

## Monika KWACZ<sup>1</sup>, Jarosław WYSOCKI<sup>2</sup>, Maciej MRÓWKA<sup>2</sup>

<sup>1</sup>POLITECHNIKA WARSZAWSKA INSTYTUT MIKROMECHANIKI I FOTONIKI, ul. św. Andrzeja Boboli 8, 02-525 Warszawa

<sup>2</sup>INSTYTUT FIZJOLOGII I PATOLOGII SŁUCHU MCSM WARSZAWA/KAJETANY, ul. Mokra 17, 05-830 Kajetany k. Nadarzyn

# System pomiarowy do badań eksperymentalnych mechaniki ucha środkowego

Dr inż. Monika KWACZ

Działalność naukowa: mechanika i mikromechanika, pomiary i modelowanie zjawisk trybologicznych, pomiary i analiza drgań w narządzie słuchu, modelowanie procesu przewodzenia dźwięku w narządzie słuchu, projektowanie i konstrukcja implantów i protez narządu słuchu.



e-mail: m.kwacz@mchtr.pw.edu.pl

Dr hab. Jarosław WYSOCKI

Działalność naukowa: anatomia i fizjologia narządu słuchu i równowagi, anatomia kliniczna głowy i szyi.



e-mail: j.wysocki@ifps.org.pl

Lek. med. Maciej MRÓWKA

Działalność naukowa: otolaryngologia, leczenie operacyjne zaburzeń słuchu, aparaty wszczepialne BAHA, implanty ślimakowe, implanty słuchowe do pnia mózgu, implanty ucha środkowego, protezy twarzoczaszki na zaczepekach tytanowych, etyka medyczna.



e-mail: dr.mrowka@gmail.com

### Streszczenie

W artykule opisano system pomiarowy do bezkontaktowego pomiaru parametrów drgań elementów strukturalnych narządu słuchu. Zaproponowano oryginalną metodykę pomiarów eksperymentalnych drgań błony okienka okrągłego w warunkach in-vitro oraz stwierdzono, że technika laserowej wibrometrii Dopplerowskiej jest przydatnym narzędziem badawczym w skali mikro- i nanometrowej nie tylko obiektów technicznych ale również obiektów biologicznych.

**Słowa kluczowe:** laserowa wibrometria Dopplerowska, mechanika narządu słuchu.

## Measurement system for experimental studies of middle ear mechanics

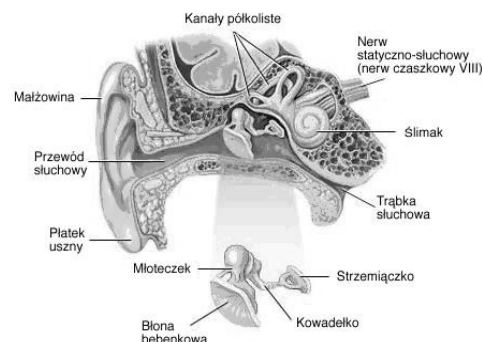
### Abstract

This paper presents the measuring system for non-contact measurements of vibration parameters of the hearing organ structural elements. An original methodology for in-vitro measurements of the round window membrane vibration is proposed. It was found that the Laser Doppler Vibrometry (LDV) technique is a useful research tool in micro- and nanometer scale not only technical but also biological objects. Section 1 shows the hearing organ anatomic structure (Fig. 1) and presents the applicability of the LDV method. Section 2 contains a brief review of the literature [1-16] presenting the methodology of experimental middle ear mechanics carried out by the LDV technique. Subsection 2.1 describes the various ways of making the temporal bone preparations and contains diagrams showing examples of such preparations (Fig. 2). Subsections 2.2 and 2.3 deal with a system that forces acoustic vibrations in the test preparation and the optical system allowing measurements of the velocity or displacement amplitude of vibrating elements. Section 3 presents the authors' methodology for experimental measurements of the round window membrane vibration. There is shown the scheme of experimental measurements and view of the part of the test stand (Fig. 4) as well as the functional diagram (Fig. 5), block diagram and view of the measurement system (Fig. 6). In Section 4 there is described the possibility of using the developed methodology and the measurement system.

**Keywords:** Laser Doppler Vibrometry, hearing organ mechanics.

## 1. Wstęp

Ucho środkowe jest złożonym systemem mechanicznym, którego zadaniem jest przewodzenie dźwięku z zewnętrznego przewodu słuchowego do struktur ucha wewnętrznego (rys. 1). Najistotniejszą częścią tego systemu jest łańcuch kosteczek słuchowych. W zakresie fizjologicznym amplitudy przemieszczeń elementów strukturalnych ucha środkowego podczas przenoszenia dźwięku nie przekraczają wartości 100 nm. Zarówno diagnostyka ucha fizjologicznego, jak i ucha po rekonstrukcji uszkodzonego łańcucha kosteczek słuchowych, wymagają stosowania aparatury pomiarowej umożliwiającej bezkontaktowe pomiary parametrów drgań o bardzo małej amplitudzie w szerokim zakresie częstotliwości akustycznych. Nowoczesną techniką pomiarową, która spełnia te wymagania jest laserowa wibrometria Dopplerowska (LDV – Laser Doppler Vibrometry).



