For this purpose, modification of the implants surfaces are conducted. The value of stability can be determined by invasive methods, the use of which irreversibly destroys the implant - bone connection, and non-invasive, which have no effect on the connection.

The aim of this study was to evaluate the process of osseointegration of implants with modified active surfaces, based on the analysis of primary and secondary stability.

The study was conducted on the population of 18 New Zealand white rabbits (*New Zealand genus album*). Implantation of 72 titanium implants was planned. For each tibia two implants was introduced. The special implant model with modified active surfaces was prepared: after mechanical treatment (the control group), sandblasted RBM, sandblasted Al_2O_3 , sandblasted RBM and then etched with a mixture of acids $\text{HCL}/\text{H}_2\text{SO}_4$ – the SAE type. Other physical parameters of implants remained unchanged. The animals were divided into two groups according to the time of healing - 4 and 8 weeks. The physicochemical parameters of the implant surfaces have been identified in a study of SEM, EDS and profilometry, using titanium disks. For the analysis of primary and secondary implant stability devices Osstell Mentor and Periotest S were used. After a healing period, 4 or 8 weeks, the animals were euthanized. Then, value of the secondary stability by measuring the torque strength of the bone implant loosening, using an Tohnichi Torque Gauge, was tested.

The advancement of stability of the implants with modified surfaces, at the stage of primary stability, both in the measurement devices Osstell Mentor and Periotest S, was observed. Analysis of the results of secondary implant stability with these devices has shown that there is a statistically significant increase in stability of implants with modified

surfaces RBM, SAE and Al₂O₃ relative to the control ones. The stability increase after 4 and 8 weeks of healing was observed. Periotest S did not report statistically significant difference in secondary stability between the surfaces, both after 4 and 8 weeks of healing. Analysis of the data obtained by Tohnichi Torque Gauge showed a higher degree of stabilization of implants with modified surfaces RBM and Al₂O₃ in comparison to the control group. The tendency occurred after 4 and 8 weeks.

Conclusions from the study are the following : 1) implants with modified surfaces had a higher degree of stability in comparison to the control group, 2) an increase in level of implant surface roughness at the micro level, results in a better primary stability, 3) high primary stability value makes possible to achieve osseointegration in a shorter time, 4) the value of secondary stability of studied implants increases with time 5) the statistical relationship between results of measurements of stabilization by Osstell Mentor and Periotest S, was not observed.

9 Piśmiennictwo

1. Albrektsson T, Branåemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
2. 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(1):15-25.
3. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(4):172-84.
4. Morawiec T, Srebrzyńska A, Krywult A, Koszowski R. Methods of assessing stability of dental implants. Review of the literature. *Mag Stomatol*. 2008;9:82-86.
5. Gładkowski J, Łomżyński Ł, Okoński P, Bączkowski B, Mierzwińska-Nastalska E. Metody oceny stabilności stomatologicznych wszczepów śródkostnych. *Implantoprotetyka*. 2008;IX,2(31):16-19.
6. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The longterm efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1,(1):11-25.
7. Brägger U. Use of radiographs in evaluating success, stability and failure in implant dentistry. *Periodontol*. 2000;17:77-88.
8. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *Int J Prosthodont*. 2004;17(4):417-424.
9. Mish CE. An Implant is not a tooth: a comparison of periodontal indices. In: *Contemporary implant dentistry*. St. Louis: Mosby Elsevier; 2005:1055-1073.
10. Goodson JM, Haffajee AD, Socransky SS. The relationship between attachment level loss and alveolar bone loss. *J Clin Periodontol*. 1984;11:348-359.
11. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*. 2008;52,(4):707-30.

12. Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, and Tözüm TF. Biomechanical Aspects of Primary Implant Stability: A Human Cadaver Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(2):113-9.
13. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont.* 2003;16(6):602-8.
14. Aoki H. The mobility of healthy teeth as measured with the impact hammer method *Kanagawa Shigaku* 1987;22(1):13-31.
15. Hirakawa W. An attempt to measure tooth mobility in terms of time domain wave forms. *Kanagawa Shigaku.* 1987;21(4):529-43.
16. Elias JJ, Brunski JB, Scarton HA. A dynamic modal testing technique for noninvasive assessment of bone-dental implant interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(6):728-34.
17. Teerlinck J, Quirynen M, Darius P, van Steenberghe D. Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(1):55-61.
18. Morris HE, Ochi S, Crum P, Orenstein I, Plezia R. Bone density: its influence on implant stability after uncovering. *J Oral Implantol.* 2003;29(6):263-9.
19. Aparicio C. The use of the PTV value as initial succes criteria of an implant: 8-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1997;17(2):150-61.
20. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (ed.). *Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago. Quintessence; 1985:199-209.
21. Truhlar RS, Morris HF, Ochi S. Stability of the bone-implant complex. Results of longitudinal testing to 60 months with the Periotest device on endosseous dental implants. *Ann Periodontol.* 2000;5(1):42-55.
22. Olivé J, Aparicio C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):390-400.
23. Manz MC, Morris HF, Ochi S. An evaluation of the Periotest system. Part II: Reliability and repeatability of instruments. *Dental Implant Clinical Research Group (Planning Committee).* *Implant Dent.* 1992;1(3):221-6.

24. Winkler S, Morris HF, Spray JR. Stability of implants and natural teeth as determined by the Periotest over 60 months of function. *J Oral Implantol.* 2001;27(4):198-203.
25. Cranin AN, DeGrado J, Kaufman M, Baraoidan M, DiGregorio R, Batgitis G, Lee Z. Evaluation of the Periotest as a diagnostic tool of dental implants. *J Oral Implantol.* 1998;24(3):139-46.
26. Tricio J, Laohapand P, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Mechanical state assessment of the implant-bone continuum: a better understanding of the Periotest method. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(1):43-9.
27. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *Int J Prosthodont.* 1998;11(3):269-75.
28. Derhami K, Wolfaardt JF, Faulkner G, Grace M. Assessment of the periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(2):221-9.
29. Verhoeven JW, Cune MS, de Putter C. Reliability of some clinical parameters of evaluation in implant dentistry. *J Oral Rehabil.* 2000;27(3):211-6.
30. Isidor F. Mobility assessment with the Periotest system in relation to histologic findings of oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(3):377-83.
31. Östman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in experimental study in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):60-9.
32. Sjöström M, Sennerby L, Nilson H, Lundgren S. Reconstruction of the atrophic edentulous maxilla with free iliac crest grafts and implants: a 3-year report of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9:46-59.
33. Glauser R, Ruhstaller P, Windisch S, Zembic A, Lundgren AK, Gottlow J, Hämmerle CH. Immediate occlusal loading of Brånemark System TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 4-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):52-59.
34. Fischer K. On immediate / early loading of implant-supported prostheses in the maxilla. Thesis, Sweden: Gothenburg University, 2008.

35. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*. 2008;47:51-66.
36. Vanden Bogaerde L, Rangert B, Wendelhag I. Immediate/ early function of Bra°nemark System Ti Unite implants in fresh extraction sockets in maxillae and posterior mandibles. An 18-month prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(1):121-130.
37. Park CHJ: In vitro comparative study between ISQ and Periotest Values on the implant stability measurements according to the increased effective implant length. *J Korean Acad Prosthodont*. 2001;39,6:625-632.
38. Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment Part 1: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(1):75-9.
39. Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(3):234-43.
40. 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;14:601-9.
41. Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT: Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(1):65-74.
42. Bischof M: Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(5):529-39.
43. Al-Jetaily S, Al-Dosari AA. Assessment of Osstell™ and Periotest® systems in measuring dental implant stability (in vitro study). *Saudi Dent J*. 2011;23(1):17-21.
44. 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(5):520-8.

