

(19)



URZĄD
PATENTOWY
RZECZYPOSPOLITEJ
POLSKIEJ

(10) **PL 249258 B1**

(12)

Opis patentowy

(21) Numer zgłoszenia: **421075**

(22) Data zgłoszenia: **2017.03.31**

(43) Data publikacji o zgłoszeniu: **2018.10.08 BUP 21/2018**

(45) Data publikacji o udzieleniu patentu: **2026.03.16 WUP 11/2026**

(51) MKP:

A61F 2/18 (2006.01)

(73) Uprawniony z patentu:

UNIWERSYTET JAGIELLOŃSKI, Kraków, PL
AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA
IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE,
Kraków, PL

(72) Twórca(-y) wynalazku:

MARCIN KONIOR, Kraków, PL
MACIEJ KŁACZYŃSKI, Kraków, PL

(74) Pełnomocnik:

rzecz. pat. Rafał Witek, Wrocław, PL

(54) Tytuł:

Proteza ucha środkowego

PL 249258 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest proteza ucha środkowego, odtwarzająca łańcuch kosteczek słuchowych, stosowana w chirurgii ucha środkowego. Przedmiot wynalazku znajduje swoje zastosowanie między innymi w leczeniu chirurgicznym pacjentów cierpiących na zaburzenia słuchu w przebiegu schorzeń ucha środkowego, w szczególności z niedosłuchem przewodzeniowym.

Uszkodzenie słuchu stanowi główny problem pacjentów cierpiących na schorzenia ucha środkowego. Wiele z tych przypadków wymaga interwencji chirurgicznej. Mnogość typów protez stosowanych w operacjach poprawy słuchu wskazuje na niedoskonałość metod opracowanych dotychczas. Ograniczenie ich skuteczności do wyselekcjonowanych wymagań zmusza jednostki wykonujące takie zabiegi do posiadania wielu kosztownych modeli. Jak dotąd, w zakresie chirurgii ucha środkowego brak jest rozwiązań umożliwiających dopasowanie jednego systemu rekonstrukcji do różnych sytuacji śródoperacyjnych. Konieczne zatem jest stworzenie protezy o szerokich możliwościach adaptacji, pozwalającej na skuteczną poprawę słuchu w różnorodnych sytuacjach klinicznych.

W patologiach ucha środkowego, w trakcie zabiegu operacyjnego mogą pojawić się trudności w odtworzeniu prawidłowej drogi słuchowej. Sytuacja taka dotyczy szczególnie miejsc, gdzie powierzchnie modelowanych kosteczek stykają się ze sobą lub z powierzchnią dotychczas stosowanych do rekonstrukcji protez. Są to najczęściej strefy, gdzie przed początkiem procesu chorobowego zlokalizowane były połączenia stawowe, w których następowała zmiana kierunku działania sił oraz zmiana wielkości przekazywanej energii akustycznej.

Obecnie poszukuje się skutecznej i użytecznej protezy kosteczek słuchowych będącej podstawą rekonstrukcji łańcucha przewodzącego ucha środkowego, pozwalającej na udzielenie pomocy poprzez poprawę słuchu, jaką umożliwi leczenie chirurgiczne, pacjentom cierpiącym na zaburzenia słuchu w przebiegu schorzeń ucha środkowego. Takim schorzeniem jest przede wszystkim przewlekłe zapalenie ucha środkowego, jednakże objaw niedosłuchu przewodzeniowego pojawia się również w przebiegu urazów ucha środkowego, wad wrodzonych, tympanoskerozy oraz nowotworów ucha środkowego. Wielu pacjentów z powodu trudnego pola operacyjnego, jakim jest jama bębnowa i przestrzeń ucha środkowego, oraz z powodu niedoskonałości stosowanych obecnie protez kosteczek słuchowych wymaga kolejnych zabiegów chirurgicznych. Stąd poszukiwanie coraz lepszych rozwiązań staje się koniecznością i warunkiem rozwoju tej dziedziny działalności terapeutycznej.

Z patentu polskiego PL217562B1 znana jest komorowa protezka ucha środkowego przeznaczona do stosowania w chirurgii ucha do przywrócenia funkcji ucha środkowego pacjenta. Cytowana komorowa protezka ucha środkowego zawiera stożkową komorę utworzoną przez pierścieniową ściankę w kształcie pobocznicę stożka ściętego, której szersza podstawa jest zamknięta membraną połączoną ze sztywnym elementem przenoszącym drgania, zaś węższa podstawa jest mocowana do tarczy strzemiączka. Istotą rozwiązania jest to, że otwór w węższej podstawie stanowi otwór kapilarny do napełniania stożkowej komory ośrodkiem ciekłym, zwłaszcza płynem fizjologicznym, a do węższej podstawy jest przyłączona płaska pierścieniowa tarcza z elementami mocującymi protezkę do tarczy strzemiączka, przy czym sztywny element przenoszący drgania, połączony z membraną, jest usytuowany na zewnątrz stożkowej komory.

