

Zależność pomiędzy progiem elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego a poziomem komfortowego słyszenia MCL zmierzonego w oparciu o wybrane metody psychoakustyczne

Relationship between the electrically elicited stapedius reflex threshold (ESRT) and MCL level determined by the psychophysical method

Artur Lorens, Arkadiusz Wąsowski, Anna Piotrowska, Adam Walkowiak, Henryk Skarżyński

Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Warszawa

Streszczenie

Celem badań było określenie wrażenia słuchowego towarzyszącego progowi elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego (*Electrically elicited stapedius reflex threshold – ESRT*). Materiał kliniczny obejmował 6 dorosłych postlingwalnych użytkowników systemu implantu ślimakowego. Wyniki badań wskazują, że metoda ESRT może być wykorzystana do estymacji wartości MCL oraz że ryzyko wywołania wrażenia dyskomfortu przy stymulacji bodźcem elektrycznym o amplitudzie równej ESRT jest minimalne. Autorzy są przekonani, że metoda ta może być także zastosowana u dzieci, przy zachowaniu odpowiedniej ostrożności.

Słowa kluczowe: implant ślimakowy, dopasowanie procesora mowy, odruch mięśnia strzemiączkowego, metody obiektywne.

Summary

The aim of this study was to determine the loudness level evoked by the stimuli with the intensity equal to the electrically elicited stapedius reflex threshold (ESRT). The material consisted of 6 postlingually deafened adults, users of cochlear implant system. The obtained results confirmed the opinion that the ESRT could be a useful means in estimation of MCL, and the risk of overstimulation with ESRT value is minimal. The authors are convinced that it could facilitate speech processor fitting in paediatric population.

Key words: cochlear implant, speech processor fitting, stapedius reflex, objective methods.

Wprowadzenie

Badania nad elektrycznie wywołanym odruchem mięśnia strzemiączkowego u pacjentów implantowanych rozpoczęła Jerger i wsp. w 1986. Przeanalizowano parametry odruchu tj. morfologię zapisu, latencję i amplitudę odpowiedzi. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że w przypadku odruchu mięśnia strzemiączkowego wywołanego elektrycznie progi odruchu są niższe, a czas trwania odruchu krótszy w porównaniu z parametrami odruchu uzyskanego przy stymulacji akustycznej u osób ze słuchem prawidłowym.

W latach 90-tych pomiary elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego były wprowadzane do badań śród- i pooperacyjnych pacjentów implantowanych. Głównym celem wdrożenia klinicznego miało być wykorzystanie zmierzonego progu odruchu mięśnia strzemiączkowego (ESRT) do oszacowania dynamiki słyszenia dla pobudzenia elektrycznego. Dynamika ta jest bowiem znacznie mniejsza od dynamiki słuchu prawidłowego. Procesor mowy (zewnętrzna część systemu implantu ślimakowego) przetwarzając sygnał akustyczny na bodziec elektryczny musi zatem

dokonać odpowiedniej kompresji dynamiki. Krzywa kompresji dobierana jest indywidualnie dla każdego pacjenta. Najistotniejszym parametrem służącym do jej określenia jest poziom MCL (amplituda bodźca elektrycznego odpowiadająca najgłośniejszemu, z jeszcze komfortowych, wrażeniu słuchowemu). Parametr ten zwykle wyznacza się psychofizycznie (subiektywnie) oddzielnie dla każdej elektrody podczas sesji dopasowania procesora mowy.

Pomiar śródoperacyjny elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego polega na obserwacji w polu operacyjnym skurczu tego mięśnia w czasie stymulacji [Raine (i in.) 1997; Walkowiak 2001]. Wystąpienie odruchu mięśnia strzemiączkowego podczas stymulacji śródoperacyjnej dowodzi zarówno prawidłowego funkcjonowania implantu [Stephan (i in.) 1998] jak też świadczy o pobudzeniu drogi słuchowej [Raine (i in.) 1997]. Jednakże wielokrotnie wykazana korelacja pomiędzy wartością śródoperacyjnego poziomu ESRT a poziomem MCL, mierzonym subiektywnie podczas ustawiania procesora mowy, jest bardzo słaba [Raine (i in.) 1997; Stephan (i in.) 1998]. Dlatego też więk-

szej przydatności w procesie ustawiania procesora mowy upatrywano w wykorzystaniu pooperacyjnych pomiarów ESRT. Narzędzie to mogłoby się okazać bardzo przydatne w procedurze ustawiania procesora mowy u małych dzieci, które nie mają jeszcze „doświadczenia akustycznego” i u których uzyskanie wyników badań behawioralnych często jest niemożliwe.