Rys. 1. Budowa anatomiczna narządu słuchu  
Fig. 1. Anatomic structure of the hearing organ

Celem pracy jest eksperymentalna weryfikacja możliwości zastosowania metody LDV do bezkontaktowego pomiaru parametrów drgań elementów strukturalnych ucha środkowego w stanie fizjologicznym, patologicznym i implantowanym. Doniesienia literaturowe pokazują, że wyniki pomiarów eksperymentalnych mogą być wykorzystywane do modelowania procesu przewodzenia dźwięku, do testowania protez ucha środkowego, do diagnostyki stanów patologicznych oraz do śródoperacyjnej kontroli skuteczności przeprowadzanego zabiegu otolaryngicznego. Pomimo znaczącego postępu w tych dziedzinach, zależność pomiędzy budową strukturalną a procesem przewodzenia dźwięku pozostaje nadal niedostatecznie zbadana, dlatego celowe jest rozwijanie tej tematyki w pracach badawczych zarówno o charakterze eksperymentalnym, jak i o charakterze teoretycznym i modelowym. Niezwykle potrzebne jest także opracowanie i wdrożenie do praktyki otolaryngologicznej urządzenia diagnostycznego oparte go na technice LDV.

## 2. Metodyka badań eksperymentalnych

Badania prowadzi się w warunkach in-vitro, wykorzystując odpowiednio przygotowane świeże, pośmiertne preparaty ludzkiej kości skroniowych. Możliwe jest również prowadzenie badań w warunkach in-vivo (diagnostyka ambulatoryjna i śródoperacyjna), jednak w tym przypadku ze względów anatomicznych dostępne pole pomiarowe ograniczone jest tylko do powierzchni błony bębenkowej (TM). Badania polegają na pomiarze amplitudy oraz fazy drgań elementów strukturalnych ucha środkowego w funkcji częstotliwości (400 Hz – 20 kHz) oraz natężenia dźwięku (40 dB – 100 dB) podawanego do zewnętrznego przewodu słuchowego. Na podstawie eksperymentalnych wyników badań określone są amplitudowe i fazowe funkcje przenoszenia prędkości, których przebiegi zależą od stanu łańcucha kosteczek słuchowych. Przebiegi wyznaczonych funkcji mogą różnicować patologie ucha środkowego oraz służyć do optymalizacji konstrukcji protezek narządu słuchu.

### 2.1. Przygotowanie preparatu

W literaturze [1-6] wykazano, że funkcjonowanie struktur ucha środkowego w preparatach pośmiertnych jest takie samo jak funkcjonowanie tych struktur w warunkach fizjologicznych. Preparaty kości skroniowej powinny zostać pobrane ze zwłok w ciągu 48 godzin po śmierci, a następnie zabezpieczone przed wysychaniem i przechowywane bez zamrażania w temperaturze około 5°C do chwili pomiarów [7, 8]. Pomiarów powinny być wykonane w okresie od 1 dnia do 6 dni po śmierci. W literaturze podawane są liczne opisy wykonania preparatu kości skroniowej, przy czym każdy z badaczy stosuje pewne własne modyfikacje w zależności od rodzaju prowadzonych pomiarów. Wspólną cechą wszystkich opisywanych preparatów jest rozwiercenie zewnętrznego przewodu słuchowego, aż do pełnej ekspozycji błony bębenkowej, z pozostawieniem obrzeża kostnego wokół pierścienia bębenkowego [7, 9-16]. Do tak rozwierconego przewodu słuchowego mocowany jest zastępczy zewnętrzny sztuczny cylindryczny przewód słuchowy o średnicy ok. 9 mm (rys. 2).

