

Urządzenia wszczepialne na przewodnictwo kostne – zasada działania oraz wskazania

The Implantable Bone Conduction Devices – operating principles and indications

Anna Ratuszniak^{1AEF}, Maciej Mrówka^{1AE}, Piotr H. Skarżyński^{1,2,3AEF}, Henryk Skarżyński¹

¹ Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Światowe Centrum Słuchu, Warszawa/Kajetany

² Instytut Narządów Zmysłów, Kajetany

³ Warszawski Uniwersytet Medyczny, II Wydział Lekarski, Zakład Niewydolności Serca i Rehabilitacji Kardiologicznej, Warszawa

Wkład autorów:
A Projekt badania
B Gromadzenie danych
C Analiza danych
D Interpretacja danych
E Przygotowanie pracy
F Przegląd literatury
G Gromadzenie funduszy

Streszczenie

Zdolność ludzkiego układu słuchowego do odbioru sygnałów akustycznych na drodze przewodnictwa kostnego nabiera specyficznego znaczenia w przypadku wad wrodzonych i nabytych ucha zewnętrznego i środkowego. W obecnym wówczas niedosłuchu typu przewodzeniowego lub mieszanego postępowaniem mogą być różne postaci klasycznej rekonstrukcji układu przewodzącego ucha na drodze chirurgicznej. Kiedy jednak możliwości te zostaną wyczerpane lub nie przyniosą zadowalającego efektu słuchowego jedynym sposobem na kompensowanie niedosłuchu pozostaje protezowanie na drodze przewodnictwa powietrznego lub kostnego. W przypadku braku możliwości lub przeciwwskazań do protezowania klasycznego na drodze przewodnictwa powietrznego do rozważenia pozostaje zastosowanie urządzenia wykorzystującego kostne przewodnictwo dźwięków. Niniejsza praca opisuje kostną drogę odbioru dźwięków, wskazania i kryteria kwalifikacji do wszczęcia urządzeń na przewodnictwo kostne oraz przybliża budowę i zasadę działania dostępnych rozwiązań.

Słowa kluczowe: przewodnictwo kostne • implanty • BAHA • Bonebridge • niedosłuch

Abstract

The ability of human auditory system to receive acoustic signals through the bone conduction becomes important in cases of congenital malformation of the outer and middle ear. These cases involve hearing loss of conductive or mixed type. Management may involve different forms of classic surgical reconstruction of ear's conductive apparatus. However, when these possibilities are exhausted or do not provide a satisfactory hearing effect, the only way to compensate for hearing loss is application of an air or bone conduction device. In the absence of possibility, or in the cases of contraindications to application of an air conduction hearing device, application of a bone conduction device should be considered. This paper describes the bone conduction path of sound reception, indications and criteria of implantation of bone conduction devices, as well as outlines the construction and operating principles of the commercially available devices.

Key words: bone conduction • implants • BAHA • Bonebridge • hearing loss

Wprowadzenie

W warunkach fizjologicznych sygnały akustyczne z otoczenia odbierane są przez ludzki układ słuchowy poprzez przewodnictwo powietrzne, w nieznacznym stopniu przez przewodnictwo kostne. Sygnał w postaci fali akustycznej, tj. rozrzedzeń i zagęszczeń ośrodka, jakim jest powietrze, trafia do przewodu słuchowego zewnętrznego, wywołując

wychylenia błony bębenkowej. Drgania te przenoszone są następnie na połączony z błoną łańcuch kosteczek słuchowych – młoteczek, kowadełko i strzemiączko. Ruch ostatniej kosteczki, tj. strzemiączka, w okienku owalnym ślimaka powoduje przenoszenie drgań na płyny, jakimi jest on wypełniony. Przemieszczenie tychże płynów wprawia w ruch rzęski komórek słuchowych w narządzie Cortiego, na których styku z zakończeniami nerwu słuchowego

Adres autora: Anna Ratuszniak, Światowe Centrum Słuchu, ul. Mokra 17, Kajetany, 05-830 Nadarzyn,
e-mail: a.ratuszniak@ifps.org.pl

powstają impulsy elektryczne, przekazywane dalej przez nerw słuchowy do ośrodków korowych w mózgu. Przeniesienie energii do ślimaka może odbywać się jednak nie tylko drogą powietrzną, lecz także kostną. Naturalna zdolność odbioru dźwięków na drodze kostnej – z uwagi na dużą różnicę impedancji akustycznej powietrza i kości czaszki – pełni jednak rolę znikomą, nie wpływając istotnie na jakość percypowanego sygnału z otoczenia (pośrednie przewodnictwo kostne). Jednakże w przypadkach patologii układu przewodzącego ucha znaczenie kostnego przewodnictwa dźwięków wzrasta. Jeśli element drgający przyłożony zostaje do kości czaszki, ze względu na dopasowanie impedancyjne przetwornika do struktur kostnych, możliwy jest wyraźny odbiór dźwięków (bezpośrednie przewodnictwo kostne).