Pierwsze doniesienia literaturowe wskazywały na możliwość wykorzystania progów elektrycznie wywołanego odruchu z mięśnia strzemiączkowego do ustawiania parametrów procesora mowy [Battmer (i in.) 1990; Gattaz 1992]. Spivak i Chute [1994] badając 12 dzieci, u 8 uzyskali dobrą zgodność pomiędzy progiem ESRT i behawioralnie zmierzonym MCL. W pracy Bresniana i wsp. [2001] próg odruchu ESRT uzyskano u 20 z 26 dzieci. W każdym przypadku zmierzone progi ESRT były znacząco niższe od uzyskanego behawioralnie poziomu MCL. Jednakże rodzice oceniali jako lepszy program oparty na zmierzonym progu ESRT. W przeciwieństwie do tych wyników Allum i wsp. [2002] uzyskali w grupie 54 dzieci progi ESRT w większości przypadków przewyższające wartości MCL zmierzone behawioralnie, przy czym współczynnik korelacji wynosił około 0,65. Jeszcze lepsza korelacja wynosząca 0,79 została uzyskana w dwóch innych badaniach na wyselekcjonowanej grupie 6 oraz 7 dzieci, będących doświadczonymi użytkownikami systemu implantu ślimakowego [Lorens 2002a; 2002b].

Uzyskiwane rozbieżności w badaniach nad zależnością między zmierzonym progiem ESRT a wynikami pomiarów behawioralnych nasuwają pytanie, czy w ogóle możliwe jest uzyskanie wystarczającej wiarygodności w badaniach behawioralnych poziomu MCL u dzieci. Dlatego też część badaczy postanowiła przeprowadzić badania na grupie dorosłych pacjentów implantowanych wykraczające poza proste zagadnienia korelacji progów ESRT i poziomu MCL użytego do programowania procesora. Co prawda to nie dorośli, ale dzieci są docelową grupą, w której metoda mogłaby być stosowana w procesie dopasowania procesora mowy, jednak badania z udziałem dorosłych mogą przyczynić się do pogłębienia wiedzy o naturze wrażenia słuchowego towarzyszącego elektrycznie wywołanemu odruchowi mięśnia strzemiączkowego. Badania takie, przeprowadzili Stephan i wsp. [2000] na grupie 5 dorosłych użytkowników systemu implantu ślimakowego. Wykonali pomiary poziomu ESRT o wysokiej dokładności z zastosowaniem laboratoryjnego komputerowego systemu akwizycji danych, analizę danych off-line oraz pomiary psychofizyczne składowania głośności przy pomocy 50 punktowej skali z zaznaczonymi 7 kategoriami. Wykazali, że tak zmierzony poziom progów ESRT zawiera się w dwóch kategoriach, średnio i głośno.

Material

Material kliniczny obejmuje 6 dorosłych pacjentów wyselekcjonowanych losowo z grupy użytkowników systemu implantu ślimakowego. Charakterystyka grupy przedstawiona została w tab. 1.

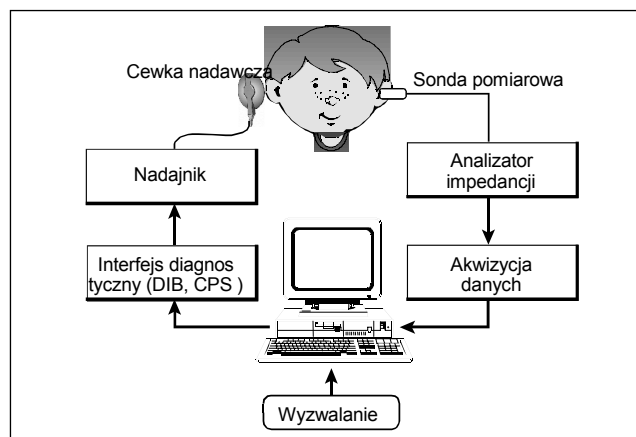
Tab. 1. Charakterystyka badanej grupy.