Z kolei w opisie zgłoszenia patentowego P.412143 ujawniono protezę ucha środkowego o zmiennej długości. Istotą protezy ucha środkowego o zmiennej długości, posiadającej uchwyt mocujący protezę do strzemiączka oraz element mocujący protezę do błony bębnowej, jest to, że składa się ona z prętów w kształcie litery „S”, które zamocowane są na końcach w uchwycie mocującym protezę do strzemiączka i elemencie mocującym protezę do błony bębnowej. Pręty w kształcie litery „S”, z których zbudowana jest proteza, połączone są ze sobą w miejscu ich styku za pomocą pierścieni stabilizujących. Ponadto proteza wykonana jest z materiału z pamięcią kształtu.

W opisie amerykańskiego patentu US6277148B1 ujawniono między innymi urządzenie mocujące w celu przymocowania implantu ucha środkowego do struktur w uchu środkowym. Urządzenie mocujące składa się z dwóch pętli połączonych ze sobą pod pewnym kątem, wykonanych z drutu, przy czym jedna pętla mocowana jest do struktur ucha środkowego, np. do układu łańcucha kosteczek słuchowych, a druga pętla ma za zadanie mocować i utrzymywać część implantową, np. w postaci przetwornika magnetycznego. Cytowany układ stanowi jedynie element mocujący aktywny implant.

Problemem technicznym stawianym przed niniejszym wynalazkiem jest zapewnienie takiej protezy ucha środkowego, która będzie skutecznie zastępować pracę kosteczek słuchowych, a tym samym

pozwole na rekonstrukcję łańcucha przewodzącego ucha środkowego. Ponadto pożądanym jest, aby proteza ucha środkowego skutecznie transmitowała fale dźwiękowe, korzystnie z zakresu słyszalnego, zapewniała bezpieczeństwo stosowania, zapewniała funkcjonalność i śródoperacyjną łatwość modelowania, a ponadto stanowiła strukturę uniwersalną pozwalającą na wykorzystanie w różnorodnych sytuacjach klinicznych, przy zachowaniu niskiego kosztu wytworzenia i aplikacji. Nieoczekiwane wspomniane problemy techniczne rozwiązał prezentowany wynalazek.

Przedmiotem wynalazku jest proteza ucha środkowego, w szczególności łańcucha przewodzącego ucha środkowego charakteryzująca się tym, że stanowi naciskową sprężynę walcową o stałej średnicy, składającą się z tworzących strukturę ciągłą trzech części, przy czym jest ona wykonana z drutu z materiału posiadającego moduł Younga E z zakresu od $7 \cdot 10^{10}$ N/m² do $11,4 \cdot 10^{10}$ N/m², gęstość p z zakresu od $4 \cdot 10^3$ kg/m³ do $20 \cdot 10^3$ kg/m³, współczynnik Poissona ν z zakresu od 0,34 do 0,44, przy czym pierwsza część stanowi sprężynę o co najmniej jednym zwoju, o długości L_m z zakresu od 0,2 mm do 10 mm, druga część stanowi sprężynę o co najmniej jednym zwoju, o długości L_k z zakresu od 0,1 mm do 4 mm, a trzecia część stanowi sprężynę o co najmniej jednym zwoju, o długości L_s z zakresu od 0,1 mm do 1 mm, przy czym pierwsza część jest połączona z drugą częścią tak, że oś symetrii obrotowej pierwszej części jest pod kątem α_1 względem osi symetrii obrotowej drugiej części, zawierającym się w przedziale od 5° do 160°, natomiast trzecia część jest przyłączona do drugiej części, na końcu przeciwnym względem pierwszej części, tak że oś symetrii obrotowej trzeciej części sprężynowej jest pod kątem α_2 względem osi symetrii obrotowej drugiej części sprężynowej, zawierającym się w przedziale od 5° do 160°.

Korzystnie proteza ucha środkowego według wynalazku stanowi sprężynę o średnicy zewnętrznej D_z z zakresu od 1,0 mm do 1,6 mm.

Korzystnie proteza ucha środkowego według wynalazku jest wykonana z drutu o przekroju kołowym o średnicy d z zakresu od 0,1 mm do 0,3 mm.

Korzystnie proteza ucha środkowego według wynalazku stanowi sprężynę o skoku sprężyny P z zakresu od 0,1 mm do 1,0 mm.

