

Małgorzata Bielińska

**BADANIE PRZEWODNICTWA FAL AKUSTYCZNYCH
W SZCZĘCE I ŻUCHWIE U PACJENTÓW
ZAOPATRZONYCH W TYTANOWE IMPLANTY
ZĘBOWE**

Rozprawa na stopień doktora nauk medycznych

Promotor: Prof. zw. dr hab. Ryszard Koczorowski

Klinika Gerostomatologii Uniwersytetu Medycznego im. Karola
Marcinkowskiego w Poznaniu

(obecnie: Klinika Gerostomatologii i Patologii Jamy Ustnej Uniwersytetu Medycznego
im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu)

Poznań 2017

*Panu Profesorowi zw. dr hab. Ryszardowi Koczorowskiemu
składam serdeczne podziękowania za nieocenioną pomoc,
przekazana wiedzę i motywację do pracy,
w trakcie realizacji niniejszej rozprawy doktorskiej*

*Podziękowania dla dr hab. med. inż. Piotra Świdzińskiego
za umożliwienie przeprowadzenia akustycznych badań naukowych
i cenne uwagi podczas pisania pracy*

*Dziękuję moim bliskim za wsparcie i poświęcony czas,
a w szczególności mojemu bratu dr inż. Maciejowi Bielińskiemu
za pomoc techniczną w przygotowaniu pracy*

Spis treści

WYKAZ UŻYWANYCH W PRACY SKRÓTÓW	4
1. WSTĘP.....	5
2. PRZEGLĄD PIŚMIENICTWA.....	6
2.1. Anatomia przyzębia oraz tkanek otaczających implanty.....	6
2.1.1. Charakterystyka tkanek otaczających zęby naturalne	6
2.1.2. Charakterystyka tkanek otaczających wszczepy śródkostne	7
2.2. Przewodzenie dźwięków na drodze kostnej.....	10
2.3. Stabilizacja implantów i sposoby oceny osteointegracji wszczepów śródkostnych ...	12
2.3.1. Stabilizacja pierwotna jako klucz osteointegracji.....	12
2.3.2. Metody oceny stabilizacji implantów zębowych.....	16
2.4. Zjawisko osteopercepcji.....	22
3. CEL PRACY.....	26
4. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ.....	27
4.1. Materiał badawczy.....	27
4.2. Metodyka	30
4.2.1. Badania subiektywne.....	30
4.2.2. Badania obiektywne	33
4.2.3. Badania eksperymentalne	34
5. ANALIZA STATYSTYCZNA	36
6. WYNIKI.....	38
6.1. Badania słuchowych odczuć progowych	38
6.1.1. Porównanie wartości progowych odczuć słuchowych [dB] dla implantów i dla zębów w całej grupie pacjentów	38
6.1.2. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] (dla implantów i dla zębów) od systemu implantologicznego	39
6.1.3. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] (dla implantów i dla zębów) od płci pacjenta.....	41
6.1.4. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] (dla implantów i dla zębów) od wieku pacjenta.....	42

6.1.5. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] (dla implantów i dla zębów) od lokalizacji wszczepu	43
6.1.6. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] dla implantów od wymiarów geometrycznych implantu.....	48
6.1.7. Porównanie wartości progowych odczuć słuchowych dla implantów dentystycznych z wartościami uzyskanymi z pomiaru instrumentem Osstell.....	49
6.2. Komputerowa analiza przewodzenia fal akustycznych przez naturalne i sztuczne filary zębowe.....	50
7. DYSKUSJA.....	57
8. WNIOSKI	67
9. STRESZCZENIE.....	68
10. ABSTRACT	71
11. PIŚMIENNICTWO	74
12. SPIS TABEL I RYCIN.....	83
13. DOKUMENTACJA	85
14. ZAŁĄCZNIK (zgoda Komisji Bioetycznej)	88

WYKAZ UŻYWANYCH W PRACY SKRÓTÓW

- BW** - *biological width* - szerokość biologiczna
- CBCT** - *cone beam computed tomography* - tomografia komputerowa z wiązką stożkową
- dB** - decybel
- FDI** - *Fédération Dentaire Internationale* - Światowa Federacja Dentystyczna
- Hz** - herc
- HTZ** - hormonalna terapia zastępcza
- IM** - *implant mobility* - ruchomość implantu
- ISQ** - *implant stability quotient* - współczynnik stabilności implantu
- Ncm** - *Newton centimeter* - niutonocentymetr
- Op** - *Ophyrion*
- Pg** - *Pogonion*
- PTV** - *periotest value* - wartość Periotestu
- RFA** - *resonance frequency analysis* - analiza częstotliwości
- R_s** - współczynnik korelacji rangowej Spearmana
- T** - okres
- TA** - *transmucosal attachment* - przyczep przezśluzówkowy
- TK** - tomografia komputerowa
- TPF** - *Titan- Plasma- Flame* - preparat powlekający implant

1. WSTĘP

Stomatologiczne wszczepy środkostne stanowiące alloplastyczne filary zarówno protez stałych, jak i ruchomych są powszechnie wykorzystywane i od wielu lat stosowane jako metoda rekonstrukcji tkanek układu stomatognatycznego. Implanty zębowe umieszczone w kości wyrostka zębodołowego szczęki lub części zębodołowej żuchwy są najlepiej odzwierciedlającą naturalne warunki narządu żucia alternatywą dla utraconych zębów własnych. Podstawą powodzenia terapii implantoprotetycznej jest uzyskanie osteointegracji, czyli, według definicji wprowadzonej w 1985 roku przez Brånemarka [Brånemark 1985], bezpośredniego strukturalnego i funkcjonalnego kontaktu pomiędzy kością, a powierzchnią implantu. Osteointegracja jest zatem procesem występującym wyłącznie w żywej tkance kostnej i zachodzi podczas kilku pierwszych miesięcy po wszczepieniu tytanowego filaru w tkankę kostną. Możliwość monitorowania stopnia zaawansowania procesu wgajania implantu w kość wyrostka zębodołowego pozwala precyzyjnie określić moment rozpoczęcia fazy protetycznej podczas leczenia implantoprotetycznego oraz zminimalizować ryzyko niepowodzenia implantacji wszczepów środkostnych. Oceny stabilności implantów zębowych, jako czynnika kluczowego dla uzyskania sukcesu implantologicznego w postaci osteointegracji, dokonuje się przy użyciu szeregu dostępnych na rynku narzędzi, które jednak w mniejszym lub większym stopniu obciążone mogą być różnego rodzaju błędem pomiarowym. Wydaje się więc celowe poszukiwanie nowoczesnych, łatwych w użyciu, powtarzalnych i bezinwazyjnych metod pomiaru stabilności dentystycznych wszczepów środkostnych dla zobiektywizowania wyników, mających wpływ na uzyskanie pozytywnego efektu terapii implantoprotetycznej.

2. PRZEGLĄD PIŚMIENICTWA

2.1. Anatomia przyzębia oraz tkanek otaczających implanty

2.1.1. Charakterystyka tkanek otaczających zęby naturalne

Stosunki anatomiczno – fizjologiczne przyzębia (*periodontium*; *peri* – wokół, *odontos* – ząb) kształtują się wraz z wyrzynaniem zębów, gdyż właśnie wtedy dochodzi do rozwoju tkanek otaczających zęby. Przyzębie, czyli zespół struktur otaczających i utrzymujących ząb w zębodole, stanowią tkanki kontaktujące się ze sobą w okolicy szyjki zęba, a więc: dziąsło, ozębna, kość wyrostka zębodołowego szczęki lub części zębodołowej żuchwy, okostna oraz cement korzeniowy [Jańczuk 2004, Banach 2004].

Dziąsło brzeżne (wolne) otaczając ząb w okolicy szyjki zęba tworzy szczelinę dziąsłową, której dno stanowi przyczep nabłonkowy, odgrywający szczególną rolę w fizjologii i patologii przyzębia. Przyczep nabłonkowy, który jest częścią nabłonka łączącego, i leżący poniżej niego przyczep łącznotkankowy tworzą strukturę będącą połączeniem tkanek miękkich z powierzchnią zęba nazywaną szerokością biologiczną (*biological width* – *BW*) o wartości 2,04 mm [Górska 2013]. Średnie wymiary poszczególnych części zespołu dziąsłowo – zębowego podał w 1961r. Gargiulo [Gargiulo 1961], zwracając także uwagę na fakt, iż dane te, zależne są od stanu zdrowia tkanek przyzębia. Średnia głębokość szczeliny dziąsłowej wynosi 0,69 mm, przyczepu łącznotkankowego 1,07 mm, natomiast szerokość przyczepu nabłonkowego zdrowego przyzębia wynosi średnio 0,97 mm. W przypadku zdrowego przyzębia długość przyczepu nabłonkowego wynosi 1,4 mm, w średnio zaawansowanej chorobie przyzębia 0,8 mm, natomiast w przypadku ciężkiego zapalenia przyzębia wartość ta wynosi 0,7mm [Rateitschak 2006].

Wysoce wyspecjalizowaną strukturą przyzębia, która występuje tylko przy zębach naturalnych jest ozębna (zwana również desmodontem lub więzadłem przyzębia). Struktura ta jest bogato unaczynioną tkanką łączną składającą się z komórek, włókien kolagenowych, oksytalanowych i nielicznych sprężystych, oraz z substancji podstawowej. Ozębna wypełnia przestrzeń pomiędzy korzeniem zęba, a kością wyrostka zębodołowego i pełni rolę w utrzymaniu zęba w zębodole oraz amortyzuje siły wyzwalane podczas czynności fizjologicznych takich jak żucie, połykanie, czy mówienie [Kmieć 2007].

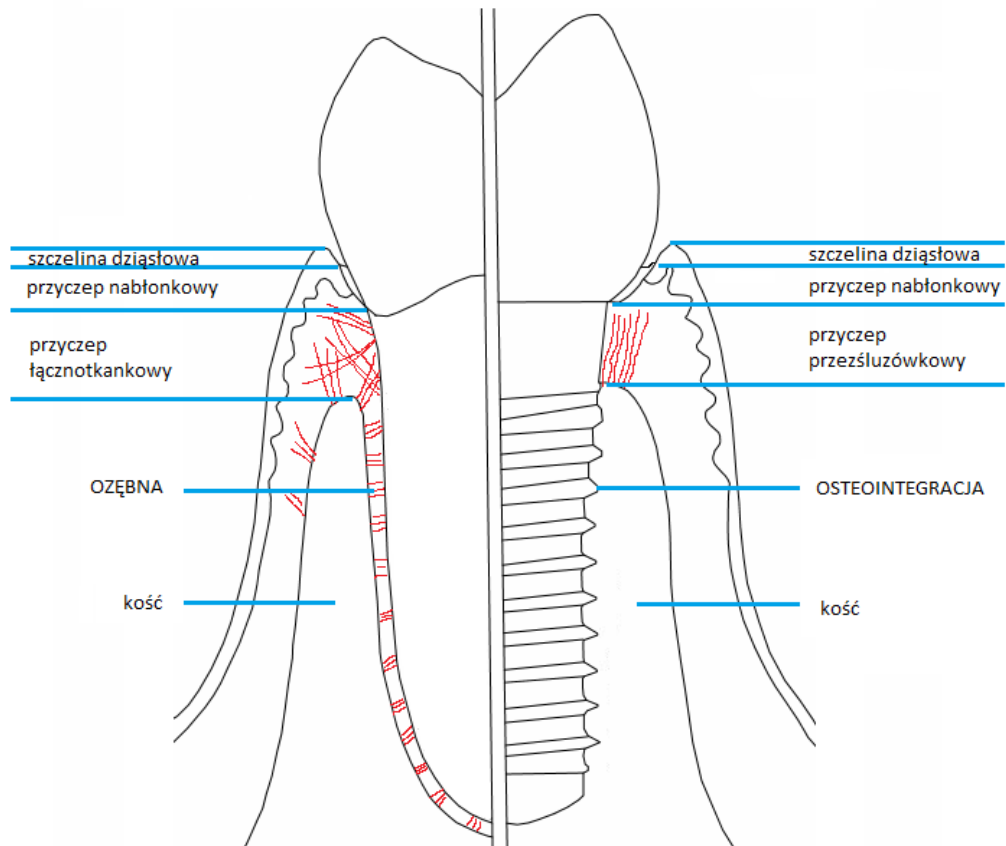
Utrata zęba skutkuje znaczącymi zmianami w przyzębiu, gdyż podczas ekstrakcji dochodzi do utraty ozębnej, a wraz z nią dużej liczby eksteroreceptorów, pełniących funkcję w percepcji sensorycznej i reakcji zwrotnej odpowiedzialnej za kontrolę czynności [Koczorowski 2010]. Ekstrakcja zęba prowadzi także do resorpcji wyrostka zębodołowego i struktur anatomicznych w jego obrębie; zanikowi ulegają bowiem łągi zębodołowe oraz przegrody międzyzębodołowe [Pietruska 2010].

2.1.2. Charakterystyka tkanek otaczających wszczepy śródkostne

Rekonstrukcja narządu żucia za pomocą wszczepów śródkostnych stanowi w nowoczesnej stomatologii metodę z wyboru dla zoptymalizowania wyników leczenia braków zębowych. Jednak pomimo, iż implanty zębowe jako sztuczne filary umieszczone w kości są najbardziej zbliżoną do uzębienia naturalnego metodą terapii odtwórczej, to ich forma połączenia ze strukturami kostnymi narządu żucia różni się od połączenia zęba naturalnego z kością wyrostka zębodołowego. Zarówno rodzaj połączenia wszczepów z kością, jak i tkanki otaczające implanty różnią się zasadniczo od tkanek otaczających i kotwiczących zęby w kości wyrostka zębodołowego. Wszczep śródkostny umocowany jest w strukturze tkanki kostnej na zasadzie funkcjonalnej ankylozy, określanej przez

Brånemarka jako osteointegracja. Zasadniczą cechą różnicującą implant zębowy z zębem naturalnym jest brak ozębnej oraz znajdujących się w niej licznych receptorów i naczyń, odżywiających tkanki miękkie otaczające wszczep śródkostny. Zaopatrzenie tkanek okołointplantowych w krew pochodzi wyłącznie z wyrostka zębodołowego, podczas gdy w przypadku zęba naturalnego, substancje odżywcze dla tkanek miękkich dostarczane są zarówno bezpośrednio z kości wyrostka zębodołowego do tkanki łącznej, jak i pośrednio poprzez ozębną (z kości do ozębnej i dalej do tkanki łącznej), oraz z samej ozębnej do tkanki łącznej [Pietruska 2010]. Taka sytuacja prowadzi do występowania recesji tkanek miękkich wokół sztucznych filarów, inkorporowanych w kość wyrostka zębodołowego. Odrębności tkanek wokół implantów wynikają także z innego układu włókien kolagenowych, które przebiegając równoległe do długiej osi wszczepu tworzą nadzębodołowy aparat więzadłowy, zwany przyczepem przezśluzówkowym (*transmucosal attachment TA*). Przyczep ten łączy się z powierzchnią implantów za pomocą hemidesmosomów i blaszki podstawnej podobnej do występującej przy zębach, odznaczając w ten sposób kość od środowiska jamy ustnej.

Podobnie jak przy zębach naturalnych, przy implantach również istnieje pojęcie szerokości biologicznej, jako zespołu struktur znajdujących się powyżej kopuły kostnej wyrostka zębodołowego, w którym osadzony jest wszczep dentystyczny. Szerokość biologiczną w przypadku sztucznych filarów śródkostnych stanowi nabłonek brzeżny, przyczepiający się do implantu oraz strefa przyczepu tkanki łącznej, w obrębie której znajdują się włókna kolagenowe, wychodzące z okostnej i kontaktujące się z powierzchnią wszczepu. Wymiary szerokości biologicznej przy implantach różnią się nieco od wymiarów analogicznych struktur otaczających ząb naturalny i wynoszą między 2 a 6 mm (średnio 3-4 mm).



Rycina 1. Schemat przedstawiający różnice w budowie morfologicznej implantu i zęba

2.2. Przewodzenie dźwięków na drodze kostnej

Słyszenie jest procesem polegającym na odbiorze wrażeń akustycznych za pośrednictwem narządu słuchu. Narząd słuchu składa się z ucha zewnętrznego, ucha środkowego i ucha wewnętrznego, natomiast w budowie funkcjonalnej wyróżnić można układ przewodzący i układ odbiorczy. Energia akustyczna dociera do narządu słuchu drogą powietrzną (*przewodnictwo powietrzne*) lub drogą kostną, w wyniku drgań kości czaszki wzbudzanych przez zewnętrzne bodźce akustyczne (*przewodnictwo kostne*). Mimo, iż w warunkach fizjologicznych przewodzenie fali akustycznej na drodze kostnej jest zjawiskiem niepożądanym, a bodźce akustyczne docierające tą drogą są o 50-60 [dB] niższe niż energia akustyczna dochodząca poprzez przewodnictwo powietrzne, to jego obecność jest szeroko wykorzystywana w medycynie, m.in. w diagnostyce i terapii niedosłuchu.

Zjawisko przewodzenia dźwięków drogą kostną znajduje się w sferze badań naukowych od lat 30. XX w. Opracowane teorie wyjaśniające mechanizm przekazywania energii akustycznej za pośrednictwem kości czaszki opierają się na badaniach Bekesy'ego, Barany'ego, Tonndorf'a i Kirikae i wykorzystują mechanizm przenośnikowy (teoria bezwładnościowa), mechanizm kompresyjny oraz mechanizm przemieszczenia żuchwy.

Teoria bezwładnościowa (G. von Bekesy) – in. *teoria fal wędrównych*, w myśl której drgania kości czaszki i kosteczek słuchowych wprawiają w drgania strzemiączko w okienku przedsionka, a następnie przenoszone są do przestrzeni płynowych ucha wewnętrznego, wzbudzając falowanie błony podstawnej. Komórki rzęskowe, rozmieszczone wzdłuż błony podstawnej reagują wysyłaniem do mózgu sygnału nerwowego wywołując wrażenie tonu o określonej wysokości [Wiskirska- Woźnica 2009].

Mechanizm kompresyjny (Barany, Kirikae, Tonndorf) drgania kości czaszki powodując kompresję i dekompresję błędnika kostnego wpływają na procesy hydrodynamiczne płynów znajdujących się w błędniku błoniastym, pobudzając w ten sposób błonę podstawną i receptor słuchowy narządu spiralnego [Bystrzanowska 1963].

Mechanizm przemieszczenia żuchwy (Tonndorf) – drgania w części chrzęstnej przewodu słuchowego wygenerowane przez główkę wyrostka stawowego żuchwy przenoszone są na błonę bębenkową, poruszając przylegający do niej młoteczek, kowadełko i strzemiączko, skąd trafiają do ucha wewnętrznego za pośrednictwem okienka owalnego. W uchu wewnętrznym drgania zamieniane są na impulsy nerwowe, które następnie przewodzone są do ośrodków słuchowych w korze mózgowej [Wiskirska-Woźnica 2009].

W przewodnictwie kostnym fale dźwiękowe przekazywane są do narządu słuchu dwiema drogami: kostno-ślimakową oraz kostno-bębenkową [Bystrzanowska 1963].

Współczesna teoria przekazywania dźwięku na drodze kostnej wg Freemana zakłada, że pobudzone do drgań kości czaszki wywołują zmiany ciśnienia w jamie czaszki, zależne od częstotliwości drgań, które następnie przenoszone są do przestrzeni płynowych ucha wewnętrznego [Freeman 2000].

Zjawisko przewodzenia dźwięków na drodze kostnej podlega pomiarom z wykorzystaniem audiometru, czyli urządzenia składającego się z generatora akustycznego i regulatora natężenia dźwięku wyskalowanego w decybelach. Audiometria tonalna, czyli progowa, polega na odbieraniu przez pacjenta tonów na drodze przewodnictwa powietrznego lub kostnego i sygnalizowaniu progowo odczuwanych dźwięków o danym zakresie częstotliwości. Częstotliwość jest wielkością fizyczną określającą wysokość dźwięku. Do badanej osoby nadawany jest dźwięk o częstotliwości np. 250 Hz, dla której nadawane są dźwięki

o narastających poziomach, a następnie o malejących. To pozwala na otrzymanie progu słyszenia dla danego pacjenta. Wykorzystanie zjawiska przewodnictwa fali akustycznej na drodze kostnej jest w ostatnich latach interesującym przedmiotem wielu badań naukowych, co znajduje swoje odzwierciedlenie w pojawieniu się nowych urządzeń, których funkcjonowanie opiera się na możliwości odbioru dźwięków na drodze kostnej [Wiskirska-Woźnica 2009].

2.3. Stabilizacja implantów i sposoby oceny osteointegracji wszczepów śródkostnych

Osteointegracja jest zjawiskiem mającym zasadniczy i nierozzerwalny związek z uzyskaniem pozytywnego efektu terapii implantoprotetycznej.

Pomiary stabilności ostatecznej implantów zębowych oraz stabilności kontrolowanej po drugim etapie leczenia chirurgicznego, przeprowadzane podczas wizyt kontrolnych, mają istotne znaczenie kliniczne i umożliwiają ochronę potencjalnie zagrożonych wszczepów śródkostnych przed ich utratą.

Szereg dostępnych na rynku narzędzi pozwala monitorować proces zakotwiczenia implantów, ułatwiając lekarzowi podjęcie decyzji o momencie obciążenia wszczepów dentystycznych suprastrukturą protetyczną. Jednakże zarówno przyrządy, jak i metody oceny stabilności implantów dentystycznych, dostarczające informacji na temat stanu miejscowego nie są doskonałe, a spopularyzowanie leczenia z wykorzystaniem wszczepów śródkostnych wymaga ciągłego ulepszania metod oceny stabilności implantów zębowych.