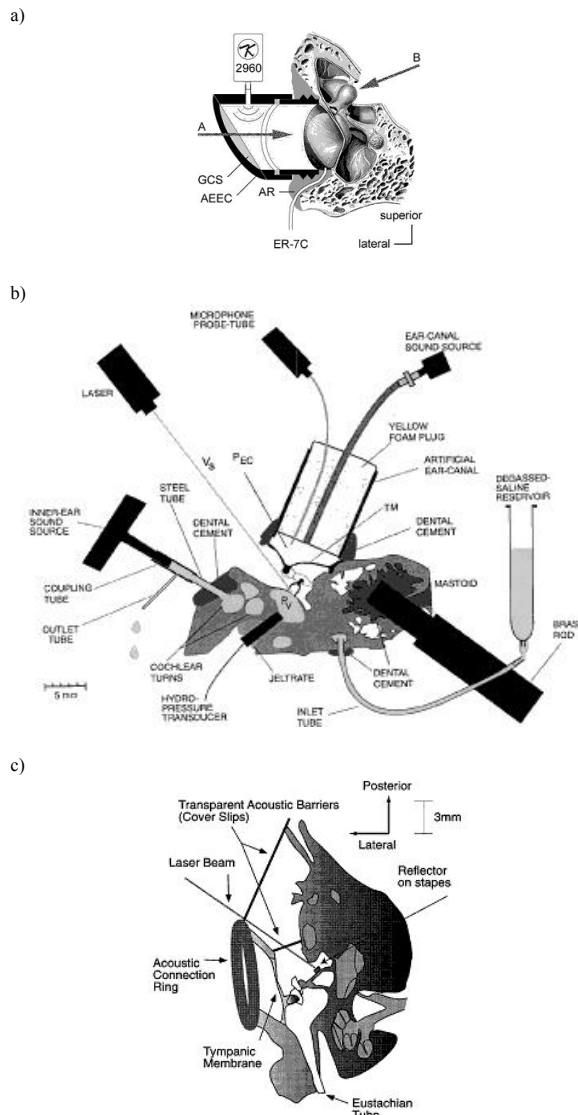
W większości opisywanych w literaturze preparatów kości skroniowych [m.in. 7, 9, 11-14] wykonywana była tylna lub przednia tympanotomia (rys. 2) w celu uwidocznienia badanych elementów strukturalnych ucha środkowego. Tympanotomia powinna zapewniać możliwość oświetlenia badanego elementu strukturalnego wiązką światła laserowego padającego prostopadle do powierzchni drgającej. Jednocześnie kierunek biegu wiązki światła laserowego powinien być równoległy do kierunku drgań, aby zapobiec rozpraszaniu energii odbitej wiązki świetlnej.

Do zastępczego przewodu słuchowego mocowany jest adapter (np. tube nipple ER3-04, Etymotic Research, Elk Grove, IL), który umożliwia przyłączenie głośnika pomiarowego oraz rurki wykonana najczęściej z polietylenu, w której umieszczony jest mikrofon pomiarowy kontrolujący poziom natężenia podawanego dźwięku. Koniec rurki powinien być umieszczony w odległości ok. 1-2 mm od powierzchni TM.

Przy badaniach prowadzonych z wykorzystaniem wibrometru laserowego jednopunktowego, w celu zwiększenia intensywności laserowej wiązki światła odbitego od badanej struktury, stosuje się punkty refleksyjne o powierzchni 0,5 mm<sup>2</sup> i masie 0,04 mg lub szklane miokulki o średnicy 50 μm (3M, ST. Paul, MN, USA) [7, 9] albo badaną powierzchnię pokrywa się cienką warstwą (2-3,5 μm) srebrnego proszku (Sigma – Aldrich Chemie, Steinheim, Germany) [12].

W przypadku wykonywania eksperymentalnych pomiarów parametrów drgań elementów strukturalnych ucha środkowego w stanie fizjologicznym przygotowany w opisany wyżej sposób preparat kości skroniowej powinien zostać zamocowany w odpowiednim uchwycie a następnie do zastępczego przewodu słuchowego powinien być podawany wymuszający drgania sygnał akustyczny. Natomiast w przypadku badań stanu patologicznego lub

implantowanego należy przeprowadzić odpowiednie procedury otochirurgiczne, których celem może być np. rozłączenie łańcucha kosteczek słuchowych, unieruchomienie młoteczka, kowadełka lub strzemiączka, usztywnienie więzadeł, implantacja różnego rodzaju protezek lub wykonanie rekonstrukcji łańcucha cementem jonomerowym.



Rys. 2. Schematy preparatów kości skroniowej wg różnych badaczy:

(a) Willis et al. (2002), (b) Puria et al. (2003), (c) Voss et al. (2000)

Fig. 2. Diagrams of the temporal bone preparations acc. the following authors:

(a) Willis et al. (2002), (b) Puria et al. (2003), (c) Voss et al. (2000)

### 2.2. System akustyczny

Sygnał akustyczny podawany do zastępczego zewnętrznego przewodu słuchowego preparatu kości skroniowej wymusza drgania błony bębenkowej i pobudza do drgań łańcuch kosteczek słuchowych. Dźwięk emitowany jest za pomocą głośnika pomiarowego przyłączonego do adaptera zamocowanego w zewnętrznym przewodzie słuchowym. W literaturze podawane są trzy typy stosowanych głośników: (1) earphone 83-13A/024 Tibbets Industries, Camden, ME, USA [7, 8, 11, 17], (2) loudspeaker CI-2960, Knowles Electronics, Itasca, IL, USA [12], (3) loudspeaker ER-2, Etymotic Research, Elk Grove, IL, USA [6]. Głośnik pomiarowy emituje czyste tony kolejno o częstotliwościach w zakresie od 400 Hz do 10 kHz i natężeniu dźwięku w zakresie od 60 dB do 120 dB SPL (najczęściej stosowany jest poziom natężenia dźwięku o wartości 90 dB SPL).