Proteza ucha środkowego według niniejszego wynalazku cechuje się uniwersalnością zastosowania, funkcjonalnością i śródoperacyjną łatwością modelowania ostatecznego kształtu. Odpowiednia sztywność protezy rzutuje na przeniesienie energii akustycznej z nieznanym jej rozproszeniem oraz na możliwość wygięcia sprężyny, czyli zmianę kierunku działania sił. Właściwa elastyczność pozwala na transmisję fal wzdłuż osi protezy, przy czym nie powoduje nadmiernego pochłaniania energii i występowania efektu amortyzowania. Konstrukcja sprężynowa cechuje się zdolnością łatwego modelowania poprzez zginanie i skręcanie, co jest niezwykle istotne w przestrzennej budowie jamy bębnekowej. Budowa sprężyny daje także możliwość łatwego łączenia z różnymi częściami anatomicznymi kosteczek słuchowych do jej końców lub boków, skutecznie uzupełniając łańcuch przewodzący. Należy również zaznaczyć, iż pomimo zjawiska bliznowacenia tkanek w trakcie procesu gojenia, usztywniającego z reguły układ transmisyjny, zwojowa konstrukcja protezy może mieć jednocześnie wpływ na zachowanie trwałej ruchomości odtwarzanego układu. Dzięki skutecznej transmisji fali dźwiękowej proteza ucha środkowego według niniejszego wynalazku umożliwia zastępowanie pracy kosteczek słuchowych, przez co pozwala na rekonstrukcję łańcucha przewodzącego ucha środkowego. Dzięki niewzbudzaniu rezonansu w niskich częstotliwościach proteza nie stanowi zagrożenia dla pacjentów, co świadczy o bezpieczeństwie jej stosowania. Co więcej, proteza ucha środkowego stanowi prostą konstrukcję, wytwarzaną z jednego materiału, co pozwala na uzyskanie korzystnych czynników ekonomicznych.

Przykładowe realizacje wynalazku zaprezentowano na figurach rysunku, na którym fig. 1 przedstawia widok z przodu protezy ucha środkowego według pierwszej realizacji wynalazku, fig. 2 przedstawia częściowo przekrojowy widok z przodu pierwszej części sprężynowej rozwiązania z fig. 1, fig. 3 A-C przedstawiają różne warianty L-kształtnych protez ucha środkowego w widoku aksonometrycznym, fig. 4 A-B przedstawiają różne warianty C-kształtnych protez ucha środkowego w widoku aksonometrycznym, fig. 5 przedstawia zdjęcie wszczepionej protezy ucha środkowego według jednego przykładu realizacji niniejszego wynalazku, zastępującej zniszczone kowadełko, natomiast fig. 6 przedstawia zdjęcie wszczepionej protezy ucha środkowego według jednego przykładu realizacji niniejszego wynalazku, stabilizującej rozłączony staw kowadełkowo-strzemiączkowy.

Przykład 1

Na fig. 1 przedstawiono schematycznie widok z przodu protezy ucha środkowego 1 według jednej z możliwych realizacji niniejszego wynalazku, na fig. 2 przedstawiono natomiast częściowo przekrojowy widok z przodu pierwszej części sprężynowej 2 rozwiązania z fig. 1. Przedstawiona na fig. 1 proteza ucha środkowego 1 stanowi konstrukcję zawierającą trzy segmenty, utworzone z jednego drutu, stanowiące strukturę ciągłą. W protezie ucha środkowego 1 można wyróżnić pierwszą część sprężynową 2, stanowiącą sprężynę naciskową walcową o długości L_m zawierającej się w przedziale od 0,2 mm do 10 mm (w zależności od potrzeb). Na fig. 2 wskazano istotne parametry konstrukcyjne pierwszej części sprężynowej 2, mające również zastosowanie do pozostałych części sprężynowych 3, 4 przedmiotowej protezy ucha środkowego 1. Do pierwszej części sprężynowej 2, na jednym końcu przyłączona jest druga część sprężynowa 3, również stanowiąca sprężynę naciskową walcową, o długości L_k z zakresu od 0,1 mm do 4 mm. Pierwsza część sprężynowa 2 połączona jest z drugą częścią sprężynową 3 w taki sposób, że oś symetrii obrotowej pierwszej części sprężynowej 2 zorientowana jest pod kątem α_1 względem osi symetrii obrotowej drugiej części sprężynowej 3, który zawiera się w przedziale od 5° do 160° . Ponadto, przedstawiona na fig. 1 proteza ucha środkowego 1 zawiera trzecią część sprężynową 4, przyłączoną do drugiej części sprężynowej 3, na końcu przeciwnym względem pierwszej części sprężynowej 2. Podobnie do części sprężynowych 2 i 3 trzecia część sprężynowa 4 stanowi sprężynę naciskową walcową o co najmniej jednym zwoju, o długości L_s z zakresu od 0,1 mm do 1 mm. Co więcej, trzecia część sprężynowa 4 połączona jest z drugą częścią sprężynową 3 w ten sposób, że oś symetrii obrotowej trzeciej części sprężynowej 4 jest pod kątem α_2 względem osi symetrii obrotowej drugiej części sprężynowej 3 zawierającym się w przedziale od 5° do 160° .