2.3.1. Stabilizacja pierwotna jako klucz osteointegracji

Pozytywny wynik osteointegracji, czyli zjawiska polegającego na bezpośrednim połączeniu żywej tkanki kostnej z powierzchnią wszczepu śródkostnego

uzależniony jest od stabilizacji pierwotnej i wtórnej implantu dentystycznego. Stabilizacja pierwotna jest pojęciem, wynikającym z mechanicznego umocowania wszczepu w tkance kostnej na zasadzie wklinowania implantu o określonej powierzchni oraz kształcie w kość wyrostka zębodołowego i jest kluczowym zjawiskiem dla osiągnięcia stabilizacji wtórnej. Wg opinii Albrektssona z 1981 r., stabilizacja pierwotna warunkuje rozwój i utrzymanie osteointegracji [Albrektsson 1981]. Stanowi więc determinantę sukcesu terapii implantoprotetycznej [Rabel 2007]. W piśmiennictwie anglojęzycznym określana jest jako brak ruchomości implantu w łożu kostnym bezpośrednio po jego wszczepieniu. Na wykorzystaniu zjawiska pierwotnej stabilizacji opiera się metoda natychmiastowej implantacji, polegająca na wprowadzeniu wszczepu śródkostnego w łożo zębodołu usuniętego uprzednio zęba, w ciągu siedmiu dni od momentu ekstrakcji zęba.

Czynniki wpływające na stabilizację pierwotną

Na uzyskanie stabilizacji pierwotnej oraz proces wgajania i następującego po nim zjawiska osteointegracji ma wpływ zarówno kształt implantu i jego wielkość oraz powierzchnia, jak i właściwości tkanki kostnej takie jak jakość, którą wyraża się poprzez gęstość i grubość kości korowej, a także objętość tkanki kostnej [Trisi 1999, Yun-Ho 2016, Javed 2010, Stupka 2009, Seong 2008, Turkyilmaz 2008, Dos Santos 2011, Marquezan 2012, Lozano – Carrascal 2016]. Istotne znaczenie dla otrzymania pożądanej stabilności pierwotnej ma także rodzaj zastosowanej procedury chirurgicznej podczas wprowadzania implantu w łożo kostne [Javed 2010, Maciejewska 2006, Cehreli 2009]. Zastosowanie odpowiedniej techniki operacyjnej jest szczególnie ważne w rejonach o stwierdzonej gorszej jakości tkanki kostnej. Doświadczenia wykazały, że wybór frezu cieńszego od średnicy implantu dla wprowadzenia wszczepu w tylny

odcinek kości szczęki może znacząco poprawić wartość stabilności pierwotnej implantu, a w efekcie wpłynąć na długoczasowy sukces rehabilitacji implantoprotetycznej [Turkyilmaz 2008]. Jakościowe i ilościowe modyfikacje powierzchni implantów, zmieniające ich właściwości fizykochemiczne mają istotny wpływ na zjawisko osteointegracji. Gładka powierzchnia pierwszych implantów zastąpiona została chropowatą powłoką, redukującą obecność błony łącznotkankowej, pojawiającej się w środowisku połączenia wszczepu dentystycznego z tkanką kostną [Brandt 1998]. Powiększona w ten sposób powierzchnia wszczepu skutkuje większym kontaktem implantu z tkanką kostną, i umożliwia zwiększenie wytrzymałości połączenia implant – kość na rozciąganie, co wpływa na poprawę przyszłej stabilizacji wtórnej [Brandt 1998]. Powierzchnia aktywna otrzymana przez powleczenie trzonu tytanowego preparatem Titan – Plasma – Flame (TPF) oddziałuje na wzrost i remodeling tkanki kostnej zwiększając stopień stabilizacji pierwotnej poprzez zwiększenie powierzchni przylegania kości do wszczepu [Schroeder 1981].

Stabilizacji pierwotnej sprzyjają nie tylko zmodyfikowane powierzchnie wszczepów śródkostnych, ale również stożkowy kształt implantu, z nagwintowaniem o zwiększającym się skoku gwintu przy wierzchołku [Dos Santos 2011, Lozano – Carrascal 2016]. Udowodniono, że wszczepy śródkostne o agresywnym kształcie gwintu osiągają lepszą stabilizację pierwotną niż implanty o klasycznym kształcie gwintu [Frank 2012]. Taka geometria sztucznego filaru dentystycznego polepsza bowiem mechaniczne zakotwiczenie implantu w opracowanym łożu kostnym nawet przy jego niewielkim kontakcie z tkanką kostną [Stupka 2009, Brandt 1998, Lozano – Carrascal 2016].

Mechaniczne utrzymanie implantu w kości wyrostka zębodołowego zwiększa się wraz ze wzrostem powierzchni kontaktu sztucznego filaru dentystycznego z tkanką kostną [Majewski 1998]. Wybór odpowiedniej średnicy wszczepu ma

istotne znaczenie dla uzyskania dostatecznego stopnia stabilizacji pierwotnej, prowadzącej do osteointegracji implantu. Większa średnica wszczepu śródkostnego umożliwia bowiem kompensację niedoborów jakościowych tkanki kostnej [Mohlhenrich 2015].

Wszczepy śródkostne implantowane w różne okolice anatomiczne osiągają zróżnicowaną stabilizację pierwotną, zależną od ich umiejscowienia. Seong i wsp. przeprowadzili badanie, polegające na pomiarze stabilności implantów wszczepionych w różne okolice szczęki i żuchwy [Seong 2008]. Wynika z niego, iż wszczepy implantowane w żuchwie wykazują istotną statystycznie lepszą stabilizację pierwotną, w porównaniu do implantów wprowadzonych w kość szczęki. Ponadto najniższa stabilność pierwotna charakteryzuje wszczepy dentystyczne znajdujące się w okolicy guza szczęki, i jest także mniejsza w wymiarze policzkowo-językowym niż mezjalno – dystalnym. Badania te dowodzą, iż gęstość kości zależna od regionu anatomicznego wpływa na wynik stabilności pierwotnej wszczepów dentystycznych.

Stabilizacja pierwotna, jako zjawisko wkliniwania implantu w kość wyrostka zębodołowego stanowi klucz do osiągnięcia stabilności wtórnej, której charakter wynika z zaawansowania procesu osteointegracji [Gładkowski 2008]. Wraz z postępującym procesem wgajania wszczepu dentystycznego w kość, wartość stabilizacji pierwotnej maleje na rzecz rozwijającej się stabilizacji wtórnej. Momentem krytycznym dla powodzenia terapii implantoprotetycznej jest 3 – 4 tydzień po zabiegu, gdy obniżająca się stabilizacja pierwotna nie jest jeszcze zastąpiona wystarczającą stabilizacją wtórną, wynikającą z procesu apozycji i remodelingu tkanki kostnej. Stabilizacja wtórna polega bowiem na połączeniu się osteoblastów z powierzchnią alloplastycznego filaru, a stopień integracji implantu dentystycznego z kością wyrostka zębodołowego

determinuje jej wartość [Glauser 2004]. Osiągnięcie wymaganej stabilizacji wtórnej, wystarczającej dla obciążenia wszczepu nadbudową protetyczną jest celem każdego zabiegu implantacji.

2.3.2. Metody oceny stabilizacji implantów zębowych

Pomiary stabilności wszczepów śródkostnych mają więc istotne znaczenie kliniczne, pozwalają bowiem na precyzyjne określenie momentu, w którym możliwe jest obciążenie wszczepionego implantu odbudową protetyczną, warunkującą jego funkcjonalność. Monitorowanie stopnia stabilizacji wszczepów śródkostnych ma znaczenie nie tylko podczas fazy protetycznej terapii implantologicznej, ale także podczas długoczasowej opieki pozabiegowej, gdyż umożliwia ochronę potencjalnie zagrożonych implantów przed ich utratą. Metody pomiarowe powinny zatem spełniać kilka istotnych warunków, aby mogły być standardowo stosowane w celu prowadzenia dokumentacji rehabilitacji implantoprotetycznej. Metody pomiarowe powinny cechować:

- obiektywizm
- nieinwazyjność
- powtarzalność
- porównywalność
- nieskomplikowana obsługa [Morawiec 2008].

Opisywane w literaturze metody inwazyjne nie mają zastosowania w pracy klinicznej, gdyż ich mechanizm działania wiąże się ze zniszczeniem podlegającego pomiarowi połączenia implant – kość.

Pomiarów stabilizacji implantów dokonać można zarówno w trakcie zabiegu implantacji; metody te dotyczą oceny uzyskanej stabilizacji pierwotnej, jak i pooperacyjnie; wówczas szacowany jest stopień stabilizacji wtórnej.

Do najbardziej rozpowszechnionych metod oceny zakotwiczenia wszczepów należą [Gładkowski 2008]:

- pomiar odwrotnego momentu obrotowego,
- badania radiologiczne,
- testy manualne,
- metody akustyczne,
- pomiary z zastosowaniem aparatury: Periotest,
- analiza częstotliwości rezonansowej drgań (RFA): Osstell.

Pomiar odwrotnego momentu obrotowego

Pomiar oporu w Ncm oceniany jest śródzabiegowo, przy użyciu klucza dynamometrycznego. Po zaimplantowaniu wszczepu lekarz za pomocą klucza o ustalonym momencie obrotowym 20 Ncm stara się wykręcić implant. Wszcypy, które nie ulegną działaniu tej siły oceniane są jako stabilne. Jest to badanie wysoce subiektywne, zależne od doświadczenia i wiedzy operatora, charakteryzujące się brakiem powtarzalności i brakiem możliwości wykonania go po osadzeniu odbudowy protetycznej.

Metoda radiologiczna

Diagnostyka radiologiczna jest niezmiernie ważnym elementem zarówno podczas fazy planowania, zabiegu implantacji, jak i kontroli pozabiegowej. Przydatna podczas planowania leczenia, umożliwia oszacowanie jakości podłoża kostnego, co ma bezpośredni związek ze stopniem stabilizacji późniejszego wszczepu dentystycznego.

Najbardziej wartościowym badaniem, mającym największe zastosowanie w diagnostyce przedzabiegowej i dostarczającym informacji na temat stanu

tkanki kostnej w miejscu planowanej implantacji jest tomografia komputerowa [Jakubowski 2008, Koczorowski 2011]. Coraz powszechniej stosowana metoda tomografii wolumetrycznej CBCT pozwala na uzyskanie trójwymiarowego obrazu w technologii cyfrowej [De Vos 2009, Różyło – Kalinowska 2009], dostarczając informacji na temat warunków anatomicznych i wartości struktur kostnych oraz gęstości tkanki kostnej wyrażonej w skali Hounsfielda. Metoda ta, ma jednak ograniczone zastosowanie w diagnostyce poimplantacyjnej, ze względu na znacznie większą dawkę promieni rentgenowskich niż ogólnodostępna metoda konwencjonalnej radiografii, emitująca minimalne dawki promieniowania [Wojtowicz 2002]. Zdjęcie zębowe obrazujące wszczep śródkostny i otaczającą go kość umożliwia analizę poziomu brzegu kości wyrostka zębodołowego, w której pogrążony jest implant. Akceptowalny rozmiar ubytku tkanki kostnej wokół wszczepu wynosi do 1 mm w ciągu pierwszego roku po implantacji oraz 0,1 mm w następnych latach [Gładkowski 2008]. Zanik brzegu kostnego przekraczający te wartości może wskazywać na brak dostatecznej stabilności implantu.

O braku osteointegracji może świadczyć również obecność obwódki przejaśnienia wokół implantu. Powszechnie dostępna dwuwymiarowa radiografia wewnątrzustna, posiada jednak pewne ograniczenia wiążące się z przestrzennością wizualizowanych struktur, dając możliwość oceny kości wyrostka zębodołowego jedynie w wymiarze mezialno-dystalnym. Wadą tej metody jest także trudność w osiągnięciu powtarzalności uzyskanych obrazów, pomimo zastosowania techniki kąta prostego, minimalizującej ryzyko wydłużenia czy skrócenia badanych struktur [White 2002].

Testy manualne

Test manualny jest subiektywną metodą, polegającą na przykładaniu trzonków dwóch standardowych instrumentów diagnostycznych prostopadle do wszczepu wywołując nacisk o masie ok. 500 g. Zgodnie ze skalą ruchomości wszczepu śródkostnego (*IM*) o całkowitej stabilizacji implantu świadczy wartość $IM = 0$ tab. I [Sokalski 2002].

Tabela I. Skala ruchomości implantu (wg Sokalski, Zagalak 2002)

STOPIEŃ	RUCHOMOŚĆ
0	brak
1	nieznaczna w płaszczyźnie poziomej
2	średnia < 0,5 mm w płaszczyźnie poziomej
3	znaczna > 0,5 mm w płaszczyźnie poziomej
4	pozioma i pionowa

Odmianą testu manualnego, niewymagającą użycia specjalistycznych sprzętów jest metoda palpacyjna, polegająca na naciskaniu wprowadzonego wszczepu palcami, próbując wykryć ruchomość implantu. Oba te testy w bardzo niemiarodajny sposób oceniają integrację implantu i nie powinny być stosowane jako jedyna metoda pomiaru osteointegracji implantów, poprzedzająca fazę protetyczną terapii implantoprotetycznej.

Metody akustyczne

Podobnie jak wyżej opisane metody pomiarów stabilności implantu, innym rodzajem, również subiektywnym i zależącym od doświadczenia lekarza, jest test opukowy. Za stabilny uznaje się wszczep, który, opukiwany metalowym instrumentem diagnostycznym, wydaje wysokie, czyste dźwięki. O negatywnym wyniku badania świadczy natomiast niski, głuchy dźwięk, wydawany przez wzbudzony opukiwaniem implant [Vidyasagar 2004].

Pomiary z zastosowaniem urządzenia Periotest

Periotest jest urządzeniem skonstruowanym do ilościowej oceny ruchomości zębów, wokół których stwierdza się stan zapalny przyzębia, ale znajduje zastosowanie także jako metoda określania stopnia integracji implantów z kością wyrostka zębodołowego. Jego działanie opiera się na pomiarze czasu kontaktu i przyspieszenia młoteczka z koroną kliniczną zęba, bądź z łącznikiem implantu dentystycznego. Prędkość wyhamowania młoteczka skorelowana jest ze stabilnością zęba lub wszczepu i im szybciej nastąpi jego zatrzymanie tym większą stabilnością odznacza się badany obiekt [Dario 2002]. Uzyskane wyniki przetwarzane są w skalę PTV (*Periotest Value*), której wartości mieszczą się w przedziale -8 do +50. W terapii implantologicznej zastosowanie ma zakres od -8 do 0 [Tomikowski 2005], gdyż wynik poniżej zera świadczy o nieruchomości wszczepu i jego właściwej osteointegracji. Z licznych doświadczeń wynika jednak, że górna granica podlega wahaniom, w zależności od typu kości, klasyfikowanej wg Mischa, dostarczając nie zawsze istotną dla klinicysty informację [Leda 2014, Truhlar 2000, Teerlinck 1991, Morris 2003, Aparicio 1997]. Na uzyskane wyniki w skali PTV wpływ ma nie tylko jakość tkanki kostnej, w którą wprowadzony jest implant, ale również wymiar pionowy wyrostka zębodołowego oraz właściwości geometryczne i rodzaj powierzchni implantu dentystycznego [Morawiec 2008]. Mimo niedoskonałości urządzenia zwanego Periotestem, wydaje się on być wiarygodnym, obiektywnym i niezbyt skomplikowanym w użyciu narzędziem pozwalającym na monitorowanie leczenia implantologicznego, poprzez ocenę ewentualnych zmienności wyników stabilności wszczepu. Pamiętać jednak należy, aby Periotest nie stanowił jedynej metody pomiaru stabilizacji implantu, a był uzupełniany o inne środki oceny integracji wszczepu z kością.

Pomiary z zastosowaniem urządzenia Osstell

Osstell jest narzędziem stworzonym do diagnozowania i prognozowania stabilności wszczepu śródkostnego, zarówno podczas zabiegu implantacji jak i przed obciążeniem wszczepu nadbudową protetyczną. Jego działanie polega na analizie częstotliwości rezonansowej drgań (RFA), w jakie wprawiany jest wszczep śródkostny na skutek stymulacji końcówki pomiarowej umieszczonej na implancie impulsami magnetycznymi pochodzącymi z instrumentu Osstell. Częstotliwość rezonansu magnetycznego czujnika przykręconego do wszczepu zależna jest od stabilności implantu. Wynik przetwarzany jest w skalę ISQ (*Implant Stability Quotient*), która określa zakres wartości stabilizacji implantu, wskazując na sukces lub niepowodzenie obciążenia wszczepu śródkostnego. Skala ISQ składa się z 1 – 100 jednostek ISQ, a o dobrej stabilizacji implantu świadczy wynik powyżej 55 ISQ. Czujki magnetyczne przykręcane do implantu są kalibrowane, w zależności od rodzaju stosowanego systemu implantologicznego, tak aby wszystkie pokazywały porównywalne wartości dla tej samej stabilności implantu [Ersanli 2005].

Wielu autorów uważa Osstell za wiarygodne i obiektywne narzędzie umożliwiające powtarzalne, precyzyjne i nieinwazyjne badanie stabilności implantu w każdym momencie jego wgajania w kość wyrostka zębodołowego [Sennerby 2000, Valderrama 2007, Garg 2007, Lopez 2008, Satwalekar 2015], niemniej jednak opisywane są pewne wady cechujące urządzenie Osstell. Metoda ta określa bowiem tylko wartość stabilizacji implantu, a nie stopień jego osteointegracji, gdyż test ten, ocenia częstotliwość rezonansową kompleksu implant-tkanka kostna [Nedir 2004]. Innym ograniczeniem tej metody pomiarowej jest fakt, iż jest ona możliwa do przeprowadzenia w przypadku niecementowanych prac protetycznych lub cementowanych, lecz tylko przed ich osadzeniem, bowiem wymaga dostępu do tytanowego wszczepu dentystycznego [Vidyasagar 2004, Dario 2002]. Podsumowując, urządzenie Osstell umożliwiające ocenę stabilności wszczepu śródkostnego jest przydatnym

narzędziem w pracy klinicysty, gdyż ułatwia podjęcie decyzji o momencie obciążenia implantu odbudową protetyczną, jednakże, jak każda inna metoda, powinna być wspierana zarówno doświadczeniem lekarza, jak i innymi, dostępnymi na rynku metodami pomiaru stabilności wszczepów śródkostnych, aby zminimalizować ryzyko niepowodzenia terapii implantoprotetycznej.

2.4. Zjawisko osteopercepcji

Pomimo istotnych różnic cech charakteryzujących połączenie na granicy implant – kość, a ząb naturalny – kość, sprawność czynnościowa narządu żucia zrekonstruowanego przy użyciu implantów śródkostnych jest dość duża. Podłożem tego zjawiska jest fenomen osteopercepcji, określaný jako aktywacja zakończeń nerwowych w otoczeniu implantu śródkostnego, w wyniku transmitowanych przez odbudowę protetyczną bodźców zgryzowych na kość. Odmienna od naturalnego uzębienia percepcja odbioru bodźców zewnętrznych w narządzie żucia pacjentów ze zrekonstruowanym uzębieniem przy użyciu wszczepów śródkostnych związana jest z innymi strukturami neuronalnymi i inną formą transmisji wrażeń zewnętrznych. Zasadnicza funkcja w odczuciu somatycznym jest powiązana z precyzyjnym ruchem, a funkcja czuciowa zębów wpływa na motoryczną kontrolę ruchu żuchwy. Więzadło przyzębne, które nie występuje przy implantach, spełnia w układzie stomatognatycznym istotną funkcję motoryczną ze względu na zawartość nocyceptorów i machanoreceptorów. Somatyczny układ czuciowy w obrębie jamy ustnej odpowiedzialny jest za odbiór bodźców mechanicznych, termicznych i nocyceptywnych za pośrednictwem eksteroreceptorów [Kmieć 2007].

Eksteroreceptory spełniają istotną funkcję w percepcji sensorycznej i reakcji zwrotnej odpowiedzialnej za kontrolę czynności motorycznej w narządzie żucia, czyli ruchu, w którym biorą udział wewnętrzne tkanki miękkie i twarde, a więc zęby oraz sztuczne filary, mięśnie i stawy skroniowo-żuchwowe.

Docierające bodźce czuciowe wykorzystywane są do celów ochronnych, poprawienia motoryki oraz precyzyjnego gryzienia i żucia [Trulsson 2006]. Receptory przyzębia posiadające cechy mechanoreceptorów umiejscowione w dziąśle, kości, okostnej i ozębnej, biorą udział w eksteroceptywnej funkcji dotykowej. Mechanoreceptory ozębnej regulują zmiany napięcia więzadeł przyzębnych, a ich niski próg wrażliwości powoduje, że nawet niewielki ucisk wywierany na koronę zęba jest lokalizowany i analizowany pod względem siły i kierunku. Z kolei receptory bólu (nocyceptory) charakteryzują się wysokim progiem wrażliwości, co sprawia, że dopiero silne bodźce bólowe (np. nagryzienie twardego pokarmu) wywołują odruch, prowadzący do rozluźnienia mięśni. Więzadło przyzębne może być więc uważane za kluczowe dla czynności żucia i odpowiedzi ruchowych. Istnieje ścisły związek pomiędzy ozębną, a czynnością mięśni i dlatego u pacjentów bezzębnych zaopatrzonych w implanty brak jest bezpośredniej odpowiedzi ruchowej [Lindhe 2008]. Naruszenie mechanoreceptorów ozębnej poprzez ekstrakcje czy przeciążenia zębów zmieniają czuciową reakcję zwrotną i modyfikują funkcje dotykowe oraz motorykę narządu żucia. Do najbardziej znaczących zmian w przyzębiu dochodzi podczas ekstrakcji zębów, gdyż powoduje to utratę znacznej liczby eksteroreceptorów w jamie ustnej. Jednak, jak podaje Abarca w wsp. [Abarca 2006], zdolności funkcjonalne układu stomatognatycznego zrekonstruowanego przy użyciu implantoprotez są duże, co wynika z obecności obwodowej ścieżki odpowiedzi zwrotnej do kory czuciowej na skutek aktywacji receptorów zlokalizowanych w kości i okostnej, w której osadzony jest wszczep. Zjawisko to, określane jako fenomen osteopercepcji, pozostaje nadal w sferze badań naukowych.

