

Poul A. Osterhammel, Arne N. Rasmussen, Peter T. Johannesen

Audiological Laboratory,
Department of Otolaryngology, Head and Neck Surgery
National University Hospital, Rigshospitalet
Copenhagen, Denmark

Badania otoemisji akustycznych u noworodków z zastosowaniem techniki ciągów maksymalnej długości

Recording of Otoacoustic Emissions in Newborns Using MLS-technique

Słowa kluczowe: otoemisje akustyczne, ciągi maksymalnej długości.

Key words: otoacoustic emissions, maximum, length sequences.

Streszczenie

Celem niniejszej pracy było przedstawienie nowo zaprojektowanego urządzenia do rejestracji otoemisji wywołanych krótkim impulsem (TEOAEs – ang. *transient evoked otoacoustic emissions*), w którym zastosowano technikę ciągów maksymalnej długości (MLS – ang. *maximum length sequences*). Omówiono różne aspekty techniki MLS oraz nowego, tzw. pół-nieliniowego trybu rejestracji sygnału otoemisji akustycznych.

Summary

The purpose of this report was to describe a new designed instrument, which implements the MLS technique for recording of TEOAEs. Furthermore, different aspects of the MLS method and a new semi-nonlinear recording technique are described and discussed.

Od kiedy w 1978 r. David Kemp odkrył otoemisje akustyczne (OAEs – ang. *otoacoustic emissions*), rejestracje tego sygnału zajmują coraz ważniejsze miejsce w codziennej praktyce wielu ośrodków klinicznych i zostały włączone do baterii testów audiologicznych. Badanie słuchu u noworodków stanowi jedno

z najważniejszych zastosowań otoemisji wywołanych krótkim impulsem (TEOAEs – ang. *transient evoked otoacoustic emissions*). Problemem, z jakim spotykają się osoby badające niemowlęta oraz dzieci w wieku przedszkolnym, jest wykonanie testu w ciągu jednej lub dwóch minut, kiedy dziecko pozostaje spokojne. W tradycyjnych procedurach rejestracji TEOAEs okno czasowe zwykle wynosi 20 ms, a częstotliwości powtarzania bodźca – 50/s. Rzeczywistą wartość odstepu sygnału od szumu uzyskuje się po uśrednieniu od 2000 do 3000 odpowiedzi. W praktyce klinicznej test trwa zazwyczaj ok. 2 min., przy czym, niestety, badanie niespokojnego czy płaczącego dziecka może przedłużyć się nawet do ponad 10 min., gdyż duża liczba artefaktów wymaga większej liczby uśrednień.

W 1982 r. Eysholdt i Schreiner zaproponowali wprowadzenie techniki ciągów maksymalnej długości (MLS – ang. *maximum length sequences*) do badań potencjałów wywołanych pnia mózgu. Technika ta pozwala na skrócenie czasu trwania rejestracji dzięki zwiększeniu częstotliwości powtarzania bodźca i poprawieniu odstepu sygnału od szumu. W 1993 r. Thornton wprowadził technikę MLS do rejestracji TEOAEs u noworodków. Badania prowadzone przez Thorntona wykazały, że można uzyskać wiarygodny wynik testu u większości noworodków.

W niniejszej pracy przedstawiono nowe urządzenie do rejestracji TEOAEs, w którym zastosowano technikę MLS.

W badaniach przesiewowych słuchu u noworodków z zastosowaniem otoemisji akustycznych niezwykle istotne jest opracowanie skutecznego algorytmu odrzucania szumu tła. Podczas zbierania danych każda nowa pojedyncza odpowiedź jest porównywana z odpowiedzią uśrednioną poprzez wyznaczenie wariancji obliczanej jako suma kwadratów różnic między próbkami nowych odpowiedzi i odpowiedzi uśrednionych. Pomimo że ustalony jest próg akceptacji zmienności, wszystkie próbki – odrzucone lub zaakceptowane – są gromadzone w pamięci dla dalszej analizy, która ma miejsce po zakończeniu akwizycji danych. Podczas zbierania danych nie ma możliwości wybrania optymalnego poziomu akceptacji zmienności. Przyjęcie zbyt niskiego progu będzie powodować, że wiele odpowiedzi zostanie odrzuconych, umożliwiając procesowi uśredniania poprawienie odstepu sygnału od szumu. Z drugiej strony przyjęcie zbyt wysokiego progu zmienności prowadzi do pogorszenia jakości rejestracji i wartości odstepu sygnału od szumu. Należy zatem poszukiwać progu zmienności, przy którym odstep sygnału od szumu ma największą wartość. Zastosowany algorytm testuje kilka progów zmienności i wylicza optymalny próg zmienności w ciągu kilkuset milisekund. Jako ostatnia prezentowana jest odpowiedź z najlepszą wartością odstepu sygnału od szumu. Tego typu podejście daje w efekcie średnio 2-5 dB poprawy wartości odstepu sygnału od szumu.

