

# **Nowe metody audiometrii impedancyjnej. Część I. Tympanometria wieloczęstotliwościowa (wielokomponentowa)**

## **New methods in acoustic immittance measurements. Part 1. Multicomponent, multifrequency tympanometry**

Lech Śliwa<sup>1</sup>, Krzysztof Kochanek<sup>1,2</sup>

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

<sup>2</sup> Uniwersytet im. Marii Curie-Skłodowskiej, Zakład Logopedii i Językoznawstwa Stosowanego, Lublin

**Adres autora:** Lech Śliwa, Światowe Centrum Słuchu, ul. Mokra 17, Kajetany, 05-830 Nadarzyn,  
e-mail: l.sliwa@ifps.org.pl

### **Streszczenie**

Audiometria impedancyjna jest wykorzystywana w badaniach narządu słuchu od ponad 70 lat i stanowi obecnie jedno z podstawowych narzędzi obiektywnej diagnostyki ucha środkowego. W ostatnich dekadach, a zwłaszcza kilku ostatnich latach, dziedzina rozwija się dynamicznie dzięki wdrożeniu nowych narzędzi i metod pomiarowych. Stwarza to możliwość uzyskania szerszej wiedzy o mechanizmach funkcjonowania ucha środkowego. Współczesne metody audiometrii impedancyjnej nie są jednak dostatecznie znane i rozpowszechnione w środowisku lekarzy i audiologów. Powodem jest niedostateczna wiedza o metodzie, wynikająca, m.in. z małej oferty przystępnej literatury, a także z niedostatecznej reprezentacji tej dziedziny w programach kształcenia.

Celem pracy jest przegląd metod stosowanych we współczesnej audiometrii impedancyjnej, ze szczególnym uwzględnieniem metod nowych, wdrożonych w ostatnich latach. Omówiono podstawy teoretyczne, zilustrowano sens fizyczny badanych wielkości i scharakteryzowano metody pomiarowe. Przedstawiono zakres zastosowań klinicznych oraz perspektywy ich rozwoju.

W pierwszej części pracy omówiono podstawowe pojęcia audiometrii immitancyjnej, stosowane zasady pomiaru, scharakteryzowano możliwości i ograniczenia klasycznej tympanometrii. Przedstawiono koncepcję audiometrii wieloczęstotliwościowej (wielokomponentowej) i uzyskiwany dzięki tej metodzie rozwój możliwości diagnostycznych. Pokazano szereg nowych zastosowań w diagnostyce uszkodzeń słuchu, badaniach przesiewowych i in. Scharakteryzowano także niedogodności i ograniczenia utrudniające powszechne wykorzystanie tympanometrii wieloczęstotliwościowej w praktyce.

**Słowa kluczowe:** obiektywna diagnostyka słuchu • impedancja akustyczna • audiometria impedancyjna • tympanogram • tympanometria wieloczęstotliwościowa

### **Abstract**

For more than 70 years, impedance audiometry has been used in objective diagnostics of hearing, and is presently recognized as one of basic tools for assessment of middle ear disorders. In last decades, especially during last few years, one observes a dynamic development in this field owing to the introduction of new tools and methods. The possibility of acquiring comprehensive knowledge about mechanisms of the middle ear have appeared, which gives an impetus to the development of objective diagnostics of hearing. Unfortunately, contemporary methods of immittance audiometry are not sufficiently popularized among medical practitioners and audiologists. The reason is the lack of knowledge resulting i.e. from low availability of accessible literature and inadequate representation of this domain in educational programs.

The aim of this work is to present a review of methods used in contemporary immittance audiometry with special emphasis on new methods implemented in recent years. We describe theoretical fundamentals, illustrate physical sense of examined quantities, and characterize measuring methods. We also present clinical applications and perspectives for development.

In the first part of the paper, we describe fundamental concepts of immittance audiometry and its measuring principles, starting from classical, low-frequency tympanometry. We characterize its possibilities and limitations. Then, we present the concept

of multifrequency, multicomponent tympanometry, and the development of diagnostic possibilities achieved thanks to the use of this method. A number of new applications is described, such as diagnostics of middle ear disorders, hearing screening, etc. We also characterize drawbacks and limitation of multifrequency tympanometry that impede its wide proliferation in audiologic practice.

**Key words:** objective diagnostics of hearing • acoustic immittance • immittance audiometry • tympanogram • multifrequency tympanometry

## Wprowadzenie

Koncepcja zastosowania pojęcia impedancji, znanego z elektrotechniki teoretycznej, do opisu właściwości mechanoakustycznych ucha pojawiła się już w latach 20. XX w. dzięki pracom Webstera i Westa [1]. Rozwój metody klinicznej znanej dziś jako audiometria impedancyjna datuje się na początek lat 40. ub. wieku, od opracowania przez Otto Metzta w roku 1940 mostka do pomiaru impedancji akustycznej i wykonania pierwszych pomiarów impedancji [2]. Niemniej, audiometria impedancyjna została upowszechniana w praktyce klinicznej dopiero w latach 70. i 80. XX w. dzięki wprowadzeniu profesjonalnych urządzeń pomiarowych. Obecnie urządzenia do audiometrii impedancyjnej są standardowym wyposażeniem pracowni audiologicznej. Spośród wszystkich obiektywnych badań słuchu audiometria impedancyjna rozpowszechniona jest w stopniu najwyższym. Decydują o tym takie cechy metody, jak jej nieinwazyjność, prostota i krótki czas pomiaru, automatyzacja pomiaru oraz duża zgodność wyników pomiarów z obrazem klinicznym słuchu pacjenta i innymi wynikami badań słuchu. Nie bez znaczenia jest również stosunkowo niewysoka cena urządzeń do audiometrii impedancyjnej.

Celem prezentowanej pracy jest przegląd metod stosowanych we współczesnej audiometrii impedancyjnej, ze szczególnym uwzględnieniem nowych metod tympanometrii wieloczęstotliwościowej, która rozwija się w ostatnich latach. Omówiono podstawy teoretyczne, zilustrowano sens fizyczny badanych wielkości i scharakteryzowano metody pomiarowe. Przedstawiono zakres zastosowań klinicznych oraz perspektywy rozwoju omawianych metod, a także ich ograniczenia.

## Tympanometria – podstawy teoretyczne

Termin ‘tympanometria’ oznacza pomiar immitancji akustycznej ucha w funkcji ciśnienia powietrza w kanale słuchowym zewnętrznym [3–6,8]. „Immitancja” jest terminem ogólnym, który może oznaczać zarówno impedancję, jak i admitancję. Impedancja akustyczna –  $Z_a$  (wyrażana w omach akustycznych,  $\Omega_{ak}$ ,  $Om_{ak}$ ) charakteryzuje dynamiczną oporność, jaką struktura przewodząca dźwięk stwarza dla przepływu energii akustycznej. Admitancja –  $Y_a$  (której jednostką jest odwrotność oma,  $\Omega_{ak}^{-1}$ ) jest odwrotnością impedancji i określa dynamiczną podatność struktury na przepływ energii akustycznej. Historycznie pierwsze urządzenia pomiarowe (np. mostek Metzta [2] i in.)

przeznaczone były do pomiaru impedancji, stąd rozpowszechniony jest termin „audiometria impedancyjna”. Niemniej, współcześnie mierzona jest z reguły admitancja akustyczna. Składa się na to szereg powodów, które będą przedstawione poniżej.

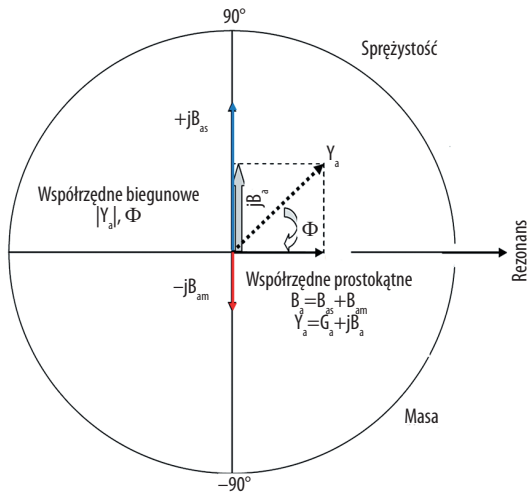
Impedancja (jak i admitancja) akustyczna są wielkościami wieloskładnikowymi, zawierającymi różne komponenty powiązane z różnymi zjawiskami wpływającymi na opór struktury dla fali akustycznej. Admitancja akustyczna ucha jest zdeterminowana przez trzy wielkości związane z właściwościami fizycznymi struktury, którymi są: sprężystość (sztywność), masa (bezwładność) i tarcie. W przypadku ucha środkowego sprężystość związana jest ze sprężystością błony i więzadeł, masa obejmuje masę błony bębenkowej, kosteczek słuchowych oraz więzadeł, natomiast tarcie występuje pomiędzy wszystkimi elementami drgającymi ucha środkowego. Ogólnie, sprężystość określa składową admitancji nazywaną ‘susceptancją sprężystą’ i oznaczaną dalej symbolem  $B_{sa}^{-1}$ . Odpowiednio, składowa impedancji związana ze sztywnością struktury jest nazywana „reaktancją sprężystą” i oznaczana  $X_{sa}$ . Druga składowa jest związana z bezwładnością elementów i nazywana ‘susceptancją masy’,  $B_{ma}$  (odpowiednio „reaktancją masy”,  $X_{ma}$  w przypadku impedancji). Należy podkreślić, że składowe – bezwładnościowa i sprężysta – mają zawsze przeciwne znaki. Całkowita susceptancja –  $B_a$  (lub wypadkowa reaktancja w przypadku impedancji) jest sumą algebraiczną składowych sprężystych i bezwładnościowych,  $B_a = B_{sa} + B_{ma}$  (podobnie w przypadku impedancji, reaktancja  $X_a = X_{sa} + X_{ma}$ ). Jest ona miarą energii akustycznej zgromadzonej w elementach sprężystych i posiadających określoną masę.

Trzecia wielkość, tarcie, określa ilość energii zaabsorbowanej przez strukturę. W przypadku admitancji jest wyrażana przez składową o nazwie ‘konduktancja’,  $G_a$  (lub, odpowiednio, „rezystancja”,  $R_a$ , dla impedancji). Należy zauważyć, że obydwa te parametry przyjmują zawsze wartości nieujemne ( $G_a, R_a \geq 0$ ).