Brak eksteroreceptorów prowadzi do ograniczonego czucia zewnątrzustnego, co wpływa na obiektywne i subiektywne odczucie stukania zębami i zmiany

w procesie artykulacji mowy, będącej efektem zmienionego czucia gnostycznego (nad bodźcami z receptorów okostnowych przeważają bodźce z receptorów językowych i mięśniowych [Koczorowski 2011]). Dlatego też u niektórych pacjentów w początkowym okresie użytkowania protez wspartych na implantach obserwuje się obniżoną zdolność odczuwania i rozpoznawania obciążeń zgryzowych. Badania nad zdolnością odczuwania bodźców dotykowych przeprowadzonych przez implantoprotezy prowadzone przez Batista i wsp. [Batista 2008] wykazały, że odczucie to różni się w zależności od konstrukcji protez wspartych na implantach i długości okresu adaptacji.

Dowiedziano jednak, że pacjenci poddani terapii implantoprotetycznej, użytkujący protezy stałe lub całkowite wsparte na alloplastycznych filarach tytanowych (*overdenture*) wykazują zdolność odbioru bodźców dotykowych w zbliżonym do uzębienia naturalnego zakresie. Nie jest to możliwe natomiast w przypadku stosowania konwencjonalnych protez całkowitych opartych na podłożu śluzówkowo-kostnym [Koczorowski 2011, Enkling 2010]. Z obserwacji klinicznych wynika natomiast, że pacjenci ze zrekonstruowanym narządem żucia przy użyciu protez opartych wyłącznie na wszczepach śródkostnych wykazują mniejszą zdolność wykrywania i adaptowania się do zaburzeń zwarcia niż pacjenci użytkujący protezy wsparte na zębach ze zdrowym przyzęciem. Klinicznie wykazano, że stałe odbudowy protetyczne wsparte jednocześnie na zębach i na implantach sprzyjają szybszej adaptacji do nowych warunków zgryzowych [Koczorowski 2011].

Badania histologiczne nad obecnością i sprawnością czynnościową nerwów czuciowych w tkankach okołimplantowych wskazują na obecność pewnego rodzaju ponownego unerwienia (*reinnervation*) tkanek otaczających wszczep śródkostny [Wang 1998, Lambrichts 1998]. Udowodniono, że nowe włókna

nerwowe pojawiają się już w ciągu pierwszego tygodnia procesu gojenia tkanek po implantacji wszczepu śródkostnego [Wada 2001].

Jest bezsporne, iż ze względu na brak elastycznych włókien ozębnej sztywnie zakotwiczenie implantów w kości wyrostka zębodołowego powoduje, iż odbudowy protetyczne wsparte na implantach przenoszą siły żucia bezpośrednio na struktury kostne układu stomatognatycznego. A zatem, siły wywierane na zintegrowane wszczepy śródkostne przenoszone bezpośrednio na kość wyrostka zębodołowego i powodujące odkształcenia kości prowadzą do aktywacji receptorów znajdujących się w tkankach periimplantu tj. kości i okostnej. Mechanoreceptory znajdujące się w okostnej biorą więc udział w odbiorze bodźców dotykowych [Koczorowski 2010].

3. CEL PRACY

Z uwagi na inną formę zakotwiczenia śródkostnych implantów zębowych w strukturach kostnych szczęki i żuchwy w odniesieniu do zębów naturalnych, celowe wydawało się przeprowadzenie badań dotyczących transmisji bodźców zewnętrznych odbieranych przez zęby naturalne i implantowane filary.

Z tego względu przeprowadzono badania, których szczegółowymi celami były:

1. Porównawcza ocena przewodnictwa fal akustycznych na drodze kostnej wszczepów śródkostnych i zębów naturalnych u pacjentów poddanych leczeniu implantologicznemu.
2. Próba znalezienia akustycznej możliwości oceny stabilności tytanowych wszczepów umieszczonych w kostnych strukturach narządu żucia.
3. Próba znalezienia sonicznej, wizualnej i obiektywnej metody oceny integracji wszczepów z kością (*badania in vivo*).

4. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

4.1. Materiał badawczy

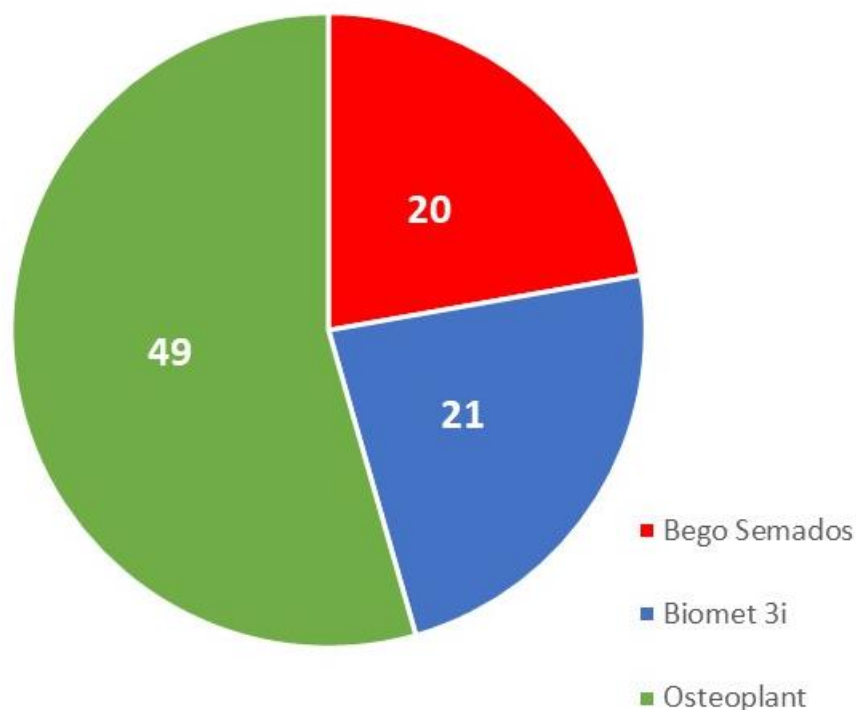
Badania przeprowadzono w grupie 35 pacjentów, w przedziale wiekowym 40–85 lat (średnia wieku 63 lata). W wywiadzie ogólnym, poza schorzeniami sercowo-naczyniowymi i związanym z nimi leczeniem farmakologicznym, nie stwierdzono innej terapii farmakologicznej, w tym suplementacji hormonalnej u żadnej z badanych osób. W badaniach uczestniczyło 18 kobiet (średnia wieku 61 lat) i 17 mężczyzn (średnia wieku 65 lat), u których implantowano śródkostne wszczepy stomatologiczne trzech systemów (ryc. 2):

- Osteoplast (49 wszczepów)
- Bego Semados (20 wszczepów)
- Biomet 3i (21 wszczepów)

oraz odnotowano sukces implantologiczny w postaci osteointegracji, potwierdzony dostępnymi metodami: radiologiczną oraz subiektywną metodą opukową, przeprowadzoną przez doświadczonego klinicystę prof. dr hab. Ryszarda Koczorowskiego.

Kwalifikacja pacjentów do badania audiometrycznego odbywała się na podstawie rutynowo wykonywanych badań klinicznych w fazie przedprotetycznej leczenia implantologicznego. Badania przeprowadzono po 4–6 miesiącach od zabiegów wszczepienia implantów zębowych, które zostały wykonane w latach 2010–2015 w Specjalistycznych Gabinetach Stomatologicznych LRM w Poznaniu. Suma zbadanych wszczepów wyniosła 90, w tym 22 w szczęce i 68 w żuchwie.

Systemy implantologiczne



Rycina 2. Udział badanych systemów implantologicznych

Ocenie klinicznej poddano także 58 zębów naturalnych (14 w szczęce i 44 w żuchwie) występujących u pacjentów, którzy poddali się zabiegom wszczepienia implantów dentystycznych. Siedmioro z pacjentów uczestniczących w badaniu nie posiadało żadnego zęba własnego, w związku z czym u pacjentów tych badano przewodnictwo fal akustycznych na punktach skórnych: *Ophryon (Op)* w szczęce i *Pogonion (Pg)* w żuchwie.

Ponadto kilkoro pacjentów, którym implantowano w sumie 8 wszczepów śródkostnych w szczęce i/lub żuchwie zostało poddanych badaniom eksperymentalnym z użyciem komputera i programu *Audacity*.

Wszyscy pacjenci zostali poinformowani o celu przeprowadzanych badań i wyrazili na nie zgodę. Na przeprowadzenie badań została uzyskana zgoda

Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu (uchwała nr 174/15, załącznik).

Tabela II. Charakterystyka grupy badanej

GRUPA	SZCZĘKA	ŻUCHWA
Wszczepy N=90	22	68
Zęby N=58	14	44

Tabela III. Charakterystyka grupy badanej, w której zastosowano aparat Ostell ISQ

GRUPA OSTELL	SZCZĘKA	ŻUCHWA
Wszczepy N=41	4	37
Zęby N=26	2	24

Tabela IV. Charakterystyka grupy poddanej badaniom eksperymentalnym

GRUPA EKSPERYMENTALNA	SZCZĘKA	ŻUCHWA
Wszczepy N=8	4	4
Zęby N=8	4	4

4.2. Metodyka

W analizowanej grupie pacjentów przeprowadzono trzy rodzaje badań: subiektywne, obiektywne i eksperymentalne.

4.2.1. Badania subiektywne

Badania subiektywne zostały przeprowadzone w Klinice Foniatrii i Audiologii Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu i polegały na ocenie słuchowych odczuć progowych, które generowano poprzez pobudzenie sygnałem akustycznym o częstotliwości 250 Hz zintegrowanych z kością wszczepów śródkostnych zaopatrzonych w śruby gojące. Badanie to następowało bezpośrednio po wkręceniu śruby gojącej z tą samą siłą u wszystkich pacjentów, bowiem zabieg ten przeprowadzała ta sama osoba.

W ten sam sposób pobudzano także zęby naturalne, w tym samym łuku zębowym, co wszczone implanty. W przypadku braku zębów własnych pacjenta, czujnik przykładano do antropometrycznych punktów skórnych: *Ophryon (Op)* lub *Pogonion (Pg)*, odpowiednio dla szczęki i żuchwy.

Badania wykonywano w wyciszonym pomieszczeniu na przygotowanym do tego celu stanowisku badawczym, w skład którego wchodził audiometr i końcówka wibratora, specjalnie do tego celu skonstruowana (ryc.3). Powyższą końcówkę przykładano do badanego obiektu w jamie ustnej (implant z zamocowaną śrubą gojącą lub ząb naturalny), natomiast dźwięk, którego słyszalność pacjent miał za zadanie zgłosić, pochodził z audiometru, urządzenia, wyposażonego w generator akustyczny oraz ręczny regulator dźwięku (ryc.4). Badana osoba podawała, poprzez naciśnięcie przycisku, moment progowy słyszalności sygnału dźwiękowego, podawanego przez wibrator kostny. Wyniki w skali decybelowej [dB] odnotowywano w tabeli.

W badaniu wykorzystano zjawisko odbierania dźwięków na drodze przewodnictwa kostnego, opierające się na teorii mechanizmu przemieszczenia żuchwy oraz mechanizmie kompresyjnym.



Rycina 3. Końcówka wibratora, za pomocą której badano implanty i zęby



Rycina 4. Audiometr



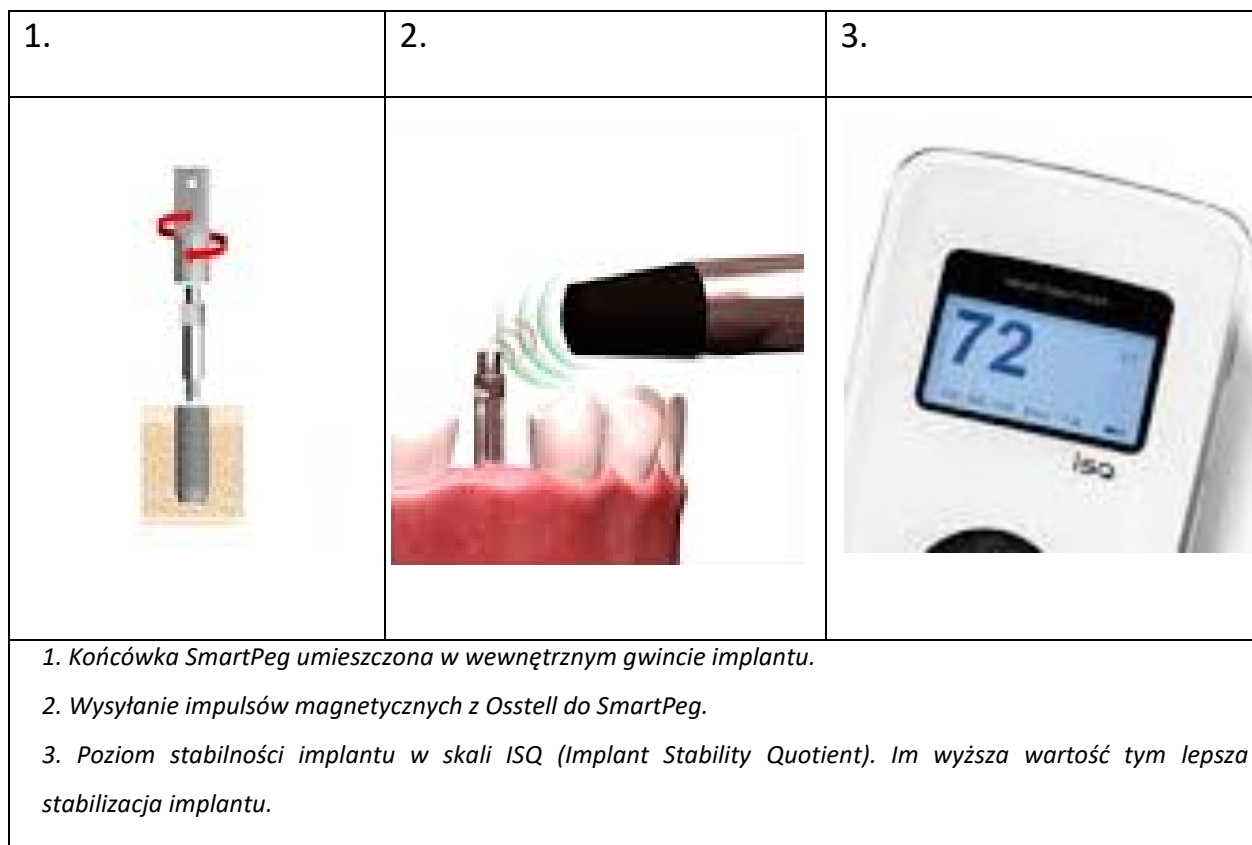
Rycina 5. Badanie przewodnictwa fal akustycznych przez implant zębowy przy pomocy końcówki wibratora



Rycina 6. Badanie przewodnictwa fal akustycznych przez ząb przy pomocy końcówki wibratora

4.2.2. Badania obiektywne

Drugi rodzaj badań, którym poddawany był pacjent, przeprowadzono w Specjalistycznej Praktyce Stomatologicznej LRM w Poznaniu z zastosowaniem aparatury Osstell ISQ (ryc. 7).



*Rycina 7. Instrument do badania stabilności implantów Osstell
(źródło: z materiałów reklamowych www.osstell.com)*

Pacjenci uczestniczący w badaniu, diagnozowani byli przy wykorzystaniu instrumentu Osstell ISQ, służącego do pomiaru stabilności wszczepów śródkostnych. Badanie polegało na zbliżaniu sondy wysyłającej impulsy magnetyczne do SmartPeg'a, czyli końcówki pomiarowej umieszczonej na implancie (wkręconej w jego wewnętrzny gwint). Pulsy magnetyczne stymulujące końcówkę SmartPeg wprawiały ją w rezonans, którego częstotliwości zależne były od stabilności implantu. Analiza częstotliwości rezonowania dała wynik w postaci wartości współczynnika stabilności implantu

ISQ (*Implant Stability Quotient*). Im wyższa wartość ISQ, którego zakres wynosi od 1 do 100, tym bardziej stabilny jest wszczep śródkostny. Wyniki badań pacjentów odnotowywano w tabeli.

4.2.3. Badania eksperymentalne

Kilkoro pacjentów spośród grupy badanej poddano także badaniom eksperymentalnym *in vivo*. Badania przeprowadzono przy użyciu skonstruowanego do tego celu mikrofonu elektretowego (jest to rodzaj mikrofonu pojemnościowego, którego membrana wykonana jest z dielektryka o trwałej polaryzacji elektrycznej). Za pomocą tego mikrofonu, przykładanego do powłok skórnych pokrywających kości szczęki i żuchwy, w które wszczepiono implanty dentystyczne, zbierano sygnały dźwiękowe, wytwarzane na skutek impulsacyjno - punktowego oddziaływania na badany obiekt (implant zaopatrzony w śrubę gojącą lub ząb) kinetycznym generatorem momentu obrotowego przez jednego operatora o tej samej sile. Impulsatorowi kinetycznemu o masie 20 gramów, w każdym powtórzeniu nadawano przyspieszenie z tej samej odległości około 5 cm. Wszystkie próby wykonano tym samym przyrządem (trzonek plastikowego instrumentu stomatologicznego) w podobnych warunkach. Tak wygenerowane sygnały akustyczne zostały zebrane przez mikrofon i zarejestrowane w formie cyfrowej w programie *Audacity*. Poza cyfrowym zapisem sygnałów akustycznych program ten umożliwia przeprowadzenie analizy rozkładu widmowego tonów harmonicznnych w tych sygnałach. Bardzo krótki czas mechanicznego pobudzania badanego obiektu powodował powstawanie w nim gwałtownych odkształceń sprężystych, które z kolei wywoływały powstawanie charakterystycznych odpowiedzi akustycznych o złożonym widmie częstotliwościowym. Badanie odbywało się w wyciszonym gabinecie stomatologicznym, co niejednokrotnie jednak nie eliminowało zaszumienia uzyskiwanych sygnałów. W celu wyeliminowania tych

zakłóceń w obliczaniu amplitudowo – częstotliwościowego widma użytecznych sygnałów zastosowano cyfrowe odejmowanie widma tła (fragmenty rejestracji odpowiedzi czasów przerw pomiędzy stukami) od widma całej rejestracji.

5. ANALIZA STATYSTYCZNA

Uzyskane wyniki badań poddano analizie statystycznej, przy użyciu programu Statistica 10 firmy StatSoft. Jako poziom istotności przyjęto $\alpha = 0,05$. Wynik uznano za istotny statystycznie, gdy $p < \alpha$.

Przeprowadzono następującą analizę:

- wartości progowych odczuć słuchowych [dB] dla implantów i dla zębów w całej grupie pacjentów,
- porównanie wartości progowych wrażeń akustycznych [dB] dla implantów i dla zębów w zależności od systemu implantologicznego,
- zależności między płcią pacjenta, a wartościami progowych odczuć słuchowych i związanym z nimi przewodnictwem fal akustycznych na drodze kostnej,
- zależności między wiekiem pacjenta, a wartościami progowych odczuć słuchowych i związanym z nimi przewodnictwem fal akustycznych na drodze kostnej,
- zależności między lokalizacją implantu, a wartościami progowych odczuć słuchowych i przewodnictwem kostnym,
- porównanie w/w wartości w zależności od wymiarów geometrycznych wszczepu,
- porównanie w/w wartości z wynikami stabilizacji implantów uzyskanymi z urządzenia Osstell.

W celu sprawdzenia czy są istotne różnice w poziomie dB mierzonym na implancie i na zębie, z powodu braku zgodności z rozkładem normalnym, zastosowano test Wilcoxon. Do porównania poziomu dB względem płci

i lokalizacji implantu zastosowano test Manna – Whitney’a, natomiast do porównania tego poziomu w zależności od systemu implantologicznego użyto test Kruskala – Wallisa. W celu sprawdzenia, czy poziom dB zależy od wieku pacjenta oraz od długości i średnicy implantu, z powodu braku zgodności z rozkładem normalnym analizowanych zmiennych, obliczono współczynnik korelacji rangowej Spearmana. Współczynnik korelacji rangowej został także obliczony w celu sprawdzenia czy wartości progów akustycznych zależą od wartości uzyskanych w badaniu instrumentem Ostell.

6. WYNIKI

6.1. Badania słuchowych odczuć progowych

6.1.1. Porównanie wartości progowych odczuć słuchowych [dB] dla implantów i dla zębów w całej grupie pacjentów

Grupa badana obejmowała 90 wszczepów śródkostnych, z czego 55 zaimplantowano w grupie kobiet i 35 w grupie mężczyzn. Średnia wieku badanej grupy wynosiła 63 lata. Najstarsza badana osoba miała 85 lat, natomiast najmłodsza ukończyła 40 r.ż.

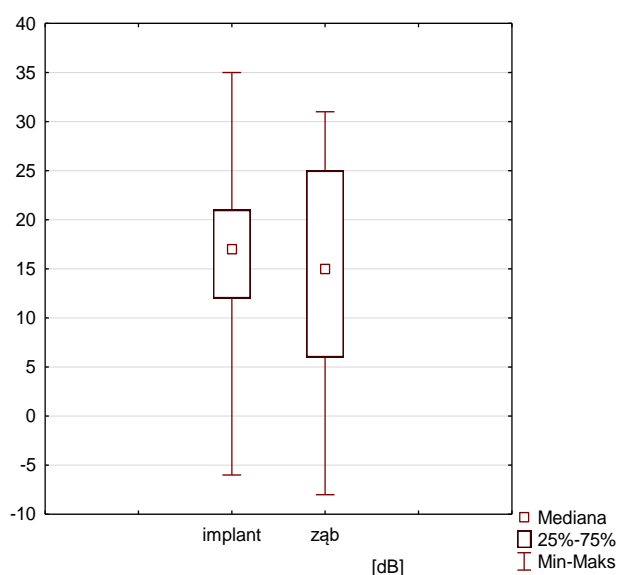
Weryfikacji poddano słuchowe odczucia progowe powstające na skutek pobudzania sygnałem akustycznym o częstotliwości 250 Hz zintegrowanych z kością implantów dentystycznych zaopatrzonych w śruby gojące oraz zębów naturalnych.