Mechanizmy, dzięki którym możliwe jest odbieranie dźwięku drogą kostną, badano przez wiele dziesięcioleci, ale mimo to fizjologia tego zjawiska nie została do końca wyjaśniona [1–5]. Podaje się kilka czynników mogących mieć wpływ na zdolność przewodzenia dźwięku drogą kostną: przenoszenie drgań na ściany przewodu słuchowego zewnętrznego i jamy bębnekowej, bezwładność płynów w ślimaku, bezwładność struktur ucha środkowego, kompresja i dekompresja płynów w ślimaku, przenoszenie ciśnienia z płynu mózgowo-rdzeniowego [6]. Trudno jest jednak dokładnie określić ilościowy i jakościowy wpływ każdego z tych czynników na proces przekazywania energii do ucha wewnętrznego drogą kostną. Bezpośrednie przewodnictwo kostne znalazło zastosowanie w protezowaniu słuchu za pomocą aparatów wykorzystujących przetworniki drgające – w postaci zarówno urządzeń niewymagających interwencji chirurgicznej, jak i rozwiązań częściowo wszczepialnych.

Niniejsza praca przybliży tematykę poświęconą urządzeniom wszczepialnym na przewodnictwo kostne, stanowi omówienie dostępnych w Polsce rozwiązań oraz podstawowych wskazań do ich stosowania.

Rys historyczny

Zjawisko kostnego przewodzenia dźwięków było znane już w starożytności, a jego kliniczne znaczenie opisał Hieronim Capivacci (1523–1589) [7]. Pomimo tego, iż wielu zauważało, że możliwe jest słyszenie odległych dźwięków poprzez umieszczenie pręta lub laski na ziemi i trzymanie jej drugiego końca w zębach lub przyłożenie do głowy, dopiero John Bulwer (1614–1684) stwierdził, że doświadczenia te mogą być podstawą do budowania protez słuchowych wykorzystujących stymulację poprzez przewodnictwo kostne. W 1757 r. Joannes Jörisen wprowadził do produkcji prawdopodobnie pierwszy na świecie aparat słuchowy wykorzystujący przewodnictwo kostne, mający postać pręta, który słuchacz umieszczał pomiędzy zębami. Praktyczne możliwości wykorzystania elektryczności i rozwój mikrofonów węglowych, przypadające na lata 20. ubiegłego wieku, spowodowały szybki postęp w obszarze aparatów kostnych zwanych oscylatorami. Idea działania wibratora kostnego mocowanego na pałąku w okolicy wyrostka sutkowatego (1925 r.) polegała na przetwarzaniu zmiennego prądu elektrycznego na drgania mechaniczne przekazywane do kości. W latach 30. ubiegłego wieku, wraz z postępem w dziedzinie audiologii i opisaniem