Całość protezy ucha środkowego 1, tj. części sprężynowe 2, 3, 4, wykonana jest z drutu o przekroju kołowym, o średnicy d zawierającej się w przedziale od 0,1 mm do 0,3 mm. Każda z części sprężynowych 2, 3, 4 posiada średnicę zewnętrzną D_z z zakresu od 1,0 mm do 1,6 mm oraz skok sprężyny P z zakresu od 0,1 mm do 1,0 mm. Wykorzystany do budowy protezy ucha środkowego 1 drut wykonany jest z materiału posiadającego moduł Younga E z zakresu od $7 \cdot 10^{10}$ N/m² do $11,4 \cdot 10^{10}$ N/m², gęstość ρ z zakresu od $4 \cdot 10^3$ kg/m³ do $20 \cdot 10^3$ kg/m³, współczynnik Poissona ν z zakresu od 0,34 do 0,44.

Poszczególne przykłady realizacji prezentowanej protezy ucha środkowego 1 zostaną przedstawione w poniższych przykładach realizacji.

Przykład 2

Zgodnie z niniejszym wynalazkiem wykonano dziesięć wariantów protez ucha środkowego 1, podzielonych na dwie grupy: L-kształtne (warianty I–VI) oraz C-kształtne (warianty VII–X). Parametry konstrukcyjne tych wariantów zestawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Parametry najczęściej stosowanych w implantacji protez

Wariant protezy	Kształt przekroju	d [mm]	P [mm]	α_1 [°]	α_2 [°]	L_m [mm]	L_k [mm]	L_s [mm]
I	„L”	1,35	0,4	90	0	0,4	0,8	-
II	„L”	1,35	0,4	90	0	0,4	1,6	-
III	„L”	1,5	0,5	90	0	0,5	1,0	-
IV	„L”	1,5	0,5	90	0	0,5	2,0	-
V	„L”	1,5	0,5	90	0	1,0	1,5	-
VI	„L”	1,35	0,4	90	0	0,8	1,2	-
VII	„C”	1,5	0,5	90	90	1,0	1,0	1,0
VIII	„C”	1,5	0,5	90	90	0,5	1,0	1,5
IX	„C”	1,35	0,4	90	90	0,8	0,8	0,8
X	„C”	1,35	0,4	90	90	0,4	0,8	1,2

Niektóre z wytworzonych wariantów protez ucha środkowego 1 przedstawiono w widokach aksometrycznych na figurach, odpowiednio: wariant I – fig. 3A, wariant II – fig. 3B, wariant VI – fig. 3C, wariant VII – fig. 4B oraz wariant VIII – fig. 4A.

Dla przedstawionych w tabeli 1 wariantów protezy ucha środkowego 1 określono transmisję fali akustycznej, którą można opisać jako funkcję transmitancji widmowej tj. stosunek sygnału (fali akustycznej) wyjściowego do wejściowego w funkcji częstotliwości, zgodnie ze wzorem:

$$G(j\omega) = \frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)}$$

Dla bezpiecznego i prawidłowego działania protezy ucha środkowego 1 wartość funkcji $G(j\omega)$ dla którejkolwiek częstotliwości z zakresu 20 Hz ÷ 20 kHz powinna zawierać się w przedziale ± 20 dB. Taki zakres odpowiada w skali liniowej 10-krotnemu wzmocnieniu lub tłumieniu sygnału akustycznego. Szczególną uwagę należy zwrócić na duże wartości tłumienia (większe niż -10 dB) dla pasma częstotliwości z zakresu badań audiometrycznych czyli 125 Hz ÷ 8 kHz. Fakt ten jest związany z dobrym przenoszeniem fali akustycznej w paśmie występowania sygnału mowy. Pobudzenie w badaniach stanowiło zmienne sinusoidalnie wymuszenie poziomem ciśnienia akustycznego równemu 80 dB (co odpowiada ciśnieniu akustycznemu równemu 0,2 Pa).

W tabeli 2 przedstawiono wartość funkcji $G(j\omega)$ dla następującego wariantu parametrów materiałowych:

$$E = 11,38 \cdot 10^{10} \text{ N/m}^2, \nu = 0,34, \rho = 4,43 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3.$$

W tabeli 3 przedstawiono wartość funkcji $G(j\omega)$ dla następującego wariantu parametrów materiałowych:

$$E = 6,7 \cdot 10^{10} \text{ N/m}^2, \nu = 0,33, \rho = 2,7 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3.$$

Analiza otrzymanych wyników wskazuje, że amplitudy nie osiągają wartości krytycznych w zakresie niskich częstotliwości (20Hz – 400Hz). W związku z tym proteza ucha środkowego 1 w przedstawionych wariantach dobrze propaguje energię wibroakustyczną, nie stanowiąc zagrożenia niebezpiecznym rezonansom w niskich częstotliwościach.