Założona została hipoteza mówiąca, iż przewodnictwo fal dźwiękowych na drodze kostnej poprzez implanty dentystyczne będzie takie samo w porównaniu do przewodzenia zmierzonego na zębach naturalnych. Z przeprowadzonej za pomocą testu Wilcoxon analizy wynika jednak, że istnieje różnica znamienna statystycznie w progowych odczuciach słuchowych i przewodnictwie fal akustycznych na drodze kostnej zmierzonych na implancie i na zębie naturalnym ($p < 0,05$) gdyż ($p = 0,049$). Wartość słuchowych odczuć progowych dla wszczepu śródkostnego była istotnie wyższa (Mediana 17 dB) niż dla zęba. Średnia wartość słuchowych odczuć progowych rejestrowanych przy pobudzaniu wibratorem wszczepów śródkostnych wyniosła 16 dB. Minimalna wartość dla implantu, jaką zarejestrowano wyniosła -6 dB, a maksymalna 35 dB, o odchyleniu standardowym 9,182. Minimalna wartość progowych wrażeń akustycznych zarejestrowana na skutek pobudzania zębów

naturalnych wynosiła -8 dB, a maksymalna 31 dB, co dało średni wynik 15,1 dB, natomiast Mediana wynosi 15 dB (odchylenie standardowe wynosi 10,626).

Duży zakres zmian wyników od wartości -6 dB do +35 dB spowodowany jest różnymi wartościami progowego słyszenia dla stymulacji kostnej.

Progowe odczucia akustyczne, powstające na skutek pobudzania implantów śródkostnych bodźcem mechanicznym są wyższe, w odniesieniu do zębów naturalnych, co oznacza, że przewodnictwo fal akustycznych na drodze kostnej jest słabsze w przypadku wszczepów śródkostnych w porównaniu do zębów naturalnych.



Rycina 8. Rozkład wartości progowych odczuć słuchowych [dB] dla implantów i dla zębów

6.1.2. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] (dla implantów i dla zębów) od systemu implantologicznego

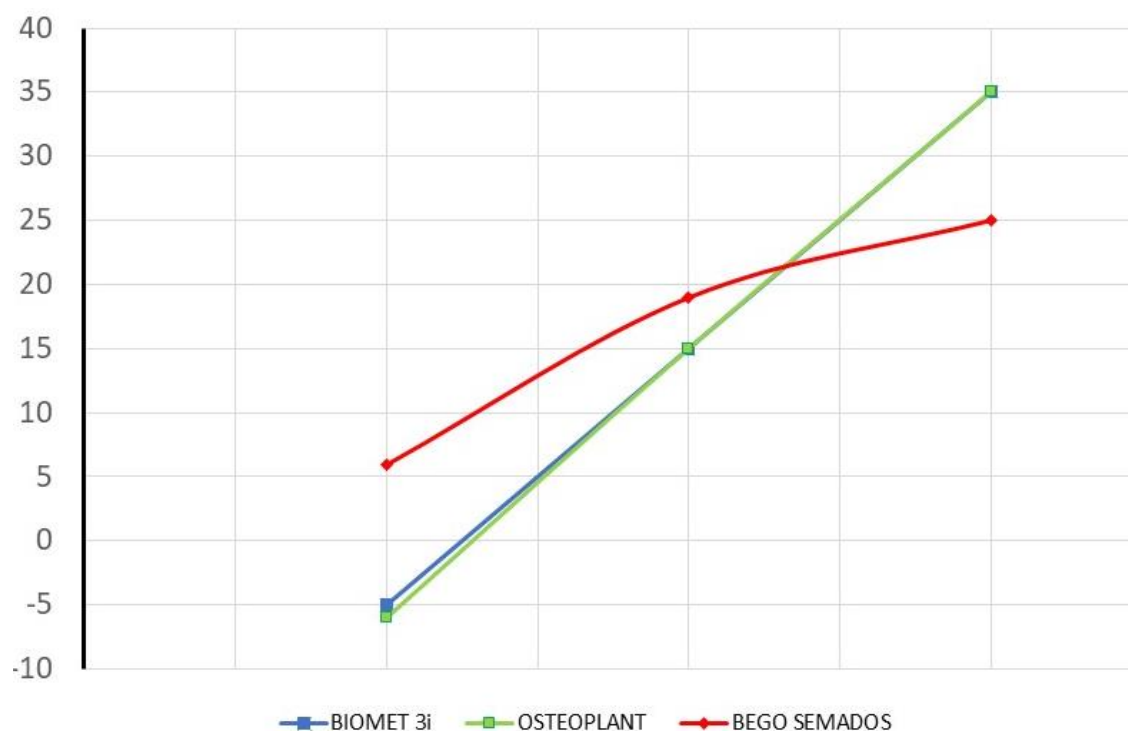
Doświadczenie zostało przeprowadzone na implantach reprezentujących trzy systemy implantologiczne: zbadano 21 wszczepów Biomet 3i, 49 firmy Osteoplast i 20 implantów Bego Semados.

Porównując progowe wrażenia słuchowe oraz związane z nimi kostne przewodnictwo fal akustycznych przez wszczepy powyższych grup, poprzez analizę statystyczną przy użyciu testu Kruskala-Wallis, nie odnotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy nimi ($p > 0,05$) (ryc.9).

Wartości progowych odczuć słuchowych uzyskane dla implantów poszczególnych systemów i odpowiadających im zębów przedstawiono w tabeli V.

Tabela V. Przedstawienie wartości progów akustycznych [dB] uzyskanych przez pobudzenie implantów różnych systemów

CECHA	OSTEOPLANT			BIOMET 3i			BEGO SEMADOS			p
	Med	Min	Max	Med	Min	Max	Med	Min	Max	
	[dB]									
Implant	15	-6	35	15	-5	35	19	6	25	0,142
Ząb	15	-5	30	10	-8	31	18	2	27	0,091



Rycina 9. Średnie wartości progowych odczuć słuchowych [dB], powstających na skutek pobudzania bodźcem mechanicznym implantów różnych systemów

Uzyskane wyniki nie są charakterystyczne dla żadnej grupy, z czego wynika, że rodzaj zastosowanego systemu implantologicznego nie ma znaczenia dla wartości progowych odczuć słuchowych i przewodnictwa fal akustycznych drogą kostną przez wszczepy śródkostne.

6.1.3. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] (dla implantów i dla zębów) od płci pacjenta

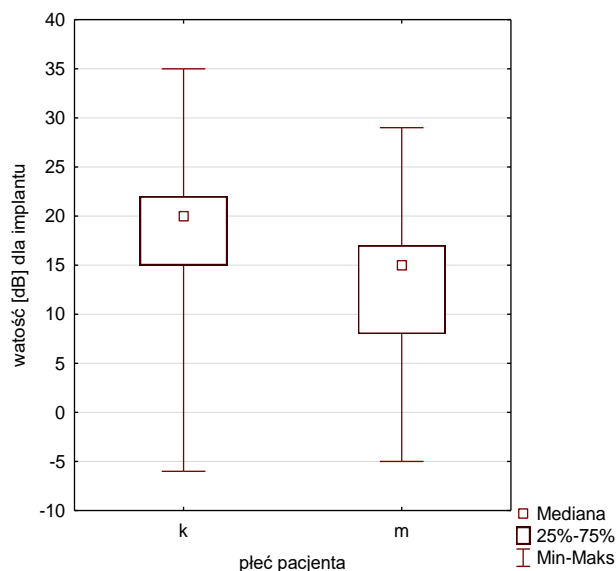
Wartości słuchowych wrażeń progowych powstające poprzez wzbudzenie bodźcem mechanicznym implantu śródkostnego i zęba naturalnego poddano analizie porównawczej w zależności od płci pacjenta. Ponieważ nie występowała zgodność z rozkładem normalnym, zastosowano test Manna – Whitneya. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że jest różnica istotna statystycznie w wartościach progów akustycznych i przewodnictwie fal akustycznych drogą kostną poprzez implant między grupą kobiet, a grupą mężczyzn ($p < 0,05$).

Wartości progowych odczuć słuchowych [dB] zarejestrowanych na skutek mechanicznego pobudzania implantu i zęba w badanych grupach przedstawiono w tabeli VI. Zbadano 55 implantów w grupie kobiet i 35 w grupie mężczyzn.

Tabela VI. Zestawienie wartości progowych odczuć słuchowych [dB] dla implantów i zębów w grupie kobiet i mężczyzn

CECHA	KOBIECY			MĘŻCZYŹNI			p
	Med	Min	Max	Med	Min	Max	
	[dB]						
Implant	16,5	-6	35	17	7	35	0,001
Ząb	15,5	-8	31	15	5	30	0,145

Z przeprowadzonej analizy wynika, że progowe wrażenia słuchowe są wyższe w grupie kobiet, czyli przewodnictwo fal akustycznych poprzez implanty wszczepione w grupie kobiet jest słabsze niż w grupie mężczyzn ($p < 0,05$).



Rycina 10. Wartości progowych odczuć słuchowych [dB] powstających na skutek pobudzenia bodźcem mechanicznym implantów w zależności od płci pacjenta

6.1.4. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] (dla implantów i dla zębów) od wieku pacjenta

Kolejnym czynnikiem rozpatrywanym w analizie była zależność otrzymanych wyników od wieku pacjenta.

Analizując wpływ wieku badanych pacjentów na przewodnictwo fal akustycznych drogą kostną poprzez implant śródkostny, stwierdzono, że brak jest zgodności otrzymanych wyników z rozkładem normalnym, co skłania do obliczenia współczynnika korelacji rangowej Spearmana R_s . Z obliczeń wynika, że R_s wartości oznaczonych dla wszczepu śródkostnego wynosi $-0,099$, natomiast $p = 0,349$. Brak jest więc zależności między wiekiem pacjenta, a wartościami progowych odczuć słuchowych oraz przewodnictwem fal akustycznych drogą kostną ($p > 0,05$).

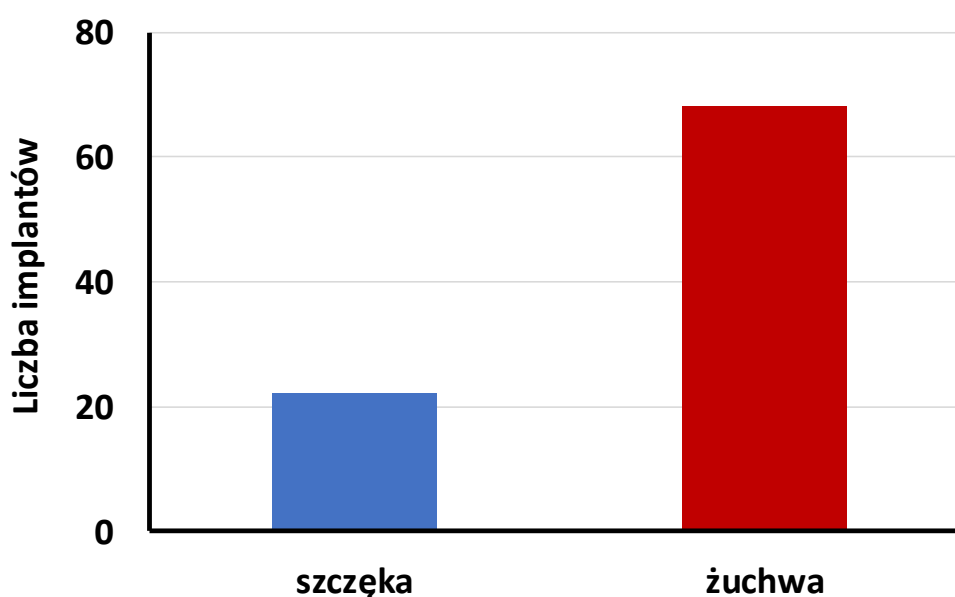
Przyjęta hipoteza zerowa, że starszy wiek i związane z nim zmiany w jakości tkanki kostnej mogą mieć znaczenie dla przewodnictwa fal akustycznych nie znalazła więc potwierdzenia.

6.1.5. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] (dla implantów i dla zębów) od lokalizacji wszczepu

Analizę porównawczą zależności wartości progów akustycznych i związanego z nimi przewodnictwa fal akustycznych na drodze kostnej poprzez zaimplantowany wszczep śródkostny w odniesieniu do zęba naturalnego w zależności od umiejscowienia implantu przeprowadzono w oparciu o wyniki zestawione w tabelach VII, VIII, IX, X.

6.1.5.1. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] od umiejscowienia implantu szczęka/żuchwa

Ocenie poddano 68 implantów śródkostnych wszczepionych w część zębodołową żuchwy oraz 22 implanty umieszczone w wyrostku zębodołowym szczęki (ryc. 11). Zbadano także odpowiadające im zęby naturalne.



Rycina 11. Liczebność badanych grup (szczęka/żuchwa)

Analiza została przeprowadzona na podstawie wyników przedstawionych w tabeli VII.

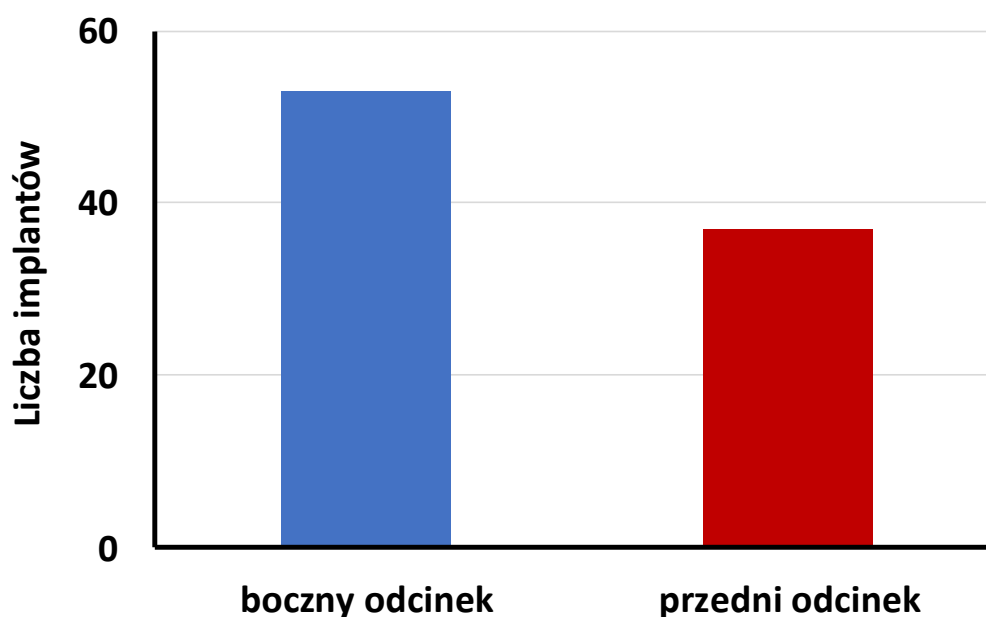
Tabela VII. Zestawienie wartości progowych odczuć słuchowych [dB] dla implantów i dla zębów w badanych grupach (szczęka/żuchwa)

CECHA	ŻUCHWA			SZCZĘKA			p
	Med	Min	Max	Med	Min	Max	
	[dB]						
Implant	16,5	-6	35	17	7	35	0,341
Ząb	15,5	-8	31	15	5	30	0,572

Z porównania wyników uzyskanych w badanych grupach, przy zastosowaniu testu Manna – Whitney’a, wynika, iż brak jest znamienych statystycznie różnic pomiędzy wartościami progowych odczuć słuchowych powstających na skutek pobudzenia implantów oraz wartościami uzyskanymi przez wzbudzenie mechanicznym bodźcem zębów naturalnych ($p > 0,05$), w zależności od lokalizacji implantów (szczęka/żuchwa).

6.1.5.2. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] od umiejscowienia implantu przednia/boczna okolica

Wszczepy śródkostne podzielono także ze względu na ich umiejscowienie w przedniej lub bocznej okolicy wyrostka zębodołowego szczęki lub żuchwy. Zbadano 53 wszczepy zlokalizowane w bocznym odcinku szczęki, bądź żuchwy i 37 implantów wszczepionych w przednią część wyrostków zębodołowych szczęki/żuchwy (ryc. 12) oraz odpowiadającą im taką samą liczbę zębów naturalnych.



Rycina 12. Liczebność badanych grup (boczny/przedni odcinek)

Tabela VIII. Zestawienie wartości progowych odczuć słuchowych [dB] w badanych grupach (przedni/ boczny odcinek)

CECHA	PRZEDNI ODCINEK			BOCZNY ODCINEK			p
	Med	Min	Max	Med	Min	Max	
	[dB]						
Implant	19	2	35	15	-6	34	0,098
Ząb	18	2	30	14	-8	31	0,079

Analiza wykonana w oparciu o dane przedstawione w tabeli VIII przy wykorzystaniu testu Manna – Whitney’a wykazała brak istotnych statystycznie różnic pomiędzy badanymi grupami, lecz współczynnik zależności p jest bliski granicy istotności, co przy wykonaniu dalszych badań na większej grupie badawczej mogłoby dać wynik znamienne statystycznie. Oznaczałoby to wówczas, że wartości progowych odczuć słuchowych są wyższe, a więc przewodnictwo fal akustycznych przez implanty wszczepione w przedni odcinek szczęki lub żuchwy jest słabsze niż w odcinku bocznym.

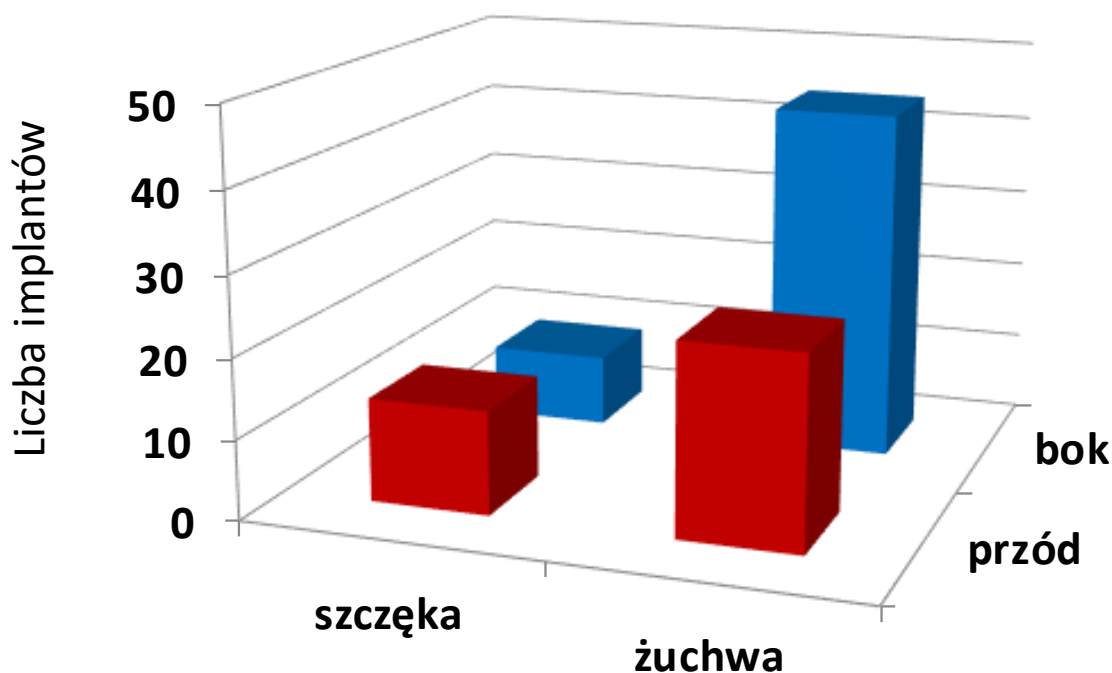
6.1.5.3. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] od umiejscowienia implantu szczęki: przód/bok i żuchwa przód/bok

Ponieważ analiza statystyczna badanych wartości progowych odczuć słuchowych uzyskanych przez wzbudzenie mechaniczne implantów i zębów w zależności od lokalizacji (przedni/boczny odcinek) wykazała różnicę sięgającą istotności statystycznej przeprowadzono dalszą ocenę tych zależności dzieląc odcinek przedni i boczny także na struktury anatomiczne (szczękę i żuchwę). Podziału tego dokonano z uwagi na różną jakość kości, jaka występuje w poszczególnych regionach anatomicznych i jej wpływie na zjawisko osteointegracji implantów. Analizy dokonano w oparciu o wyniki przedstawione w tabelach IX i X.

Tabela IX. Zestawienie wyników otrzymanych wartości progów akustycznych [dB] w badanych grupach w obrębie szczęki

CECHA	PRZEDNI ODCINEK SZCZĘKI			BOCZNY ODCINEK SZCZĘKI			p
	Med	Min	Max	Med	Min	Max	
	[dB]						
Implant	17	7	35	17	8	34	0,993
Ząb	18	5	30	15	6	30	0,946

Liczba wszczepionych implantów w przednią okolice szczęki i poddanych ocenie statystycznej wynosiła 13, natomiast w bocznym odcinku szczęki zbadano 9 wszczepów śródkostnych (ryc. 13).



Rycina 13. Liczebność badanych grup (szczęka: okolica przednia/ boczna oraz żuchwa: okolica przednia/boczna)

Ponieważ wartości progowych odczuć słuchowych zmierzonych na implancie miały rozkład zgodny z normalnym, do analizy statystycznej użyto testu t –Studenta. Wartości dla zębów naturalnych zbadano natomiast przy pomocy testu Manna – Whitney’a. Z obliczeń wynika, że ($p > 0,05$) więc nie stwierdzono różnic znamiennej statystycznie pomiędzy przewodnictwem fal akustycznych przez implanty wszczepione w przednią i boczną okolice szczęki.

Tabela X. Zestawienie wyników otrzymanych wartości progów akustycznych [dB] w badanych grupach w obrębie żuchwy

CECHA	PRZEDNI ODCINEK ŻUCHWY			BOCZNY ODCINEK ŻUCHWY			p
	Med	Min	Max	Med	Min	Max	
	[dB]						
Implant	20	2	35	15	-6	29	0,089
Ząb	20	2	30	13,5	-8	31	0,073

Badając 24 wszczepy z przedniego odcinka żuchwy i 44 z bocznej okolicy żuchwy (ryc. 13) wykorzystano test Manna – Whitney’a. Analiza statystyczna wykazała brak znamiennych różnic, lecz współczynnik p znajduje się na granicy istotności statystycznej, co przy większej liczebności grupy badawczej mogłoby dać wynik wskazujący na lepsze przewodnictwo fal akustycznych przez implanty w bocznej okolicy żuchwy w porównaniu do implantów wszczepionych w przedni odcinek żuchwy.