I. PROCEDURA NIELINIOWA

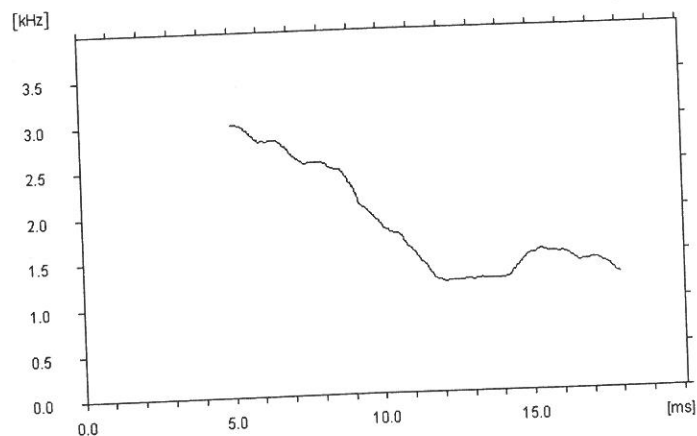
Większość konwencjonalnych urządzeń do pomiarów otoemisji pracuje w tzw. układzie nieliniowym w celu zminimalizowania wpływu artefaktów związanych z bodźcem. W trybie tym w pierwszej kolejności prezentowane są 3 bodźce o tej samej intensywności, a następnie prezentowany jest czwarty bodziec o intensywności trzy razy większej, ale o przeciwnej polaryzacji. W wyniku sumowania 4 odpowiedzi eliminuje się artefakt bodźca. Ponieważ emisje nie rosną liniowo w funkcji intensywności bodźca, artefakt bodźca nie może być całkowicie wyeliminowany. Emisje rejestrowane w trybie nieliniowym mają zwykle mniejszą amplitudę w porównaniu z badaniami w trybie liniowym. Podejmowano również próby zastosowania techniki MLS w procedurze nieliniowej. Jednakże z uwagi na obecność zjawiska adaptacji słuchowej związanej z dużą częstotliwością stymulacji [Thornton 1993] występowało zmniejszenie amplitudy odpowiedzi [Bray 1989], co pociągało za sobą zmniejszenie stosunku amplitud sygnału i szumu, a zatem spadek jakości sygnału.

II. METODA REJESTRACJI W TRYBIE PÓL-NIELINIOWYM

W trybie pół-nieliniowym w pierwszej kolejności wykonywany jest pomiar w krótkim odcinku czasu z użyciem bodźca o zwiększonym natężeniu o 10 dB. Ten pierwszy pomiar jest używany jako odniesienie. Następnie przeprowadza się normalną procedurę rejestracji z użyciem bodźca o domyślnej intensywności, a odpowiedź z testu odniesienia zostaje przeskalowana w dół o poziom będący różnicą obu natężeń bodźców. Następnie obliczana jest korelacja wzajemna o ważonej mocy między przeskalowaną w dół odpowiedzią odniesienia a emisją zarejestrowaną z domyślnym natężeniem w przedziałach długości 3 ms, ze skokiem przesuwającym co 1 ms w czasie analizy 0-10 ms. W metodzie, którą zastosowano w nowym urządzeniu, wybrano skok długości 1 ms w celu oddzielenia bodźca od sygnału emisji z dostateczną rozdzielczością. Zastosowane okno o długości 3 ms ma zapewnić dobre oszacowanie współczynnika korelacji dla bieżącego odcinka czasu. Dla zapewnienia warunku, aby współczynnik korelacji był zawsze mniejszy od jedności, wykonywana jest normalizacja przy użyciu sygnału o większej mocy.