Admitancja (jak również impedancja akustyczna) jest wielkością dwuwymiarową [5,7], którą można przedstawić symbolicznie w postaci liczby zespolonej zawierającej dwie składowe: rzeczywistą – konduktancję,  $G_a$ , i urojoną – susceptancję,  $jB_a$ , (rycina 1). W interpretacji graficznej jest to wektor, którego składowe są umieszczone na dwu prostopadłych osiach (rycina 1), przy czym wartości na osi pionowej są wielokrotnością jednostki urojonej,  $j = \sqrt{-1}^2$ . To, że w reprezentacji symbolicznej na rycinie 1 składowe

1. Symbole „s” lub „m” w indeksie dolnym odnoszą się, odpowiednio, do sprężystości i masy; dodatkowo, symbole „a” i „t” będą dalej oznaczać, odpowiednio, składowe całkowitej (nieskompensowanej) admitancji ucha i składowe admitancji skompensowanej, obliczonej po uwzględnieniu admitancji kanału słuchowego zewnętrznego.

2. Metodę liczb zespolonych stosowaną do opisu drgań harmonicznnych oraz podstawowe zależności związane z definicją impedancji i admitancji zespolonej omówiono skrótowo w Dodatku 1.



**Rycina 1.** Symboliczna reprezentacja admitancji akustycznej we współrzędnych prostokątnych i biegunowych  
**Figure 1.** Symbolic representation of acoustic admittance in rectangular and polar coordinates

susceptancji i konduktancji są wektorami prostopadłymi, jest odzwierciedleniem faktu, że opory sprężystości i bezwładności nie działają jednocześnie z oporami tarcia, lecz albo je wyprzedzają (w przypadku sprężystości), albo są opóźnione w stosunku do oporu tarcia (jak opór bezwładności) o część okresu drgań. Oporów tych nie można więc sumować algebraicznie, natomiast opór wypadkowy (impedancję) – lub podatność wypadkową (admitancję) – uzyskuje się przez geometryczne dodawanie ich składowych. Reprezentację admitancji (lub impedancji) w postaci dwu składowych we współrzędnych prostokątnych (jak na rycinie 1) nazywa się reprezentacją algebraiczną; alternatywnym przedstawieniem jest reprezentacja wykładnicza (p. Dodatek 1) we współrzędnych biegunowych, w których admitancja jest wyrażana przez swój moduł (wartość bezwzględna),  $|Y_a|$ , i kąt przesunięcia fazowego –  $\Phi$  odmierzany względem osi poziomej. Proste zależności algebraiczne i trygonometryczne pozwalają przeliczyć parametry admitancji z jednej reprezentacji na parametry drugiej (np.  $|Y_a| = \sqrt{G_a^2 + B_a^2}$ ;  $\Phi = \arctan \frac{B_a}{G_a}$ ).

Wartości składowych susceptancji akustycznej ucha środkowego zależą silnie od częstotliwości, dla której wykonuje się pomiar. Składowa sprężysta,  $B_{as}$ , rośnie w funkcji częstotliwości, zaś składowa bezwładnościowa,  $B_{am}$ , maleje. Jest to zgodne z sensem fizycznym tych wielkości: opór bezwładności jest dominujący wtedy, gdy prędkość drgań jest duża, a więc podatność bezwładnościowa maleje dla dużych częstotliwości. Opór sprężystości (reaktancja sprężysta) zaznacza się silnie dla małych prędkości drgań, wtedy więc podatność sprężysta jest mała, zaś im większa częstotliwość – tym opór sprężysty mniejszy, a podatność (susceptancja sprężysta) większa. Opory tarcia w strukturze ucha środkowego również zależą od częstotliwości, lecz ta zależność jest słaba i w pierwszym przybliżeniu można uznać je za stałe.

Wynika z tego, że istnieje taka częstotliwość, przy której składowe  $B_{as}$  i  $B_{am}$  mają równe wartości bezwzględne. Ponieważ mają one zawsze przeciwne znaki, więc ich suma

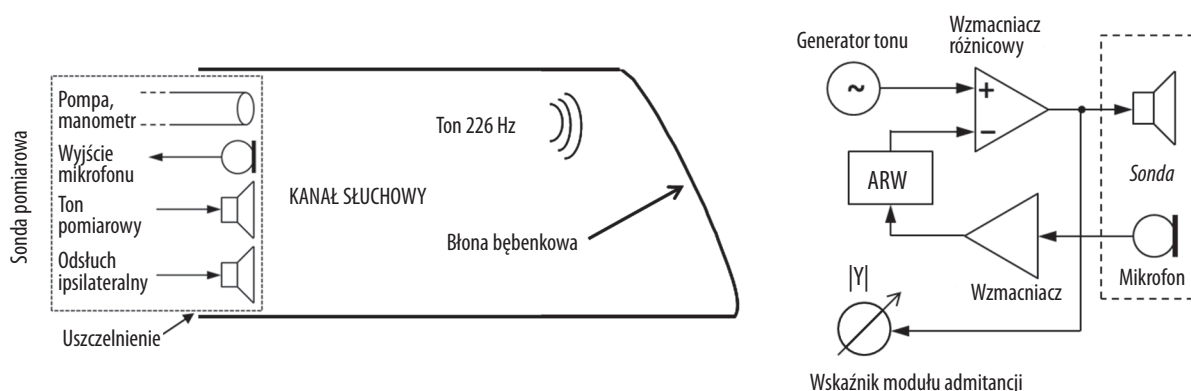
jest wówczas równa zero. Taki przypadek nazywamy rezonansem mechanicznym, a częstotliwość, przy której zachodzi to zjawisko, częstotliwością rezonansową struktury ucha środkowego,  $f_R$ . Wartość bezwzględna (moduł) admitancji jest wtedy równa konduktancji,  $|Y(f_R)| = G_a$ , i przyjmuje wartość maksymalną.

Jak wiadomo, zadaniem tympanometrii jest pomiar admitancji akustycznej ucha środkowego w funkcji ciśnienia powietrza w kanale słuchowym. W zależności od zastosowanej metody pomiarowej wyznacza się albo zależności od ciśnienia dla wszystkich składowych admitancji, tzn.  $B_a$ ,  $G_a$ ,  $|Y_a|$ , – mówimy wtedy o tympanometrii wielokomponentowej, albo pomiar jest ograniczony do wyznaczenia tej zależności dla modułu admitancji. Wykonując pomiar dla wielu częstotliwości, można także w sposób pośredni wyznaczyć inne wielkości związane z charakterystykami częstotliwościowymi admitancji, np. częstotliwość rezonansową  $f_R$ . Poniżej omówione zostaną poszczególne rodzaje tympanometrii, różniące się metodami pomiarowymi, zakresem pozyskiwanych informacji i możliwościami zastosowań.

### Klasyczna tympanometria niskoczęstotliwościowa

W tej części przypomnimy, powszechnie znaną, zasadę pomiaru admitancji akustycznej ucha środkowego stosowaną w tympanometrii klasycznej [5,9–11]. Podczas badania do przewodu słuchowego zewnętrznego jednego z uszu wprowadza się sondę akustyczną pokazaną schematycznie na rycinie 2. W sondzie pomiarowej umieszczona jest miniaturowa słuchawka, z której emitowany jest ton testowy o niskiej częstotliwości, typowo 226 Hz, oraz miniaturowy mikrofon, który służy do pomiaru poziomu ciśnienia akustycznego w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Poziom tonu pomiarowego nie przekracza zazwyczaj 85 dB SPL, aby nie wywoływać odruchu strzemiączkowego. Sonda połączona jest z pompą, dzięki której automatycznie zmieniane jest ciśnienie w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Ponadto sonda zawiera zazwyczaj dodatkową słuchawkę, przez którą emituje się bodźce stosowane do wywoływania odruchu z mięśnia strzemiączkowego podczas rejestracji ipsilateralnej.

Drgania membrany słuchawki wytwarzają w kanale słuchowym falę akustyczną, nadając zawartemu tam powietrzu określoną prędkość drgań – prędkość akustyczną. Związane z tym oscylacje ciśnienia powietrza stanowią ciśnienie akustyczne. Wartość ciśnienia akustycznego można określić na podstawie sygnału elektrycznego z mikrofonu. Z kolei, prędkość akustyczna jest proporcjonalna do napięcia podawanego na słuchawkę. Admitancja akustyczna jest, zgodnie z jej definicją, zależnością między prędkością akustyczną i ciśnieniem akustycznym. Można więc wyliczyć admitancję (bądź impedancję) akustyczną, znając dwa wymienione napięcia, po odpowiedniej kalibracji układu pomiarowego. W klasycznej, niskoczęstotliwościowej tympanometrii (częstotliwość tonu ok. 226 Hz) wyznaczany jest jedynie moduł admitancji akustycznej, będący ilorzem amplitud prędkości i ciśnienia akustycznego. W praktyce (patrz rycina 2) układ pomiarowy utrzymuje w kanale słuchowym stałą wartość ciśnienia akustycznego (dzięki zastosowaniu obwodu automatycznej



**Rycina 2.** Ilustracja zasady pomiaru impedancji akustycznej i uproszczony schemat blokowy układu pomiarowego. Układ automatycznej regulacji wzmocnienia (ARW) w pętli sprzężenia zwrotnego wzmacniacza utrzymuje stały poziom ciśnienia akustycznego w kanale słuchowym; prędkość akustyczna jest wprost proporcjonalna do napięcia sterującego słuchawkę; przy stałym ciśnieniu napięcie to można wykalibrować wprost w wartościach modułu admittancji akustycznej,  $|Y_a|$

**Figure 2.** Illustration of acoustic immittance measurement principle and simplified diagram of measuring setup. Automatic gain control circuit (ARW) in the feedback loop maintains constant level of acoustic pressure in the ear canal; acoustic velocity is directly proportional to the earphone control voltage; as the acoustic pressure remains constant, this voltage can be directly scaled in the units of acoustic admittance modulus,  $|Y_a|$

regulacji wzmocnienia), dzięki czemu admittancja staje się wprost proporcjonalna do napięcia podawanego na słuchawkę sondy.