Przykład 3

Protezę ucha środkowego 1 według niniejszego wynalazku zbadano w próbach symulacyjnych na modelach ucha środkowego i kosteczek słuchowych. Symulacje przeprowadzono na modelach kości skroniowych z wykorzystaniem mikroskopu operacyjnego, napędu chirurgicznego wraz z osprzętem oraz adekwatnego instrumentarium chirurgicznego, tak, aby jak najdokładniej odtworzyć śródoperacyjne warunki rekonstrukcji układu transmisyjnego ucha środkowego. W próbach symulowano patologie poszczególnych kosteczek słuchowych. Wyniki wykazały istnienie następujących wskazań do aplikacji projektowanej protezy: rekonstrukcja typu PORP, rekonstrukcja typu TORP, zespolenie młoteczkowo strzemiączkowe, interpozycja kowadełka, pomoc w rozwiązaniu rozmaitych sytuacji trudnych i nietypowych (np. „pusta jama”).

Na fig. 5 przedstawiono zdjęcie wszczepionej protezy ucha środkowego 1 według jednego przykładu realizacji niniejszego wynalazku, zastępującej zniszczone kowadełko, natomiast fig. 6 przedstawia zdjęcie wszczepionej protezy ucha środkowego 1 według jednego przykładu realizacji niniejszego wynalazku, stabilizującej rozłączony staw kowadełkowo-strzemiączkowy. W przykładzie przedstawionym na fig. 5 proteza ucha środkowego 1, a właściwie pierwsza część sprężynowa 2, została przymocowana do głowy strzemiączka 5, natomiast z drugiej strony trzecia część sprężynowa 4 została przymocowana do rękocyści młoteczka 6. W tym przypadku proteza ucha środkowego 1 służyła jako transponder akustyczny zapewniając rekonstrukcję łańcucha przewodzącego ucha środkowego. Natomiast w przykładzie przedstawionym na fig. 6 protezę ucha środkowego 1 przymocowano pomiędzy głowę strzemiączka 5 a odnogę długą kowadełka 7. W tym przypadku wykazano użyteczność protezy ucha środkowego 1 według niniejszego wynalazku jako pierścieniowego stabilizatora stawu kowadełkowo-strzemiączkowego.

Metodologia zastosowania protezy ucha środkowego 1 według niniejszego wynalazku polegała na odpowiednim doborze właściwej długości i kształtu poprzez zmianę długości uzyskiwaną przez przecięcie nożem chirurgicznym lub nożyczkami odpowiedniego fragmentu z wyprodukowanego elementu i/lub zmianę formy dokonywaną przez operatora przy pomocy igieł mikrochirurgicznych wyginających protezę 1 do uzyskania kształtu wymaganego.

Tabela 2. Funkcja transmittancji widmowej protezy dla materiału o następujących parametrach: $E = 11,38 \times 10^{10}$ [N/m²], $\nu = 0,34$, $\nu_s = 5050$ [m/s], $\rho = 4,43 \times 10^3$ [kg/m³]

f [Hz]	G [jw] [dB]																															
	20	25	32	40	50	63	80	100	125	160	200	250	315	400	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3000	3150	4000	5000	6300	8000	10000	12500	16000	20000
1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	0,0	0,0	0,0	0,1	0,2	0,4	0,7	1,1	1,7	1,9	3,3	5,7	9,7	8,0	1,7	-2,5	-3,8	3,2
2	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,6	0,6	0,6	0,7	0,9	1,1	1,4	2,0	3,0	4,6	6,7	7,7	12,4	8,2	2,4	-0,4	-0,7	4,9	-0,1	5,1
3	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	0,0	0,1	0,2	0,4	0,7	1,2	2,0	3,0	3,4	5,9	9,8	7,2	1,1	-2,9	-4,2	-0,7	4,7	
4	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,4	-1,4	-1,4	-1,3	-1,2	-1,0	-0,7	-0,2	0,6	1,9	3,8	5,8	4,8	4,1	0,7	-1,2	-3,8	-4,4	4,5	-1,6	2,9	6,8
5	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,1	-2,1	-2,1	-2,1	-2,1	-2,0	-1,9	-1,7	-1,4	-0,9	-0,1	1,1	3,1	4,6	4,7	3,1	-0,3	-2,0	-1,2	1,4	2,4	0,6	5,4
6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,4	-1,3	-1,1	-0,8	-0,3	0,4	1,6	3,0	3,6	5,9	4,5	0,6	-2,1	-2,5	3,1	1,5	6,0		
7	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,4	-6,4	-6,3	-6,2	-6,0	-5,7	-5,2	-4,3	-3,1	-2,1	-2,0	5,9	1,8	1,2	-0,4	10,0	-5,9	3,2	7,1
8	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,2	-6,2	-6,2	-6,1	-6,0	-5,8	-5,5	-5,0	-4,3	-3,2	-1,9	-1,7	-1,4	3,1	4,1	-2,6	-4,8	3,6	4,7	-3,5	3,3
9	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,2	-7,2	-7,1	-7,0	-6,9	-6,7	-6,3	-5,7	-4,6	-3,4	-2,9	0,1	1,6	1,0	-1,5	-0,9	11,1	-1,8	4,2
10	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,8	-8,8	-8,8	-8,7	-8,6	-8,4	-8,1	-7,6	-6,9	-5,6	-4,4	-4,0	-2,5	3,1	0,5	-2,5	-4,1	0,8	3,7	7,4