Natężenie dźwięku w zastępczym zewnętrznym przewodzie słuchowym ( $P_{ec}$ ) mierzone jest w odległości około 2 mm od powierzchni błony bębenkowej za pomocą **mikrofonu** pomiarowego. Stosowany jest najczęściej jeden z dwóch typów mikrofonów pomiarowych: (1) Knowles hearing-aid microphone (SK 497 3103) lub (2) microphone ER-7C Etymotic Research, Elk Grove Village, IL, USA [7,12].

Sygnal akustyczny jest komputerowo generowany przez **system sterujący**, który jest najczęściej sprzężony z systemem rejestracji i analizy wyników pomiarowych. W zależności od ośrodka badawczego są stosowane różne systemy: (1) audio band measurement and analysis system SYSid 6.5 (WWW.sysid-labs.com, Berkeley, CA, USA) – ośrodek kalifornijski (Stanford University) oraz bostoński (Harvard University). System ten pracuje na platformie DOS z procesorem sygnałowym Ariel DSP-16+. System SYSid szczegółowo opisano w [18, 19], (2) system software PSV 6.14, Polytec, GmbH, Waldbronn, Germany – ośrodek europejski (Uniwersytet w Zurichu). System ten pozwala na generowanie sygnału akustycznego za pomocą generatora sygnałowego (np. 33120-A, Hewlett and Packard). Generowany sygnał akustyczny jest wzmacniany za pomocą **wzmacniacza** (np. D-75 Crown, Elkhart, IN, USA – [7], A50 lub A78 Revox AG, Regensdorf, Switzerland – [6, 12], albo P2075 Yamaha Electronics – [13]). Wzmocniony sygnał akustyczny jest następnie przekazywany do głośnika pomiarowego.

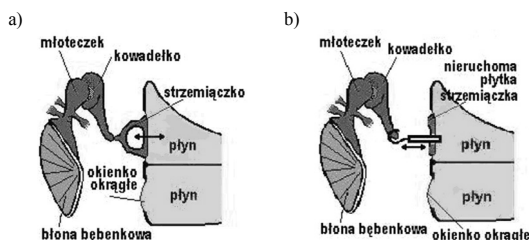
### 2.3. System optyczny

Małe wymiary oraz mała masa drgających struktur ucha środkowego uniemożliwiają zastosowanie kontaktowych metod pomiaru drgań, które wymagają przymocowania do obiektu drgającego czujników pomiarowych (np. akcelerometrów). Wszystkie opisywane dotychczas w literaturze pomiary parametrów drgań elementów strukturalnych ucha środkowego wykonywane były za pomocą komercyjnych wibrometrów laserowych firmy Polytec, GmbH, Waldbronn, Germany, (www.polytec.com). Indywidualne różnice polegały na konfiguracji systemu z coraz nowszych i bardziej udoskonalonych wersji poszczególnych elementów składowych (głowicy pomiarowej, kontrolera wibrometru, dekodera, oprogramowania sterującego).

## 3. Badania własne - pomiary drgań błony okienka okrągłego

### 3.1. Cel badań

Badania własne polegały na pomiarach parametrów drgań błony okienka okrągłego (RW). Celem badań była weryfikacja hipotezy, że wartości parametrów drgań błony RW określają intensywność przekazywania energii ze struktur ucha środkowego do struktur ucha wewnętrznego, a tym samym mogą różnicować rezultaty słuchowe osiągane po chirurgicznych operacjach rekonstrukcji łańcucha kosteczek słuchowych.



Rys. 3. Sposób pobudzania do drgań płynu perylimfaticznego: (a) w stanie fizjologicznym, (b) w stanie zaimplantowanym, po zabiegu stapedotomii z zastosowaniem protezki teflonowo-platynowej.

Fig. 3. The method for stimulating the perilymphatic fluid vibration: (a) in the physiological state, (b) in the implanted state after the stapedotomy with teflon-piston and platinum prosthesis.

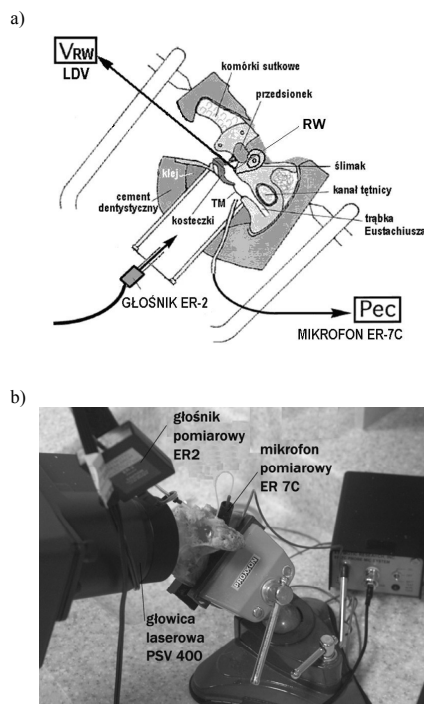
Badania zostały przeprowadzone w Instytucie Fizjologii i Patologii Słuchu MCSM w Kajetanach i polegały na pomiarze parametrów drgań błony okienka okrągłego w funkcji częstotliwości i natężenia dźwięku podawanego do zewnętrznego przewodu słuchowego. Badania wykonano w preparatach fizjologicznych oraz w tych samych preparatach po zaimplantowaniu protezki strzemiączka (rys. 3).