Jeśli zarejestrowane emisje są zaburzone artefaktem bodźca, to współczynnik korelacji będzie duży. Natomiast w odniesieniu do sygnału otoemisji, którego amplituda nie rośnie w sposób liniowy, wraz z poziomem bodźca korelacja będzie przyjmować niskie wartości. Doświadczenia kliniczne autorów niniejszej pracy wskazują, że współczynnik korelacji wynoszący 0,6 jest optymalną wartością,

która umożliwia dobre różnicowanie między prawdziwą odpowiedzią a artefaktem bodźca. W przedziałach czasu, w których korelacja przekracza wartość 0,6, artefakt bodźca jest usuwany poprzez odejmowanie pomiaru odniesienia przeskalowanego w dół w sposób wyjaśniony powyżej, a pozostała część okna zawierająca liniowy sygnał emisji pozostaje nie naruszona.

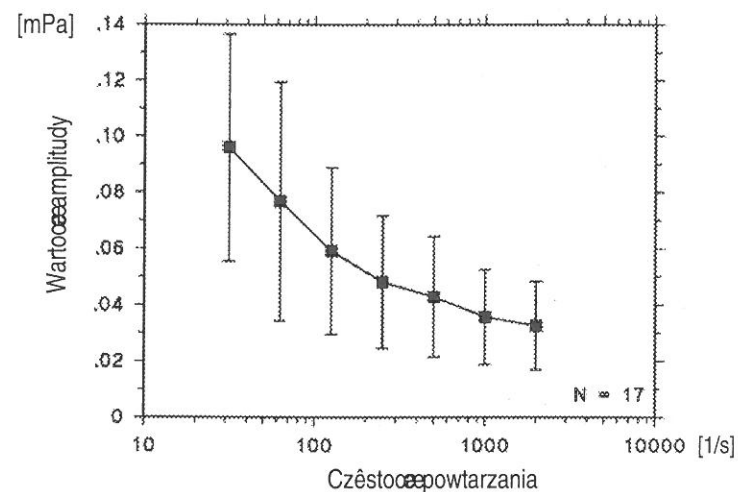


Ryc. 1. Przykład rejestracji sygnału otoemisji z zastosowaniem trybu liniowego i pół-liniowego

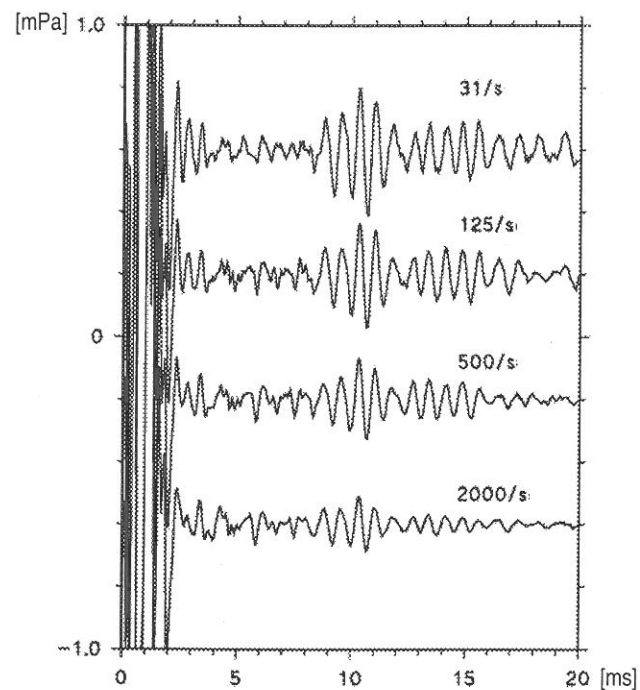
Na ryc. 1 przedstawiono efekt zastosowania trybu pół-nieliniowego. Punkt przecięcia między odpowiedzią nieliniową a liniową w tym przypadku znajdował się 7 ms po podaniu bodźca. Na rycinie odpowiedź pół-nieliniową przesunięto w dół o 0,1 mPa.