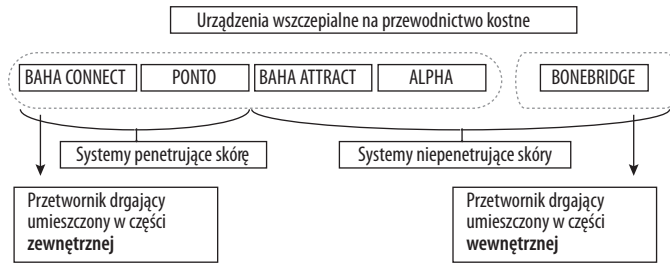
niedosłuchu przewodzeniowego, wzrosło istotnie zainteresowanie aparatami wykorzystującymi kostne przewodnictwo dźwięków. W 1933 r. wprowadzono na rynek niewielki stymulator kostny, który mógł być adaptowany do noszonych aparatów słuchowych wykorzystujących mikrofony węglowe. W 1954 r. wprowadzono powszechnie okulary z wbudowanymi w zausznikach wibratorami kostnymi. Jednak największy postęp w dziedzinie aparatów kostnych dokonał się w chwili odkrycia przez szwedzkiego anatoma Per-Ingvara Brånemarka w latach 50. XX w. zjawiska osteointegracji [8,9]. Zjawisko to definiowane jest obecnie jako klinicznie bezobjawowe, sztywne i trwałe połączenie materiału alloplastycznego z kością, pomimo jego funkcjonalnego obciążenia [10]. W związku z tym odkryciem lata 70. XX wieku to dynamiczny rozwój aparatów słuchowych mocowanych na tytanowych zaczepach zakotwiczanych w kości skroniowej metodą osteointegracji – Baha (ang. *Bone Anchored Hearing Aids*). Niezależnie od badań prowadzonych w tym obszarze w Europie, w 1981 r. w USA Jack Hough zaproponował system Audiant, stanowiący tytanową śrubę z zamocowanym magnesem, umiejscowianą podskórnie w okolicy wyrostka sutkowego. Pudełkowy aparat słuchowy zaopatrzony w przetwornik elektromagnetyczny umieszczany był za pomocą wbudowanego magnesu bezpośrednio nad implantem. Dźwięk transmitowany był przez skórę i tkankę podskórną, a odpowiedni docisk przetwornika zapewniała siła przyciągania obu magnesów. Badania kliniczne wykazały jednak, że wzmocnienie wnoszone przez system Audiant nie jest wystarczające [11,12].

Zjawisko osteointegracji, jak również wspomniana powyżej idea wykorzystująca podskórnie wszczepiany magnes, to kluczowe koncepcje, które przyczyniły się do rozwoju stosowanych obecnie protez wszczepialnych wykorzystujących kostne przewodnictwo dźwięków.

Podział urządzeń na przewodnictwo kostne

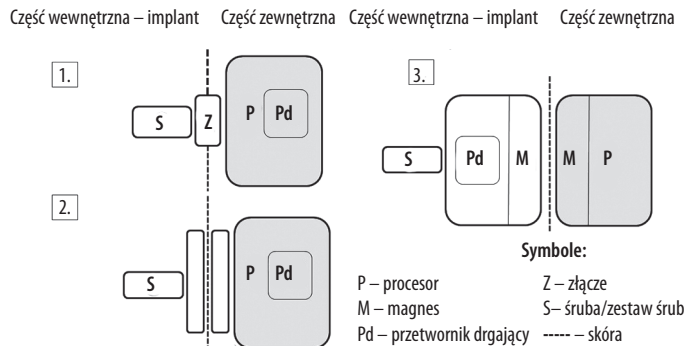
Urządzenia wykorzystujące kostne przewodnictwo dźwięków opisać można najprościej jako układy przetwarzające energię akustyczną w energię mechaniczną. W grupie tej wyróżnia się urządzenia niewymagające interwencji chirurgicznej (aparaty kostne mocowane na opasce, pałąku, w oprawkach okularów) oraz częściowo wszczepialne, z elementem umieszczanym chirurgicznie w kości oraz zewnętrznym procesorem dźwięku. Podziału rozwiązań częściowo wszczepialnych można dokonać z uwagi na kilka kryteriów. Do podstawowych zaliczyć można sposób stymulacji (urządzenia penetrujące skórę oraz niepenetrujące skóry), umiejscowienie przetwornika drgającego (podskórnie – implant aktywny, w zewnętrznym procesorze dźwięku – implant pasywny). Podział urządzeń przedstawia rycina 1.

W systemach penetrujących skórę dźwięk przenoszony jest przez tytanowy, pasywny implant bezpośrednio na kość, przetwornik drgający umiejscowiony jest w części zewnętrznej systemu, a więc poza organizmem. W przypadku systemów niepenetrujących skóry, sygnał transmitowany jest do kości zależnie do umiejscowienia w systemie przetwornika drgającego. W przypadku przetwornika umieszczonego w procesorze dźwięku transmisja odbywa się drogą magnetyczną – ruchy przetwornika drgającego



Rycina 1. Podział urządzeń wszczepialnych na przewodnictwo kostne

Figure 1. Classification of implantable bone conduction devices



Rycina 2. Schematy blokowe poszczególnych rozwiązań wszczepialnych na przewodnictwo kostne: 1 – BAHA Connect/Ponto; 2 – BAHA Attract/Alpha; 3 – Bonebridge

Figure 2. Block diagrams of implantable bone conduction devices: 1 – BAHA Connect/Ponto; 2 – BAHA Attract/Alpha; 3 – Bonebridge

w procesorze dźwięku połączonym z zewnętrznym magnesem przenoszone są do kości przez wewnętrzny magnes (implant). W przypadku systemów, w których przetwornik drgający jest elementem części wewnętrznej, transmisja odbywa się drogą radiową poprzez wysyłanie sygnałów przez cewkę nadawczą w procesorze, a odbieranie przez cewkę implantu.