Pacjent nr	Wiek w momencie wykonania zabiegu implantacji (w latach)	Okres użytkowania w momencie wykonania badania (w miesiącach)	Model systemu implantu ślimakowego
1	50	27	Nucleus 24
2	30	7	Combi 40+
3	35	2	Nucleus 24
4	36	26	Combi 40+
5	41	3	Nucleus 24
6	18	5	Nucleus 24

Metoda

Pomiary progów elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego (ESRT)

W omawianych badaniach, progi odruchu mięśnia strzemiączkowego ESRT były mierzone w trakcie stymulacji elektrycznej prowadzonej kolejno na 2 wybranych elektrodach (umieszczonych odpowiednio przy podstawie i w szczycie ślimaka). Schemat blokowy układu pomiarowego przedstawiono na ryc. 1.

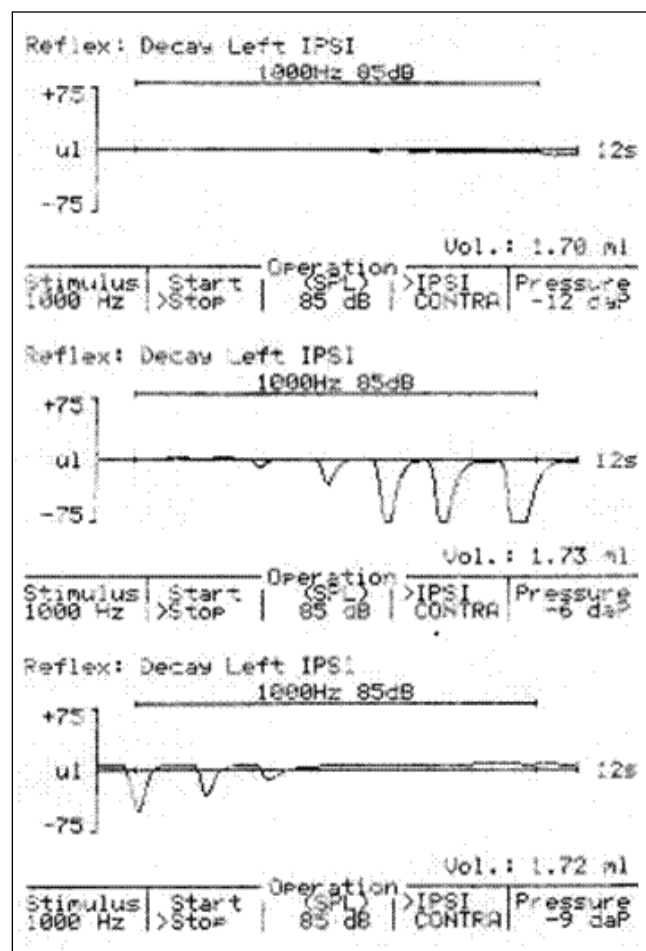


Ryc. 1. Schemat blokowy układu pomiarowego do badania progów elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego (ESRT)

Pierwszym krokiem procedury pomiarowej była standardowa tympanometria wykonana za pomocą mostka – analizatora impedancji akustycznej. Autorzy stosowali w tym celu urządzenie Middle Ear Analyser Zodiac 901 firmy Madsen. Pacjenci, których tympanogramy odbiegały od normy byli eliminowani z dalszych badań, a ich wyniki nie zostały uwzględnione w tym opracowaniu. Badano następnie zmianę admittancji akustycznej w uchu nieimplantowanym (kontralateralnie), wywołaną reakcją mięśnia strzemiączkowego na stymulację elektryczną przez implant. Analizator impedancji był ustawiony w tym przypadku do pomiaru zaniku odruchu strzemiączkowego (tryb „*reflex decay*”). Bodźce elektryczne były przesyłane przez implant, którego nadajnik był sterowany z klinicznego interfejsu diagnostycznego (DIB, CPS) połączonego z komputerem przez port szeregowy. W badaniach wykorzystano oprogramowanie do ustawiania procesora (Medel CI Studio, Cochlear R126) oraz oprogramowanie pomiarowe ZEBRA. W typowym trybie pomiarowym, bodziec wprowadzany do elektrody implantu miał postać ciągu impul-

sów dwufazowych o łącznym czasie trwania 500ms. Cykl pomiarowy był uruchamiany ręcznie z klawiatury komputera.