W opisanej metodzie mierzona jest de facto całkowita admittancja akustyczna widziana na wyjściu sondy, na którą składa się susceptancja kanału słuchowego (wynikająca ze sprężystości zawartego tam powietrza) oraz admittancja struktur ucha środkowego. Tę pierwszą można wyrazić zależnością [5,7]:

$$|Y_a|_{[m\ mho]} = B_a = \frac{V_{k[ml]} \cdot f_{[Hz]}}{226} \quad (1)$$

gdzie  $V_k$  jest objętością przewodu słuchowego zewnętrznego (mierzona w ml), a  $f$  – częstotliwością tonu (w Hz). Straty energii w kanale słuchowym można pominąć, więc drugą składową jego admittancji, konduktancja, jest zerowa.

W akustyce audiologicznej stosowane są jednostki układu CGS, w którym jednostką ciśnienia jest  $\text{dyna/cm}^2$ , a jednostką prędkości akustycznej  $\text{cm}^3/\text{s}$ . Jednostką admittancji i jej składowych jest, w tym układzie, odwrotność oma akustycznego,  $\Omega_{ak\ CGS}^{-1}$  o wymiarze fizycznym:

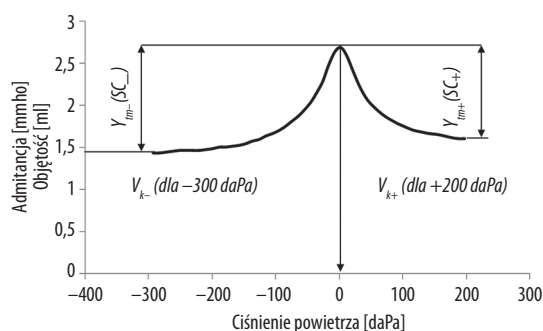
$$[Y] = \frac{\text{cm}^3/\text{s}}{\text{dyna}/\text{cm}^2} = \Omega_{ak\ CGS}^{-1} = \text{mho} \quad (2)$$

której symbolem, najczęściej używanym w literaturze i systemach pomiarowych, jest „mho”.

Istotny z punktu widzenia diagnostyki jest drugi składnik zmierzonej admittancji, admittancja struktur ucha środkowego, toteż admittancję kanału słuchowego należy wyeliminować poprzez operację odejmowania od admittancji wypadkowej. Między innymi w tym celu wprowadza się (w sposób automatyczny) zmiany ciśnienia powietrza w kanale słuchowym zewnętrznym, zazwyczaj w granicach od  $-200$  do  $+200$  daPa (dekapaskali). Normy [2] dopuszczają zmiany nawet w granicach  $\pm 800$  daPa. Przyjmuje się założenie, że przy skrajnych wartościach ciśnienia, gdy

jest ono znacznie niższe lub wyższe od ciśnienia w uchu środkowym, błona bębenkowa jest napięta i usztywniona, na skutek czego podatność (admittancja) ucha środkowego spada do zera. Od admittancji całkowitej  $Y_a$ , odejmuje się więc wartość uzyskaną przy ciśnieniach skrajnych, uzyskując w ten sposób tzw. admittancję skompensowaną,  $Y_r$ , reprezentującą już tylko właściwości ucha środkowego. Wykres przebiegu modułu admittancji w funkcji ciśnienia w kanale słuchowym zewnętrznym, przedstawiony na rycinie 3, jest nazywany tympanogramem. Jak można zauważyć, wartości skrajne admittancji nieskompensowanej różnią się od siebie, co wynika z faktu, że objętość kanału rośnie przy zwiększaniu ciśnienia na skutek odkształcenia błony bębenkowej. Standardy badań w audiometrii impedancyjnej [3] zalecają, by przy obliczaniu admittancji statycznej,  $Y_{im}$ , przyjmować admittancję kanału przy skrajnej ujemnej wartości ciśnienia powietrza (objętość zastępcza  $V_{k-}$ , rycina 3.), niemniej, w niektórych urządzeniach pomiarowych admittancję skompensowaną wyznacza się, przyjmując za odniesienie skrajną wartość dodatnią,  $V_{k+}$ .

Należy zauważyć, że w praktyce klinicznej zamiast terminu ‘admittancja’ stosowany jest powszechnie termin ‘podatność’. Co więcej, jednostki admittancji, mho, zastępuje się jednostkami objętości, ml lub  $\text{cm}^3$ . Jest to dopuszczalne, gdy pomiar jest wykonywany na częstotliwości 226 Hz (jak w klasycznej, niskoczęstotliwościowej tympanometrii). Ze wzoru (1) wynika, że admittancja wnęki (np. przewodu słuchowego) o objętości  $1\ \text{cm}^3$  ma wartość  $10^{-3}$  mho = 1 mmho, więc wartości liczbowe admittancji (wyrażone w mmho) i objętości kanału (w  $\text{cm}^3$ ) są sobie równe. Tak więc, wartości skrajne „podatności” na wykresie na rycinie 3, podane w ml, istotnie odpowiadają odpowiednim objętościom kanału,  $V_{k+}$ ,  $V_{k-}$ . Wysokość tympanogramu,  $Y_{im}$ , informuje o maksymalnej podatności (admittancji) ucha środkowego, którą osiąga się w sytuacji, gdy ciśnienia po obu stronach jamy bębenkowej są wyrównane (zachodzi to przy ciśnieniu  $TP$  w kanale słuchowym – rycina 3). Parametry te, ciśnienie szczytowe  $TP$  (ang. *Tympanometric Peak*



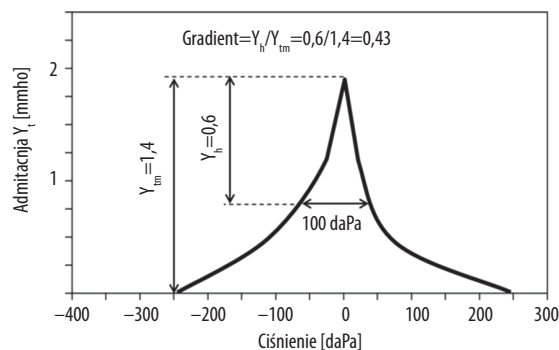
**Rycina 3.** Tympanogram osoby o słuchu normalnym zarejestrowany przy częstotliwości tonu 226 Hz. TP – ciśnienie szczytowe,  $V_{k+}$ ,  $V_{k-}$  – objętość kanału słuchowego przy maksymalnym i minimalnym ciśnieniu powietrza,  $Y_{tm+}$ ,  $Y_{tm-}$  ( $SC_+$ ,  $SC_-$ ) – admittance statyczna (podatność statyczna) skompensowana dla minimalnej i maksymalnej wartości granicznej  $V_k$

**Figure 3.** Tympanogram of normal-hearing person registered with tone frequency of 226 Hz. TP – tympanometric peak pressure,  $V_{k+}$ ,  $V_{k-}$  – ear canal volume at maximal and minimal air pressure, respectively,  $Y_{tm+}$ ,  $Y_{tm-}$  ( $SC_+$ ,  $SC_-$ ) – static admittance (static compliance) compensated for maximal and minimal limit value of air pressure,  $V_k$

Pressure, TPP) (zazwyczaj oznaczane w przyrządach symbolem TP) i admittance statyczna,  $Y_{tm}$  [mmho] (lub podatność statyczna, SC [ml]), są powszechnie wykorzystywane w praktyce klinicznej do analizy stanu ucha środkowego.

Oceny stanu ucha środkowego na podstawie tympanogramu dokonuje się, stosując różne kryteria jakościowe i ilościowe. Kryteria jakościowe są oparte na klasyfikacji kształtów tympanogramów zaproponowanej we wczesnym okresie rozwoju audiometrii impedancyjnej przez Lidéna [12] i Jergera [13]. Tympanogramy są zaliczane do kilku kategorii (oryginalnie były to 4 typy, nazwane A, B, C i D) ze względu na kształt przebiegu, wartości szczytowe i położenie maksimów, przy czym poszczególne kategorie można przypisać do określonych stanów ucha środkowego – normy bądź różnego rodzaju schorzeń i patologii. Klasyfikacja była uzupełniana i udoskonalana w latach późniejszych (wyróżniono np. podtypy  $A_s$  i  $A_D$ ), a obecnie stanowi jedno z podstawowych narzędzi diagnostyki ucha środkowego. Szczegółowe informacje na ten temat można znaleźć w licznych publikacjach i podręcznikach audiologii [6–11].

Mimo że kryteria jakościowe są przydatne w identyfikacji nieprawidłowości w tympanogramie i ułatwiają ich interpretację, to nie są one dość precyzyjne, co czasem prowadzi do błędów i fałszywych ocen. Na przykład, bez kryteriów ilościowych nie ma jasnych reguł, jak rozróżnić tympanogramy typów A,  $A_D$  lub  $A_s$ . Od lat 80. ubiegłego wieku wszystkie przyrządy do pomiaru immitancji akustycznej są jednolicie kalibrowane w jednostkach fizycznych (mmho), co umożliwia ocenę ilościową mierzonych admittance i pozwala na stosowanie kryteriów ilościowych do oceny tympanogramów. Wielkościami wykorzystywanymi w tej ocenie są m.in. równoważna objętość kanału słuchowego zewnętrznego –  $V_k$ , skompensowana admittance statyczna –  $Y_{tm}$ , (podatność statyczna – SC)



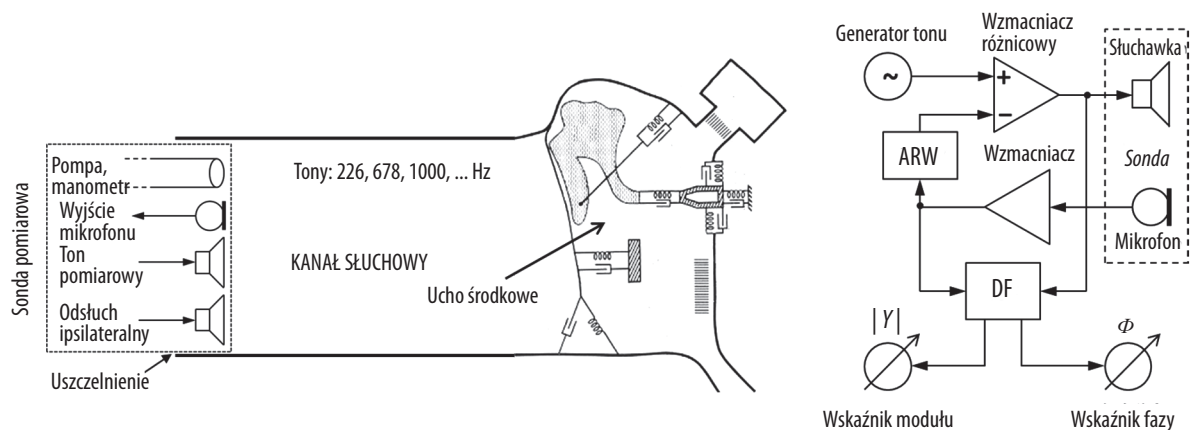
**Rycina 4.** Typowy sposób wyznaczania gradientu tympanogramu

**Figure 4.** Typical method of determining tympanogram gradient

ciśnienie szczytowe – TP, szerokość tympanogramu – TW (ang. *Tympanometric Width*), a także jego stromość – G (gradient).