### 3.2. Obiekt badań

Pomiary eksperymentalne prowadzono przy wykorzystaniu świeżych preparatów kości skroniowej. W celu uniknięcia wpływu indywidualnych różnic fizjologicznych pomiędzy poszczególnymi preparatami na otrzymane wyniki pomiarów eksperyment prowadzono dwuetapowo:

- 1) etap I – pomiary drgań w preparacie fizjologicznym (zachowany łańcuch kosteczek słuchowych, nienaruszona błona bębenkowa, prawidłowe uwodnienie struktur, prawidłowe upowietrzenie przestrzeni jamy bębenkowej),
- 2) etap II – pomiary drgań w tych samych preparacie po zaimplantowaniu protezki (do implantacji wykorzystano rynkowe protezki strzemiączka w postaci teflonowego tłoczka o średnicy 0,47 mm, zawieszono na odnodze długiej kowadełka za pomocą odpowiednio zapiętej platynowej tasiemki).

Schemat etapu I eksperymentu (pomiary parametrów drgań błony okienka okrągłego w preparacie fizjologicznym w funkcji częstotliwości i natężenia dźwięku podawanego do zewnętrznego przewodu słuchowego) oraz widok części stanowiska pomiarowego pokazano na rys. 4.



Rys. 4. (a) Schemat pomiarów eksperymentalnych etapu I, (b) widok części stanowiska pomiarowego. Parametry wejściowe: częstotliwość i natężenie dźwięku podawanego do zewnętrznego przewodu słuchowego. Parametry wyjściowe: amplituda przemieszczenia i prędkości oraz faza drgań błony okienka okrągłego

Fig. 4. (a) Scheme of the experimental measurements (Stage 1), (b) View of the part of the test stand. Input parameters: frequency and sound pressure level supplied to the external ear canal. Output parameters: displacement and velocity amplitude as well as round window membrane displacement phase

Procedura przygotowania preparatu fizjologicznego wymagała wykonania następujących czynności:

- 1) pobranie wycinka kości skroniowej w ciągu 48 godzin po śmierci,
- 2) mikroskopowe sprawdzenie preparatu,

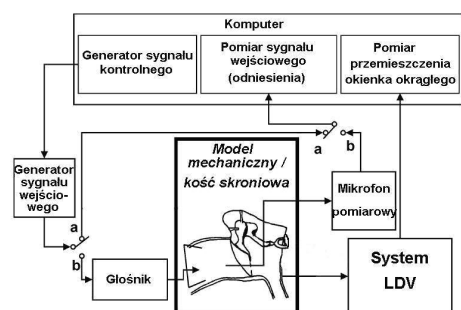
- 3) rozwiercenie przewodu słuchowego, aż do pełnej ekspozycji błony bębenkowej (pozostawienie obrzeża kostnego wokół pierścienia bębenkowego)
- 4) wykonanie szerokiej tympanotomii tylnej (niekiedy kosztem części kanału nerwu twarzowego) i uwidocznienie strzemiączka oraz okienka okrągłego,
- 5) przymocowanie piankowej wkładki usznej do obrzeża kostnego za pomocą kleju,
- 6) umieszczenie rurki mikrofonu (w odległości około 2 mm od błony bębenkowej) i adaptera głośnika ER3-04 (w odległości około 4-5 mm) we wkładce usznej,
- 7) okresowe zanurzanie preparatu w roztworze soli fizjologicznej w celu utrzymania odpowiedniego uwodnienia struktur

Po przeprowadzeniu pomiarów parametrów drgań w preparacie fizjologicznym w tym samym preparacie przeprowadzono procedurę implantacji protezki strzemiączka. Implantację wykonano bez naruszania błony bębenkowej. Ponowne pomiary parametrów drgań w preparacie implantowanym wykonano bezpośrednio po założeniu protezki. Procedura implantacji wymagała:

- 1) unieruchomienia podstawy strzemiączka w okienku owalnym,
- 2) przecięcia mięśnia strzemiączkowego,
- 3) rozłączenia strzemiączka i kowadełka w stawie strzemiączkowym,
- 4) usunięcia odnóg strzemiączka,
- 5) fenestracji unieruchomionej podstawy strzemiączka (wykonania otworu o średnicy około 0,6 mm),
- 6) umieszczenia tłołka protezki w wykonanym otworze i zaciśnięcia metalowej zawieszki na odnodze długiej kowadełka,
- 7) uszczelnienia otworu wokół protezki skrzepem krwi żylnej,
- 8) należy pamiętać o utrzymywaniu odpowiedniego uwodnienia struktur podczas implantacji protezki i nieodsysaniu płynu ucha wewnętrznego.