Na rycinie 2. przedstawiono podstawowe schematy blokowe poszczególnych rozwiązań, uwzględniając elementy bezpośrednio związane z przekazywaniem energii z części zewnętrznej do wewnętrznej.

Wskazania do stosowania

Urządzenia pozwalające na stymulację układu słuchowego na drodze kostnej przeznaczone są przede wszystkim dla osób cierpiących na niedosłuch przewodzeniowy i mieszany [13]. Podstawową formą interwencji w tego rodzaju niedosłuchach jest postępowanie chirurgiczne. Niemniej istnieją przypadki, w których możliwości operacyjnej poprawy słuchu zostały wyczerpane lub też nie przynoszą trwałego, zadowalającego efektu. Niekiedy również możliwości zastosowania klasycznych aparatów słuchowych na przewodnictwo powietrzne mogą być ograniczone z uwagi na stan miejscowy ucha (przewlekłe stany zapalne, z wyciekami) lub też niepożądane zjawiska akustyczne związane z przetwarzaniem sygnału, np. akustyczne sprzężenie zwrotne. W przypadku niedosłuchów mieszanych stopnia znacznego i głębokiego istnieje konieczność zastosowania dużych wartości wzmocnienia przy jednoczesnym uszczelnieniu przewodu słuchowego zewnętrznego indywidualną wkładką uszną. Stwarza to prawdopodobieństwo pojawienia się akustycznego sprzężenia zwrotnego. Pomimo wysokiego stopnia zaawansowania technologicznego

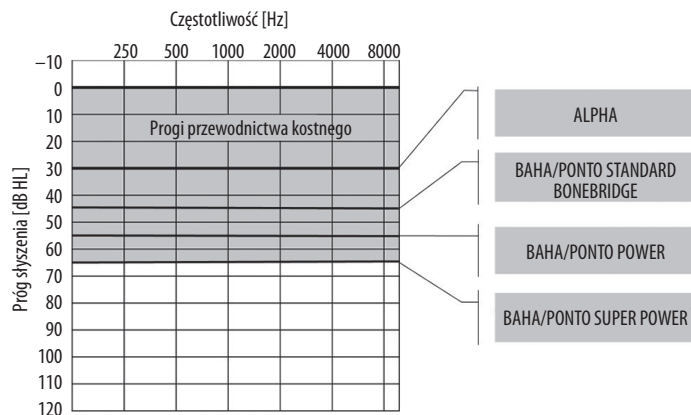
obecnie oferowanych aparatów słuchowych problemy tej natury w niektórych przypadkach mogą być nadal obecne.

Niedosłuch przewodzeniowy i mieszany może być następstwem wad wrodzonych w obrębie ucha środkowego, jak również ucha zewnętrznego, tj. mikrocji i atrezji przewodu słuchowego zewnętrznego, jak i izolowanej atrezji przewodu [14–16]. Możliwości klasycznego protezowania są wówczas znacząco ograniczone lub niemożliwe ze względu na trudności z właściwym umocowaniem aparatu słuchowego. Niedosłuch tego typu może być również konsekwencją przewlekłych stanów zapalnych ucha zewnętrznego i środkowego oraz innych schorzeń, w których na drodze chirurgicznej nie udaje się osiągnąć zadowalającego efektu słuchowego. Zastosowanie rozwiązań na przewodnictwo kostne wiąże się z pozostawieniem otwartego, drożnego przewodu słuchowego zewnętrznego, a zatem warunków, które dzięki odpowiedniej wentylacji sprzyjają leczeniu stanów zapalnych ucha zewnętrznego i środkowego.

Wskazaniem do stosowania rozwiązań na przewodnictwo kostne jest również jednostronna głuchota (ang. *single sided deafness*, SSD), której głównymi konsekwencjami są problemy z lokalizacją źródła dźwięku oraz utrudnione rozumienie mowy w warunkach hałasu. Urządzenie zastosowane po stronie niesłyszającej działa jak aparat typu CROS (ang. *contralateral routing of signal*), wykorzystując możliwość stymulowania receptora słuchu po stronie przeciwnej dzięki zjawisku przewodzenia dźwięku na drodze kostnej [17–19].