Tabela 3. Funkcja transmittancji widmowej protezy dla materiału o następujących parametrach: $E = 6,7 \times 10^{10}$ [N/m²], $\nu = 0,33$, $\nu_s = 5000$ [m/s], $\rho = 2,7 \times 10^3$ [kg/m³]

f [Hz]	G [jw] [dB]																															
	20	25	32	40	50	63	80	100	125	160	200	250	315	400	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3000	3150	4000	5000	6300	8000	10000	12500	16000	20000
1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	0,0	0,0	0,0	0,1	0,2	0,4	0,7	1,2	1,7	2,0	3,4	5,9	10,0	7,6	7,5	4,8	0,7	5,5
2	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,6	0,6	0,6	0,7	0,9	1,1	1,5	2,0	3,0	4,8	7,0	8,0	12,5	7,8	2,2	-0,5	-1,3	6,6	-0,6	4,8
3	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	0,0	0,0	0,1	0,2	0,4	0,7	1,2	2,1	3,1	3,5	6,1	9,9	6,8	0,8	-3,1	-4,1	-1,0	4,6
4	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,4	-1,4	-1,3	-1,2	-1,0	-0,7	-0,2	0,6	2,0	4,0	5,8	4,6	3,9	0,5	-1,2	-2,2	-2,2	-5,3	3,8	12,4	-1,1	4,5	
5	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,2	-2,1	-2,1	-2,1	-2,1	-2,0	-2,0	-1,9	-1,7	-1,4	-0,9	0,0	1,2	3,2	4,6	4,7	2,9	-0,5	-2,0	1,9	0,4	2,6	-0,6	4,8
6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,6	-1,5	-1,5	-1,5	-1,5	-1,4	-1,3	-1,1	-0,8	-0,3	0,5	1,7	3,1	3,7	5,9	4,3	0,4	-2,1	-2,5	2,5	1,5	6,0		
7	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,5	-6,4	-6,4	-6,3	-6,2	-6,0	-5,6	-5,1	-4,3	-3,0	-2,0	-2,1	5,5	1,5	2,0	0,0	7,4	-5,9	0,3	4,9
8	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,3	-6,2	-6,2	-6,2	-6,1	-6,0	-5,8	-5,5	-5,0	-4,3	-3,2	-1,9	-1,6	-1,3	3,8	2,2	-3,0	-4,7	-3,6	4,8	-0,8	4,7
9	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,3	-7,2	-7,2	-7,1	-7,0	-6,9	-6,6	-6,3	-5,6	-4,6	-3,3	-2,8	0,4	1,8	0,9	-2,8	-0,5	8,7	-1,3	4,4
10	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,9	-8,8	-8,8	-8,8	-8,7	-8,6	-8,4	-8,1	-7,6	-6,8	-5,5	-4,3	-3,8	-2,3	3,8	-0,7	-2,6	-3,9	-0,2	3,0	6,9