III. WYNIKI

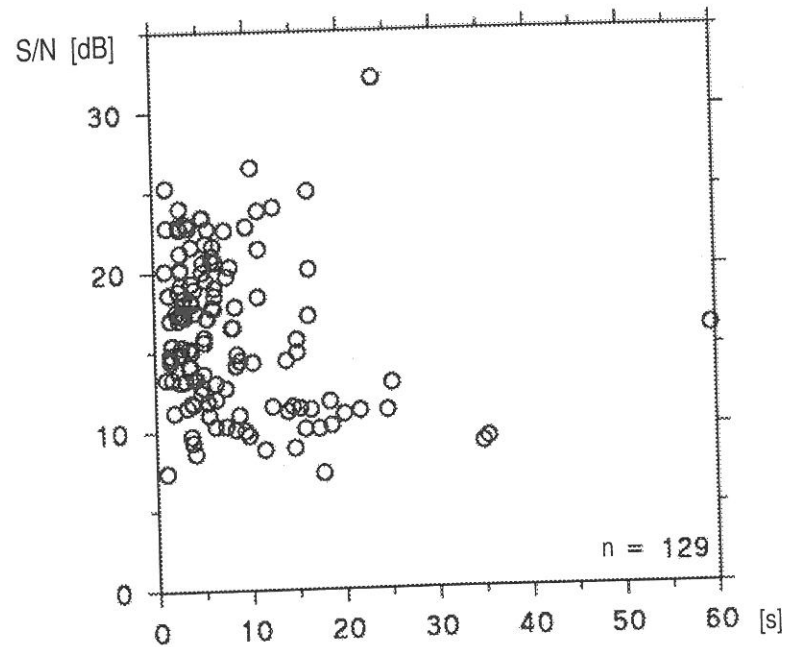
Na ryc. 2 a został przedstawiony przykład typowej odpowiedzi uzyskanej u noworodka przy zastosowaniu bodźca o intensywności 60 dB p.e. SPL, częstości powtarzania 2000/s. Całkowita liczba pobudzeń wynosiła 1536 i reprezentowała 6 próbek po 256 trząsków w każdej. Rzeczywisty czas trwania pomiaru w tym przypadku wynosił mniej niż 1 s. Na rysunku można zauważyć, że artefakt bodźca zniknął w czasie 3-4 s po podaniu bodźca. Widmo częstotliwościowe sygnału z ryc. 2 a przedstawiono na ryc. 2 b, na którym widać silną odpowiedź w zakresie częstotliwości do 4 kHz z kilkoma składowymi wysokoczęstotliwościowymi w okolicach 6 kHz. Zacienione pole reprezentuje szum tła.



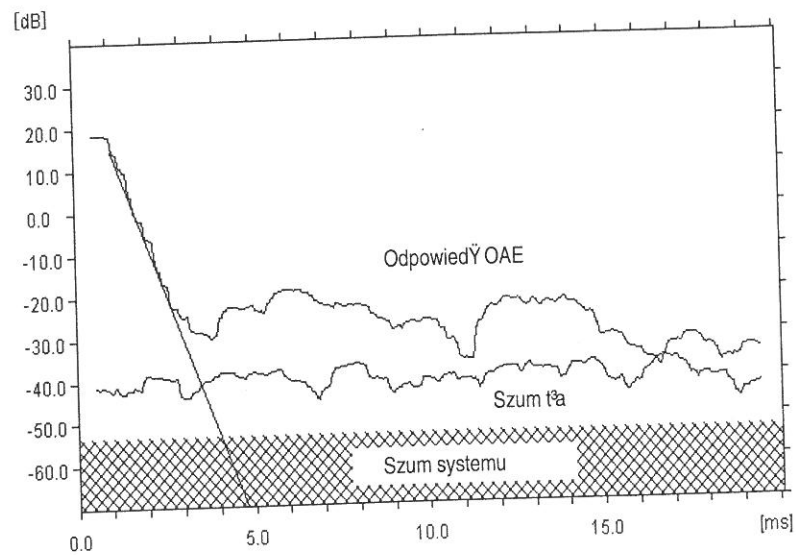
Ryc. 2 a. Sygnał otoemisji u noworodka zarejestrowany z zastosowaniem techniki MLS (Częstość powtarzania bodźca - 2000/s)