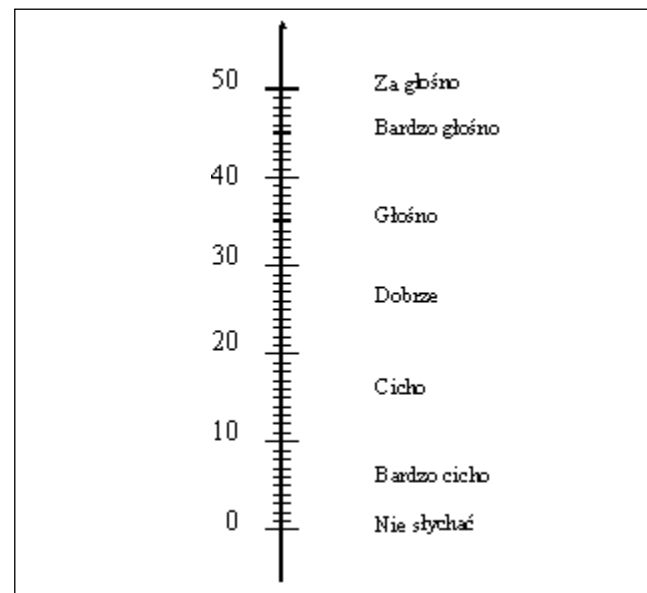
Stymulacja zaczynała się od poziomu MCL wynikającego z aktualnej mapy ustawienia procesora mowy. Jeśli na ekranie analizatora obserwowano wyraźne odchylenie przebiegu impedancji w dół od linii bazowej (co oznaczało chwilowe zmniejszenie impedancji), uznawano, że wystąpił odruch mięśnia strzemiączkowego. Poziom stymulacji był następnie zmniejszany z krokiem wynoszącym 3% bieżącej dynamiki słuchu elektrycznego, do chwili aż zmiany impedancji przestały być zauważalne. Jeśli przy początkowym poziomie stymulacji nie zaobserwowano odruchu mięśnia strzemiączkowego, poziom stymulacji był zwiększany kolejno o 3%, aż do wystąpienia zmiany impedancji (odchylenie w dół od linii bazowej). Od tego momentu poziom stymulacji był obniżany, z tym samym skokiem, aż do ponownego zaniku odruchu. W każdym cyklu pomiarowym wykonano trzy serie przyrostów bodźca, zmieniając jego wartość w górę i w dół. Wartość progu ESRT była wyliczana jako średnia trzech najniższych poziomów stymulacji, pochodzących z trzech serii zstępujących, dla których obserwowano zauważalne odchylenie od linii bazowej (mierzalną zmianę impedancji akustycznej).



Ryc. 2. Pomiar odruchu mięśnia strzemiączkowego. Serie wstępująca i zstępująca

Pomiary psychofizyczne

W celu określenia głośności wrażenia słuchowego wywołanego przez stymulację bodźcem o natężeniu równemu progowi ESRT wykonano skalowanie głośności. Zastosowano metodę oceny wielkości z wykorzystaniem 2 skal: porządkowej (kategorialnej) i liczbowej. Pacjent proszony był o ocenę głośności na skali z zaznaczonymi kategoriami: „nie słychać”, „bardzo cicho”, „cicho”, „średnio”, „głośno”, „bardzo głośno”, „za głośno”. Związek między skalą liczbową a kategorialną przedstawia się następująco: nie słychać – 0, bardzo cicho – 5, cicho – 15, średnio – 25, głośno – 35, bardzo głośno – 45, za głośno – 50.