6.1.6. Zależność wartości progowych odczuć słuchowych [dB] dla implantów od wymiarów geometrycznych implantu

6.1.6.1. Długość wszzczepu śródkostnego jako zmienna

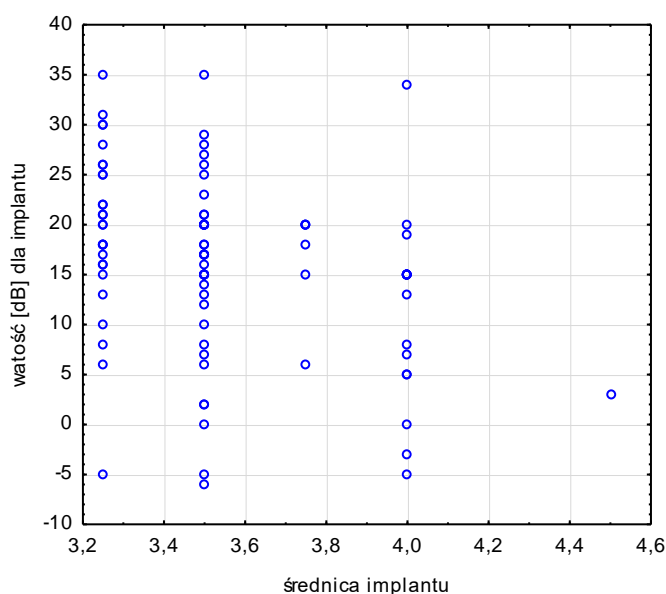
Obliczenia wykazały brak zgodności wyników badania z rozkładem normalnym, dlatego oznaczono współczynnik korelacji rangowej Spearmana R_S . Z analizy statystycznej wynika, że współczynnik istotności statystycznej p wynosi 0,050, co sugeruje brak zależności między długością implantu, a poziomem przewodnictwa fal akustycznych. Ponieważ jednak p znajduje się na granicy istotności statystycznej i biorąc pod uwagę doniesienia z literatury, że długość wszzczepu śródkostnego i osteointegracja dodatnio korelują ze sobą, można przyjąć, że badając większą liczbę implantów uzyskanoby wynik potwierdzający tę tezę.

6.1.6.2. Średnica wszzczepu śródkostnego jako zmienna

W pracy przeanalizowano także zmiany wartości progowych odczuć słuchowych i przewodnictwa fal akustycznych przez implant śródkostny w zależności od jego średnicy.

Oceniając zależność progów akustycznych i średnicy wszzczepów dentystycznych wykazano brak zgodności z rozkładem normalnym, więc obliczono współczynnik korelacji rangowej Spearmana R_S . Oznaczone współczynniki korelacji są istotne

statystycznie, gdyż $p < 0,05$ ($p = 0,0003$), $R_s = -0,366$. Analiza statystyczna wykazała wzrost wartości progów akustycznych wraz ze zmniejszeniem średnicy wszczepionego implantu, co oznacza, że im większa średnica implantu, tym lepiej będzie on przewodził energię akustyczną na drodze kostnej. Na poniższym wykresie przedstawiono wzajemne zależności ocenianych zmiennych (ryc.14).



Rycina 14. Wykres przedstawiający zależność wartości progowych wrażeń akustycznych [dB] od średnicy implantu

6.1.7. Porównanie wartości progowych odczuć słuchowych dla implantów dentystycznych z wartościami uzyskanymi z pomiaru instrumentem Osstell

Ponieważ wyznaczany w badaniu audiometrii tonalnej próg słyszenia jest metodą subiektywną badania audiometrycznego, które w niniejszych badaniach odnoszą do osteointegracji implantów zębowych, podjęto próbę obiektywizacji

wyników poprzez porównanie ich z ogólnodostępną metodą badania stabilności wszczepów instrumentem Osstell.

Badaniem porównawczym objęto 41 wszczepów śródkostnych umiejscowionych w różnych okolicach szczęki i żuchwy, zarówno w grupie kobiet, jak i mężczyzn. W celu analizy powyższej zależności obliczono współczynnik korelacji rangowej Spearmana R_s , który wynosił 0,187, natomiast współczynnik istotności p wyniósł 0,240. p jest więc większy od 0,05, co implikuje wniosek, że brak jest zależności między wzrostem wartości progów akustycznych, a wzrostem wartości współczynnika ISQ, mierzonego przy użyciu Osstell.

Aby zminimalizować ryzyko wpływu osobniczo zależnych czynników na badaną relację, przeanalizowano także otrzymane wartości wewnątrzosobniczo. Oceniając wyniki, jakie otrzymano badając pacjentów, zaopatrzonych większą liczbą implantów nie odnotowano istotnej statystycznie różnicy między parami poddanych analizie obiektów (parę stanowi wszczep oraz ząb znajdujący się w możliwie najbliższej okolicy implantu). Analiza wewnątrzosobnicza nie jest więc charakterystyczna zarówno w odniesieniu do wyników porównywanych u jednego pacjenta, jak i w całej grupie badanych.

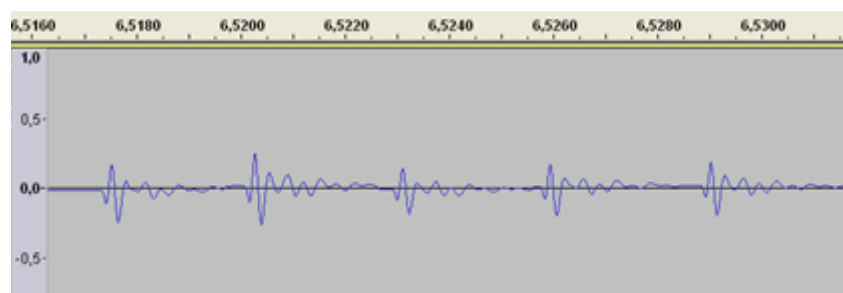
6.2. Komputerowa analiza przewodzenia fal akustycznych przez naturalne i sztuczne filary zębowe

W celu określenia różnic zjawisk akustycznych, jakie zachodzą w obrębie połączenia powierzchni implantu z kością oraz zębów naturalnych z otaczającą kością przeprowadzono badanie polegające na odbiorze sygnałów akustycznych poprzez skórę z powierzchni szczęki lub żuchwy w okolicy badanego obiektu. Doświadczenie to wykonano za pomocą specjalnie skonstruowanego mikrofonu, zbierającego sygnały, które następnie były przesyłane i rejestrowane przez komputer w programie analizującym dźwięki „Audacity”. Dźwięki generowano

poprzez regularne pionowe opukiwanie trzonkiem plastikowego instrumentu stomatologicznego implantów zaopatrzonych w śruby gojące oraz powierzchni żującej zębów naturalnych. Mechaniczne pobudzanie badanego obiektu wywoływało powstawanie w nim gwałtownych odkształceń sprężystych, które następnie powodowały powstawanie odpowiedzi akustycznych o złożonym widmie częstotliwościowym. W celu wyeliminowania zakłóceń pochodzących z wyciszonego, aczkolwiek niecałkowicie wytłumionego pomieszczenia przy obliczaniu amplitudowo-częstotliwościowego widma użytecznych sygnałów stosowano cyfrowe odejmowanie widma tła od widm całej rejestracji.

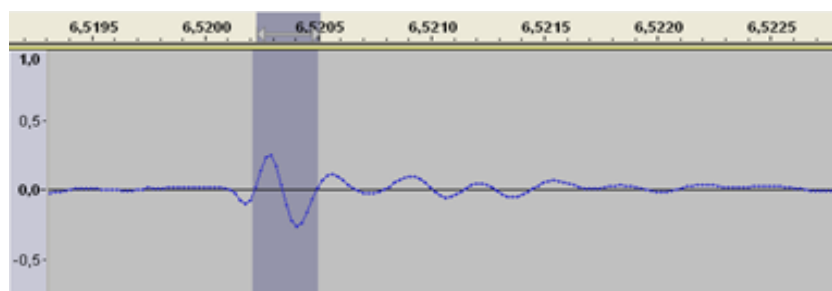
Zaobserwowano różnice pojawiające się w zapisach odpowiedzi akustycznych wszczepów śródkostnych i zębów naturalnych.

Zapis cyfrowy odpowiedzi akustycznej pochodzącej z pobudzonych do drgań implantów przedstawia regularne przebiegi sinusoidalne o określonych częstotliwościach, które zawarte są w przedziale od 1000 do 5000 Hz. Kolejne odpowiedzi wykazują jednakowy kształt pojedynczego przebiegu sinusoidalnego o malejącej amplitudzie i częstotliwości (ryc. 15).



Rycina 15. Bezpośrednie odpowiedzi akustyczne implantów zębowych na pobudzenie bodźcem mechanicznym

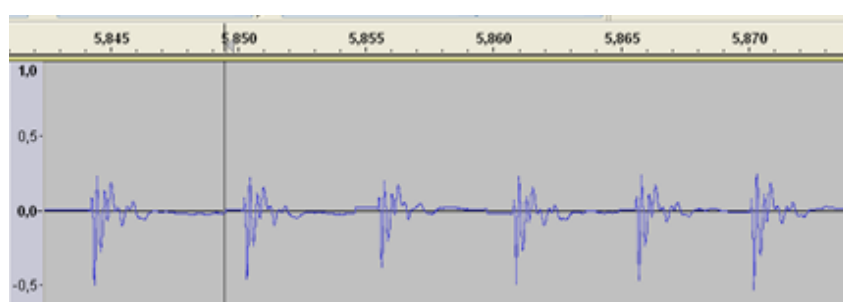
Analiza pojedynczej odpowiedzi umożliwiła określenie zakresu występujących w niej częstotliwości fal akustycznych (ryc. 16).



Rycina 16. Przebieg czasowy pojedynczej odpowiedzi akustycznej dla implantu

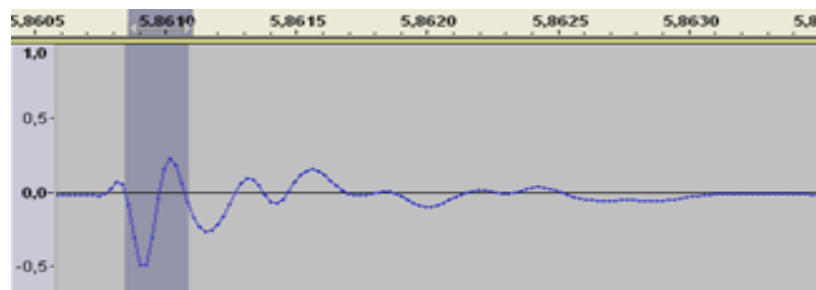
Na rycinie 16. zaznaczono odcinek czasu, który pokrywa okres T powstającej we wszczepie śródkostnym fali akustycznej i wynosi on około 0,00027 s, co odpowiada częstotliwości około 3700 Hz. Mieści się zatem w środkowym zakresie przedziału rejestrowanych częstotliwości dla wszystkich zbadanych w ten sposób wszczepów zaimplantowanych w różne okolice szczęki lub żuchwy badanej grupy pacjentów.

Na ryc. 17. przedstawiono odpowiedzi akustyczne, powstałe na skutek pobudzania do drgań zębów naturalnych. Analizując zapis zauważyć można różne, lecz powtarzalne przebiegi sinusoidalne o znacznie zróżnicowanych częstotliwościach.



Rycina 17. Bezpośrednie odpowiedzi akustyczne naturalnego zęba na pobudzenie mechaniczne

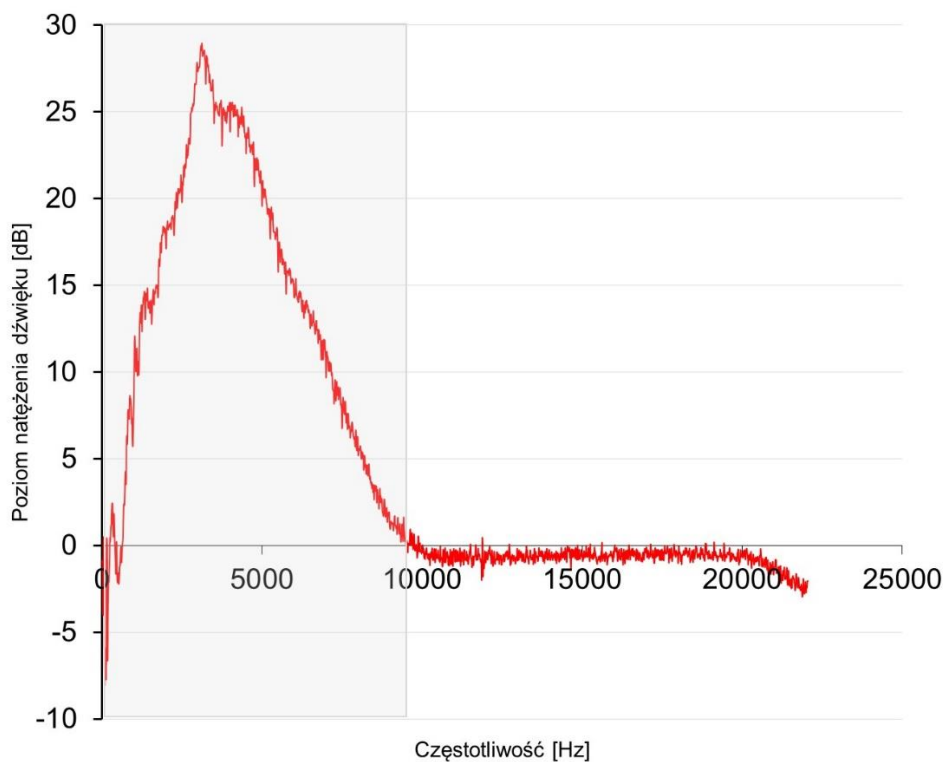
Odcinek czasu zaznaczony na ryc. 18. pokrywający okres T jednej z dominujących częstotliwości fal akustycznych powstałych w zębie naturalnym wynosi około 0,00022 s, co odpowiada częstotliwości około 4550 Hz.



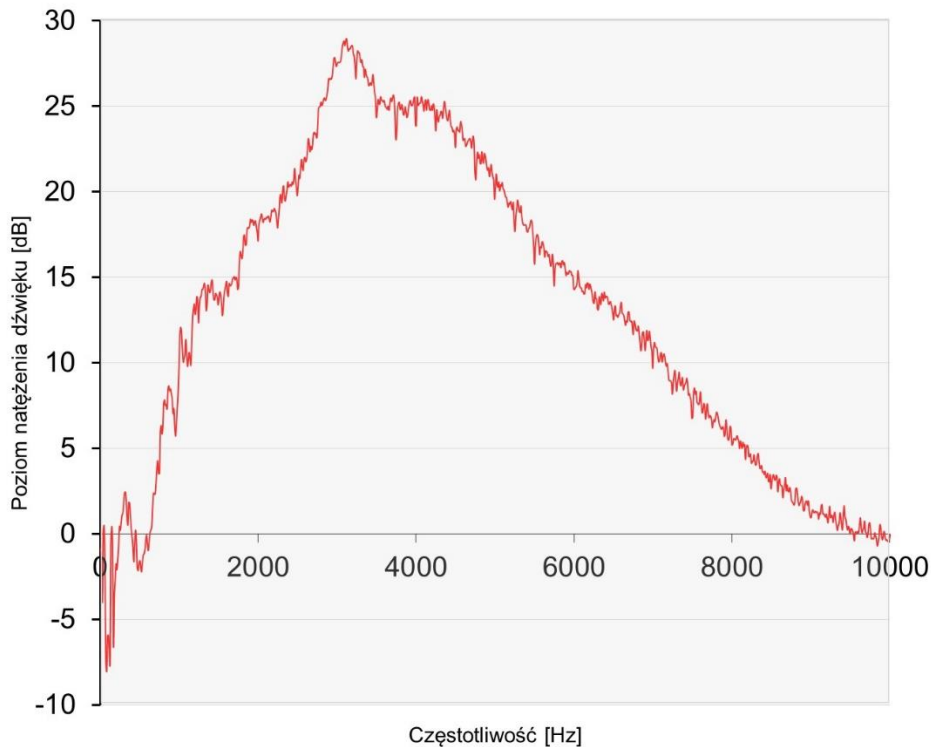
Rycina 18. Przebieg czasowy pojedynczej odpowiedzi akustycznej dla zęba naturalnego

Na ryc. 19. i 21. przedstawiono amplitudowo częstotliwościowe widma odpowiednio dla implantu i dla zęba naturalnego. Zbadane obiekty były umiejscowione w zbliżonej lokalizacji względem siebie.

Rozkład energii fal wzbudzonych we wszczepie (ryc.19. i 20.) posiada jedno charakterystyczne maksimum, co umożliwia określenie badanego układu modelem o pojedynczym pasmie rezonansów.

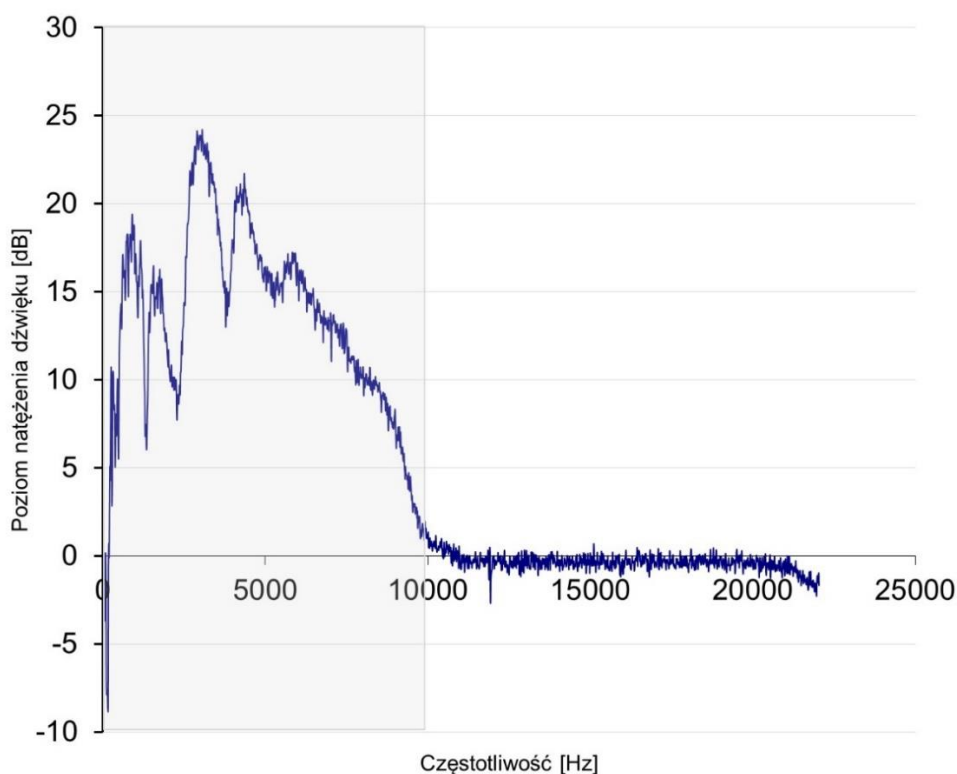


Rycina 19. Poziom natężenia dźwięku w funkcji częstotliwości drgań wymuszonych bodźcem mechanicznym zintegrowanego implantu

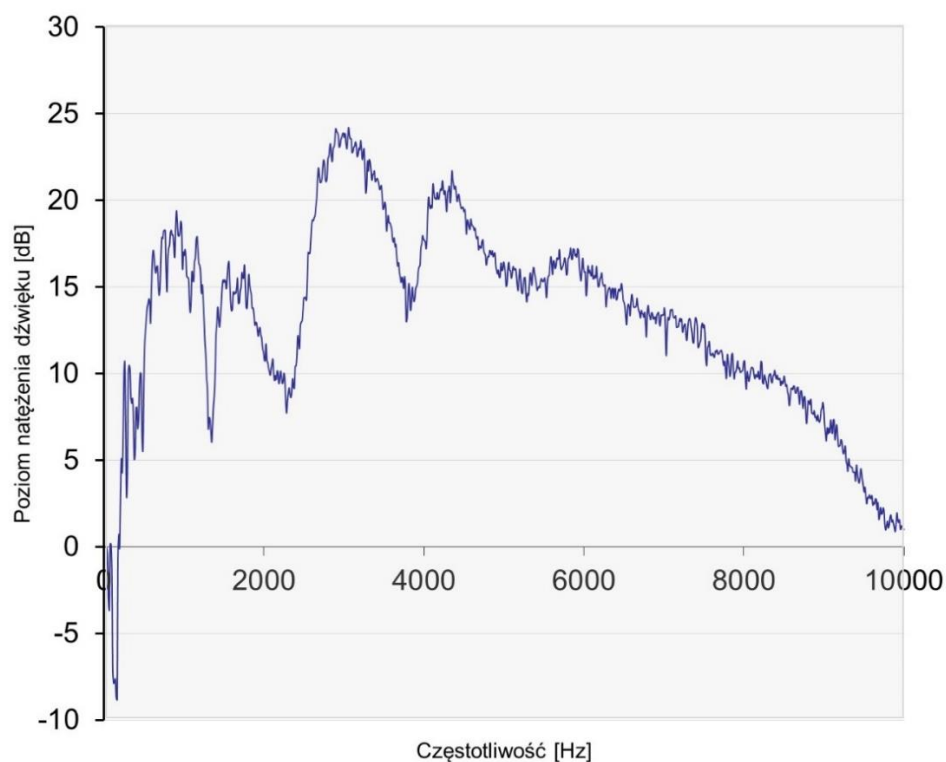


Rycina 20. Charakterystyczny fragment przebiegu drgań w zintegrowanym implancie

Rozkład energii fal pobudzonych w zębie naturalnym (ryc. 21. i 22.) posiada natomiast wiele maksimumów w tym samym przedziale częstotliwości do około 6000 Hz, co oznacza, że badany układ jest o wielu stopniach swobody. Wynika to z formy osadzenia zęba w zębodole, przy udziale sprężystych włókien ozębnej. Dostarczana na skutek opukiwania zęba energia początkowa rozkłada się na wiele możliwych rezonansowych stopni swobody.