Kryteria audiologiczne

Podstawowe kryterium audiologiczne do wszczepienia systemu na przewodnictwo kostne stanowią progi słyszenia



Rycina 3. Sugerowany przez producentów zakres dopasowania dla poszczególnych rozwiązań

Figure 3. Suggested by the manufacturers fitting range for individual solutions

wyznaczone w badaniu audiometrii tonalnej. W przypadku niedosłuchów przewodzeniowych i mieszanych progi przewodnictwa kostnego wyznaczone dla częstotliwości 500, 1000, 2000, 3000 Hz według zaleceń producentów w przypadku systemów penetrujących skórę nie powinny przekraczać 45 dB HL dla procesorów zausznych standardowej mocy, 55 dB HL dla procesorów zausznych typu *power* oraz 65 dB HL dla procesorów zausznych typu *super power*. Dla urządzeń niepenetrujących skóry progi nie powinny przekraczać wartości 45 dB HL, jakkolwiek sugerowane przez producentów zakresy zastosowania są różne dla poszczególnych z opisywanych rozwiązań, co przedstawiono na rycinie 3.

W przypadku SSD progi przewodnictwa powietrznego w uchu lepszym wyznaczone dla częstotliwości 500, 1000, 2000, 3000 Hz nie powinny przekraczać 20 dB HL.

Ponadto do kryteriów audiologicznych zalicza się stabilny ubytek słuchu na drodze przewodnictwa kostnego oraz przedoperacyjny wynik badania dyskryminacji mowy pozwalający na prognozowanie korzyści z zastosowanego rozwiązania. Istotne są warunki anatomiczne pozwalające na stabilne umiejscowienie implantu oraz motywacja pacjenta do podjęcia leczenia przy użyciu rozwiązania wszczepialnego, a także jego realne oczekiwania.

Jako szeroko rozumiane przeciwwskazania traktuje się: niestabilny, fluktuujący ubytek słuchu w zakresie komponentu odbiorczego niedosłuchu, centralne zaburzenia słyszenia, zawroty głowy, reakcje alergiczne na materiały, z których wykonany jest implant, niestabilny stan psychofizyczny pacjenta. Przeciwwskazania do stosowania systemów wszczepialnych na przewodnictwo kostne to również zbyt mała grubość i niewłaściwa budowa kości, uniemożliwiająca odpowiednie umieszczenie i stabilizację implantu, jak również brak możliwości utrzymania właściwej higieny zaczeptu (dotyczy systemów przezskórnych).

W procesie kwalifikacji do wszczepienia urządzenia na przewodnictwo kostne należy pamiętać o istotnej roli dokładnego wywiadu lekarskiego, właściwie przeprowadzonej diagnostyki audiologicznej i radiologicznej, jak również psychologicznej.

Przegląd modeli urządzeń wszczepialnych na przewodnictwo kostne

Cochlear BAHA Connect, Oticon Medical Ponto

Pierwszy w Polsce implant typu BAHA Connect wszczepił prof. Bogdan Rydzewski w 1994 roku. Chociaż system BAHA Connect i Ponto (stosowany od 2010 r.) odróżnia konstrukcja implantu oraz złącza i zastosowane materiały oraz funkcje zewnętrznego procesora dźwięku – to zasada działania obu systemów jest analogiczna. Wszczepienie w okolicę wyrostka sutkowatego pasywnego implantu w postaci tytanowej śruby oraz złącza penetrującego skórę pozwala na bezpośrednie przekazywanie drgań do kości. Po kilku tygodniach od wszczepienia do złącza podłączany jest mechanicznie zewnętrzny procesor dźwięku zaopatrzonego w elektromagnetyczny przetwornik drgający. Drgania przekazywane są na złącze i implant, a następnie na kość, co prowadzi do stymulacji ucha wewnętrznego. Zewnętrzny procesor dźwięku wymaga indywidualnego dopasowania do progów słyszenia na drodze przewodnictwa kostnego, na podstawie wyników dodatkowych pomiarów oraz oceny subiektywnej pacjenta. Niewątpliwą zaletą powyższych rozwiązań jest bezpośredni sposób transmisji sygnału możliwy dzięki połączeniu zewnętrznego procesora z implantem poprzez złącze, co pozwala na uniknięcie problemu tłumienia sygnału przez skórę i tkankę podskórną. Do ograniczeń metody należy zaliczyć konieczność systematycznej pielęgnacji skóry wokół zaczeptu z uwagi na ryzyko powikłań dermatologicznych [20].