Zastrzeżenia patentowe

1. Proteza ucha środkowego (1), w szczególności łańcucha przewodzącego ucha środkowego, **znamienna tym**, że stanowi naciskową sprężynę walcową o stałej średnicy, składającą się z tworzących strukturę ciągłą trzech części (2, 3, 4),
przy czym jest ona wykonana z drutu z materiału posiadającego moduł Younga E z zakresu od $7 \cdot 10^{10}$ N/m² do $11,4 \cdot 10^{10}$ N/m², gęstość ρ z zakresu od $4 \cdot 10^3$ kg/m³ do $20 \cdot 10^3$ kg/m³, współczynnik Poissona ν z zakresu od 0,34 do 0,44,
przy czym pierwsza część (2) stanowi sprężynę o co najmniej jednym zwoju, o długości L_m z zakresu od 0,2 mm do 10 mm,
druga część (3) stanowi sprężynę o co najmniej jednym zwoju, o długości L_k z zakresu od 0,1 mm do 4 mm, a
trzecia część (4) stanowi sprężynę o co najmniej jednym zwoju, o długości L_s z zakresu od 0,1 mm do 1 mm,
przy czym pierwsza część (2) jest połączona z drugą częścią (3), tak że oś symetrii obrotowej pierwszej części (2) jest pod kątem α_1 względem osi symetrii obrotowej drugiej części (3), zawierającym się w przedziale od 5° do 160° ,
natomiast trzecia część (4), jest przyłączona do drugiej części (3), na końcu przeciwległym względem pierwszej części (2), tak że oś symetrii obrotowej trzeciej części sprężynowej (4) jest pod kątem α_2 względem osi symetrii obrotowej drugiej części sprężynowej (3), zawierającym się w przedziale od 5° do 160° .
2. Proteza ucha środkowego (1) według zastrz. 1, **znamienna tym**, że stanowi sprężynę o średnicy zewnętrznej D_z z zakresu od 1,0 mm do 1,6 mm.
3. Proteza ucha środkowego (1) według z zastrz. 1 albo 2, **znamienna tym**, że jest wykonana z drutu o przekroju kołowym o średnicy d z zakresu od 0,1 mm do 0,3 mm.
4. Proteza ucha środkowego (1) według któregośkolwiek z zastrz. od 1 do 3, **znamienna tym**, że stanowi sprężynę o skoku sprężyny P z zakresu od 0,1 mm do 1,0 mm.