Rycina 21. Poziom natężenia dźwięku w funkcji częstotliwości drgań wymuszonych bodźcem mechanicznym zęba naturalnego



Rycina 22. Charakterystyczny fragment przebiegu drgań w zębie naturalnym

W przypadku sztywnego połączenia implantu z kością układ ten wykonuje mniej drgań o różnych kierunkach i częstotliwościach posiadając mniej stopni swobody. Występowanie dodatkowych stopni swobody świadczyć może o gorszej osteointegracji implantu.

7. DYSKUSJA

Współczesna implantologia umożliwia rekonstrukcję uzębienia i innych tkanek narządu żucia z zastosowaniem najnowocześniejszych osiągnięć w dziedzinie implantologii, stwarzając w niejednokrotnie trudnych sytuacjach klinicznych korzystne możliwości rehabilitacji układu stomatognatycznego. Pomimo, iż wszczepy śródkostne są najlepiej odzwierciedlającą naturalne warunki narządu żucia formą podparcia uzupełnień protetycznych, to zasadnicze różnice pomiędzy połączeniem implantu z kością, a zespołem zębowo-zębodołowym generują pojawianie się określonych form obwodowej ścieżki odpowiedzi zwrotnej do kory czuciowej, zapewniając tym samym wysoki poziom sprawności czynnościowej narządu żucia zaopatrzonego w implanty dentystyczne. Istnieje wiele badań klinicznych i eksperymentalnych oceniających proces osteointegracji wszczepów śródkostnych, rzadziej natomiast analizuje się zdolności transmisji perceptywnej w narządzie żucia ze zrekonstruowanym uzębieniem przy użyciu implantów zębowych. Wydaje się więc interesujące zagadnienie percepcji odbioru bodźców zewnętrznych w jamie ustnej zaopatrzonej w śródkostne wszczepy.

W pracy oceniano możliwości percepcyjne wszczepów śródkostnych w porównaniu do zębów naturalnych analizując zdolności przewodnictwa fal akustycznych na drodze kostnej przez zintegrowane tytanowe implanty stomatologiczne. Zjawisko emisji akustycznej definiowanej jako powstawanie i rozprzestrzenianie się fal sprężystych wygenerowanych w ośrodku podczas zachodzących w nim procesów dynamicznych wykorzystywane jest w biomedycynie do badań, takich jak detekcja złamań kości [Cormier 2008], czy uszkodzenia drobnych naczyń krwionośnych [Samuel 2009]. Zdecydowana większość publikacji podejmujących badania zjawisk akustycznych

dotyczy tytanowych implantów ortopedycznych (endoprotez) [Kapur 2016, Ruther 2013]. W niniejszych badaniach fenomen ten wykorzystano w celu analizy fizjologicznej integracji układu stomatognatycznego zaopatrzonego w implanty zębowe z organizmem człowieka. Ponieważ zagadnienie przewodnictwa fal akustycznych drogą kostną poprzez tytanowe wszczepy stomatologiczne nie jest popularnym przedmiotem rozważań naukowych i niewiele jest dostępnych publikacji, możliwości dyskusji na tym polu są bardzo ograniczone. Przyjmując jako prawdziwą, tezę, iż przewodnictwo kostne dodatnio koreluje z osteointegracją implantów, zasadne wydaje się poszukiwanie jej potwierdzenia w publikacjach dotyczących stabilizacji implantów dentystycznych w zależności od różnych, osobniczo zależnych i niezależnych czynników.

Wyniki prezentowanych badań wskazują na wyższe wartości progowych odczuć słuchowych w [dB], co oznacza gorsze przewodnictwo kostne implantowanych alloplastycznych filarów protetycznych, w stosunku do uzębienia naturalnego. Zależność tę wykazano bez względu na rodzaj zastosowanego systemu implantologicznego. Różnice w przewodnictwie między sztucznymi, a naturalnymi filarami zębowymi wynikać mogą z odmiennej formy połączenia implantów ze strukturami kostnymi narządu żucia. Wszczep śródkostny połączony jest bowiem z kością wyrostka zębodołowego poprzez hemidesmosomy na zasadzie funkcjonalnej ankylozy, co ma swoje odzwierciedlenie w odmiennej biomechanice i neurofizjologii sztucznego filaru protetycznego. Bezpośrednie połączenie implantu z kością pozbawione jest elementów tłumiących drgania dźwięku, jednak obecność ozębnej oraz zawartych w niej eksteroreceptorów i proprioceptorów w fizjologicznie zintegrowanych z kością wyrostka zębodołowego szczęki lub żuchwy zębach naturalnych sprzyja lepszemu przewodnictwu fal akustycznych na drodze

kostnej wywołanemu bodźcami mechanicznymi. Świadczyć to może o tym, że hemidesmosomatyczne połączenia wszczepów dentystycznych ze strukturami kostnymi narządu żucia wymagają okresu adaptacyjnego i rozwinięcia się zjawiska osteopercepcji. Dalsze badania przeprowadzone w podobnych warunkach, lecz po dłuższym okresie adaptacyjnym narządu żucia (tj. powyżej 2 lat) mogłyby potwierdzić lub zaprzeczyć przedstawionej powyżej tezie. Badania przeprowadzane na użytek tej pracy, przeprowadzono natomiast w krótszym okresie adaptacyjnym, tzn. 4-6 miesięcy po przeprowadzonej implantacji, a analiza zjawisk akustycznych może być wykorzystana w ewaluacji procesu integracji implantu z kością, ponieważ przewodnictwo kostne poprzez połączony z kością wszczep będzie lepsze, aniżeli poprzez implant, w którym nie odnotowano integracji lub jest ona niedostateczna. Ten bezinwazyjny sposób oceny sztucznych filarów protetycznych, który zastosowano także w badaniach eksperymentalnych prezentowanej pracy wydaje się być skuteczną formą oceny połączenia implantów stomatologicznych z kością, udokumentowaną komputerowo. Podobne wnioski sformułował Ossi i wsp. [Ossi 2012, Ossi 2013], który w badaniu *in vitro* zaimplantowanych w żebra wołowe wszczepów wykazał istotną statystycznie różnicę przewodnictwa fal akustycznych na korzyść ściśle osadzonych implantów, w stosunku do luźno zaimplantowanych wszczepów. W doświadczeniu udowodniono, że implanty o dobrej stabilizacji pierwotnej wykazują o około 50% większą emisję energii akustycznej, niż implanty niezintegrowane. Autorzy pracy sugerują, że odpowiednio skalibrowany test polegający na badaniu emisji fali akustycznej przez wszczepy śródkostne, umożliwia oszacowanie jakości połączenia wszczepu z kością wyrostka zębodołowego, stanowiąc powtarzalną i nieinwazyjną metodę badania stabilności implantów. Ponadto dowiedziono, że wymiary geometryczne implantu mają bezpośredni związek z przewodzeniem energii akustycznej

i dłuższy wszczep, wykazujący większą powierzchnię kontaktu z kością niż krótki implant transmituje o ok. 50% więcej energii akustycznej, w porównaniu do krótszego wszczepu o tej samej średnicy. Wyniki badań przeprowadzonych w warunkach *in vitro* wskazują także, że transmisja energii akustycznej zależy od stopnia hydratacji próbek świeżej kości i przewodnictwo jest większe w lepiej uwodnionej kości, szczególnie w obrębie połączenia implant-kość. W obecnej pracy porównując przewodnictwo kostne poprzez wszczepy o różnych długościach nie wykazano istotnej statystycznie różnicy, jednak wartości te znajdowały się na granicy istotności statystycznej ($p = 0,05$), więc mając do dyspozycji większą liczbę badanych obiektów można sądzić, że im dłuższy implant tym lepsze przewodnictwo. Wyniki te byłyby wówczas zbieżne z obserwacjami powyższych autorów. Rozpatrując z kolei zależność przewodnictwa fal akustycznych i stopnia osteointegracji, można przyjąć, że długość wszczepu śródkostnego wpływa na stopień stabilizacji implantu w kości. Taki wniosek wyciągnęli Bataineh i wsp. udowodniając wpływ właściwości geometrycznych implantu na jego stabilizację [Bataineh 2017]. Wykorzystując *post mortem* żebra wołowe odpowiadające strukturą kości typu D4 wg klasyfikacji Mischa zaimplantowali 135 wszczepów o długościach 8 mm, 13mm i 15mm i jednakowej średnicy. Odnotowali oni istotną statystycznie różnicę wartości stabilizacji pierwotnej mierzonej przy użyciu aparatu Osstell Mentor na rzecz implantów o długości 15 mm. Autorzy konkludują, że zasadniczy wzrost wartości stabilizacji pierwotnej w słabszej jakościowo kości można osiągnąć poprzez zwiększenie długości implantu. Również w pracy Barikani i wsp. dłuższe implanty cechowały się istotnym statystycznie zwiększeniem wartości stabilności pierwotnej w gorszej jakościowo kości [Barikani 2013]. Dodatkowo, odnotowano niższą wartość ISQ stabilizacji pierwotnej dla wszczepów o małej średnicy (3,4 mm) w porównaniu

do implantów o większej średnicy (4,3 mm i 5 mm), co świadczy o bezpośrednim związku wymiarów implantu z uzyskaną wartością stabilizacji pierwotnej. Nie wykazano natomiast istotnej statystycznie różnicy w wartościach stabilności pierwotnej dla różnych długości wszczepów w przypadku kości D1.

W prezentowanej pracy oceniano także zależność przewodnictwa fal akustycznych od średnicy wszczepu. Z analizy statystycznej wynika, że średnica implantu dentystycznego koreluje odwrotnie proporcjonalnie z wartością decybelową progowych odczuć akustycznych, co oznacza, że szerszy implant wszczepiony w kość będzie lepiej przewodził energię akustyczną niż implant o małej średnicy. Zaznaczyć jednak należy, że nie istnieje jedno optymalne kryterium geometryczne cechujące wszczep środkostny, którego zastosowanie dałoby zwiększenie stabilizacji implantu w strukturach kostnych [Steigenga 2003]. Wybór rodzaju implantu co do jego wymiarów uzależniony powinien być od indywidualnych warunków, charakteryzujących implantowaną tkankę kostną [Javed 2013]. W literaturze znaleźć można bowiem zarówno doniesienia potwierdzające wyniki badania uzyskane w prezentowanej pracy, jak i zaprzeczające powyższe twierdzenie. Istnieją badania, których autorzy sugerują, że implanty o mniejszych średnicach (poniżej 3mm) zapewniają wystarczającą pierwotną stabilizację w przypadkach implantacji w kości o niewielkiej objętości [Hallman 2001, Degidi 2009]. Badając jednak tę zależność w odniesieniu do jakości tkanki kostnej, Möhlhenrich i wsp. udowodnił, że zastosowanie implantów o większej średnicy w kości o typie D4 skutkuje uzyskaniem lepszej stabilizacji pierwotnej w odniesieniu do wszczepów o mniejszej średnicy. Opisywane doświadczenie wskazuje, że kluczową determinantą zwiększenia stabilizacji pierwotnej, szczególnie w gorszej jakości tkanki kostnej, jest średnica wszczepu, a nie jego długość [Möhlhenrich 2015]. Z powyższych konkluzji, wynika że badając współzależność osteointegracji

i średnicy wszczepu należy wziąć również pod uwagę inne czynniki, oddziałujące na analizowaną relację.

W podjętej pracy porównano wartości progowych odczuć słuchowych i przewodnictwa fal akustycznych przez implanty, w stosunku do zębów naturalnych, w zależności od wieku pacjenta. Przeprowadzone badania wykazały, że wiek nie wpływa na przewodnictwo dźwiękowe drogą kostną. Przyjmując, że przewodnictwo fal dźwiękowych koreluje dodatnio ze stopniem osteointegracji implantów, można więc wnioskować, że na stabilizację wszczepów śródkostnych wiek pacjenta również nie będzie miał wpływu. Tę tezę potwierdzają w publikacji Sendyk i współpracownicy [Sendyk 2017]. Dokonując metaanalizy prospektywnych badań z ponad 4000 doniesień naukowych wykazali, że brak jest istotnej statystycznie różnicy w utracie wszczepów śródkostnych między dwiema grupami pacjentów, w których granicę stanowił 60 rok życia. Podobne wnioski wyciągnęli także Bryant i Zarb [Bryant 2002], którzy analizując sukces osteointegracyjny wśród pacjentów starszych i młodszych, nie odnotowali znamiennych różnic w przeżywalności wszczepów dentystycznych.

Ponadto porównując stopień osteointegracji implantów w różnych grupach wiekowych odnotowali nawet wyższy procent powodzenia leczenia implantoprotetycznego wśród starszych pacjentów (92%), w stosunku do grupy młodszych badanych (86,5%) [Bryant 1998].

Analiza wyników obecnych badań wykazała natomiast korelację między przewodnictwem fal dźwiękowych na drodze kostnej, a płcią pacjenta. W prezentowanej pracy średnie wartości progowych odczuć słuchowych rejestrowanych na skutek pobudzania implantów bodźcem mechanicznym były istotnie statystycznie niższe w grupie mężczyzn, w porównaniu do grupy kobiet, co oznacza, że przewodnictwo fal akustycznych na drodze kostnej było lepsze

w grupie mężczyzn. Znaczną większość w grupie żeńskiej stanowiły kobiety po 50 roku życia, który to wiek uznawany jest wg Światowej Organizacji Zdrowia jako średni wiek menopauzalny [Stachowiak 2010]. Klimakterium jest okresem, w którym następuje spadek produkcji estrogenów, odpowiedzialnych m.in. za gospodarkę wapniowo-fosforanową implikującą stan tkanki kostnej [Petkowicz 2013]. Przyjmując więc tezę, że przewodnictwo kostne dodatnio koreluje ze stopniem osteointegracji można wyciągnąć wniosek, że zachwianie gospodarki hormonalnej, jakie występuje u kobiet w okresie przekwitania może wpływać na proces osteointegracji wszczepów śródkostnych. Potwierdzeniem tej tezy są badania August i wsp., w których dowiedziono, że niedobór estrogenów związany z klimakterium może być czynnikiem ryzyka upośledzającym proces osteointegracji i ograniczającym powodzenie terapii implantoprotetycznej [August 2001, Koczorowski 2010]. Podobne w założeniach doświadczenie wykonali Qi i wsp. [Qi 2004], wnioskując że hormonalna terapia zastępcza polegająca na podaży estrogenów może mieć korzystny wpływ na gojenie osteoporotycznej kości wokół implantów tytanowych, co przekłada się na długoterminowy sukces terapii implantoprotetycznej u pacjentek w czasie pomenopauzalnym. Zupełnie innego zdania są natomiast Koszuta i współpracownicy, którzy oceniali wpływ HTZ (hormonalna terapia zastępcza) u pacjentek będących w okresie menopauzy, poddanych terapii implantoprotetycznej. Przeprowadzili oni analizę porównawczą radiogramów obrazujących poziom kości po obciążeniu wszczepu śródkostnego odbudową protetyczną, w odniesieniu do radiogramów wykonanych bezpośrednio po zabiegu implantacji i sformułowali wniosek, że rekonstrukcja narządu żucia przy użyciu implantów dentystycznych jest bardziej przewidywalna i daje większe prawdopodobieństwo powodzenia leczenia w grupie kobiet nie stosujących hormonalnej terapii zastępczej [Koszuta 2015]. Badania Minsk

i współpracowników oraz Cuenin i współpracowników nie wykazały natomiast związku hormonalnej terapii zastępczej z procesem osteointegracji wszczepów śródkostnych u pacjentek w wieku menopauzalnym, u których przeprowadzono leczenie implantoprotetyczne [Minsk 1998, Cuenin 1997].

Kolejną współzależnością, która została zbadana w obecnej pracy jest związek przewodnictwa fal akustycznych drogą kostną przez implanty zębowe oraz zęby naturalne z lokalizacją wszczepu śródkostnego. Jak wiadomo, poszczególne regiony wyrostka zębodołowego szczęki lub żuchwy różnią się między sobą jakością tkanki kostnej. Sprawdzone więc czy lokalizacja implantu i związana z nią gęstość i grubość tkanki kostnej będą mieć wpływ na przewodnictwo fal dźwiękowych na drodze kostnej. W badaniach Ko i wsp. porównano grubość kości korowej w czterech regionach anatomicznych, będących miejscami implantacji wszczepów śródkostnych: przednia okolica szczęki, tylna okolica szczęki, przednia okolica żuchwy, tylna okolica żuchwy [Ko 2017]. Autorzy publikacji wykazali, że największą grubością kości korowej charakteryzuje się tylna okolica żuchwy. Wartość ta maleje w przedniej części żuchwy, następnie w przednim odcinku szczęki, osiągając najmniejsze wymiary w okolicy guza szczęki. Grubość kości korowej oraz gęstość kości gąbczastej determinują ilość i jakość tkanki kostnej, które związane są z uzyskaniem stabilizacji pierwotnej implantu, a w rezultacie osteointegracji, warunkującej sukces terapii implantoprotetycznej. Jak wykazano w badaniach Romanos i współpracowników [Romanos 2003] stabilność wszczepu śródkostnego koreluje dodatnio z gęstością kości, co, jeśli założyć, że teza mówiąca, że współzależność przewodnictwa fal akustycznych i stabilności implantów jest prawdziwa, znajduje potwierdzenie w analizowanych w prezentowanej pracy przypadkach. Ocena przewodnictwa fal dźwiękowych drogą kostną w tylnym odcinku żuchwy wprawdzie nie wykazała znamienych różnic w odniesieniu

do odcinka przedniego, jednak wynik ten znajduje się na granicy istotności statystycznej, a przewodnictwo fal akustycznych w tylnej okolicy żuchwy jest wyższe niż w odcinku przednim, co świadczy o wysokiej osteointegracji implantów umiejscowionych w tylnej okolicy żuchwy. Odmienne wnioski sformułowali natomiast autorzy innych badań, wskazując, że największą gęstością charakteryzuje się kość przedniego odcinka żuchwy [Javed 2010]. Odpowiada to typowi tkanki kostnej D1 podziału kości z 1990 roku wg Mischa [Misch 1990]. W badaniach tych dowiedziono, że wszczepy śródkostne wprowadzone w przedni odcinek żuchwy, szczególnie w okolicy między otworami bródkowymi wykazują najwyższy wskaźnik osteointegracyjnego sukcesu [Romanos 2009, Penarrocha 2009]. Badania te dotyczyły jednak natychmiastowego protokołu implantacyjnego, ewaluacji podlegała więc tylko stabilizacja pierwotna zaimplantowanych wszczepów śródkostnych. Zaznaczyć także należy, że w badaniach przedstawionych w obecnej pracy grupę badaną stanowiły wyłącznie zintegrowane wszczepy śródkostne, a więc pomimo różnic w wartościach progowych odczuć słuchowych rejestrowanych przez pobudzenie bodźcem mechanicznym implantów przedniego oraz tylnego odcinka części zębodołowej żuchwy implanty wprowadzone w przedni odcinek żuchwy także podległy osteointegracji.

Wyniki podjętych w przedstawionej pracy badań progowych odczuć słuchowych i przewodnictwa fal akustycznych drogą kostną poddano analizie porównawczej z wynikami uzyskanymi z urządzenia Osstell ISQ. Celem tego porównania było określenie zależności pomiędzy popularną metodą badania stabilności wszczepów, a przedstawioną w obecnej pracy próbą akustycznej możliwości oceny stabilizacji implantów. Na podstawie statystycznej analizy danych sformułowano wniosek o braku korelacji między porównywanymi metodami. Także analiza wewnątrzsobnicza u pacjentów,

którym wprowadzono większą liczbę implantów nie wykazała zależności między powyższymi metodami oceny stabilności wszczepów dentystycznych.

Badania eksperymentalne przeprowadzone w prezentowanej pracy polegały na komputerowym zapisie i analizie zjawisk akustycznych zachodzących w pobudzonym do drgań zaimplantowanym wszczepie śródkostnym. Wyniki pomiarów rozkładu energii akustycznej wykazały, że układ implant lub/i ząb jest skomplikowanym układem przestrzennym o wielu stopniach swobody drgań własnych. Ocena takiego układu poprzez wyznaczenie rezystancji i reaktancji akustycznych [Zawislocki 2002, Relkin 1988] połączenia wszczepów śródkostnych z kością w zależności od częstotliwości fal akustycznych w granicach od ok. 1000 do 8000 Hz powinna wskazać parametr przydatny w obiektywnej ocenie osteointegracji implantów dentystycznych. Opracowanie odpowiedniego modelu służącego powyższym badaniom wymaga jednak uzyskania większej liczby wyników pochodzących z badań przeprowadzonych na większą skalę.

8. WNIOSKI

1. Zdolności akustycznej transmisji bodźców mechanicznych w narządzie żucia zaopatrzonym w śródkostne implanty zębowe są niższe od zębów naturalnych.
2. Badanie przewodnictwa fal akustycznych drogą kostną może być nieinwazyjną i obiektywną metodą pomocną w badaniu stabilności wszczepów śródkostnych.
3. Śródkostne implanty różnych systemów implantologicznych nie wykazują zróżnicowanego przewodnictwa fal dźwiękowych drogą kostną.
4. Transmisja dźwięków na drodze kostnej poprzez implant zębowy do ucha wewnętrznego jest zindywidualizowana i wydaje się być zależna od płci, geometrii implantu i lokalizacji wszczepu w nawiązaniu do jakości tkanki kostnej, w którą zaimplantowany jest wszczep.
5. Komputerowa analiza zjawisk akustycznych jakie zachodzą w pobudzonym implancie może stanowić obiektywną i miarodajną metodę badania stabilności implantów dentystycznych.