Prawidłowa admittance statyczna ucha środkowego przy częstotliwości 226 Hz wynosi od 0,3 do 1,5 mmho, co odpowiada podatności statycznej (objętości zastępczej) w granicach od 0,3 do 1,5 ml. Niska podatność oznacza małą ruchomość układu drgającego ucha środkowego, natomiast wysoka wskazuje na dużą ruchomość. Położenie wierzchołka tympanogramu wzdłuż osi ciśnień (ciśnienie szczytowe – TP) informuje o wartości ciśnienia panującego w jamie bębenkowej. Zakres prawidłowych wartości ciśnień u starszych dzieci i dorosłych wynosi od –100 do +100 daPa, natomiast u niemowląt dolna granica normy to 200 daPa. Jako szerokość tympanogramu przyjmuje się przedział ciśnienia powietrza zmierzony w połowie wysokości admittance statycznej –  $Y_{tm}$ . Dla uszu normalnych szerokość ta wynosi ok. 100 daPa (60... 150 daPa). Typowo, gradient jest obliczany jako iloraz wartości odcinka zmierzonego od wierzchołka tympanogramu do punktu, w którym szerokość tympanogramu wynosi 100 daPa, oraz wartości admittance statycznej  $Y_{tm}$  (rycina 4). Gradient jest liczbą zmieniającą się od ok. 0 (dla bardzo płaskich tympanogramów) do ok. 1 (dla ostrych i wąskich tympanogramów).

Klasyczna tympanometria, oparta na pomiarach modułu admittance dla jednej częstotliwości (226 Hz), wykorzystująca dość rozbudowane kryteria jakościowe i ilościowe oceny wyników pomiarów, była i jest standardową praktyką diagnostyczną w audiologii w ciągu ostatnich 50 lat. Mimo uproszczeń, jakie przyjęto w metodzie pomiarowej, przetrwała ona i ma nadal duże znaczenie z uwagi na swoją prostotę, łatwość interpretacji wyników oraz dostępność (i względną tanią) aparatury pomiarowej, a przy tym szybki, bezinwazyjny pomiar. Odznacza się dość dobrą czułością w wykrywaniu wielu schorzeń, np. wysiękowego zapalenia ucha środkowego, dysfunkcji trąbki słuchowej lub otosklerozy. Niemniej, w wielu innych bardziej złożonych przypadkach metoda ta okazuje się zawodna, co stało się motywacją do poszukiwania bardziej złożonych i dokładniejszych miar immitancyjnych dla oceny stanu ucha środkowego.



**Rycina 5.** Zasada pomiaru admitancji akustycznej w tympanometrii wieloczęstotliwościowej oraz uproszczony schemat blokowy układu pomiarowego. Układ automatycznej regulacji wzmacnienia (ARW) utrzymuje stałą wartość ciśnienia akustycznego. Detektor fazoczuły (DF) porównuje napięcie z mikrofonu (proporcjonalne do ciśnienia) i napięcie sterujące słuchawkę (proporcjonalne do prędkości akustycznej); różnica fazy tych napięć określa argument admitancji akustycznej,  $\Phi$ , a napięcie słuchawki – moduł admitancji,  $|Y_a|$ . Zmodyfikowany szkic struktury mechanicznej ucha środkowego (wg van Camp 1976 [5])

**Figure 5.** Acoustic immittance measurement principle in multifrequency tympanometry and simplified diagram of measuring setup. Automatic gain control circuit (ARW) in the feedback loop maintains constant level of acoustic pressure in the ear canal. Phase-sensitive detector (DF) compares microphone voltage (proportional to acoustic pressure) and earphone control voltage (proportional to acoustic velocity). Phase difference between these voltages determines acoustic admittance argument –  $\Phi$ , and the earphone voltage is proportional to its modulus –  $|Y_a|$ . The sketch of middle ear structure according to van Camp [5] (modified)

Mimo wymienionych zalet, klasyczna, niskoczęstotliwościowa tympanometria wykazuje szereg niedostatków, wśród których można wymienić:

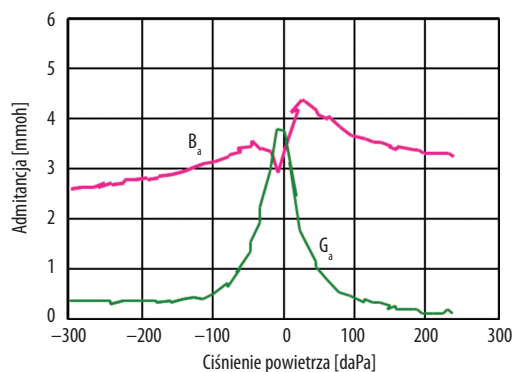
1. Trudności w diagnozowaniu uszkodzeń ucha środkowego u dorosłych. W zastosowaniu do wykrywania patologii takich jak otoskleroza lub przerwanie łańcucha kosteczek metody oparte na interpretacji tympanogramu (typ A<sub>s</sub>) zapewniają czułość rzędu 50% [15].
2. Utrudnioną ocenę stanu ucha środkowego u małych dzieci. Jak wskazują badania, wykrycie zapalenia ucha środkowego (OME) przy łącznym wykorzystaniu wszystkich kryteriów tympanometrii klasycznej zapewnia czułość i specyficzność rzędu 80% [16,17].
3. Nieprawidłowe wyniki oceny ucha środkowego u niemowląt, zwłaszcza wcześniaków (ze względu na rozwój ucha, ucho środkowe i zewnętrzne niemowląt znacznie różni się od dorosłych; charakteryzuje się mniejszą sprężystością, większą konduktancją i większym wpływem masy na wynik pomiaru. W związku z tym, tympanogram na 226 Hz uznany za nieprawidłowy dla osoby dorosłej nie musi oznaczać patologii u dziecka, i odwrotnie [18,19]).
4. Brak możliwości oceny stopnia niedosłuchu przewodzeniowego w przypadku stwierdzonych w tympanometrii nieprawidłowości funkcji ucha środkowego.
5. Brak korelacji z wynikami testów otoemisji akustycznych i innych testów obiektywnych – co m.in. czyni tympanometrię klasyczną mniej przydatną w badaniach przesiewowych u dzieci [20].

### Tympanometria wieloczęstotliwościowa (wielokomponentowa)

Wymienione poprzednio niedostatków klasycznej tympanometrii wynikają przede wszystkim z tego, że pomiary admitancji akustycznej są wykonywane przy jednej, niskiej częstotliwości tonu i są ograniczone do wyznaczenia modułu

admitancji, a nie wszystkich jej składowych. Wybór małej częstotliwości pomiarowej był uzasadniony, w pierwotnym okresie rozwoju audiometrii impedancyjnej, dostępną wówczas technologią elementów elektroakustycznych (przetworników, mikrofonów) i układów elektronicznych. Niemniej, już od wczesnych lat 70. wykonywano badania admitancji akustycznej ucha na wyższych częstotliwościach i opracowywano odpowiednie systemy pomiarowe. Metoda, określana jako tympanometria wieloczęstotliwościowa (wielokomponentowa) (ang. *Multifrequency, Multicomponent Tympanometry, MFT*) rozpowszechniła się jednak dopiero z chwilą, gdy pojawiły się komercyjne, automatyczne mierniki admitancji akustycznej umożliwiające pomiar zespolonej admitancji na wielu częstotliwościach w sposób prosty i szybki (np. Analizator Impedancji Akustycznej GSI Tymptstar, v.2 firmy Grason-Stadler). Warto podkreślić, że również w Polsce zostało opracowane pod koniec lat 70. XX w., na Wydziale Mechaniki Precyzyjnej Politechniki Warszawskiej, urządzenie o zbliżonych parametrach i funkcjach jak analizator firmy Grason-Stadler. Urządzenie to było wykorzystywane w wielu pracowniach klinik otolaryngologicznych.

Zasada pomiaru zespolonej admitancji akustycznej, zilustrowana na rycinie 5, nie odbiega od tej, jaką stosuje się w klasycznej tympanometrii. Są jednak dwie istotne różnice: pierwsza polega na zastosowaniu wielu tonów pomiarowych o różnych częstotliwościach. Najczęściej stosowane są częstotliwości 226 Hz, 678 Hz i 1000 Hz, a także np. 710 Hz, 800 Hz, 910 Hz i 1200 Hz, są też systemy, w których częstotliwość tonu może być zmieniana w sposób ciągły w pewnym przedziale. Druga istotna różnica to możliwość niezależnego pomiaru konduktancji i susceptancji, wyznaczenia modułu i argumentu admitancji, a także innych charakterystycznych parametrów (np. częstotliwości rezonansowej,  $f_R$ ). W technicznej realizacji metody w systemie pomiarowym wymaga to wyznaczenia



**Rycina 6.** Przykładowy tympanogram nieskompensowanej admittance zarejestrowany na częstotliwości 910 Hz;  $B_a$  – susceptancja,  $G_a$  – konduktancja. Wcięcie w przebiegu susceptancji dla  $TP \approx 20$  daPa odpowiada wartościom  $B_a$  bliskim  $B_a(P_{max})$ , co oznacza, że susceptancja skompensowana  $B_c \approx 0$  (stan w pobliżu rezonansu)

**Figure 6.** Example tympanogram of uncompensated ear admittance registered at 910 Hz frequency;  $B_a$  – susceptance,  $G_a$  – conductance. The notch in the susceptance trace at  $TP \approx 20$  daPa refers to  $B_a$  value close to that at  $P_{max}$ , which means that the compensated susceptance approaches zero,  $B_c \approx 0$  (near-resonance conditions)

nie tylko ilorazu odpowiednich napięć (napięć zależnych od prędkości akustycznej i ciśnienia akustycznego), który określa wartość modułu  $|Y_a|$ , lecz także różnicy przesunięcia fazowego między tymi sygnałami, która określa argument admittance,  $\Phi$ . Obydwie operacje mogą być łatwo realizowane przez odpowiednie cyfrowe algorytmy przetwarzania sygnałów.