Rysunki

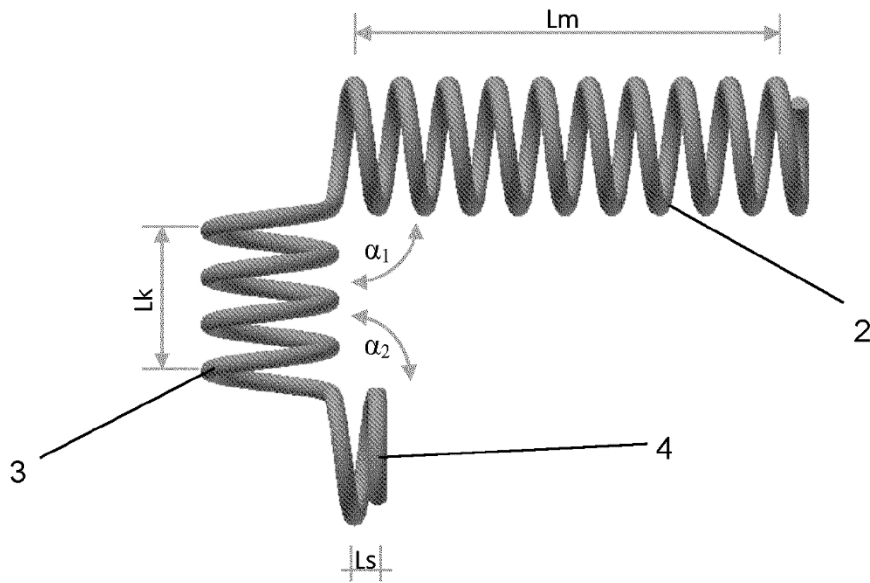


Fig. 1

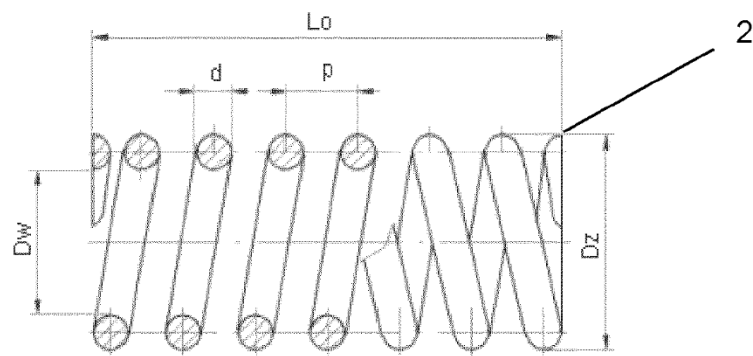


Fig. 2

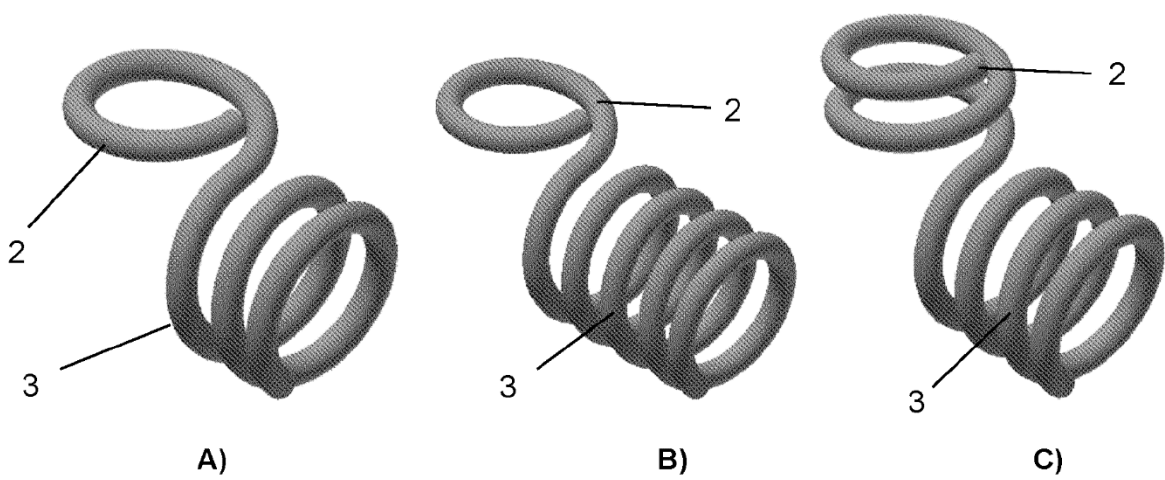


Fig. 3

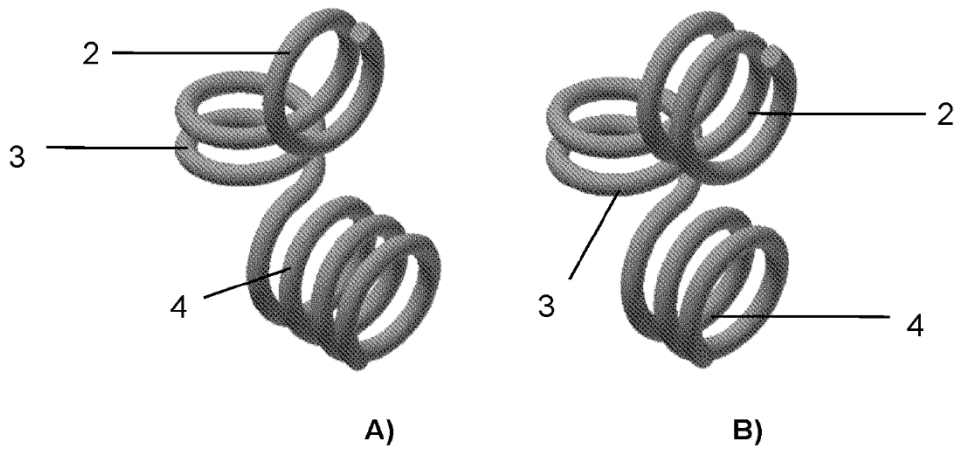


Fig. 4

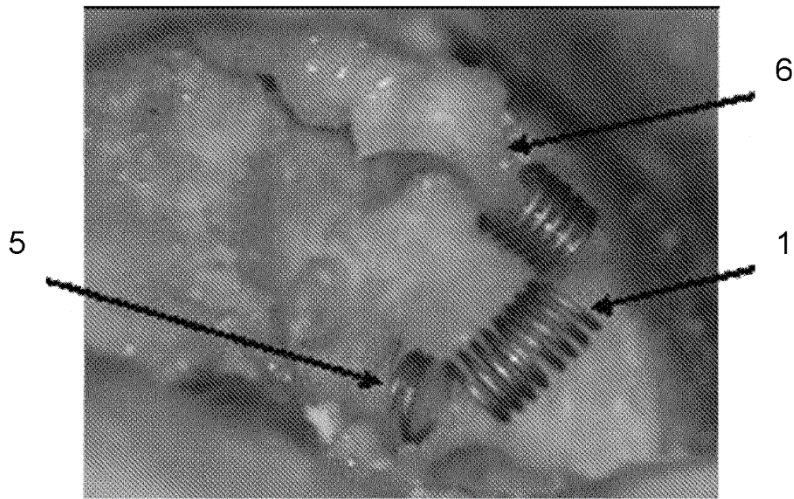


Fig. 5

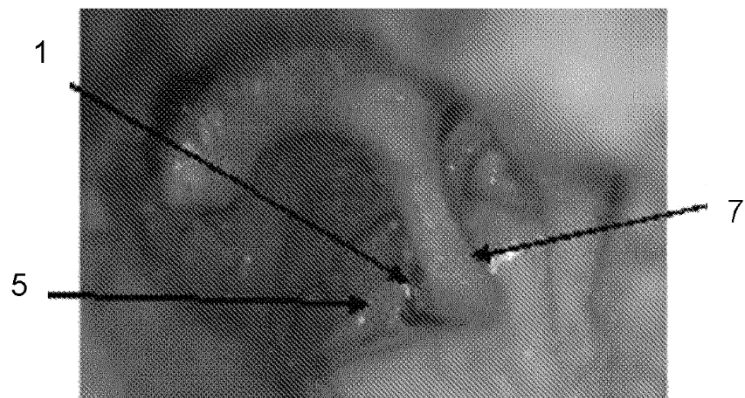


Fig. 6