Cochlear BAHA Attract

W systemie tym, należącym do pasywnych urządzeń niepenetrujących skóry, drgania przetwornika umieszczonego w zewnętrznym procesorze dźwięku przekazywane są na podłączony do niego zewnętrzny magnes. Elementami wszczepialnymi w omawianym rozwiązaniu jest tytanowa śruba wraz z połączonym z nią wewnętrznym magnesem. Dzięki sile przyciągania obu magnesów możliwe jest utrzymanie urządzenia i przede wszystkim efektywne przenoszenie sygnału w postaci wibracji do ucha wewnętrznego, jakkolwiek skórę i tkankę podskórną traktować należy jako ośrodek rozpraszający i pochłaniający część przekazywanej energii. Na końcowy efekt ma również wpływ siła przyciągania obu magnesów. Trwały, silny

nacisk na skórę może jednak powodować dyskomfort, konieczne jest zatem monitorowanie siły przyciągania magnesów, z ewentualną wymianą magnesu zewnętrznego w przypadku zgłaszania przez pacjenta dyskomfortu. Brak bezpośredniego kontaktu implantu z częścią zewnętrzną pozwala na uniknięcie większości powikłań charakterystycznych dla systemów penetrujących skórę [20]. Urządzenie tego typu po raz pierwszy w Polsce wszczepił prof. Henryk Skarżyński w 2013 roku.

Sophono Alpha

Zasada działania systemu zbliżona jest do omówionego wcześniej modelu Cochlear BAHA Attract. Składa się on z pasywnego implantu umieszczonego chirurgicznie pod skórą oraz zewnętrznego procesora połączonego z magnesem, dzięki któremu możliwe jest jego utrzymanie. Część wewnętrzną stanowi płytka, która w tytanowej obudowie mieści dwa magnesy i mocowana jest przy użyciu kilku specjalnych, tytanowych śrub. Procesor odbiera sygnał akustyczny przez mikrofon, a następnie zamienia go na wibracje przekazywane do części wszczepionej przez przetwornik drgający. Zalety i ograniczenia urządzenia są podobne do opisywanych w modelu Cochlear BAHA Attract. System wszczepił po raz pierwszy w Polsce prof. Andrzej Kukwa w 2012 roku.

Med-El Bonebridge

System Bonebridge składa się z aktywnego implantu zaopatrzonego w przetwornik elektromagnetyczny oraz zewnętrznego procesora dźwięku. Za pomocą mikrofonów znajdujących się w procesorze odbierane są ze środowiska sygnały akustyczne, które następnie transmitowane są drogą radiową do części wszczepionej. Właściwy układ elektroniczny implantu steruje pracą drgającego przetwornika elektromagnetycznego umieszczonego w specjalnie wykonanej łoży kostnej i mocowanego za pomocą specjalnych śrub. Zarówno energia, jak i informacja przekazywane są poprzez zmienne pole elektromagnetyczne drogą indukcyjną do części wszczepionej. Zaletą opisywanego rozwiązania jest brak elementów penetrujących skórę, zwiększających ryzyko powikłań skórnych oraz niewielki nacisk magnesu na skórę, który służy tu tylko do utrzymania procesora [21]. W chwili obecnej ograniczenia w zastosowaniu rozwiązania wynikają ze znacznych rozmiarów części wszczepialnej (głównie przetwornika drgającego) w stosunku do rozwiązań alternatywnych, co wymusza konieczność istnienia odpowiednich warunków anatomicznych. System Bonebridge wszczepił po raz pierwszy w Polsce prof. Henryk Skarżyński w 2012 roku.

Dyskusja i podsumowanie

Wykorzystanie zjawiska osteointegracji dało początek tworzeniu nowych rozwiązań w zakresie aparatów, których działanie oparte jest na kostnym przewodnictwie dźwięków. Od lat 70. ubiegłego wieku obszar ten rozwijał się dynamicznie, pozwalając na efektywną pomoc pacjentom, u których stosowanie klasycznych aparatów słuchowych na przewodnictwo powietrzne było ograniczone, a możliwości chirurgicznej poprawy słuchu wyczerpane. Mimo konieczności penetracji skóry korzyści słuchowe związane z zastosowaniem urządzenia zakotwiczonego w kości przewyższały ryzyko powikłań o charakterze dermatologicznym [22]. Stale