Na rycinie 6 przedstawiono przykładowy tympanogram dwukomponentowy – przebieg konduktancji i susceptancji w uchu normalnym zarejestrowany na częstotliwości 910 Hz.

Wykresy na rycinie 6 przedstawiają wartości  $G_a$  i  $B_a$  całkowitej (nieskompensowanej) admittance akustycznej ucha. Dla wyznaczenia admittance skompensowanej  $Y_c$ , od składowych  $G_a$  i  $B_a$  należy odjąć, odpowiednio, konduktancję i susceptancję admittance kanału słuchowego,  $G_{ak}$ ,  $B_{ak}$ . Przyjmuje się, że są one równe skrajnym wartościom  $G_{amin}$  i  $B_{amin}$  dla minimalnego (lub maksymalnego) ciśnienia powietrza. Jak widać, wartości minimalne  $G_a$  i  $B_a$  dla skrajnych ciśnień nie są równe (co jest zrozumiałe, biorąc pod uwagę zmieniającą się pod wpływem ciśnienia objętość kanału słuchowego zewnętrznego). W systemach pomiarowych częściej kompensuje się impedancję ucha środkowego w odniesieniu do  $G_{ak}$  i  $B_{ak}$  przy ciśnieniu maksymalnym. Warto zauważyć, że w klasycznej, małowartościowościowej tympanometrii w celu wyznaczenia  $|Y_c|$  odejmuje się nie składowe admittance, lecz moduły, przyjmując  $|Y_c| \approx |Y_a| - |Y_{ak}|$ ; takie uproszczenie może prowadzić do błędów, gdy składnik konduktancji gra istotną rolę – jak chociażby w przypadku admittance ucha środkowego małych dzieci.

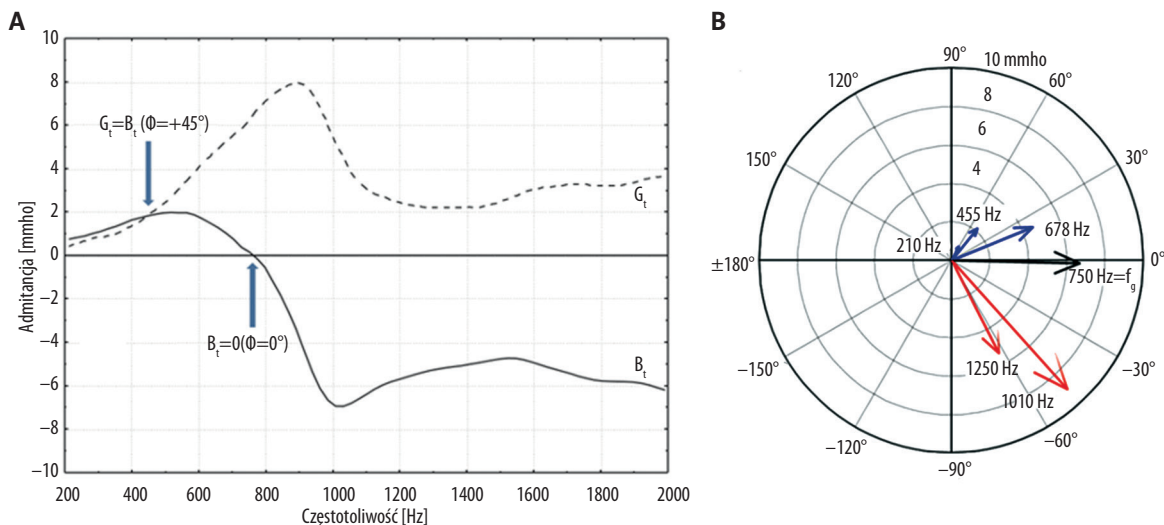
Dla uszu otologicznie normalnych typowe przebiegi tympanogramów susceptancji i konduktancji dla małych częstotliwości (220 ÷ 500 Hz), a także tympanogram modułu,

mają postać jednowierzchołkowych krzywych „dzwonowych”, podobnych do tympanogramów mierzonych przy częstotliwości 226 Hz. W zakresie częstotliwości średniej, 500 ÷ 1100 Hz, tympanogram susceptancji przybiera postać krzywej trójwierzchołkowej (dwa maksima i wcięcie), jak na rycinie 6. Wynika to stąd, że przy wyrównanych ciśnieniach w uchu środkowym i kanale słuchowym sprężystość struktur ucha środkowego (błony bębenkowej, więzadeł, i in.) jest najmniejsza. Gdy ciśnienie w kanale zbliża się do ciśnienia szczytowego, maleje składowa sprężysta reakcja, podczas gdy składowa bezwładnościowa pozostaje prawie stała; suma tych składowych maleje i spada do zera, gdy układ zbliża się do rezonansu. W warunkach rezonansu reaktancja (jak i susceptancja) jest zerowa, a konduktancja i moduł admittance są maksymalne (odpowiednio, rezystancja i moduł impedancji są minimalne). Tak więc, w stanie rezonansu całkowita (nieskompensowana) susceptancja ucha  $B_a$  jest równa susceptancji kanału słuchowego  $B_{ak}$  (a więc skrajnej wartości  $B_a(P_{max})$  na rycinie 6). Wynika stąd praktyczna wskazówka, jak należy szukać wartości admittance (podatności) statycznej  $Y_{tm}$ , ciśnienia szczytowego,  $TP$  i częstotliwości rezonansowej na podstawie tympanogramów  $B_a$  i  $G_a$  [11,21]. Wartość ciśnienia szczytowego (przy wyrównanych ciśnieniach po obu stronach błony bębenkowej – w uchu środkowym i kanale usznym) odpowiada szczytowi tympanogramu susceptancji (lub konduktancji), gdy ma on postać krzywej jednowierzchołkowej; dla krzywej trójwierzchołkowej jest to punkt minimum (wcięcie) w tympanogramie susceptancji. Wartość admittance statycznej  $Y_{tm}$  jest wyznaczana dla ciśnienia w kanale słuchowym odpowiadającego tym punktom. Struktury ucha środkowego znajdują się w stanie rezonansu przy danej częstotliwości tonu, gdy w punkcie wcięcia (minimum) susceptancji ma ona wartość równą wartości skrajnej  $B_a(P_{max})$ . Gdy  $B_{amin}$  jest, w pewnym przedziale ciśnienia, mniejsze od wartości  $B_a(P_{amax})$ , oznacza to, że susceptancja ucha środkowego jest ujemna (ma charakter bezwładnościowy), a więc częstotliwość rezonansowa struktury jest mniejsza od częstotliwości tonu pomiarowego.

Alternatywną procedurą pomiarową jest pomiar admittance w funkcji częstotliwości, przy stałym ciśnieniu w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Dla ciśnienia szczytowego  $TP$  uzyskuje się wówczas przebieg admittance statycznej w funkcji częstotliwości. W dostępnych urządzeniach pomiarowych (np. GSI Tymptstar, v.2) pomiar ten jest wykonywany w przedziale od ok. 200 Hz do ok. 2000 Hz. Przykład takiej rejestracji, dla ucha otologicznie normalnego, przedstawiono na rycinie 7.

Oceny stanu ucha środkowego, na podstawie wyników zarejestrowanych w tympanometrii wieloczęstotliwościowej, dokonuje się, biorąc pod uwagę kryteria jakościowe i ilościowe [11,21,22].

*Kryteria jakościowe* dotyczą kształtów tympanogramów dla susceptancji, konduktancji i admittance. Klasyfikacje kształtów tympanogramów były opracowane już latach 70. [23] i uzupełniane oraz udoskonalane w latach następnych [24,25]. Na rycinie 8 przedstawiono klasyfikację wg tzw. modelu Vanhuysse'a [25] klasyfikującego kształty tympanogramów rejestrowanych przy częstotliwości 678 Hz, a obok tympanogramy ucha normalnego



**Rycina 7. (A)** Przykładowa zależność konduktancji,  $G_t$ , i susceptancji statycznej,  $B_t$ , od częstotliwości dla ucha normalnego. **(B)** Wykres biegunowy modułu i argumentu admitancji statycznej w funkcji częstotliwości, odpowiadający danym pomiarowym z wykresu **(A)**

**Figure 7. (A)** Example frequency function of static susceptance,  $G_t$ , and conductance,  $B_t$ , for a normal ear. **(B)** Polar diagram of modulus and argument of static admittance at different frequencies drawn for the data from graph **(A)**

zarejestrowane przy różnych częstotliwościach o przebiegach odpowiadających danym typom z klasyfikacji Vanhuysse’a. Tympanogramy są klasyfikowane na podstawie liczby wierzchołków (maksimów i minimów) w przebiegu susceptancji i konduktancji.

Kształt krzywej (liczba wierzchołków) zależy od relacji między składowymi susceptancjami: sprężystą i bezwładnościową oraz od ilorazu częstotliwości tonu pomiarowego  $f$  do częstotliwości rezonansowej,  $f_R$ . Typ 1B1G odpowiada strukturze, w której dominuje susceptancja sprężystości, a więc układ znajduje się poniżej rezonansu,  $f < f_R$ ,  $90^\circ > \Phi > 45^\circ$ ; typ 3B1G to przypadek, gdy układ zbliża się do rezonansu,  $45^\circ > \Phi > 0^\circ$ ; w przypadku 3B3G – w pobliżu ciśnienia równowagi zmienia się charakter susceptancji ze sprężystego,  $B_t > 0$ , na bezwładnościowy  $B_t < 0$ , układ przechodzi przez rezonans,  $0^\circ > \Phi > -45^\circ$ ; w przypadku 5B3G w znacznym przedziale ciśnienia układ jest powyżej rezonansu  $f > f_R$ , dominuje susceptancja masy,  $-45^\circ > \Phi > -90^\circ$  (por. wykres biegunowy, rycina 7B).