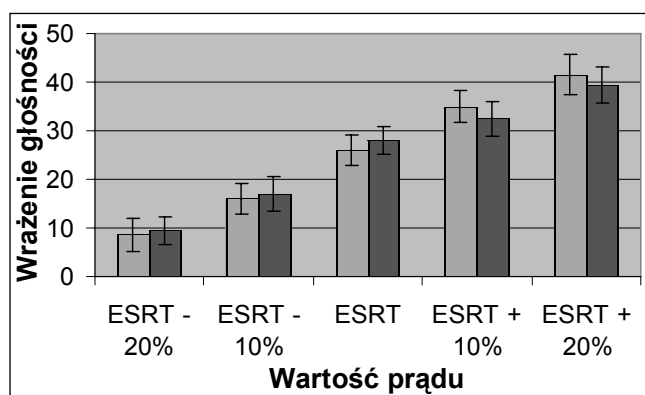


Ryc. 3. Skala użyta do oceny głośności

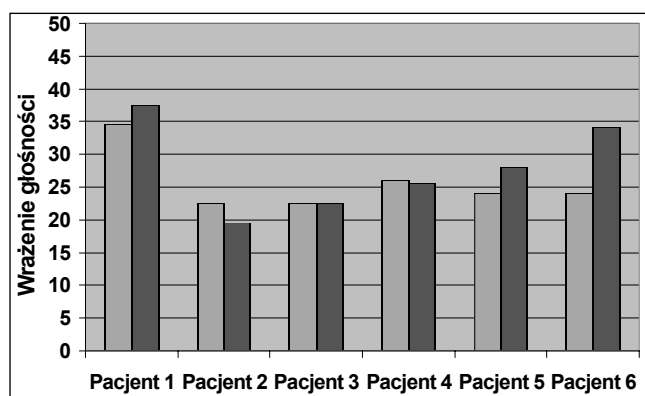
Aby precyzyjnie ocenić subiektywne odczucie głośności pacjentom prezentowano 10 serii złożonych z pięciu bodźców o natężeniach równych odpowiednio: ESRT – 20%, ESRT – 10%, ESRT, ESRT + 10%, ESRT + 20% dynamiki słuchu elektrycznego. Badanie przeprowadzono bezpośrednio po pomiarze progu ESRT przy użyciu tych samych elektrod, które były używane do pomiaru progu ESRT. Prezentowano bodźce o tej samej charakterystyce jak podczas pomiarów progu ESRT (w postaci ciągu impulsów dwufazowych o łącznym czasie trwania 500 ms).

Wyniki

Elektrycznie wywołany odruch mięśnia strzemiączkowego był obserwowany u wszystkich badanych pacjentów, a wyniki pomiaru były stabilne i powtarzalne. Wyznaczono łącznie 8 wartości progu ESRT na obydwu wybranych elektrodach u wszystkich pacjentów. Zmierzone wartości progów odruchu strzemiączkowego ESRT zebrano w tab. 2. Następnie przeprowadzono u każdego pacjenta 10 ocen głośności dla 5 bodźców prezentowanych na mierzone elektrody o wartościach podanych powyżej. Średnie oceny głośności z 10 prób dla 5 bodźców podawanych na dwie wybrane elektrody dla 6 badanych pacjentów przedstawiono na ryc. 4.



Ryc. 4. Średnie oceny głośności dla całej grupy dla 5 bodźców o natężeniach równych odpowiednio: o 20% dynamiki mniej niż zmierzony próg ESRT, o 10% dynamiki mniej niż próg ESRT, dokładnie zmierzonemu progowi ESRT, o 10% dynamiki więcej niż próg ESRT oraz o 20% dynamiki więcej, podawanych na dwie wybrane elektrody



Ryc. 5. Średnie oceny głośności bodźców o natężeniach równych progowi ESRT osobno dla każdego pacjenta

Tab. 2. Wartości zmierzonego progów ESRT w badanej grupie pacjentów dla 2 wybranych elektrod.