### 3.3. System pomiarowy

Schemat funkcjonalny stanowiska pomiarowego zbudowanego na podstawie bezkontaktowego systemu pomiaru drgań, wykorzystującego technikę laserowej vibrometrii Dopplerowskiej (LDV), pokazano na rys. 5. Podczas pomiarów porównywana jest częstotliwość wiązki wzorcowej z wiązką odbitą od drgającego obiektu, której częstotliwość zmienia się na skutek zjawiska Dopplera. Na podstawie zmiany częstotliwości określana jest prędkość drgającego obiektu.

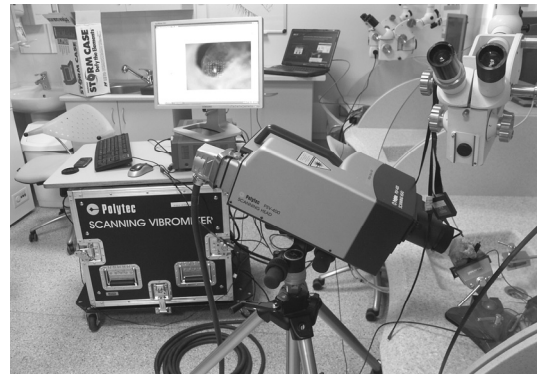
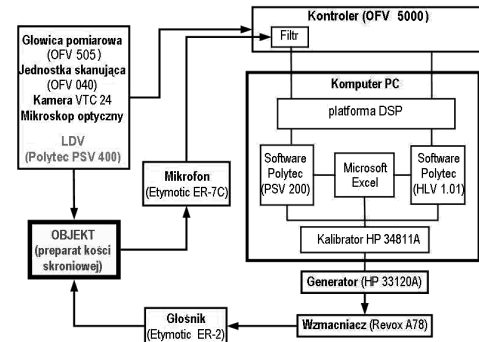


Rys. 5. Schemat funkcjonalny stanowiska pomiarowego  
Fig. 5. Functional diagram of the test stand

Stanowisko pomiarowe umożliwia:

- 1) generowanie i podawanie akustycznego sygnału wejściowego w zakresie częstotliwości od 400 Hz do 10000 Hz oraz w zakresie natężenia dźwięku od 40 dB do 100 dB,
- 2) kontrolę i kalibrację wartości parametrów sygnału wejściowego (częstotliwości i natężenia dźwięku),
- 3) pomiary amplitudy przemieszczenia i amplitudy prędkości oraz fazy drgań.

Stanowisko jest częścią komputerowo sterowanego systemu pomiarowego (rys. 6) umożliwiającego pomiary, opracowanie, wizualizację i interpretację otrzymanych wyników.



Rys. 6. Schemat blokowy i widok systemu pomiarowego  
Fig. 6. Block diagram and view of the measurement system

Do zamocowanej w preparacie wkładki usznej (rys. 4) doprowadzono wejściowy sygnał dźwiękowy generowany przez system komputerowy (VIBSOFT, Polytec PI) i wzmocniony przy pomocy wzmacniacza akustycznego (Revox A78).

Procedura stymulacji akustycznej polegała na:

- 1) kalibracji systemu VIBSOFT, głośnika i mikrofonu pomiarowego,
- 2) wyborze i ustawieniu poziomu natężenia dźwięku sygnału stymulującego (90 dB SPL),
- 3) wyborze i ustawieniu częstotliwości sygnału wejściowego (kolejno do zewnętrznego przewodu słuchowego podawano dźwięk o częstotliwości środkowej kolejnych pasm tercjowych: 400 Hz, 500 Hz, 630 Hz, 800 Hz, 1000 Hz, 1250 Hz, 1600 Hz, 2000 Hz, 2500 Hz, 3150 Hz, 4000 Hz, 5000 Hz, 6300 Hz, 8000 Hz, 10000 Hz),
- 4) podawaniu dźwięku do zewnętrznego przewodu słuchowego za pomocą głośnika (ER-2, Etymotic Research) dołączonego do adaptera (ER3-04, Etymotic Research) umieszczonego we wkładce usznej,
- 5) kontroli poziomu natężenia dźwięku stymulującego za pomocą mikrofonu pomiarowego (ER-7C, Etymotic Research) umieszczonego w rurce mikrofonu w odległości około 2 mm od błony bębenkowej.

Optyczny system pomiarowy zbudowano przy wykorzystaniu komercyjnego laserowego vibrometru skanującego firmy Polytec PSV 400 (rys. 6).