45. Herrero-Climent M, Albertini M, Rios-Santos JV, Lázaro-Calvo P, Fernández-Palacín A, Bullon P. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor®. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012;17(5):801-6.
46. Boronat-López A, Peñarrocha-Diago M, Martínez-Cortissoz O, Mínguez-Martínez I. Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11(3):272-276.
47. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A Comparison of Two Methods of Enhancing Implant Primary Stability. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;6(1):48-57.
48. Becker W, Sennerby L, Bedrossian E, Becker BE, Lucchini JP. Implant stability measurements for implants placed at the time of extraction: a cohort, prospective clinical trial. *J Periodontol*. 2005;76(3):391-7.
49. Degidi M, Daprile G, Piattelli A, Carinci F. Evaluation of factors influencing resonance frequency analysis values, at insertion surgery, of implants placed in sinus-augmented and nongrafted Sites. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9(3):144-149.
50. Seong W, Kim U, Swift J, Hodges J, Ko C. Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. *J Prosthet Dent*. 2009;101(5):306-318.
51. Natali AN, Pavan PG, Schileo E, Williams KR. A numerical approach to resonance frequency analysis for the investigation of oral implant osseointegration. *J Oral Rehabil*. 2006;33(9):674-681.
52. Deng B, Tan K, Liu G, Lu Y. Influence of osseointegration degree and pattern on resonance frequency in the assessment of dental implant stability using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(6):1082-1088.
53. Zhou Y, Jiang T, Qian M, Zhang X, Wang J, Shi B et al. Roles of bone scintigraphy and resonance frequency analysis in evaluating osseointegration of endosseous implant. *Biomaterials* 2008;29(4):461-474.
54. Scarano A, Degidi M, Iezzi G, Petrone G, Piattelli A. Correlation between Implant Stability Quotient and Bone-Implant Contact: A retrospective histological and histomorphometrical study of seven titanium implants retrieved from humans. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;8(4):218-222.

55. Ito Y, Sato D, Yoneda S, Ito D, Kondo H, Kasugai S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(1):9-14.
56. Schliephake H, Sewing A, Aref A. Resonance frequency measurements of implant stability in the dog mandible: experimental comparison with histomorphometric data. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006;35(10):941-946.
57. Akca K, Chang TL, Tekdemir I, Fanuscu MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(4):465-472.
58. Andres-Garcia R, Vives N, Climent F, Palacin A, Santos V, Climent MH et al. In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implant systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14(2):93-97.
59. Stout SD. Histomorphometric Analysis of Human Skeletal Remains. w: Iscan MY, Kennedy KAR (ed.). *Reconstruction of Life From the Skeleton*, Willey-Liss, 1989:41-52.
60. Chai WL, Moharamzadeh K, Brook IM, Van Noort R. A review of histomorphometric analysis techniques for assessing implant-soft tissue interface. *Biotech Histochem.* 2011;86(4):242-54.
61. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(1):11-9.
62. Ahn SJ, Leesungbok R, Lee SW. Histomorphometric analysis and removal torque of small diameter implants with alternative surface treatments and different designs. *J Oral Implantol.* 2010;36(4):263-72.
63. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic Width around one- and two-piece titanium implants. *Clin. Oral Implants Res.* 2001;12(6):559-571.
64. Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol.* 1994;21(3):189-193.

65. Sauberlich S, Klee D, Richter EJ, Hocker H, Spiekermann H. Cell culture tests for assessing the tolerance of soft tissue to variously modified titanium surfaces. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(5):379-93.
66. Lauer G, Wiedmann-Al-Ahmad M, Otten JE, Hubner U, Schmelzeisen R, Schilli W. The titanium surface texture effects adherence and growth of human gingival keratinocytes and human maxillar osteoblast-like cells in vitro. *Biomaterials* 22(20):2799-2809.
67. Pendegrass CJ, Gordon D, Middleton CA, Sun SN, Blunn GW. Sealing the skin barrier around transcutaneous implants: In vitro study of keratinocyte proliferation and adhesion in response to surface modifications of titanium alloy. *J Bone Joint Surg Br.* 2008;90(1):114-121.
68. Johansson P, Strid K. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:279-288.
69. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(3):164-71.
70. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28(4):297-303.
71. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods Used to Assess Implant Stability: Current Status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):743-54.
72. Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tözüm TF. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol.* 2007; 34(8):716-722.
73. Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tözüm TF. Biomechanical Aspects of Primary Implant Stability: A Human Cadaver Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(2):113-9.
74. Trisi P, De Benedittis S, Perfetti G, Berardi D. Primary stability, insertion torque and bone density of cylindric implant ad modum Branemark: is there a relationship? An in vitro study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2011;22(5):567-570.

75. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod.* 2007;77(6):979-85.
76. Irinakis T, Wiebe C. Initial torque stability of a new bone condensing dental implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants. *J Oral Implantol.* 2009;35(6):277-82.
77. Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, van Steenberghe D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J Clin Periodontol.* 2007;34:359-366.
78. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod.* 2008;78(2):234-40.
79. Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78(1):107-13.
80. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(5):769-76.
81. Warreth A, Polyzois I, Lee CT, Claffey N. Generation of microdamage around endosseous implants. *Clin Oral Impl Res.* 2009; 20:1300-1306.
82. Burr DB. Targeted and nontargeted remodeling. *Bone.* 2002;30(1):2-4.
83. Duyck J, Corpas L, Vermeiren S, Ogawa T, Quirynen M, Vandamme K, Jacobs R, Naert I. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clin Oral Impl Res.* 2010; 21:877-884.
84. Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Sollazzo V, Lucchese A, Carinci F. Assessment of pain associated with insertion torque of dental implants. A prospective, randomized-controlled study. *Int J Immunopathol Pharmacol.* 2011;24(2):65-9.
85. Gotfredsen K, Nimb L, Hjørting-Hansen E, Jensen JS, Holmén A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂-blasted titanium implants. An experimental study on dogs. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3(2):77-84.

86. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-Year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):486-94.
87. Taché A, Gan L, Deporter D, Pilliar RM. Effect of surface chemistry on the rate of osseointegration of sintered porous-surfaced Ti-6Al-4V implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(1):19-29.
88. Sul YT, Johansson CB, Albrektsson T. Oxidized titanium screws coated with calcium ions and their performance in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(5):625-34.
89. Sul YT, Johansson C, Wennerberg A, Cho LR, Chang BS, Albrektsson T. Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration: surface chemistry, oxide thickness, porosity, roughness and crystal structure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(3):349-59.
90. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(6):442-7.
91. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):62-71.
92. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The Reverse-torque test: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(2):179-85.
93. Brånemark R, Öhrnell LO, Skalak R, Carlsson L, Brånemark PI. Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo investigation in the beagle dog. *J Orthop Res.* 1998;16(1):61-9.
94. Weinberg LA. The Biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(1):19-31.
95. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):15-46.
96. Oliscovicz NF, Shimano AC, Marcantonio Junior E, Lepri CP, Dos Reis AC. Analysis of primary stability of dental implants inserted in different substrates using the pullout test and insertion torque. *Int J Dent.* 2013;2013:194987.