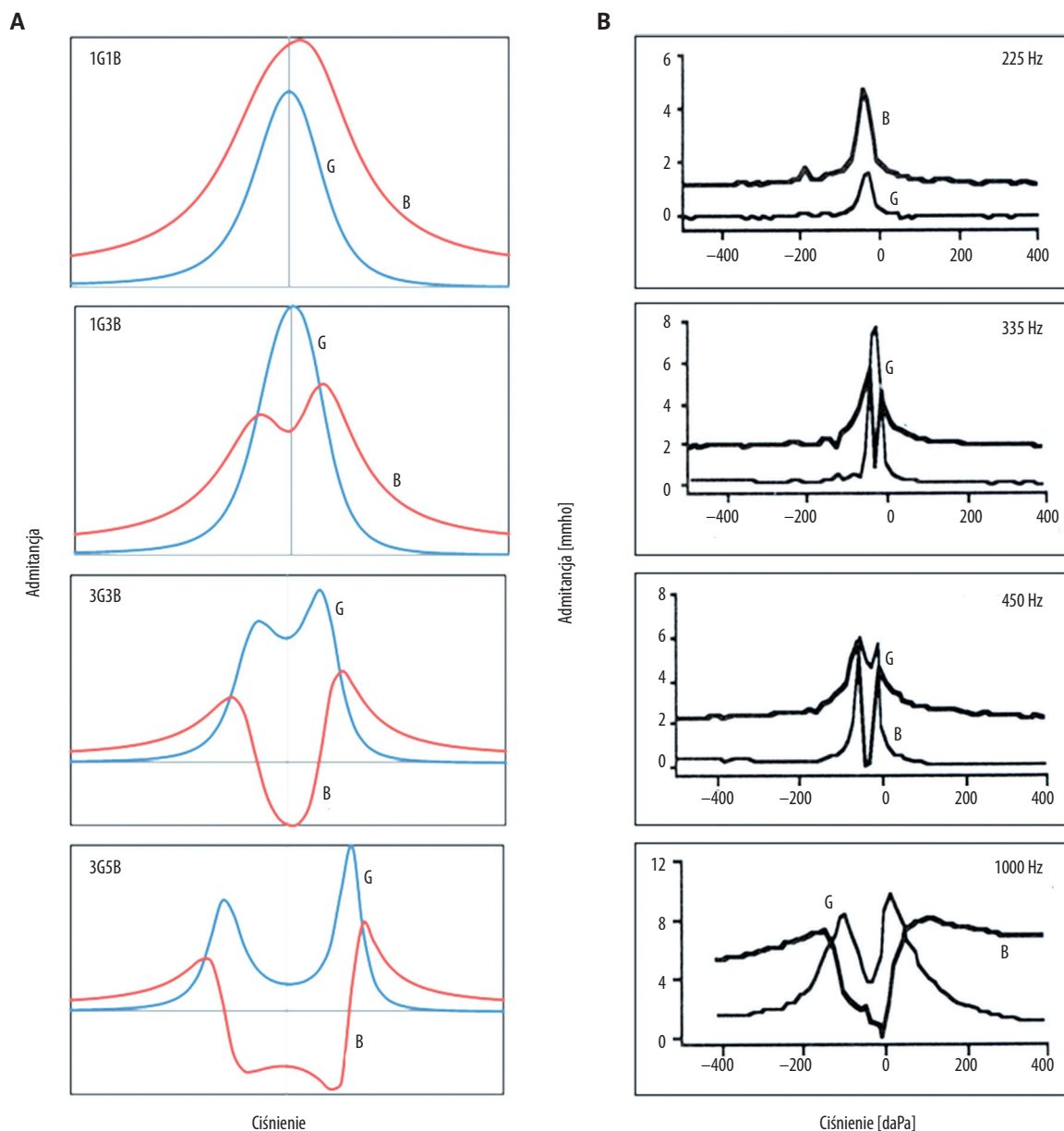
Jak można oczekiwać, poszczególne kategorie tympanogramów pojawiają się w różnych zakresach częstotliwości tonu pomiarowego [21,24]. Ponadto, częstość występowania poszczególnych typów zależy od stanu ucha środkowego. W uszach prawidłowych tympanogramy typu 1B1G dominują w zakresie częstotliwości do ok. 700 Hz, tympanogramy typu 3B1G występują najczęściej w przedziale 700÷1200 Hz, typ 3B3G w zakresie 700÷1400 Hz, a pozostałe typy powyżej tej częstotliwości [10,22,26]. W przypadku otosklerozy dominującym typem tympanogramu jest 1B1G, który występuje do ok. 1200÷1400 Hz, a pozostałe typy pojawiają się rzadko i na wyższych częstotliwościach [27]. W innych patologii zakresy występowania poszczególnych typów są odmienne, co może stanowić wskazówkę w diagnostyce ucha. Np. w przypadkach przerwania łańcucha kosteczek tympanogramy typu 3B1G i 3B3G pojawiają się już w zakresie małych częstotliwości,

co wiąże się z obniżeniem częstotliwości rezonansowej ucha środkowego [21].

*Kryteria ilościowe* stosowane w wieloczęstotliwościowej audiometrii impedancyjnej MFT są związane z parametrami charakterystycznymi tympanogramów i charakterystycznymi częstotliwościami.

1. Admitancja statyczna –  $Y_{tm}$  lub (podatność statyczna). Wartość normowa modułu admitancji statycznej (podatności statycznej) dla uszu normalnych zależy silnie od częstotliwości tonu pomiarowego. Wartości normowe są dość dobrze udokumentowane dla częstotliwości 678 Hz i 1000 Hz; dla osób dorosłych wartości średnie i zakresy  $\pm 90\%$  wynoszą odpowiednio: 1,1 mmho (0,85÷4,5) mmho dla 678 Hz, 1,63 mmho (1,5÷7,0) mmho dla 1000 Hz. W obydwu przypadkach występują istotne różnice między populacją dziecięcą a osobami dorosłymi [10,26,29].
2. Szerokość tympanogramu jest w przypadku tympanogramów wielowierzchołkowych definiowana jako odstęp między maksimami susceptancji. Przyjmuje się, że w uszach normalnych odstęp ten nie powinien być większy niż  $\pm 75$  daPa dla tympanogramów typu 3B1G i 3B3G i  $\pm 100$  daPa dla tympanogramów typu 5B3G [10].
3. Częstotliwość rezonansowa,  $f_R$ . Jak wspomniano, przy częstotliwości rezonansowej wypadkowa skompensowana susceptancja ucha środkowego  $B_t$  jest zerowa ( $B_t = 0$ ), tzn. całkowita susceptancja,  $B_a$ , jest równa susceptancji kanału słuchowego (równa wartości  $B_a$  przy granicznej wartości ciśnienia w kanale; zwykle przyjmowana jest  $B_a(P_{max})$ ). Dla uszu normalnych  $f_R$  ma wartość średnią ok. 900 Hz (90% przedział rozrzutu wartości normalnych 700 Hz ... 1200 Hz) [10, 26,29]; patologie powodują wzrost  $f_R$  w przypadku otosklerozy oraz zmniejszenie w przypadku np. przerwania łańcucha kosteczek słuchowych [27–29].
4. Częstotliwość  $f_{45}$ , przy której składowe admittancji skompensowanej  $G_c$  i  $B_c$  mają równe wartości (kąt fazowy





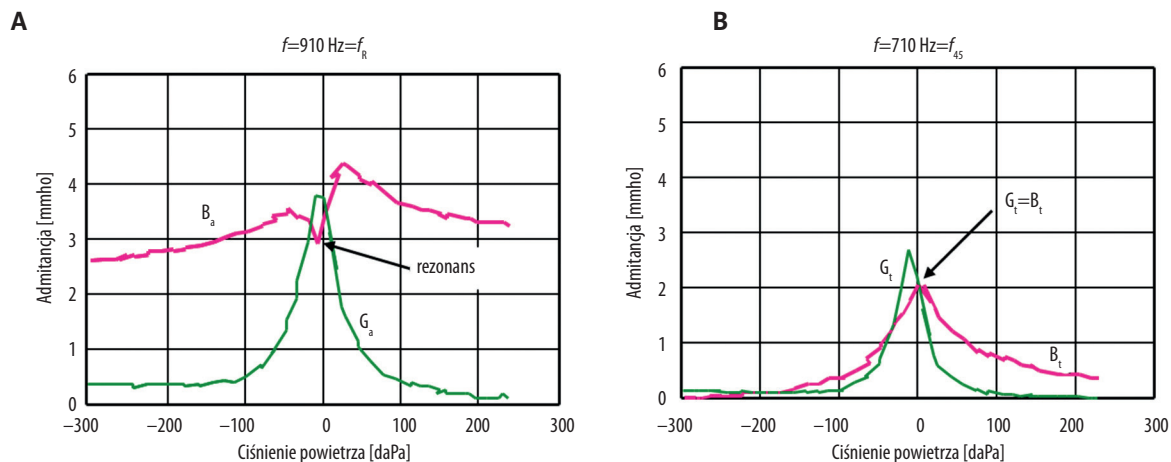
**Rycina 8.** Klasyfikacja tympanogramów w tympanometrii wieloczęstotliwościowej (A) Przebiegi susceptancji i konduktancji ucha środkowego w funkcji ciśnienia powietrza w kanale słuchowym obliczone na podstawie modelu Vanhuysse'a [23] (umowne skale admitancji i ciśnienia), (B) Przykładowe nieskompensowane tympanogramy susceptancji i konduktancji ucha pacjenta z przerwaniem łańcuchem kosteczek, odpowiadające typom z klasyfikacji Vanhuysse'a (wg [24]). Przebiegi wskazują na patologiczne zmniejszenie częstotliwości rezonansowej ucha środkowego (tympanogram typu 3G3B pojawia się już przy częstotliwości ok. 400 Hz)

**Figure 8.** Classification of tympanograms in multifrequency tympanometry. (A) The courses of middle-ear susceptance and conductance versus ear canal air pressure calculated based on the Vanhuysse model [23] (arbitrary scales of admittance and pressure). (B) Example uncompensated susceptance and conductance tympanograms of a patient with ossicular discontinuity; shapes of tympanograms refer to the types of Vanhuysse's classification (according to [24]), and indicate a pathologic change in middle-ear resonant frequency (tympanogram type 3G3B appears already at 400 Hz frequency)

admitancji wynosi  $\Phi=45^\circ$ ). Wartość normowa  $f_{45}$  dla uszu normalnych jest zawarta w przedziale 350 ... 800 Hz (średnia ok. 550 Hz); przesunięcie poza ten zakres może świadczyć o patologii ucha środkowego, np. podwyższenie  $f_{45}$  może być objawem otosklerozy. Badania niektórych autorów [27–29] wskazują, że testy diagnostyczne w kierunku wykrywania otosklerozy, wykorzystujące ten parametr jako kryterium, osiągają czułość

i specyficzność rzędu 80% [10,22], lepszą niż w testach opartych na częstotliwości rezonansowej –  $f_R$ .