Zastosowany system vibrometru charakteryzował się następującymi parametrami:

- pole skanowania: 512x512 punktów pomiarowych,
- głowica laserowa wyposażona w laser typu He-Ne 633 nm o mocy < 1 mW, czujnika vibrometru (OFV-505), jednostkę skanującą (OFV 040) o kątowym zakresie skanowania +/- 20° i rozdzielczości kątowej < 0,002° oraz kamerę video VTC 24 z systemem Auto Fokus i 72x zoom,
- kontroler vibrometru (OFV-5000) wyposażony w port RS-232 umożliwiający pomiary prędkości w zakresie: od 0,01 μm/s do 10 m/s dla częstotliwości w zakresie od 0 MHz do 1 MHz,
- interfejs (PSV E 400) łączący głowicę pomiarową i kontroler vibrometru z systemem obróbki danych pomiarowych,
- system obróbki danych pomiarowych składający się z komputera PC wraz z oprogramowaniem oraz generatorem sygnału małej mocy.

### 3.4. Wyniki pomiarów

Badania wykazały, że istnieje istotna różnica w intensywności pobudzania do drgań płynu perylimfatycznego pomiędzy stanem fizjologicznym a stanem po zaimplantowaniu w preparacie protezki strzemiączka (rys. 3).

Metodą LDV mierzone były następujące parametry drgań 101 punktów błony okienka okrągłego w funkcji częstotliwości akustycznego sygnału wejściowego: (1) amplituda przemieszczeń, (2) amplituda prędkości oraz (3) kąt przesunięcia fazowego, przy czym ustalonym parametrem charakterystyki było natężenie akustycznego sygnału wejściowego o wartości 90 dB SPL. Stwierdzono około pięciokrotnie niższe wartości amplitudowe dla preparatów implantowanych niż dla preparatów fizjologicznych. Preparaty implantowane wykazały również niższe pasmo przenoszenia drgań niż preparaty fizjologiczne.

Do przeprowadzenia szczegółowej analizy uzyskanych wyników pomiarów eksperymentalnych (amplitudy przemieszczeń i prędkości oraz kąta przesunięcia fazowego) konieczne będzie stworzenie odpowiedniego oprogramowania. Oprogramowanie to powinno umożliwiać wyznaczanie charakterystyk amplitudowo-częstotliwościowych (przebiegów dla przemieszczeń i prędkości) oraz charakterystyk fazowo-częstotliwościowych drgań błony okienka okrągłego. Porównanie wyznaczonych charakterystyk otrzymanych dla preparatu fizjologicznego z charakterystykami dla preparatu implantowanego umożliwi określenie jakości przewodzenia dźwięku przez struktury ucha środkowego po implantacji protezki strzemiączka.

### 4. Podsumowanie

W pracy pokazano zastosowanie bezkontaktowej metody pomiaru drgań opartej na technice LDV w pomiarach mechaniki ucha środkowego. Wykorzystując technikę LDV w badaniach klinicznych, możliwe jest rozróżnianie stanów patologicznych ucha środkowego (tympanoskleroza, otoskleroza, rozłączenie łańcucha kosteczek słuchowych). Wyniki badań eksperymentalnych stanowią podstawę do szczegółowej analizy oraz modelowania i symulacji procesu przewodzenia dźwięku przez fizjologiczne, patologiczne i rekonstruowane struktury ucha środkowego, do przewidywania rezultatów poprawy słuchu osiągniętych po zabiegach rekonstrukcyjnych oraz opracowywania i testowania nowych konstrukcji protezek, w tym konstrukcji dostosowywanych do indywidualnych potrzeb pacjenta.

W pracy opisano własną metodykę badań eksperymentalnych umożliwiających pomiary parametrów drgań elementów strukturalnych ucha środkowego w stanie fizjologicznym, patologicznym i implantowanym. Pokazano zbudowany system pomiarowy, za pomocą którego przebadano 3 preparaty kości skroniowej zarówno w stanie fizjologicznym jak i w stanie po implantacji protezki strzemiączka.

Zaprezentowana metodyka pomiarów eksperymentalnych parametrów drgań elementów strukturalnych ucha środkowego może być wykorzystywana do: (1) badań mających na celu poznanie zjawiska przenoszenia dźwięku przez fizjologiczne, patologiczne i rekonstruowane struktury ucha środkowego, (2) weryfikacji procedur modelowania i symulacji komputerowej procesu przewodzenia dźwięku przez struktury ucha środkowego oraz badania wpływu różnych parametrów na skuteczność pobudzania do drgań płynu perylimfatycznego w ślimaku ucha wewnętrznego, (3) wspomaganie procesu konstruowania różnego rodzaju protezek ucha środkowego (w tym optymalizacji konstrukcji oraz sposobów implantacji) poprzez badania eksperymentalne prototypów tych protezek, (4) diagnostyki w warunkach in-vivo mającej na celu rozróżnianie stanów patologicznych (tympanoskleroza, otoskleroza, rozłączenie łańcucha kosteczek słuchowych, diagnostyka ucha wewnętrznego poprzez pomiar otonemii akustycznych) oraz przewidywanie rezultatów poprawy słuchu po zabiegach otolaryngicznych, (5) wspomaganie procesu operacyjnego (diagnostyka śródoperacyjna).