97. Thorey F, Menzel H, Lorenz C, Gross G, Hoffmann A, Windhagen H. Osseointegration by bone morphogenetic protein-2 and transforming growth factor beta2 coated titanium implants in femora of New Zealand white rabbits. *Indian J Orthop.* 2011;45(1):57-62.
98. Tsai WC, Chen PQ, Lu TW, Wu SS, Shih KS, Lin SC. Comparison and prediction of pullout strength of conical and cylindrical pedicle screws within synthetic bone. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009;30;10:44.
99. Abshire BB, McLain RF, Valdevit A, Kambic HE. Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *Spine J.* 2001;1(6):408-14.
100. Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, Anderson PA, Tencer AF, Kowalski D. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. *J Biomech Eng.* 1996;118(3):391-8.
101. Lewis AF, Jordan JR, Parsell DE, Kosko M. Comparison of pullout strength of resorbable screws in human cadaveric laryngeal cartilage using different drill diameters. *Head Neck.* 2008;30(11):1464-8.
102. Wu JH, Wang HC, Chen CM, Lu PC, Lai ST, Lee KT, Du JK. Pullout strengths of orthodontic palatal mini-implants tested in vitro. *J Dent Sci.* 2011;6:200-204.
103. Calasans-Maia MD, Monteiro ML, Ascoli FO, Granjeiro JM. The rabbit as an animal model for experimental surgery. *Acta Cir Bras.* 2009;24(4):325-8.
104. Struillou X, Boutigny H, Soueidan A, Layrolle P: Experimental Animal Models in Periodontology: A Review. *Open Dent J.* 2010;29;4:37-47.
105. Gilsanz V, Roe TF, Gibbens DT, Schulz EE, Carlson ME, Gonzalez O, Boechat MI. Effect of sex steroids on peak bone density of growing rabbits. *Am J Physiol.* 1988;255(4 Pt 1):416-21.
106. Castañeda S, Largo R, Calvo E, Rodríguez-Salvanés F, Marcos ME, Díaz-Curiel M, et al. Bone mineral measurements of subchondral and trabecular bone in healthy and osteoporotic rabbits. *Skeletal Radiol.* 2006;35:34-41.
107. Wang X, Mabrey JD, Agrawal CM. An interspecies comparison of bone fracture properties. *Biomed Mater Eng.* 1998; 8(1):1-9.

108. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone Tissue Response to Commercially Pure Titanium Implants Blasted With Fine and Coarse Particles of Aluminum Oxide *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(1):38-45.
109. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6(1):24-30.
110. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. An animal study of cp titanium screws with different surface topographies. *J Mater Sci Mater Med*. 1995;6:302-309.
111. Wennerberg A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. Experimental study of turned and grit blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials*. 1996;17(1):15-22.
112. Bauer S, Schmuki P, von der Mark K, Park J. Engineering biocompatible implant surfaces Part I: Materials and surfaces. *Progress in Materials Science*. 2013;58(3):261-326.
113. Sikorska B. Ocena wybranych metod mechanicznej i chemicznej modyfikacji powierzchni tytanu stosowanego w implantologii. Rozprawa doktorska. Poznań 2005.
114. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested Guidelines for the Topographic Evaluation of Implant Surfaces *Int J of Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):331-44.
115. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin. Oral Impl. Res*. 2009;20(4):172-184.
116. Canabarro A, Figueiredo F, Paciornik S, De-Deus G. Two- and Three-Dimensional Profilometer Assessments to Determine Titanium Roughness. *Scanning*. 2009;31(4):174-9.
117. Stout KJ, Davis EJ, Sullivan PJ. *Atlas of Machined Surfaces*. London: Chapman and Hall, 1990.
118. Jiang XQ, Blunt L, Stout KJ. Three-dimensional surface characterization for orthopedic joint prosthesis. *Proc Inst Mech Eng H*. 1999;213(1):49-68.

119. Mazzo CR, Reis AC, Shimano AC, Valente ML. In vitro analysis of the influence of surface treatment of dental implants on primary stability. *Braz Oral Res.* 2012;26(4):313-7.
120. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(2):213-20.
121. Shalabi MM, Wolke JGC, Jansen JA. The effects of implant surface roughness and surgical technique on implant fixation in an in vitro model. *Clin. Oral Impl. Res.* 2006;17:172-178.
122. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13(3):215-23.
123. Kim SJ, Kim MR, Rim JS, Chung SM, Shin SW. Comparison of implant stability after different implant surface treatments in dog bone. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(4):415-20.
124. Brånemark PI, Hanssen BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977;11(16):1-132.
125. Roberts RW, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG. Smith R: Osseous adaption to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984;86:95-111.
126. Wen X, Wang X, Zhang N. Microrough surface of metallic biomaterials: a literature review. *Biomed Mater Eng.* 1996;6:173-89.
127. Schwartz Z, Martin JY, Dean DD, Simpson J, Cochran DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on the state of cell maturation. *J Biomed Mater Res.* 1996;30:145-155.
128. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J et al. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res.* 1995;29(3):389-401.

129. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom JA. Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone to implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52:155-170.
130. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(2):142-146.
131. Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(3):234-43.
132. Kim NS, Vang MS, Yang HS, Park SW, Park HO, Lim HP. Comparison of stability in titanium implants with different surface topographies in dogs. *J Adv Prosthodont*. 2009;1(1):47-55.
133. Yeo IS, Han JS, Yang JH. Biomechanical and histomorphometric study of dental implants with different surface characteristics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008;87(2):303-11.
134. Koh JW, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH. Biomechanical evaluation of dental implants with different surfaces: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *J Adv Prosthodont*. 2009;1(2):107-12.
135. Łukaszewska-Kuska M, Hędzulek W, Leda B, Wawrzyniak M, Majchrowski R. Ocena stabilizacji implantów o modyfikowanych powierzchniach na modelu zwierzęcym. *Protet. Stom*. 2011;61(6):445-452.
136. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491-501.
137. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6(1):24-30.
138. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(6):442-7.
139. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(4):486-94.

140. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP et al. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1999;45(2):75-83.
141. Ahn SJ, Leesungbok R, Lee SW. Histomorphometric analysis and removal torque of small diameter implants with alternative surface treatments and different designs. *J Oral Implantol.* 2010;36(4):263-72.
142. Cordioli G, Majzoub Z, Piattelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(5):668-74.

10 Spis tabel i rycin

Tabela 1 Skład chemiczny powierzchni aktywnych implantów zastosowanych w badaniu. Oznaczenia: at.% - procent atomowy, nw – nie występuje.	66
Ryc. 1 Utrata stabilizacji wszczepu w badaniu metodą RTG. Zdjęcie w momencie implantacji (strona lewa) i po 3 miesięcznym okresie wgajania (strona prawa).....	7
Ryc. 2 Test wyciągania wykonany za pomocą MTS Mini Bionix 858 Test Star (MTS Systems Corporation, Minneapolis, USA). Wszczep wcześniej zatopiony w żywicy Technovit 4004 (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany). Źródło: [97].	20
Ryc. 3 Wszczep użyty w badaniu (średnica 4mm, długość 7mm).	24
Ryc. 4 Przekrój poprzeczny wszczepu – wizualizacja komputerowa.	24
Ryc. 5 Schemat techniczny budowy wszczepu użytego w badaniu.	25
Ryc. 6 Dysk tytanowy zastosowany w badaniu (średnica 8mm, grubość 1mm).	26
Ryc. 7 Powierzchnie aktywne wszczepów użyte w badaniu.	28
Ryc. 8 Schemat dezynfekcji chemicznej implantów przeprowadzonej w myjce ultradźwiękowej.	29
Ryc. 9 Miejsce implantacji w obrazie KT. Badanie wykonane post-mortem na potrzeby eksperymentu badawczego.	31
Ryc. 10 Miejsce implantacji: powierzchnia przyśrodkowa części bliższej i środkowej trzonu kości piszczelowej (stan po wypreparowaniu kości).....	31
Ryc. 11 Zabieg implantacji: umieszczenie wszczepów w łożach.	33
Ryc. 12 Badanie stabilizacji pierwotnej urządzeniem Osstell Mentor.	34
Ryc. 13 Badanie stabilizacji pierwotnej urządzeniem Periotest S.....	34
Ryc. 14 Wszczepy po okresie wgajania – stan tkanek miękkich.	35
Ryc. 15 Badanie stabilizacji wtórnej – Osstell Mentor.	36
Ryc. 16 Badanie stabilizacji wtórnej – Periotest S.	36
Ryc. 17 Badanie stabilizacji wtórnej - Tohnichi Torque Gauge.	37
Ryc. 18 Cztery różne profile o tej samej wartości parametru amplitudowego Ra.	39