	ESRT 1	ESRT 2
Pacjent 1	197	192
Pacjent 2	330	470
Pacjent 3	182	186
Pacjent 4	466	562
Pacjent 5	184	198
Pacjent 6	198	202

Dyskusja

Z wyników przedstawionych na ryc. 4 i ryc. 5 wynika, że głośność wrażenia słuchowego wywołanego poprzez bodziec elektryczny o natężeniu równym progowi ESRT mieściła się w kategoriach „średnio” (pomiędzy 20 i 30 punktów na zastosowanej skali) oraz „głośno” (pomiędzy 30-40 punktów) dla wszystkich pacjentów. Wynika z tego, że nie ma obawy spowodowania wrażenia dyskomfortu przy stymulacji bodźcem elektrycznym o amplitudzie równej progowi ESRT. Stwierdzono ponadto, że średnia wartość ocen dla całej grupy dla bodźca o natężeniu równym progowi ESRT wyniosła dla dwóch elektrod odpowiednio 26 i 29 punktów. A zatem próg ESRT może być użyty do programowania pro-

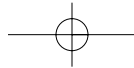
cesora mowy jako odpowiednik behawioralne zmierzonego poziomu komfortowego odczucia głośności (MCL), zdefiniowanego jako słyszenie na poziomie „średnio głośno”. Fakt ten może mieć istotne znaczenie głównie w procesie ustalenia procesora mowy u małych dzieci. Czy można jednak wnioski wyciągnięte na podstawie wyników badań przeprowadzonych na dorosłych rozciągnąć na populację dziecięcą? Odpowiadając na to pytanie należy w pierwszej kolejności zwrócić uwagę, że odruch mięśnia strzemiączkowego jest funkcją pniową, a powstanie wrażenia głośności funkcją korową. Biorąc pod uwagę istnienie różnic w rozwoju słuchowych ośrodków korowych u dzieci z głuchotą prelingwalną oraz u osób dorosłych z głuchotą postlingwalną należy zachować szczególną ostrożność w bezpośrednim wykorzystaniu u małych dzieci zależności wykazanych u dorosłych. Z drugiej strony z wielu prac wynika jednak, że odpowiednio wcześnie rozpoczęta stymulacja elektryczna u dzieci z głuchotą prelingwalną, najlepiej przed drugim rokiem życia, może doprowadzić do rozwoju kory słuchowej zbliżonego do prawidłowego. A zatem zmierzone progi ESRT mogą być traktowane jako docelowe wartości poziomów MCL programowanych w procesorze mowy u małych dzieci. Wniosek ten wydaje się być w zgodności z eksperymentalnymi obserwacjami innych autorów [Allum 2002; Wąsowski 2004; Wąsowski 2007]

Wnioski

Uzyskane wyniki potwierdzają zależność między zmierzonym progami ESRT a poziomem percepcyjnej głośności odpowiadającej wartości MCL – poziomu komfortowego słyszenia – zmierzonej w oparciu o wybrane metody psychoakustyczne. Wskazują na przydatność pomiarów ESRT w programowaniu procesorów mowy.

Bibliografia

- Allum J. H. J., Greisiger R., Probst R. [2002]. Relationship of intra-operative electrically evoked stapedius reflex thresholds to maximum comfortable loudness levels of children with cochlear implants. „*IJA*” 41, 93-99.
- Battner R. D., Laszig R., Lehnhardt E. [1990]. Electrically elicited stapedius reflex in cochlear implant patients. „*Ear and Hearing*” 11(5), 370-374.
- Bresnihan M., Norman G., Scott F., Viani L. [2001]. Measurement of comfort levels by means of electrical stapedial reflex in children. „*Arch Otolaryngol Head Neck Surg*” 127, 963-966.
- Gattaz G., Battner R. D., Lehnhardt E., Gnadeburg D. [1992]. Beziehung zwischen dem elektrisch ausgelösten Stapedius Reflex und der Unbehaglichkeitsschwelle bei Cochlear-Implant-Patienten. „*HNO*” 40 (12), 480-483.
- Hodges A. V., Balkany T. J., Ruth R. A., Lambert P. R., Dolan-Ash M. S., Schloffman J. J. [1997]. Electrical middle ear muscle reflex: use in cochlear implant programming. „*Otolaryngol Head Neck Surg*” 117, 255-261.
- Hodges A. V., Butts S. L., Dolan-Ash M. S., Balkany T. J. [1999]. Using electrically evoked auditory reflex thresholds to fit the CLARION cochlear implant. „*Ann Otol Rhinol Laryngol*” 108, 64-68.
- Jerger J., Fifer R., Jenkins H., Mecklenburg D. [1986]. Stapedius reflex to electrical stimulation in a patient with a cochlear implant. „*Ann Otol Rhinol Laryngol*” 95, 151-157.
- Lorens A., Śliwa L., Walkowiak A. [1999]. Principles of Speech Processor Fitting in the Programme of Rehabilitation of Child After Cochlear Implantation. „*New Medicine*” 3, 33-35.