### 5. Wnioski

Technika LDV jest przydatnym narzędziem do badań eksperymentalnych w skali mikro- i nanometrowej. Najnowocześniejsze systemy skanujące pozwalają na wykonywanie pomiarów drgań o amplitudzie rzędu pikometrów i mogą być wykorzystywane nie tylko w badaniach obiektów technicznych, ale również w badaniach obiektów biologicznych.

*Autorzy składają podziękowania Panu Dyrektorowi prof. dr hab. med. H. Skarżyńskiemu za użyczenie pomieszczeń Pracowni Anatomii i Patomorfologii Klinicznej Głowy i Szyi MCMS w Kajetanach w celu przeprowadzenia badań eksperymentalnych. Praca finansowana z Projektu Badawczego MNiSW Nr N N518 377637.*

### 6. Literatura

- [1] Rosowski J.J., Davis P.J., Merchant S.N., Donahue K.M., Coltrera M.D. (1990): Cadaver Middle Ears as Models for Living Ears: Comparison of Middle Ear Input Immittance, *Ann Otol Rhinol Laryngol* 99, 403-412.
- [2] Goode R.L., Ball G., Nishihara S. (1993): Measurement of umbo vibration in human subjects - method and possible clinical applications, *Am J Otol* 14, 247-251.
- [3] Goode R.L., Ball G., Nishihara S., Nakamura K. (1996): Laser Doppler Vibrometer (LDV) - A new clinical tool for the otologist, *Otol Neurotol* 17 (6), 813-822.
- [4] Nishihara S., Goode R.L. (1997): Measurement of tympanic membrane vibration in 99 human ears, In: *Research and Otolaryngology: Proceedings of the International Workshop on Middle Ear Mechanics in Research and Otolaryngology*, ed. K.B. Huttenbrink, Dresden University Press, Dresden, Germany, 91-93.
- [5] Huber A.M., Linder T., Ferrazzini M., Schmid S., Dillier N., Fisch U. (2000): Intraoperative scanning laser Doppler interferometry, in *Recent Developments in Auditory Mechanics*, edited by H. Wada, T. Takasaka, K. Ikeda, K. Ohya, T. Koike, World Scientific, Singapore, 10-14.
- [6] Huber A.M., Schwab C., Linder T., Stoeckli S.J., Ferrazzini M., Dillier N., Fisch U. (2001b): Evaluation of Ear Drum Laser Doppler Interferometry as a Diagnostic Tool, *Laryngoscope* 111 (3), 501-507.
- [7] Aibara R., Welsh J., Puria S., Goode R. (2001): Human middle-ear sound transfer function and cochlear input impedance, *Hearing Research* 152, 100-109.
- [8] Stenfelt S., Hato N., Goode R.L. (2004b): Round window membrane motion with air conduction and bone conduction stimulation, *Hearing Research* 198 (1-2), 10-24.
- [9] Voss S.E., Rosowski J.J., Merchant S.N., Peake W.T. (2000): Acoustic responses of the human middle ear, *Hearing Research* 150, 43-69.
- [10] Voss S.E., Rosowski J.J., Merchant S.N., Peake W.T. (2001): How do tympanic-membrane perforations affect human middle-ear sound transmission?, *Acta Otolaryngol* 121, 169-173.
- [11] Hato N., Welsh J., Goode R.L., Stenfelt S. (2001): Acoustic role of the buttress and posterior inclinal ligament in human temporal bones, *Otolaryngol. Head Neck Sur.* 124, 274-278.
- [12] Willi U., Ferrazzini M.A., Huber A.M. (2002): The incudo-malleolar joint and sound transmission losses, *Hearing Research* 174, 32-44.
- [13] Puria S. (2003): Measurements of human middle ear forward and reverse acoustic: Implication for otoacoustic emissions, *J Acoust Soc Am* 113 (5), 2773-2789.
- [14] Puria S., Kunda L.D., Roberson J.B. Jr., Perkins R.C. (2005): Malleus-to-footplate ossicular reconstruction prosthesis positioning: cochleovestibular pressure optimization, *Otol Neurotol* 26 (3), 368-379.
- [15] Nakajima H.H., Ravicz M.E., Rosowski J.J., Peake W.T., Merchant S.N. (2005a): Experimental and clinical studies of malleus fixation, *Laryngoscope* 115 (1), 147-154.
- [16] O'Connor K.N., Puria S. (2006): Middle ear cavity and ear canal pressure-driven stapes velocity responses in human cadaveric temporal bones, *J Acoust Soc Am* 120 (3), 1517-1528.
- [17] Puria S., Allen J.B. (1992): SYSid: audio-band measurement and analysis system, *J Acoust Soc Am* 92, 2469.
- [18] Puria S., Allen J.B., Elko G.W., Jeng P.S., Kirkegaard D.L. (1993): Measurements and analysis with SYSid, *J Acoust Soc Am* 93, 2556.