Ryc. 19 Stabilizacja pierwotna – urządzenie Osstell Mentor w pozycji R. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.....	42
Ryc. 20 Stabilizacja pierwotna – urządzenie Osstell Mentor w pozycji P. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.	43
Ryc. 21 Stabilizacja pierwotna – urządzenie Periotest S. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.....	43
Ryc. 22 Stabilizacja wszczepów po 4 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor w pozycji R. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.	44
Ryc. 23 Stabilizacja wszczepów po 4 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor w pozycji P. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.....	45
Ryc. 24 Stabilizacja wszczepów po 4 tygodniach wgajania – urządzenie Periotest S.	45
Ryc. 25 Stabilizacja wszczepów po 4 tygodniach wgajania – urządzenie Tohnichi TG. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.....	46
Ryc. 26 Stabilizacja wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor w pozycji R. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.	47
Ryc. 27 Stabilizacja wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor w pozycji P. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.....	47
Ryc. 28 Stabilizacja wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Periotest S.	48
Ryc. 29 Stabilizacja wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Tohnichi TG. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.....	48
Ryc. 30 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem wgajania – Osstell Mentor w pozycji R, powierzchnia RBM.	49
Ryc. 31 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem wgajania – Osstell Mentor w pozycji R, powierzchnia Al ₂ O ₃	50
Ryc. 32 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem wgajania – Osstell Mentor w pozycji R, powierzchnia SAE.....	50
Ryc. 33 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem wgajania – Osstell Mentor w pozycji P, powierzchnia maszynowa.....	51
Ryc. 34 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem wgajania – Osstell Mentor w pozycji P, powierzchnia SAE.	51
Ryc. 35 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem wgajania – Periotest S, powierzchnia maszynowa.	52

Ryc. 36 Różnica wartości pomiaru pomiędzy momentem implantacji a 4 tygodniem wgajania – Periotest S, powierzchnia RBM.	52
Ryc. 37 Wzrost wartości stabilizacji wszystkich wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor, pozycja R	53
Ryc. 38 Wzrost wartości stabilizacji wszystkich wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Osstell Mentor, pozycja P.....	53
Ryc. 39 Wzrost wartości stabilizacji wszystkich wszczepów po 8 tygodniach wgajania – urządzenie Periotest S.....	54
Ryc. 40 Wzrost wartości stabilizacji między 4 a 8 tygodniem wgajania – Osstell Mentor pozycja R, powierzchnia Al_2O_3	55
Ryc. 41 Wzrost wartości stabilizacji między 4 a 8 tygodniem wgajania – Osstell Mentor pozycja P, powierzchnia Al_2O_3	55
Ryc. 42 Wzrost wartości stabilizacji między 4 a 8 tygodniem wgajania – Periotest, powierzchnia maszynowa.	56
Ryc. 43 Tohnichi TG – wartość stabilizacji wszystkich wszczepów między 4 a 8 tygodniem wgajania.	56
Ryc. 44 Parametr Ra – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodne: kolor czerwony, zielony i niebieski.	58
Ryc. 45 Parametr Rq – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodne: kolor czerwony, zielony i niebieski.	58
Ryc. 46 Parametr Rt – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodne: kolor czerwony, zielony i niebieski.	59
Ryc. 47 Parametr Rsk – rozkład statystyczny danych.....	60
Ryc. 48 Parametr Sa – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodne: kolor czerwony, zielony i niebieski.	61
Ryc. 49 Parametr Sq – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodne: kolor czerwony, zielony i niebieski.	61
Ryc. 50 Parametr Ssk – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono trzy grupy jednorodne: kolor czerwony, zielony i niebieski.	62
Ryc. 51 Parametr Sds – dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.....	63
Ryc. 52 Parametr Str – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.	63

Ryc. 53 Parametr Sdq – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.....	64
Ryc. 54 Parametr Ssc – rozkład statystyczny danych. Wyróżniono dwie grupy jednorodne: kolor czerwony i niebieski.....	65
Ryc. 55 Parametr Sdr – wyróżniono 4 różne grupy powierzchni.....	65
Ryc. 56 Obraz SEM powierzchni Al ₂ O ₃ . Powiększenie 3000x.	67
Ryc. 57 Obraz SEM powierzchni RBM. Powiększenie 3000x.	67
Ryc. 58 Obraz SEM powierzchni SAE. Powiększenie 3000x.	68
Ryc. 59 Obraz SEM powierzchni maszynowej. Powiększenie 3000x.	68