Wartości  $f_R$  i  $f_{45}$  można wyznaczyć na podstawie tympanogramów susceptancji i konduktancji, jak zilustrowano to na rycinie 9. Można także wykorzystać do tego celu zależność admitancji statycznej w funkcji częstotliwości, jak na rycinie 7, gdzie zaznaczono punkty charakterystyczne:



**Rycina 9.** Określenie częstotliwości rezonansowej i częstotliwości  $f_{45}$  na podstawie tympanogramów konduktancji i susceptancji: (A) dla  $f=910 \text{ Hz}$  wartość  $B_a$  w punkcie wcięcia jest równa wartości granicznej dla  $P_{max}$ ; (B) przy częstotliwości  $f=710 \text{ Hz}$  susceptancja statyczna  $G_t$  i konduktancja statyczna  $B_t$  są sobie równe dla  $P \approx TP \approx 0$

**Figure 9.** Determination of resonant frequency and the  $f_{45}$  frequency on the basis of conductance and susceptance tympanograms: (A) at the frequency  $f=910 \text{ Hz}$  the  $B_a$  value in the notch point is equal to the limit value of  $B_a$  for  $P_{max}$ ; (B) at the frequency  $f=710 \text{ Hz}$  the static susceptance  $B_t$  and static conductance  $G_t$  have equal values for  $P \approx TP \approx 0$

zrównanie  $G_t$  i  $B_t$  (częstotliwość  $f_{45}$ ) oraz przejście  $B_t$  przez zero (częstotliwość  $f_R$ ).

### Podsumowanie i wnioski

Tympanometria wieloczęstotliwościowa, MFT, dostarcza znacznie bogatszych informacji o funkcjonowaniu struktur ucha środkowego niż tympanometria tradycyjna, ma-łoczęstotliwościowa. Jak wskazują badania wielu autorów, można dzięki temu znacznie poszerzyć jej zastosowania diagnostyczne. Do najważniejszych zalet tej metody należą m.in.:

1. Dokładniejsza diagnostyka różnicowa patologii ucha środkowego u osób dorosłych (dzięki zastosowaniu wielu parametrów do oceny stanu ucha środkowego na różnych częstotliwościach) [10,22,27–29].
2. Lepsza ocena stanu ucha środkowego u małych dzieci i niemowląt [10,16,22,30–32] (jako standard postępowania zalecany jest pomiar admitancji na częstotliwości 1000 Hz). Zastosowanie tympanometrii wielokomponentowej na częstotliwości 1000 Hz w testach diagnostycznych w kierunku wykrywania wysiękowego zapalenia ucha środkowego u dzieci pozwala uzyskać czułość i specyficzność sięgającą 98% – co nie jest do osiągnięcia metodami tradycyjnej tympanometrii 226 Hz [31,32].
3. Możliwość wykorzystania w badaniach przesiewowych dzieci i niemowląt (pomiar admitancji ucha na częstotliwości 1000 Hz może być dobrym testem uzupełniającym lub nawet poprzedzającym dla badań TEOAE lub DPOAE) [34,35].

Mimo wspomnianych zalet, tympanometria wieloczęstotliwościowa MFT jest stosunkowo mało rozpowszechniona w praktyce klinicznej. Powodem nie jest ograniczona dostępność aparatury, bo odpowiednie przyrządy są na rynku od kilkunastu lat. Wyniki ankiety przeprowadzonej wśród audiologów w USA w 2012 r. [33] wykazały, że o ile ogromna większość ankietowanych audiologów (94%) stosuje rutynowo tympanometrię klasyczną 226 Hz w praktyce diagnostycznej, to bardzo znaczny odsetek ankietowanych (74%) nigdy nie korzysta z metod tympanometrii wieloczęstotliwościowej (jedynie 11% deklaruje biegłą znajomość tej metody). Jako główny powód podawany jest, obok kosztów aparatury i niedostatecznej refundacji kosztów badań, brak wiedzy i umiejętności potrzebnych do interpretacji wyników testów. Należy przypuszczać, że w polskich warunkach dane o popularności metody MFT byłyby jeszcze bardziej pesymistyczne. Może to znaczyć, że dziedzina ta nie jest należycie uwzględniana w programach kształcenia audiologów i innych specjalistów zajmujących się badaniami słuchu.

Wiele jednak wskazuje na to, że nowe metody audiometrii immitancyjnej, związane z parametrami transmisyjnymi fali akustycznej, mogą przyczynić się do usunięcia szeregu niedostatków tympanometrii wielokomponentowej i wieloczęstotliwościowej. Metody te zostaną przedstawione w drugiej części publikacji.

*Publikacja powstała w związku z realizacją projektu pn. „Zintegrowany system narzędzi do diagnostyki i telerehabilitacji schorzeń narządów zmysłów (słuchu, wzroku, mowy, równowagi, smaku, powonienia)” INNOSENSE, współfinansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju w ramach Programu STRATEGMED.*

## Dodatek 1. Metoda amplitud zespolonych

Funkcja czasu, reprezentująca przebieg harmoniczných drgań okresowych, ma postać

$$a(t) = A_m \cos(2\pi ft + \phi_0) = A_m \cos(\omega t + \phi_0), \quad (D1)$$

gdzie  $A_m$  jest amplitudą drgań,  $f$  – częstotliwością,  $\phi_0$  – fazą początkową, a  $\omega = 2\pi f$  jest pulsacją (częstotliwością kątową). Zgodnie z tożsamością Eulera

$$e^{j\alpha} \equiv \cos \alpha + js \sin \alpha$$

( $e$  – podstawa logarytmów naturalnych ( $e \approx 2,7183\dots$ ),  $j$  – jednostka urojona,  $j = \sqrt{-1}$ ) funkcja  $a(t)$  może być traktowana jako część rzeczywista funkcji zespolonej  $A(j\omega t)$

$$A(j\omega t) = A_m e^{j(\omega t + \phi_0)}, \quad (D2)$$

$$a(t) \equiv \Re(A(j\omega t)).$$

Funkcja  $A(j\omega t)$ , będąca zespoloną reprezentacją rzeczywistej funkcji czasu  $a(t)$ , jest iloczynem dwu składników:

$$A(j\omega t) = A_m e^{j\phi_0} \cdot e^{j\omega t} \quad (D3)$$

Pierwszy składnik jest liczbą zespoloną o wartości stałej (niezależną od czasu); jej moduł jest równy amplitudzie funkcji kosinusoidalnej  $a(t)$ , a argument – fazie początkowej tej funkcji. Drugi składnik,  $e^{j\omega t}$ , który reprezentuje zmienność w czasie funkcji  $a(t)$ , jest liczbą zespoloną o module równym 1 i argumentie rosnącym liniowo z szybkością  $\omega$  [rad/s]. Jeśli w pewnym systemie mamy do czynienia z drganiami o różnych amplitudach i fazach, ale o jednej, znanej częstotliwości, to do opisu drgań wystarczy czynnik pierwszy, który jest określany jako **amplituda zespolona** funkcji  $a(t)$ .

$$A = A_m e^{j\phi_0} \quad (D4)$$

Moduł amplitudy zespolonej jest równy amplitudzie kosinusoidalnej funkcji czasu,  $a(t)$

$$|A| = A_m \quad (D5)$$

natomiast jej argument ma wartość równą fazie początkowej tej funkcji

$$\angle A = \phi_0 \quad (D6)$$

Zastosowanie symbolicznej reprezentacji zespolonej do opisu harmoniczných funkcji czasu typu (D1) znacznie upraszcza operacje wykonywane na tych sygnałach. Jak widać z zależności (D3), operacje dodawania (odejmowania) funkcji czasu można zastąpić dodawaniem (odejmowaniem) amplitud zespolonych, a operacje różniczkowania (całkowania) sprowadzają się, w dziedzinie zespolonej, do pomnożenia (podzielenia) amplitudy zespolonej przez czynnik  $j\omega$ .

Wielkościami charakteryzującymi przebieg płaskiej fali akustycznej, wywołanej dźwiękiem tonalnym (sinusoidalnym), rozchodzącej się w rurze lub kanale (falowodzie

akustycznym), są ciśnienie akustyczne,  $p_a(t)$  i prędkość akustyczna  $u(t)$ . Obydwe te wielkości są sinusoidalnymi funkcjami czasu o postaci (D1), można więc reprezentować je symbolicznie za pomocą amplitud zespolonych,  $P_a$  i  $U$ . Jeśli fala akustyczna napotyka przegrodę zamykającą falowód, to pod wpływem ciśnienia akustycznego  $p_a(t)$  płaszczyzna czołowa przegrody zostaje wprowadzona w drgania, o prędkości  $v(t)$ , które rozchodzą się w głąb tej struktury. Prędkość akustyczna na powierzchni elementu ma wartość  $u(t) = Av(t)$ , gdzie  $A$  jest polem przekroju kanału. **Impedancję akustyczną**,  $Z_a$ , elementu definiuje się jako stosunek amplitud zespolonych ciśnienia,  $P_a$ , i prędkości akustycznej  $U$ :

$$Z_a = \frac{P_a}{U} \quad (D7)$$

Zależy ona od właściwości fizycznych i struktury elementu. W podobny sposób definiuje się **admitancję akustyczną**,  $Y_a$ :

$$Y_a = \frac{U}{P_a} \quad (D8)$$

**Impedancja** określa opór stawiany fali akustycznej przez element (przegrodę) umieszczoną na drodze fali (im większa impedancja, tym mniejsza prędkość akustyczna, a więc mniejsza amplituda drgań). **Admitancja**, odwrotnie, jest miarą podatności struktury na wnikanie fali akustycznej (większa amplituda drgań może powstać przy mniejszym ciśnieniu).