9. STRESZCZENIE

Percepcja wrażeń mechanicznych i transmisja bodźców czuciowych w narządzie żucia u pacjentów zaopatrzonych w tytanowe implanty zębowe zapewnia naturalną funkcję układu stomatognatycznego poprzez fizjologiczną integrację z organizmem człowieka. W dostępnych doniesieniach naukowych szeroko opisuje się proces integracji wszczepów śródkostnych z kością, rzadziej natomiast analizuje się zdolności transmisji perceptywnej w narządzie żucia.

Celem pracy była ocena przewodnictwa fal akustycznych drogą kostną poprzez wszczepy stomatologiczne zaimplantowane w struktury kostne szczęki i żuchwy. Szczegółowymi celami były:

1. Porównawcza ocena przewodnictwa fal akustycznych na drodze kostnej wszczepów śródkostnych i zębów naturalnych u pacjentów poddanych leczeniu implantologicznemu.
2. Próba znalezienia akustycznej możliwości oceny stabilności tytanowych wszczepów umieszczonych w kostnych strukturach narządu żucia.
3. Próba znalezienia sonicznej, wizualnej i obiektywnej metody oceny integracji wszczepów z kością (badania *in vivo*).

Materiał badawczy stanowiło 90 śródkostnych wszczepów zębowych trzech systemów implantologicznych: Osteoplant, Bego Semados i Biomet 3i, zbadanych po 4–6 miesięcznym okresie ich wgajania oraz 58 zębów naturalnych, znajdujących się w najbliższym sąsiedztwie implantowanych filarów protetycznych. We wszystkich przypadkach stwierdzono pełną osteointegrację badanych implantów, potwierdzoną badaniem klinicznym i radiologicznym.

Badanie polegało na pobudzaniu zintegrowanych z kością wszczepów śródkostnych zaopatrzonych w śruby gojące oraz zębów naturalnych sygnałem akustycznym o częstotliwości 250 Hz, pochodzącym z wibratora audiometru.

Wygenerowane w ten sposób progowe odczucia słuchowe podlegały ocenie poprzez analizę porównawczą ich wartości względem siebie. Wartości te i związane z nimi przewodnictwo fal dźwiękowych na drodze kostnej oceniano również w zależności od wieku i płci pacjenta, oraz lokalizacji i wymiarów geometrycznych implantu, a także zastosowanego systemu implantologicznego.

Z przeprowadzonych badań wynika, że przewodnictwo fal akustycznych na drodze kostnej poprzez implanty zębowe jest słabsze w odniesieniu do zębów naturalnych.

Zaobserwowano korelację pomiędzy transmisją fal dźwiękowych na drodze kostnej przez wszczepy zębowe, a płcią pacjenta oraz wymiarami i lokalizacją zaimplantowanych wszczepów śródkostnych. Lepsze przewodnictwo fal akustycznych odnotowano u mężczyzn, w porównaniu do grupy kobiet. Znamienne różnice w wartościach progowych odczuć słuchowych wydają się występować także w zależności od rozmiarów implantu, tj. długości i średnicy wszczepów śródkostnych. Przeprowadzona analiza wykazała bowiem niższe wartości progów akustycznych i związane z nimi lepsze przewodnictwo fal dźwiękowych w długim implancie oraz wszczepie o dużej średnicy. Wyniki te należy jednak analizować biorąc pod uwagę także inne czynniki wpływające na stabilność wszczepów śródkostnych. Ponadto zaobserwowano współzależność jakości przewodzenia dźwięków na drodze kostnej przez implanty zębowe i ich umiejscowienia w kościach szczęki i żuchwy. Najniższe wartości progowych odczuć słuchowych [dB] odnotowano badając implanty wszczepione w boczny odcinek żuchwy, co świadczy o najlepszym przewodnictwie fal dźwiękowych drogą kostną przez implanty umiejscowione w tym regionie anatomicznym. Nie odnotowano natomiast różnic

w przewodnictwie fal akustycznych przez wszczepy śródkostne różnych systemów implantologicznych.

W przedstawionej pracy podjęto także próbę znalezienia akustycznej metody oceny stabilności wszczepów śródkostnych, poprzez komputerową analizę przewodnictwa fal akustycznych drogą kostną przez implanty zębowe w odniesieniu do stabilności implantów zębowych. W tym celu wykorzystano program służący do analizy dźwięków, umożliwiający cyfrowy zapis i analizę odpowiedzi akustycznej pochodzącej z pobudzonych do drgań badanych obiektów.

WNIOSKI:

1. Zdolności akustycznej transmisji bodźców mechanicznych w narządzie żucia zaopatrzonym w śródkostne implanty zębowe są niższe od zębów naturalnych.
2. Badanie przewodnictwa fal akustycznych drogą kostną może być nieinwazyjną i obiektywną metodą pomocną w badaniu stabilności wszczepów śródkostnych.
3. Śródkostne implanty różnych systemów implantologicznych nie wykazują zróżnicowanego przewodnictwa fal dźwiękowych drogą kostną.
4. Transmisja dźwięków na drodze kostnej poprzez implant zębowy do ucha wewnętrznego jest zindywidualizowana i wydaje się być zależna od płci, geometrii implantu i lokalizacji wszczepu w nawiązaniu do jakości tkanki kostnej, w którą zaimplantowany jest wszczep.
5. Komputerowa analiza zjawisk akustycznych jakie zachodzą w pobudzonym implancie może stanowić obiektywną i miarodajną metodę badania stabilności implantów dentystycznych.

10. ABSTRACT

The perception of mechanical sensations and the transmission of sensory stimuli in the masticatory system of patients with titanium dental implants ensures the natural function of the stomatognathic system through the physiological integration with the human body. The available scientific contributions offer extensive descriptions of the process of endosseous implants' integration with the bone; however, there are few analyses of the masticatory apparatus's capacity for perceptive transmission.

The aim of the paper was to assess the conduction of acoustic waves via the bone through the dental implants placed in the bony structure of the maxilla and the mandible.

The specific objectives of the thesis were:

1. A comparative assessment of the conduction of acoustic waves via the bone through endosseous implants and natural teeth in implantological patients.
2. An attempt to find an acoustic method of assessing the stability of titanium dental implants placed in the bony structures of the masticatory system.
3. An attempt to find a sonic, visual and objective method of assessing the implant–bone integration (in vivo tests).

The research material consisted of 90 endosseous implants from three systems: Osteoplant, Bego Semados and Biomet 3i, examined after 4–6 months of healing-in, and 58 natural teeth located in the immediate vicinity of the implanted prosthetic pillars. In all cases full osseointegration of the implants was observed, confirmed by clinical and radiological examinations.

The examination consisted in the stimulation of endosseous implants integrated with the bone and fitted with healing screws, as well as the stimulation of the natural teeth with a 250 Hz acoustic signal emitted by an audiometer vibrator. The generated threshold auditory sensations were assessed by way of comparative analysis of their values. Those values and the conduction of sound waves via the bone associated with them were also evaluated in terms of their relation to the age and sex of the patient, as well as the location and geometric dimensions of the implant, together with the used implant system.

The research has shown that the conduction of acoustic waves via the bone through dental implants is weaker in comparison to natural teeth.

It was reported that there is a correlation between the transmission of sound waves via the bone through dental implants and the patient's sex, the dimensions and the location of endosseous implants. Better conduction of acoustic waves was observed in men, as compared to the female group. Significant differences between the values of the threshold auditory sensations appear to result also from the endosseous implant's size, i.e. its length and diameter. The analysis has shown lower values of acoustic thresholds and, consequently, better conduction of sound waves in long and large-diameter implants. However, during the analysis of the aforementioned results, other factors influencing the stability of endosseous implants should be taken into account. Furthermore, it was observed that there is a correlation between the quality of the conduction of sounds via the bone through dental implants and their location in the mandible and the maxilla. The lowest values of threshold auditory sensations [dB] were found during the examination of implants placed in the lateral section of the mandible, which shows that the implants located in this anatomical region offer the best conduction of sound waves.

No differences in the conduction of acoustic waves through endosseous implants from various implant systems were observed.

The paper also attempted to find an acoustic method of assessment of the endosseous implants' stability through the computer analysis of the conduction of acoustic waves via the bone through dental implants in relation to their stability. To this end, a sound analysis program was used which allowed digital recording and analysis of the acoustic response from the stimulated objects subjected to the test.

CONCLUSIONS:

1. The capacity of the masticatory system fitted with endosseous implants to acoustically transmit mechanical stimuli is lower than the capacity of natural teeth.

2. The test of the conduction of acoustic waves via the bone can be a non-invasive and objective method useful during the assessment of the endosseous implants' stability.

3. No differences were observed between the endosseous implants from various implantological systems in terms of the conduction of sound waves via the bone.

4. The transmission of sound waves via the bone through a dental implant to the inner ear is individual and appears to be contingent upon the sex of the patient, the geometry of the implant, as well as its location with regard to the quality of the osseous tissue in which the dental implant is placed.

5. A computer analysis of the acoustic phenomena occurring in the stimulated dental implant can be an objective and reliable method of assessing the stability of dental implants.

11. PIŚMIENICTWO

1. Abarca M, Van Steenberghe D, Malevez C, Jacobs R: The neurophysiology of osseointegrated oral implants. A clinically underestimated aspect. *J Oral Rehab* 2006; 33: 161-169.
2. Albrektsson T, Branemark P, Hansson H, Lindstrom J: Osseointegrated Titanium Implants: Requirements for Ensuring a Long- Lasting, Direct Bone- to- Implant Anchorage in Man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1981; 52(2):155-170.
3. Aparicio C: The use of the PTV value as initial success criteria of an implant: 8-year report. *Int J Periodont Res Dent* 1997;17(2):150-161.
4. August M, Chung K, Chang Y, Glowacki J: Influence of estrogen status on endosseous implant osseointegration. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59(11):1285-1289.
5. Banach J, Dembowska E, Górska R, Jańczuk Z, Konopka T, Szymańska J, Ziętek M: Praktyczna periodontologia kliniczna. *Kwintesencja*. Warszawa 2004, 11-22.
6. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Badri S, Daneshparvar N, Rokn A: The effect of implant length and diameter on the primary stability in different bone types. *J Dent (Tehran)* 2013;10(5):449-455.
7. Bataineh B, Al-dakes A: The influence of length of implant on primary stability: An in vitro study using resonance frequency analysis. *J Clin Exp Dent* 2017;9(1): 1–6.
8. Batista M, Wellington B, Soares J: Progressive recovery of osseoperception as a function of the combination of implant- supported prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(6): 565-569.
9. Bischof M, Rabah N, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J: Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res* 2004,15(5):529-539.
10. Brandt HH: Wprowadzenie do implantologii. *Urban &Partner*, Wrocław 1998, 19-26.
11. Bränemark P, Zarb G, Albrektsson T: Tissue-Integrated Prostheses Osseointegration in Clinical Dentistry. *Quintessence*, Chicago, London, Berlin, 1985, 211-232.
12. Bryant S, Zarb G: Osseointegration of oral implants in older and younger adults. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(4):492-499.

13. Bryant S, Zarb G: Outcomes of Implant Prosthodontic. Treatment in Older Adults. *J Can Dent Assoc* 2002;68(2):97-102.
14. Bystrzanowska T: *Audiologia kliniczna PZWL*, Warszawa 1963, 17-19.
15. Cehreli M, Kokat A, Comert A, Akkocaoglu M, Tekdemir I, Akca K: Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets. *Clin Oral Implant Research* 2009;20:1163-1169.
16. Cormier J, Manoogian S, Bisplinghoff J, McNally C, Duma S: The use of acoustic emission in facial fracture detection. *Biomed Sci Instrum* 2008;44:147-152.
17. Cuenin M, Billman M, Kudryk V, Hanson B: Estrogenic hormones and dental implant therapy: the effects of estrogen and progesterone levels on osseointegration of dental implants. *Mil Med* 1997;162(9):582-585.
18. Dario L, Cucchario P, Deluzio A: Electronic monitoring of dental implant osseointegration. *J Am Dent Assoc* 2002;133(4):483-490.
19. De Vos W, Casselman J, Swennen G: Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38(6):609-625.
20. Degidi M, Nardi D, Piattelli A: Immediate restoration of small-diameter implants in cases of partial posterior edentulism: a 4-year case series. *J Periodontol* 2009;80(6):1006-1012.
21. Dos Santos M, Elias C, Cavalcanti Lima J: The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011;13(3):215-223 .
22. Enkling N, Utz K, Bayer S, Stern R: Osseoperception: active tactile sensibility of osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;11-12;25(6):1159-1167.
23. Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B: Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *J Periodontol* 2005;76(7):1066-1071.
24. Frank S, Jodko M, Wojtowicz A: Ocena porównawcza stabilizacji pierwotnej implantów stomatologicznych Comparative assessment of primary dental implant stability. *Dent Forum* 2012;XXXX,1:75-81.
25. Freeman S, Sichel J, Sohmer H: Bone conduction experiments in animals – evidence for a non-osseous mechanism. *Hear Res* 2000;146:72-80.

26. Garg A: Osstell Mentor: Measuring Dental Implant Stability at Placement, Before Loading and After Loading. *Dent Implantol Update*; 2007;18(7):49-53.
27. Gargiulo A, Wenz F, Orban B: Dimensions and relations on the dentogingival junction in humans. *J Periodontol* 1961;32:261-267.
28. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle C: Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:428-434.
29. Gładkowski J, Łomżyński Ł, Okoński P, Bączkowski B, Mierzwińska-Nastalska E: Metody oceny stabilności stomatologicznych wszczepów śródkostnych. *Implantoprotetyka* 2008,IX,2(31):16-19.
30. Górską R, Konopka T: Periodontologia współczesna. *Med Tour Press International Sp. Z o.o.* Otwock 2013, 15-39.
31. Hallman M: A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16(5):731-736.
32. Huang H, Cheng K, Chen C, Ou K, Li C, Lee S: Design of a stability-detecting device for dental implants. *Proc Inst Mech Eng H* 2005;219(3):203-211.
33. Jakubowski M: Przygotowanie pacjenta do leczenia implantoprotetycznego. *Mag Stomatol* 2008;2(192):10-14.
34. Jańczuk Z, Banach J: Choroby błony śluzowej jamy ustnej i przyzębia. *PZWL*, Warszawa 2004, 38-42.
35. Javed F, Hameeda B, Crespi R, Romanos G: Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci* 2013;5(4):162–167.
36. Javed F, Romanos G: The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent* 2010;38(8):612-620.
37. Kapur R: Acoustic emission in orthopaedics: A state of the art review. *J Biomech* 2016;8;49(16):4065-4072.
38. Kmiec Z.: Histologia i cytofizjologia zęba i jamy ustnej. *Elsevier Urban & Partner*. Wrocław. 2007, 114-123.

39. Ko Y, Huang H, Shen Y, Cai J, Fuh L, Hsu J: Variations in crestal cortical bone thickness at dental implant sites in different regions of the jawbone. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19(3):440-446.
40. Koczorowski R, Bielińska M, Pieńkowska K: Niektóre wykładniki oceny sukcesu terapii implantoprotetycznej. *Stomat współczesna* 2011;2:31-38.
41. Koczorowski R.: Prosthodontics for geriatric patient. Conventional prosthetic implant and restorative methods. *Publishing House of Poznan University of Medical Sciences*, Poznań 2011, 152-182.
42. Koczorowski R: Geroprotetyka. Implantoprotetyka u osób w wieku podeszłym. *Med. Tour Press International*, Otwock 2010, 155-165.
43. Koszuta P, Grafka A, Koszuta A, Łopucki M, Szymańska J: Effects of selected factors on the osseointegration of dental implants. *Przegl Menopauz* 2015;14(3):184-187.
44. Lachmann S, Laval J, Axmann D, Weber H: Influence of implant geometry on primary insertion stability and simulated peri-implant bone loss: an in vitro study using resonance frequency analysis and damping capacity assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(2):347–355.
45. Lambrichts I, Jacobs R: Osseoperception. Histological and ultrastructural aspects of bone innervation. Department of Periodontology, KU Leuven. 1998, 75-88.
46. Leda B, Gajdus P, Hędzulek W: Metody oceny stabilizacji wszczepów dentystycznych na podstawie przeglądu piśmiennictwa. Część II- metody nieinwazyjne. *Protetyka Stomatol* 2014;LXIV,6:433-442.
47. Lindhe J, Lang N, Karring T: Clinical Periodontology and Implant Dentistry. *Blackwell Publishing Ltd*. Oxford 2008, 108-125.
48. Lopez A, Martinez J, Pelayo J, Garcia C, Diago M: Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008;13(4):244-247.
49. Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F: Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2016;21(2):214-221
50. Maciejewska I, Nowakowska J, Bereznowski Z: Osteointegracja wszczepów zębowych- etapy gojenia kości. Praca poglądowa. *Protet Stomatol* 2006;LVI,3: 214-219.
51. Majewski P: Uwarunkowania procesu osteointegracji i implantologii stomatologicznej. *Mag Stomat* 1998;VIII,8:32-36.

52. Marquezan M, Osório A, Sant'Anna E, Souza M, Maia L: Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systemic review. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(7):767-774.
53. Minsk L, Polson A: Dental implant outcomes in postmenopausal women undergoing hormone replacement. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19(9):859-862.
54. Misch CE: Divisions of available bone in implant dentistry. *Int J Oral Implantol*. 1990;7(1):9-17.
55. Misch CE: Non-functional immediate teeth in partially edentulous patients: A pilot study of 10 consecutive cases using the Maestro Dental Implant System. *Compendium* 1998;19:25–36.
56. Mohlhenrich S, Heussen N, Elvers D, Steiner T, Holzle F, Modabber A: Compensating for poor primary implant stability in different bone densities by varying implant geometry: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2015; 44(12):1514-1520.
57. Molly L: Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Impl Research* 2006;17(Suppl 2):124-135.
58. Morawiec T, Srebrzyńska A, Krywult A, Koszowski R: Metody określania stabilizacji wszczepów zębowych. Przegląd piśmiennictwa. *Mag Stomatol* 2008;9:82-85.
59. Morris H, Ochi S, Crum P, Orenstein I, Plezia R: Bone density: its influence on implant stability after uncovering. *J Oral Implantol* 2003;29(6):263-269.
60. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J: Predicting osseointegration by means of implant primary stability. A resonance frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(5): 520-528.
61. Ossi Z, Abdou W, Reuben R, Ibbetson R: In vitro assessment of bone-implant interface using an acoustic emission transmission test. *Proc Inst Mech Eng H*. 2012;226(1):63-69.
62. Ossi Z, Abdou W, Reuben R, Ibbetson R: Transmission of acoustic emission in bones, implants and dental materials. *Proc Inst Mech Eng H*. 2013;227(11):1237-1245.
63. Penarrocha M, Boronat A, Garcia B: Immediate loading of immediate mandibular implants with a full-arch fixed prosthesis: a preliminary study. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:1286–1293.

64. Petkowicz B, Piotrkowicz J, Szeszko Ł, Banakiewicz K, Zieliński P: Selected aspects of oral cavity diseases in menopausal women. *Przeegl Menopauz* 2013; 17(4):352–357.
65. Pietruska M, Pietruski J: Periodontologiczno-implantologiczna chirurgia plastyczna. *Czelej*, Lublin 2010, 22-44.
66. Qi M, Zhou X, Hu J, Du Z, Yang J, Liu M, Li X: Oestrogen replacement therapy promotes bone healing around dental implants in osteoporotic rats. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004;33(3):279-285.
67. Rabel A, Kohler S, Schmidt – Westhausen A: Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig* 2007;11:257-265.
68. Relkin E: Introduction to the Analysis of Middle-Ear Function. In: Jahn AF, Santos-Sacchi J. *Physiology of the Ear*. Raven Press. New York 1988, 103-123.
69. Romanos G, Toh C, Siar C, Wicht H, Yacoob H, Nentwig G: Bone–implant interface around titanium implants under different loading conditions: a histomorphometrical analysis in the *Macaca fascicularis* monkey. *J Periodontol* 2003;74:1483–1490.
70. Romanos G: Bone quality and the immediate loading of implants-critical aspects based on literature, research, and clinical experience. *Implant Dent* 2009;18(3):203–209.
71. Różyło – Kalinowska I, Różyło T: Zastosowanie obrazowania wolumetrycznego w ogólnej diagnostyce stomatologicznej. *Mag Stomat* 2009;19(5):18-23.
72. Ruther C, Nierath , Ewald H, Cunningham J, Mittelmeier W, Bader R, Kluess D: Investigation of an acoustic-mechanical method to detect implant loosening. *Med Eng Phys* 2013;35(11):1669-1675.
73. Samuel S, Cooper M, Bull J, Fowlkes J, Miller D: An ex vivo study of the correlation between acoustic emission and microvascular damage. *Ultrasound Med Biol* 2009;35(9):1574-1586.
74. Satwalekar P, Nalla S, Reddy R, Chowdary S: Clinical evaluation of osseointegration using resonance frequency analysis. *J Indian Prosthodont Soc* 2015;15(3):192-199.
75. 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.

76. Schulte W, Lukas D: Periotest to monitor osseointegration and to check the occlusion in oral implantology. *J Oral Implantol* 1993;19(1):23-32.
77. Sendyk D, Rovai E, Pannuti C, Deboni M, Sendyk W, Wennerberg A: Dental implant loss in older versus younger patients: a systematic review and meta-analysis of prospective studies. *J Oral Rehabil* 2017;44(3):229-236.
78. Sennerby L, Meredith N: Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology* 2000 2008;47:51-66.
79. Seong W, Holte E, Holtan J, Olin P, Hodges J, Ko C: Initial stability measurement of dental implants placed in different anatomical regions of fresh human cadaver jawbone. *J Prosthet Dent* 2008;6:425-434.
80. Sokalski J, Zagalak R: Kryteria sukcesu terapeutycznego a powikłania zabiegów implantologicznych. *Mag Med* 2002;2:11-15.
81. Stachowiak G: Menopauza a stan jamy ustnej. *Medical Tribune* 2010; 4: 5.
82. Steigenga J, al-Shammari K, Nociti F, Misch C, Wang H: Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent* 2003;12(4):306-317.
83. Stupka M, Majewski P: Poimplantacyjna stabilizacja wtórna wszczepów filarowych jako jeden z elementów oceny warunków do rozpoczęcia etapu zaopatrzenia protetycznego – możliwe powikłania. *Implantoprotetyka* 2009, X, 4,(37):14-16.
84. Teerlinck J, Quirynen M, Darius P, vanSteenberghe D: Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(1):55-61.
85. Tomikowski J, Tomikowska K: Periotest w diagnostyce klinicznej implantów zintegrowanych z kością. *Implantoprotetyka* 2005;VI,4:5-8.
86. Tözüm T, Bal B, Turkyilmaz I, Gülay G, Tulunoglu I: Which device is more accurate to determine the stability/mobility of dental implants? A human cadaver study. *J Oral Rehabil* 2010;37(3):217-224.
87. Trisi P, Rao W, Rebaudi A: A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(5):689-698.
88. Truhlar R, Morris H, 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.
89. Trulsson M: Sensory- motor function of human periodontal mechanoreceptors. *J Oral Rehab* 2006;33(4):262-273.