- Lorens A., Piotrowska A., Śliwa L., Walkowiak A., Skarżyński H. [2002]. Application of Stapedius Muscle Reflex Measurement in Cochlear Implant Speech Processor Fitting. W: Calloas N., Whymark G., Lesso W. (red) Proceedings of the 6th World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Informatics, Orlando, Vol. XIII, 502-504.
- Lorens A., Skarżyński H., Śliwa L., Piotrowska A., Walkowiak A., Wąsowski A. [2002]. Zastosowanie pomiarów elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego w dopasowaniu procesora implantu ślimakowego. „Audiofonologia” 22” 179-187.
- Raine C., Ajayi F., Cruikshank H., Khan S., Beesley P. [1997]. Relationship of intraoperative stapedial reflex thresholds and programming thresholds and comfort levels, paper presented at the XVI World Congress of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery, Sydney, Australia, 2-7 March 1997.
- Spivak L. G., Chute P. M. [1994]. The relationship between electric acoustic reflex thresholds and behavioural comfort levels in children and adult cochlear implant patients. „Ear Hear” 15, 184-192.
- Stephan K., Welzl-Müller K. [1990]. Dynamic range of the contralateral stapedius reflex in cochlear implant patients. „Scand Audiol” 19, 111-115.
- Stephan K., Welzl-Müller K. [1992]. Stapedius reflex in patients with an inner ear prosthesis. „International journal of artificial organs” 15(7), 436-439.
- Stephan K., Welzl-Müller K. [2000]. Post-operative Stapedius Reflex Tests with Simultaneous Loudness Scaling in Patients Supplied with Cochlear Implants. „Audiology” 39, 13-18.
- Walkowiak A., Lorens A., Piotrowska A., Śliwa L., Skarżyński H. [2001]. Intraoperative Objective Methods of Examination of Hearing System Electrical Characteristics. „Structures-Waves-Biomedical Engineering”, Vol. X, No 2, 159-165.
- Wąsowski A., Lorens A., Walkowiak A., Piotrowska A., Śliwa L., Skarżyński H. [2004]. Związek pomiędzy progami ESR i parametrami stymulacji elektrycznej w licznej i zróżnicowanej grupie pacjentów. „Audiofonologia” 26.
- Wąsowski A., Śliwa L., Lorens A., Walkowiak A., Obrycka A., Skarżyński H. [2004]. Examination of dependences between ESR Threshold and MCL Value in numerous and diverse patient population. Abstract Materials of 5th International Symposium „Modern problems of physiology and pathology of Hearing” Suzdal, Rosja.
- Wąsowski A., Lorens A., Walkowiak A., Obrycka A., Zgoda M., Piotrowska A., Skarżyński H. [2004]. Odczucie głośności towarzyszące progowi elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego. Streszczenie - Materiały XV Międzynarodowego Sympozjum Audiologicznego, Zakopane.
- Wąsowski A., Pałko T., Lorens A., Walkowiak A., Obrycka A., Skarżyński H. [2007]. Electrically Elicited Stapedius Muscle Reflex in Cochlear Implant System fitting, Materials of 11th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing, Medicon, Ljubljana, Słowenia.
- Zehnder A., Allum J. H., Honegger F., Probst R. [1999]. The usefulness of intraoperatively registered, electrically evoked stapedius reflex for the programming of cochlear implants in children. „HNO” 47(11), 970-975.