opracowywane modyfikacje procedur chirurgicznych mają na celu ograniczenie w jak największym stopniu powikłań skórnych [20,23,24]. Istnieją jednak nadal przypadki, w których dochodzi do nieprawidłowości, a w skrajnych przypadkach do wydzielenia się tytanowego implantu [25–27]. Wychodząc naprzeciw potrzebom tej wąskiej grupy, ale też w trosce o bezpieczeństwo i ograniczenie liczby powikłań tego rodzaju, rozpoczęto poszukiwania sposobu stymulacji niewymagającego penetracji skóry. Idea podskórnie implantowanych magnesów, przy współczesnych możliwościach technologicznych, otworzyła drogę do bardziej efektywnego niż w przypadku poprzednich konstrukcji tego typu przekazywania energii mechanicznej przez skórę i tkanki miękkie. Zredukowano tym samym ryzyko powikłań związanych z penetracją skóry, problemem może być jednak stały ucisk magnesu zewnętrznego na skórę. W efekcie ilość energii przekazanej do kości zależna jest od grubości skóry i tkanki podskórnej, a także od siły wzajemnego przyciągania magnesów w części wewnętrznej i zewnętrznej. Silniejszy ucisk powodujący bardziej efektywną transmisję energii może wiązać się z dyskomfortem w obrębie skóry, a czasami bólem. Konieczne jest zatem właściwe wyważenie obu tych czynników w taki sposób, aby zapewniając jak najlepszy przekaz sygnału, jednocześnie stworzyć pacjentowi warunki do komfortowego użytkowania systemu. Skutkuje to potrzebą zapewnienia przez producentów możliwości technicznych do ewentualnej zmiany magnesu w części zewnętrznej. Problem z koniecznością zapewnienia odpowiedniego nacisku został znacząco ograniczony w chwili wprowadzenia do praktyki klinicznej urządzenia zaopatrzonego w aktywny przetwornik drgający umiejscowiony w części wewnętrznej. Magnesy, w które zaopatrzona jest część wewnętrzna i zewnętrzna, służą tu do utrzymania procesora [21]. Rozwiązanie przewyższa technologicznie systemy dostępne wcześniej, ale warunki anatomiczne, jakie muszą być zapewnione, powodują, iż potencjalna grupa odbiorców się zawęża. Dla właściwego umiejscowienia w kości drgającego przetwornika elektromagnetycznego konieczne jest wykonanie łoży w miejscu o odpowiedniej grubości tkanki kostnej.

Zarówno ze względu na warunki anatomiczne, wyniki badań audiologicznych, jak i stan ucha zewnętrznego i środkowego wszystkie prezentowane urządzenia znajdują odbiorców w różnych grupach pacjentów i są powszechnie stosowane w praktyce klinicznej. Aktualnie dominuje tendencja do unikania penetracji skóry i tym samym poszukiwania bezpieczniejszych procedur chirurgicznych i rozwiązań technologicznych, minimalizujących ryzyko powikłań. Widoczne jest także dążenie do redukcji rozmiarów części wszczepionej oraz implementowania najnowszych algorytmów w zewnętrznych procesorach dźwięku wykorzystujących zaawansowaną, cyfrową obróbkę sygnału. Urządzenia te wciąż wymagają dalszego udoskonalania, ale dzięki ich różnorodności możliwa jest skuteczna pomoc coraz większej grupie pacjentów. Szybki postęp notowany w ostatnich latach w tej dziedzinie wymaga od specjalistów stałego pogłębiania wiedzy w obszarze dostępnych rozwiązań technicznych, co pozwala na lepszy dobór i dopasowanie urządzeń do potrzeb i oczekiwań pacjenta.

Wszystkie użyte zastrzeżone nazwy stanowią własność ich właścicieli, wymienione są w opracowaniu jedynie w celu opisu i przedstawienia poszczególnych rozwiązań.

Piśmiennictwo:

1. Littler TS, Knight JJ, Strange PH. Hearing by bone conduction and the use of bone conduction hearing aids. *Proc R Soc Med Lond*, 1952; 45: 783–90.
2. Tonndorf J. A new concept of bone conduction. *Arch Otolaryngol*, 1968; 87: 595–600.
3. von Békésy G. Zur Theorie des Hörens bei der Schallaufnahme durch Knochenleitung. *Ann Physik*, 1932; 13: 111–36.
4. Weaver EG, Bray CW. The nature of bone conduction as shown in the electrical response of the cochlea. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 1936; 45: 822–30.
5. Khanna SM, Tonndorf J, Queller J. Mechanical parameters of hearing by bone conduction. *J Acoust Soc Am*, 1976; 60: 139–54.
6. Stenfelt S, Goode RL. Bone-conducted sound: Physiological and clinical aspects. *Otol Neurotol*, 2005; 26(6): 1245–61.
7. Mudry A, Tjellström A. Historical background of bone conduction hearing devices and bone conduction hearing aids. *Adv Otorhinolaryngol*, 2011; 71: 1–9.
8. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J*, 2001; 10(Suppl 2): 96–101.
9. Håkansson B, Tjellström A, Rosenhall U. Hearing thresholds with direct bone conduction versus conventional bone conduction. *Scand Audiol*, 1984; 13(1): 3–13.
10. Albrektsson T, Zarb GA. *The Branemark osseointegrated implant*. Chicago: Quintessence Pub. Co; 1989.
11. Mrówka M. Zastosowanie tytanowych zczepów osteointegracyjnych w otorynolaryngologii. Rozprawa na stopień doktora nauk medycznych. Warszawa: Warszawski Uniwersytet Medyczny, 2012.
12. Weber BA, Rousht J. Implantable bone-conduction hearing device: Practical considerations. *J Am Acad Audiol*, 1991; 2: 123–27.
13. Skarżyński H, Szkielkowska A, Olszewski Ł, Mrówka M, Porowski M, Fabijańska A i wsp. Program stosowania implantów ucha środkowego i implantów zakotwiczonych w kości skroniowej na przewodnictwo kostne w leczeniu zaburzeń słuchu. *Now Audiofonol*, 2015; 4(1): 9–23.
14. Jovankovičová A, Staník R, Kunzo S, Majáková L, Profant M. Surgery or implantable hearing devices in children with congenital aural atresia: 25 years of our experience. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2015; 79(7): 975–79.
15. Lipan MJ, Eshraghi AA. Otologic and audiology aspects of microtia repair. *Semin Plast Surg*, 2011; 25(4): 273–78.
16. Fuchsmann C, Tringali S, Disant F, Buiet G, Dubreuil C, Froehlich P i wsp. Hearing rehabilitation in congenital aural atresia using the bone-anchored hearing aid: audiological and satisfaction results. *Acta Otolaryngol*, 2010; 130(12): 1343–51.
17. Pfiffner E, Kompis M, Flynn M, Asnes K, Arnold A, Stieger C. Benefits of low-frequency attenuation of baha® in single-sided sensorineural deafness. *Ear Hear*. 2011; 32(1): 40–45.
18. Wazen JJ, Van Ess MJ, Alameda J, Ortega C, Modisett M, Pinsky K. The Baha system in patients with single-sided deafness and contralateral hearing loss. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2010; 142(4): 554–59.
19. Yuen HW, Bodmer D, Smilsky K, Nedzelski JM, Chen JM. Management of single-sided deafness with the bone-anchored hearing aid. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2009; 141(1): 16–23.
20. Candreia C, Birrer R, Fistarol S, Kompis M, Caversaccio M, Arnold A i wsp. Predisposing factors for adverse skin reactions with percutaneous bone anchored hearing devices implanted with skin reduction techniques. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2016; 273(12): 4185–92.
21. Rahne T, Plontke SK. Device-based treatment of mixed hearing loss: An audiological comparison of current hearing systems. *HNO*, 2015; 64(2): 91–100.
22. Sprinzl GM, Wolf-Magele A. The Bonebridge Bone Conduction Hearing Implant: Indication criteria, surgery and a systematic review of the literature. *Clin Otolaryngol*, 2016; 41(2): 131–43.
23. Van Rompaey V, Claes G, Verstraeten N, van Dinther J, Zarewski A, Offeciers E i wsp. Skin reactions following BAHA surgery using the skin flap dermatome technique. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2011; 268(3): 373–76.
24. Mrówka M, Skarżyński PH, Osińska K, Skarżyński H. Application of Baha Connect: Long term observations. *J Hear Sci*, 2017; Suppl 7(2): 77–78.
25. Calon TG, van Hoof M, van den Berge H, de Bruijn AJ, van Tongeren J, Hof JR i wsp. Minimally Invasive Ponto Surgery compared to the linear incision technique without soft tissue reduction for bone conduction hearing implants: Study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*, 2016; 17(1): 540.
26. Amonoo-Kuofi K, Kelly A, Neeff M, Brown CR. Experience of bone-anchored hearing aid implantation in children younger than 5 years of age. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2015; 79(4): 474–80.
27. Marfatia H, Priya R, Sathe NU, Mishra S. Indian J. Challenges during Baha surgery: Our experience. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2016; 68(3): 317–21.