90. Turkyilmaz I: Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;12:231-237.
91. Valderrama P, Oates T, Jones A, Simpson J, Schoolfield J, Cochran D: Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability: A clinical trial. *J Periodontol* 2007;78:262-272.
92. Vayron R, Nguyen V, Bosc R, Naili S, Haïat G: Assessment of the biomechanical stability of a dental implant with quantitative ultrasound: A three-dimensional finite element study. *J Acoust Soc Am* 2016;139(2):773-780.
93. Vidyasagar L, Salms G, Apse P, Teibe U: Dental implant stability at stage I and II surgery as measured using resonance frequency analysis. *Baltic Dent Maxillifac J* 2004;6:67-72.
94. Wada S, Kojo T, Wang Y, Ando H, Nakanishi E, Zhang M, Fukuyama H, Uchida Y: Effect of loading on the development of nerve fibers around oral implants in the dog mandible. *Clin Oral Impl Research* 2001;12(3):219-224.
95. Wang Y, Kyushu J: Histological study of nerve distribution around different implant materials in dogs. *Dent Soc* 1997;51:521-542.
96. Wang Y: Nerve regeneration after implantation in peri-implant area-a histological study on different implant materials in dogs. Osseoperception. Leuven: Catholic University Leuven. 1998:75-88.
97. White S, Pharoah M: Radiologia Stomatologiczna. *Czelej*, Lublin 2002, 639-651.
98. Wiskirska – Woźnica B, Świdziński P: Przewodnictwo dźwięków na drodze kostnej. *Postępy w chirurgii głowy i szyi* 2009;1:11-16.
99. Wojtowicz A, Kryst L, Chaberek S: Nieinwazyjna metoda oceny przebudowy tkanki kostnej przy wykorzystaniu fourierowskiej analizy obrazu: po wszczepieniu masy płytkowej i Bio-Oss oraz wokół implantów. *Implantoprotetyka* 2002;III,3:4-9.
100. Wolf H, Rateitschak E, Rateitschak K: Periodontologia. *Czelej*, Lublin 2006, 7-10.
101. Yun-Ho K, Na – Rae C, Yong-Deok K: The factors that influence postoperative stability of the dental implants in posteriori edentulous maxilla. *Maxillofac Plast Reconstr Surg* 2017;39(1):2-6.

102. Zawislocki J: Auditory sound transmission. *Lawrence Erlbaum Associates Publishers*. Mahwah, New Jersey, London 2002, 54-88.

12. SPIS TABEL I RYCIN

Tabela I. Skala ruchomości implantu (wg Sokalski, Zagalak 2002)	19
Tabela II. Charakterystyka grupy badanej	29
Tabela III. Charakterystyka grupy badanej, w której zastosowano aparat Ostell ISQ.....	29
Tabela IV. Charakterystyka grupy poddanej badaniom eksperymentalnym	29
Tabela V. Przedstawienie wartości progów akustycznych [dB] uzyskanych przez pobudzanie implantów różnych systemów	40
Tabela VI. Zestawienie wartości progowych odczuć słuchowych [dB] dla implantów i zębów w grupie kobiet i mężczyzn	41
Tabela VII. Zestawienie wartości progowych odczuć słuchowych [dB] dla implantów i dla zębów w badanych grupach (szczęka/żuchwa)	44
Tabela VIII. Zestawienie wartości progowych odczuć słuchowych [dB] w badanych grupach (przedni/ boczny odcinek)	45
Tabela IX. Zestawienie wyników otrzymanych wartości progów akustycznych [dB] w badanych grupach w obrębie szczęki	46
Tabela X. Zestawienie wyników otrzymanych wartości progów akustycznych [dB] w badanych grupach w obrębie żuchwy	47
Rycina 1. Schemat przedstawiający różnice w budowie morfologicznej implantu i zęba.....	9
Rycina 2. Udział badanych systemów implantologicznych	28
Rycina 3. Końcówka wibratora, za pomocą której badano implanty i zęby	31
Rycina 4. Audiometr.....	31
Rycina 5. Badanie przewodnictwa fal akustycznych przez implant zębowy przy pomocy końcówki wibratora	32
Rycina 6. Badanie przewodnictwa fal akustycznych przez ząb przy pomocy końcówki wibratora.....	32
Rycina 7. Instrument do badania stabilności implantów Osstell (źródło: z materiałów reklamowych www.osstell.com)	33
Rycina 8. Rozkład wartości progowych odczuć słuchowych [dB] dla implantów i dla zębów	39

Rycina 9. Średnie wartości progowych odczuć słuchowych [dB], powstających na skutek pobudzania bodźcem mechanicznym implantów różnych systemów	40
Rycina 10. Wartości progowych odczuć słuchowych [dB] powstających na skutek pobudzania bodźcem mechanicznym implantów w zależności od płci pacjenta	42
Rycina 11. Liczebność badanych grup (szczeka/żuchwa)	43
Rycina 12. Liczebność badanych grup (boczny/przedni odcinek)	45
Rycina 13. Liczebność badanych grup (szczeka: okolica przednia/ boczna oraz żuchwa: okolica przednia/boczna).....	47
Rycina 14. Wykres przedstawiający zależność wartości progowych wrażeń akustycznych [dB] od średnicy implantu	49
Rycina 15. Bezpośrednie odpowiedzi akustyczne implantów zębowych na pobudzenie bodźcem mechanicznym.....	51
Rycina 16. Przebieg czasowy pojedynczej odpowiedzi akustycznej dla implantu	52
Rycina 17. Bezpośrednie odpowiedzi akustyczne naturalnego zęba na pobudzenie mechaniczne	52
Rycina 18. Przebieg czasowy pojedynczej odpowiedzi akustycznej dla zęba naturalnego.....	53
Rycina 19. Poziom natężenia dźwięku w funkcji częstotliwości drgań wymuszonych bodźcem mechanicznym zintegrowanego implantu..	54
Rycina 20. Charakterystyczny fragment przebiegu drgań w zintegrowanym implancie.....	54
Rycina 21. Poziom natężenia dźwięku w funkcji częstotliwości drgań wymuszonych bodźcem mechanicznym zęba naturalnego.....	55
Rycina 22. Charakterystyczny fragment przebiegu drgań w zębie naturalnym...	56

13. DOKUMENTACJA

Tabela XI. Zestawienie wyników badań przewodnictwa akustycznego w badanej grupie

lp. (nr implantu)	wiek pacjenta	płeć pacjenta	wartość [dB] dla implantu	wartość [dB] dla zęba	badany ząb/ pkt skórny	długość implantu [mm]	system implantolog.	Ostell	lokalizacja implantu (kwadrant)	lokalizacja implantu (przód/bok)
1	68	k	26	30	z	12	Biomet 3i	nie	4	b
2	68	k	26	31	z	8,5	Biomet 3i	nie	3	b
3	79	m	15	16	p	10	Osteoplast	nie	4	p
4	79	m	15	16	p	10	Osteoplast	nie	3	p
5	60	m	13	11	z	12	Osteoplast	nie	1	p
6	40	m	25	20	z	12	Biomet 3i	nie	2	p
7	63	m	8	6	z	12	Biomet 3i	nie	2	b
8	63	m	8	6	z	8,5	Biomet 3i	nie	2	b
9	63	k	-6	-5	z	12	Osteoplast	nie	4	b
10	63	k	-5	-5	z	10	Osteoplast	nie	4	b
11	63	k	-3	-5	z	10	Osteoplast	nie	4	b
12	63	k	0	-5	z	10	Osteoplast	nie	3	b
13	61	m	-5	-8	z	10	Biomet 3i	nie	4	b
14	61	m	-5	-8	z	8,5	Biomet 3i	nie	4	b
15	48	k	30	30	z	12	Biomet 3i	nie	1	p
16	48	k	35	30	z	12	Biomet 3i	nie	1	p
17	48	k	28	30	z	10	Biomet 3i	nie	1	b
18	48	k	31	30	z	13	Biomet 3i	nie	2	p
19	48	k	30	30	z	12	Biomet 3i	nie	2	b
20	48	k	34	30	z	10	Biomet 3i	nie	2	b
21	67	k	15	10	z	10	Biomet 3i	nie	4	b
22	67	k	15	10	z	8,5	Biomet 3i	nie	4	b
23	62	m	20	10	z	12	Bego Semados	nie	4	p
24	62	m	15	10	z	12	Bego Semados	nie	3	p
25	58	m	5	4	p	10	Osteoplast	nie	4	b
26	58	m	2	4	p	10	Osteoplast	nie	4	b
27	56	k	15	10	z	8,5	Biomet 3i	nie	3	b
28	56	k	10	10	z	8,5	Biomet 3i	nie	1	b
29	63	k	20	20	p	10	Osteoplast	nie	4	p

30	63	k	20	20	p	10	Osteoplant	nie	3	p
31	63	k	20	20	p	10	Osteoplant	nie	3	p
32	65	m	15	5	z	12	Biomet 3i	tak	3	b
33	65	m	15	5	z	12	Biomet 3i	tak	3	b
34	77	m	10	5	z	10	Osteoplant	nie	1	p
35	59	m	7	18	p	10	Osteoplant	nie	1	p
36	59	m	12	18	p	10	Osteoplant	nie	1	p
37	59	m	19	18	p	10	Osteoplant	nie	2	p
38	41	k	7	4	z	12	Biomet 3i	nie	4	b
39	67	m	29	26	z	12	Osteoplant	nie	3	b
40	67	m	27	26	z	12	Osteoplant	nie	3	b
41	67	m	28	26	z	10	Osteoplant	nie	3	b
42	60	k	8	-1	z	10	Osteoplant	nie	3	b
43	60	k	3	-1	z	10	Osteoplant	nie	3	b
44	60	k	0	-1	z	10	Osteoplant	nie	3	b
45	71	m	5	9	p	12	Osteoplant	nie	3	p
46	66	m	6	2	p	12	Osteoplant	nie	4	p
47	66	m	2	2	p	12	Osteoplant	nie	3	p
48	59	k	6	8	z	8,5	Biomet 3i	nie	4	b
49	56	k	15	14	p	10	Osteoplant	tak	4	b
50	56	k	20	14	p	10	Osteoplant	tak	4	p
51	56	k	21	14	p	12	Osteoplant	tak	4	p
52	56	k	21	14	p	12	Osteoplant	tak	3	p
53	56	k	17	14	p	10	Osteoplant	tak	3	p
54	71	k	17	15	z	10	Osteoplant	nie	2	p
55	71	k	17	15	z	12	Osteoplant	nie	2	b
56	71	k	17	15	z	10	Osteoplant	nie	2	b
57	61	k	20	22	z	10	Bego Semados	tak	4	b
58	61	k	20	22	z	10	Bego Semados	tak	4	b
59	61	k	20	22	z	12	Bego Semados	tak	4	p
60	61	k	25	20	z	12	Bego Semados	tak	3	p
61	72	k	18	6	p	12	Bego Semados	tak	1	b
62	72	k	18	6	p	10	Bego Semados	tak	1	p
63	72	k	16	6	p	10	Bego Semados	tak	2	p
64	72	k	13	6	p	10	Bego Semados	tak	2	p
65	73	m	14	30	p	10	Osteoplant	tak	3	p
66	73	m	13	30	p	12	Osteoplant	tak	3	p
67	73	m	18	30	p	10	Osteoplant	tak	4	p

68	68	k	20	25	z	10	Osteoplant	tak	4	b
69	68	k	20	25	z	12	Osteoplant	tak	4	b
70	68	k	20	25	z	10	Osteoplant	tak	4	p
71	68	k	35	25	z	12	Osteoplant	tak	3	p
72	68	k	25	25	z	10	Osteoplant	tak	3	b
73	60	k	20	25	z	10	Bego Semados	tak	4	b
74	60	k	22	25	z	10	Bego Semados	tak	4	p
75	60	k	21	25	z	12	Bego Semados	tak	3	p
76	60	k	18	27	z	8,5	Bego Semados	tak	3	b
77	54	k	21	12	z	10	Bego Semados	tak	4	b
78	54	k	22	23	z	10	Bego Semados	tak	3	b
79	54	k	18	23	z	10	Bego Semados	tak	3	b
80	79	k	23	30	z	12	Osteoplant	tak	4	b
81	79	k	26	30	z	10	Osteoplant	tak	4	p
82	85	m	15	15	z	10	Osteoplant	tak	4	b
83	85	m	15	15	z	12	Osteoplant	tak	4	b
84	85	m	18	13	z	12	Osteoplant	tak	3	b
85	85	m	15	13	z	10	Osteoplant	tak	3	b
86	55	m	15	16	z	10	Osteoplant	tak	4	b
87	55	m	16	16	z	10	Osteoplant	tak	4	b
88	55	k	6	2	z	12	Bego Semados	tak	4	b
89	67	m	17	16	z	12	Bego Semados	tak	4	b
90	67	m	16	16	z	10	Bego Semados	tak	3	b

14. ZAŁĄCZNIK (ZGODA KOMISJI BIOETYCZNEJ)



UNIwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

KOMISJA BIOETYCZNA PRZY UNIwersytecie Medycznym
im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Collegium Maius
ul. Fredry 10
61-701Poznań

tel. (+48 61) 854 62 51, 854 60 60
fax. (+48 61) 854 61 07
www.bioetyka.ump.edu.pl

Uchwała nr 174/15

Na podstawie przepisów Ustawy z dnia 5 grudnia 1996 r. o zawodach lekarza i lekarza dentysty (Dz. U. 2011, Nr 277, poz. 1634 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 11 maja 1999r. w sprawie szczegółowych zasad powoływania i finansowania oraz trybu działania komisji bioetycznych (Dz. U. Nr 47, poz.480); Ustawy z dnia 6 września 2001r. Prawo farmaceutyczne (Dz. U. z 2004r. Nr 53, poz. 533 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Finansów z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej badacza i sponsora (Dz. U. 2004 nr 101, poz. 1034 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Finansów z dnia 18 maja 2005r. wzniesające rozporządzenie w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej badacza i sponsora (Dz. U. Nr 101, poz. 845); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie sposobu prowadzenia badań klinicznych z udziałem małoletnich (Dz. U. 2004 Nr 104, poz. 1108); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie zgłaszania niespodziewanego ciężkiego niepożądanego działania produktu leczniczego (Dz. U. Nr 104, poz. 1107); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 15 listopada 2010 r. w sprawie wzorów wniosków przedkładanych w związku z badaniem klinicznym, wysokości opłat za złożenie wniosków oraz sprawozdania końcowego z wykonania badania klinicznego (Dz. U. 2010r. nr 222 poz. 1453, z późn. zm.); Ustawy z dnia 20 maja 2010 r. o wyrobach medycznych (Dz. U. 2010r. nr 107 poz. 679, z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Finansów z dnia 6 października 2010 r. w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej sponsora i badacza klinicznego w związku z prowadzeniem badania klinicznego wyrobów (Dz. U. 2010, Nr 194 poz. 1290); Ustawa z dnia 18 marca 2011 r. o Urzędzie Rejestracji Produktów Leczniczych, Wyrobów Medycznych i Produktów Biobójczych (Dz. U. 2011 nr 82 poz. 451); Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 2 maja 2012r. w sprawie Dobrej Praktyki Klinicznej (Dz. U. 2012, Nr 0 poz. 489); Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 2 maja 2012r. w sprawie wzorów dokumentów przedkładanych w związku z badaniem klinicznym produktu leczniczego oraz w sprawie wysokości i sposobu uiszczania opłat za złożenie wniosku o rozpoczęcie badania klinicznego (Dz. U. 2012, Nr 0 poz. 491); w oparciu o Deklarację Helsińską - Zasady Etycznego Postępowania w Eksperymentach Medycznym z Udziałem Ludzi.

Komisja Bioetyczna, na posiedzeniu w dniu 05 lutego 2015 r.

rozpatrzyła wniosek dotyczący prowadzenia badań naukowych.

Kierownik projektu:

prof. dr hab. Ryszard Koczorowski

Miejsce prowadzenia badań:

**Klinika Gerostomatologii UM w Poznaniu oraz Specjalistyczna Praktyka
Stomatologiczna LRM, ul. Międzychodzka 14 w Poznaniu**

Główny badacz:

lek. dent. Małgorzata Bielińska

Członkowie zespołu

badawczego:

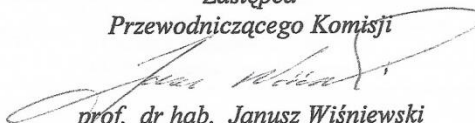
dr hab. inż. Piotr Świdziński - konsultant

Temat badań:

**„Badanie przewodnictwa kostnego sygnałem akustycznym u pacjentów
zaopatrzonych w tytanowe implanty zębowe”.**

Komisja wydała uchwałę o pozytywnym zaopiniowaniu tego wniosku

Zastępca
Przewodniczącego Komisji


prof. dr hab. Janusz Wiśniewski



UNIWERSYTET MEDYCZNY IM. KAROLA MARCINKOWSKIEGO W POZNANIU

KOMISJA BIOETYCZNA PRZY UNIWERSYTECIE MEDYCZNYM
IM. KAROLA MARCINKOWSKIEGO W POZNANIU

Collegium Maius
ul. Fredry 10
61-701Poznań

tel. (+48 61) 854 62 51
fax. (+48 61) 854 61 07
www.bioetyka.ump.edu.pl

Uchwała nr 913/17

Na podstawie przepisów Ustawy z dnia 5 grudnia 1996 r. o zawodach lekarza i lekarza dentystry (t.j. Dz. U. z 2017, poz. 125 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 11 maja 1999r. w sprawie szczegółowych zasad powoływania i finansowania oraz trybu działania Komisji bioetycznych (Dz. U. Nr 47, poz. 489); Ustawy z dnia 6 września 2001r. Prawo farmaceutyczne (t.j. Dz. U. z 2016, poz. 2142 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Finansów z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej badacza i sponsora (Dz. U. 2004 nr 101, poz. 1034 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Finansów z dnia 18 maja 2005r. zmieniające rozporządzenie w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej badacza i sponsora (Dz. U. Nr 101, poz. 845); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie sposobu prowadzenia badań klinicznych z udziałem małoletnich (Dz. U. 2004 Nr 104, poz. 1108); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie zgłaszania niespodziewanego ciężkiego niepożądanego działania produktu leczniczego (Dz. U. Nr 104, poz. 1107); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 17 lutego 2016 r. i w sprawie wzorów wniosków związanych z badaniem klinicznym wyrobu medycznego lub aktywnego wyrobu medycznego do implantacji oraz wysokości opłat za złożenie tych wniosków (Dz. U. z 2016 r., poz. 208); Ustawy z dnia 20 maja 2010 r. o wyrobach medycznych (t.j. Dz. U. z 2017r. poz. 211, z późn. zm.); Rozporządzenie Ministra Finansów z dnia 6 października 2010 r. w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej sponsora i badacza klinicznego w związku z prowadzeniem badania klinicznego wyrobów (Dz. U. 2010, Nr 194 poz. 1290); Ustawy z dnia 18 marca 2011 r. o Urzędzie Rejestracji Produktów Leczniczych, Wyrobów Medycznych i Produktów Biobójczych (t.j. Dz. U. z 2016 r., poz. 1718); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 2 maja 2012r. w sprawie Dobrej Praktyki Klinicznej (Dz. U. 2012, poz. 489); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 2 maja 2012r. w sprawie wzorów dokumentów przedkładanych w związku z badaniem klinicznym produktu leczniczego oraz w sprawie wysokości i sposobu uiszczania opłat za złożenie wniosku o rozpoczęcie badania klinicznego (Dz. U. 2012, Nr 0 poz. 491); w oparciu o Deklarację Helsińską - Zasady Etycznego Postępowania w Eksperymentach Medycznych z Udziałem Ludzi oraz przepisy ICH GCP.

Komisja Bioetyczna, na posiedzeniu w dniu 07 września 2017 r.

rozpatrzyła wniosek dotyczący prowadzenia badań naukowych.

Kierownik projektu: prof. dr hab. Ryszard Koczorowski

Miejsce prowadzenia badań:

**Klinika Gerostomatologii UM w Poznaniu oraz Specjalistyczna Praktyka
Stomatologiczna LRM, ul. Międzychodzka 14 w Poznaniu**

Główny badacz: lek. dent. Małgorzata Bielińska

**Członkowie zespołu
badawczego:**

dr hab. inż. Piotr Świdziński - konsultant

Temat badań:

**„Badanie przewodnictwa fal akustycznych w szczęce i żuchwie u
pacjentów zaopatrzonych w tytanowe implanty zębowe”.**

Komisja podjęła Uchwałę o pozytywnym zaopiniowaniu poprawek wprowadzonych do protokołu powyższego badania, polegających na przerehabrowaniu tematu badawczego z „Badanie przewodnictwa akustycznego w szczęce i żuchwie u pacjentów zaopatrzonych w tytanowe implanty zębowe”. na powyższy, zgodnie z Anekssem nr 1 z dnia 07.09.2017r. do Uchwały Komisji Bioetycznej nr 993/15 z dnia 05.11.2015r. Metodyka nie uległa zmianom.

Przewodniczący Komisji

prof. zw. dr hab. med. Paweł Chęciński