Obydwe wielkości są liczbami zespolonymi, których moduły są (zgodnie z (D4)) równe, odpowiednio, ilorazom amplitud ciśnienia,  $P_{am}$ , i prędkości akustycznej,  $U_m$ :

$$|Z_a| = \frac{P_{am}}{U_m}, \text{ oraz } |Y_a| = \frac{U_m}{P_{am}} \quad (D9)$$

a argumenty różnicom faz początkowych tych przebiegów:

$$\angle Z_a = \Psi = \psi_{0P} - \psi_{0U} \text{ oraz } \angle Y_a = \Phi = \phi_{0U} - \phi_{0P} \quad (D10)$$

Liczbę zespoloną  $Z_a$  (D7) można przedstawić w postaci wykładniczej

$$Z_a = |Z_a| e^{j\Psi} \quad (D11)$$

jako wektor na płaszczyźnie zmiennej zespolonej zaczepiony w początku układu, którego długość wynosi  $|Z_a|$ , i który tworzy kąt  $\Psi$  z osią rzeczywistą (rycina D1). W podobny sposób można przedstawić admitancję,  $Y_a$ .

$$Y_a = |Y_a| e^{j\Phi} \quad (D12)$$

Alternatywnie, liczby  $Z_a$  i  $Y_a$  mogą być zapisane w postaci algebraicznej,

$$Z_a = R_a + jX_a \text{ oraz } Y_a = G_a + jB_a \quad (D13)$$

w których części rzeczywiste i urojone są, odpowiednio, rzutami wektora na osie rzeczywistą i urojoną układu. W przypadku impedancji akustycznej składniki te są nazywane **rezystancją** i **reaktancją** akustyczną. Zachodzą oczywiście zależności:

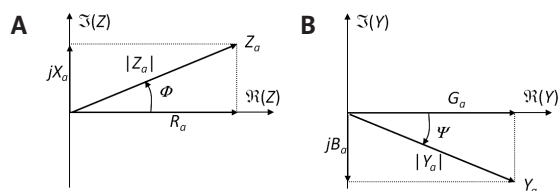
$$R_a = |Z_a| \cos\psi, X_a = |Z_a| \sin\psi, \text{ oraz} \quad (D14)$$

$$|Z_a| = \sqrt{R_a^2 + X_a^2}; \psi = \tan^{-1} \frac{X_a}{R_a}$$

W przypadku admitancji akustycznej, składowe rzeczywista,  $G_a$ , i urojona,  $B_a$ , mają nazwy *konduktancja* i *susceptancja* akustyczna. Zachodzą zależności:

$$G_a = |Y_a| \cos\Phi, B_a = |Y_a| \sin\Phi, \text{ oraz} \quad (D15)$$

$$|Y_a| = \sqrt{G_a^2 + B_a^2}; \Phi = \tan^{-1} \frac{B_a}{G_a}$$



**Rycina D1.** Wektory impedancji i admitancji akustycznej i ich składowe na płaszczyźnie zmiennej zespolonej

**Figure D1.** Vectors of acoustic impedance and admittance and their components on the complex-variable plane

### Wykaz symboli wielkości fizycznych

- $B_a$  – susceptancja akustyczna
- $B_{ak}$  – susceptancja akustyczna przewodu słuchowego
- $B_{ma}$  – składowa bezwładnościowa susceptancji akustycznej
- $B_{sa}$  – składowa sprężysta susceptancji akustycznej
- $B_t$  – susceptancja akustyczna ucha środkowego (wartość skompensowana)
- $f$  – częstotliwość
- $f_R$  – częstotliwość rezonansowa struktury ucha środkowego
- $f_{45}$  – częstotliwość, dla której  $\Phi=45^\circ$

### Piśmiennictwo:

1. West W. Measurements of acoustical impedances of the human ears. Post Office Elect Engineering, 1928; 21: 293.
2. Metz O. The acoustic impedance measured on normal and pathologic ears. Acta Otolaryngol, 1946; Supplement 63: 3–254.
3. ANSI Specifications for instruments to measure aural acoustic impedance and admittance (aural acoustic immittance). New York: American National Standards Institute; ANSI S3.39-1987.
4. Kochanek K, Śliwa L. Metody obiektywne badań słuchu. W: Hojan E, red. Protetyka słuchu. Poznań: Wydawnictwo Naukowe UAM; 2014, s. 211–49.
5. van Camp KJ, Creten WL. Principles of acoustic impedance and admittance. W: Feldman AS, Wilber LA, red. Acoustic Impedance and Admittance – The Measurement of Middle Ear Function. Baltimore: The Williams and Wilkins Company; 1976.
6. Margolis RH, Hunter LL. Tympanometry: Basic Principles and Clinical Applications. W: Musiek FE, Rintelmann WF, red. Contemporary Perspectives in Hearing Assessment. Boston: Allyn and Bacon; 1999, s. 89–130.

- $G$  – gradient (stromość tympanogramu)
- $G_a$  – konduktancja akustyczna
- $G_{ak}$  – konduktancja akustyczna przewodu słuchowego
- $G_t$  – konduktancja ucha środkowego (statyczna)
- $P$  – ciśnienie powietrza
- $R_a$  – rezystancja akustyczna
- $SC$  – podatność statyczna
- $TP, TPP$  – ciśnienie szczytowe
- $TW$  – szerokość tympanogramu
- $U$  – prędkość akustyczna
- $V_k$  – objętość przewodu słuchowego
- $X_a$  – reaktancja akustyczna
- $X_{ma}$  – składowa bezwładnościowa reaktancji akustycznej
- $X_{sa}$  – składowa sprężysta reaktancji akustycznej
- $Y_a$  – admitancja akustyczna
- $Y_t$  – admitancja akustyczna ucha środkowego (wartość skompensowana)
- $Y_{tm}$  – admitancja statyczna
- $Z_a$  – impedancja akustyczna
- $\Phi$  – kąt fazowy admitancji akustycznej
- $\psi$  – kąt fazowy impedancji akustycznej

### Wykaz symboli jednostek

- [Pa] – paskal ( $N/m^2$ )
- [daPa] – dekapaskal (0,1 Pa) – jednostka ciśnienia powietrza
- [mho] = [ $\Omega_{ak}^{-1}$  CGS] ( $\frac{cm^3/s}{dyna/cm^2}$ ) – jednostka admitancji akustycznej w układzie CGS
- [ $\Omega_{ak}$ ] – om akustyczny – jednostka impedancji akustycznej w układzie SI

Publikacja powstała w związku z realizacją projektu pn. „Zintegrowany system narzędzi do diagnostyki i telerehabilitacji schorzeń narządów zmysłów (słuchu, wzroku, mowy, równowagi, smaku, powonienia)” INNOSENSE, współfinansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju w ramach Programu STRATEGMED.

15. Browning GG, Swan IRC, Gatehouse S. The doubtful value of tympanometry with diagnosis of otosclerosis. *J Laryngol Otol*, 1985; 99(6): 545–47.
16. Nozza RJ, Bluestone CD, Kardatzke D, Bachman R. Towards the validation of aural acoustic immittance measures for diagnosis of middle ear effusion in children. *Ear Hear*, 1992; 13: 442–53.
17. Berman S. Management of acute and chronic otitis media in pediatric practice. *Curr Opin Pediatr*, 1995; 7(5): 513–22.
18. Balkany TJ, Berman SA, Simmons MA, Jafec BW. Middle ear effusion in neonates. *Laryngoscope*, 1978; 88: 398–405.
19. Himelfarb MZ, Popelka GR, Shannon E. Tympanometry in normal neonates. *J Speech Lang Hear Res*, 1979; 22: 179–91.
20. Śliwa L, Kochanek K, Hatzopoulos S, Piłka A, Senderski A, Skarżyński PH. A comparison of audiometric and objective methods in hearing screening of schoolchildren. A preliminary study. *Int J Ped Otorhi*, 2011; 75(4): 483–88.
21. Margolis RH, Hunter LL. Acoustic immittance measurement. W: Hosford-Dunn H, red. New York, NY: Thieme; 2000.
22. Shahnaz N. Multi-frequency Tympanometry and Evidence-based Practice. *American Speech-Language Pathology and Audiology (ASHA) Perspectives on Hearing and Hearing Disorders: Research and Diagnosis*, 2007; 11(1): 2–12.
23. Vanhuysse V, Creten W, Van Camp K. On the W-notching of tympanograms. *Scand Audiol*, 1975; 4: 45–50.
24. Margolis RH, Van Camp K, Wilson, Creten W. Multifrequency tympanometry in normal ears. *Audiology*, 1985; 24: 44–53.
25. Margolis R, Goycoolea H. Multifrequency tympanometry in normal adults. *Ear Hear*, 1993; 14: 408–13.
26. Shahnaz N, Davies D. Standard and multifrequency tympanometric norms for Caucasian and Chinese young adults. *Ear Hear*, 2006; 27: 75–90.
27. Shahnaz N, Polka L. Distinguishing healthy from otosclerotic ears: Effect of probe-tone frequency on static admittance. *J Am Acad Audiol*, 2002; 13: 345–55.
28. Shahnaz N, Polka L. Standard and multifrequency tympanometry in normal and otosclerotic ears. *Ear Hear*, 1997; 18: 268–80.
29. Shahnaz N, Bork K, Polka L, Longridge N, Bell D, Westerberg B. ER and tympanometry in normal and otosclerotic ears. *Ear Hear*, 2009; 30: 219–33.
30. Shahnaz N, Miranda T, Polka L. Multifrequency tympanometry in neonatal intensive care unit and well babies. *J Am Acad Audiol*, 2008; 19: 392–418.
31. Margolis RH, Bass-Ringdahl S, Hanks W, Holte L, Zapala D. Tympanometry in newborn infants – 1 kHz norms. *J Am Acad Audiol*, 2003; 14(7): 383–92.
32. Zhigi L, Kun Y, Zhiwu H. Tympanometry in infants with middle ear effusion having been identified using spiral CT. *Am J Otolaryngol*, 2010; 31: 96–103.
33. Emanuel DC, Henson OE, Knapp RR. Survey of audiological immittance practices. *Am J Audiol*, 2012; 21: 60–75.
34. Sanford CA, Keefe DH, Liu YW i wsp. Sound-conduction effects on distortion-product otoacoustic emission screening outcomes in newborn infants: Test performance of wideband acoustic transfer functions and 1-kHz tympanometry. *Ear Hear*, 2009; 30: 635–52.
35. De Paula Campos U, Hatzopoulos S, Śliwa LK, Skarżyński PH, Jędrzejczak WW i wsp. Relationship between Distortion Product – Otoacoustic Emissions (DPOAEs) and High-Frequency Acoustic Immittance Measures. *Med Sci Monit*; 2016, 22: 2028–34.