Ryc. 2 b. Widmo odpowiedzi OAE i szumu tła



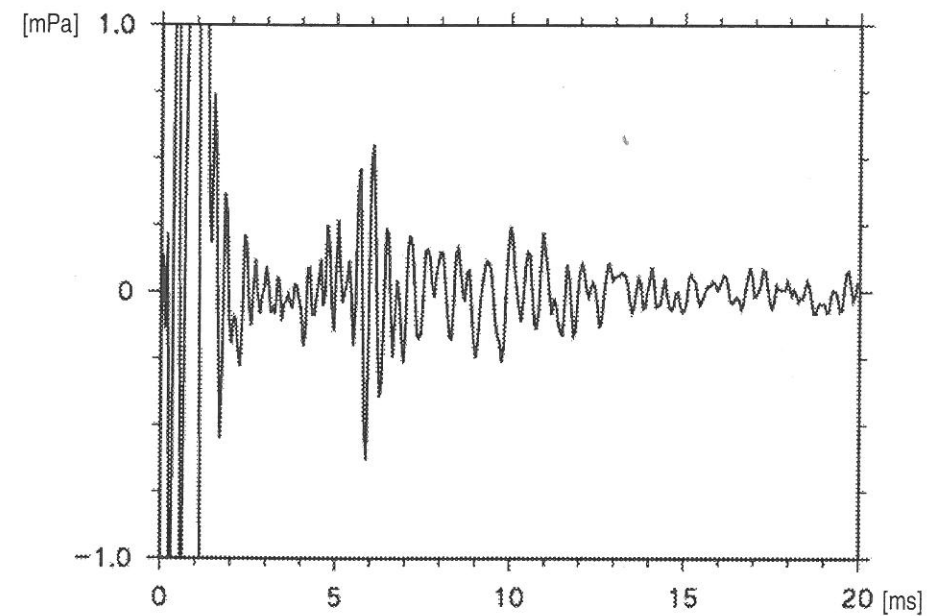
Ryc. 3. Wykres amplitudy sygnału OAE w funkcji częstotliwości powtarzania bodźca



Ryc. 4. Przebiegi czasowe sygnałów OAE rejestrowanych u noworodków dla różnych częstotliwości symulacji

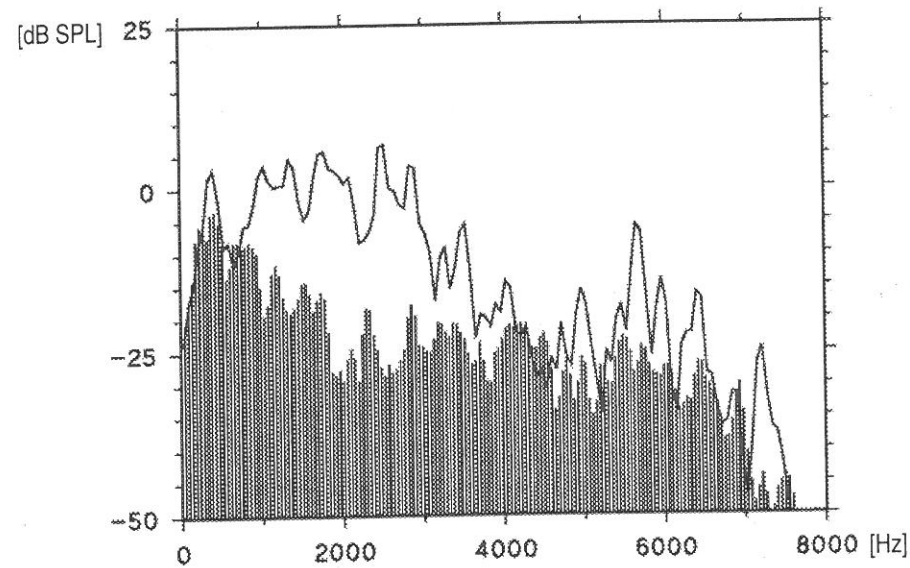
W grupie 17 normalnie słyszących osób dorosłych badano spadek amplitudy związany ze wzrostem częstotliwości powtarzania bodźca. Wartość skuteczna amplitudy odpowiedzi OAE w przedziale czasu 5-20 ms po podaniu bodźca w funkcji częstotliwości powtarzania bodźca pokazano na rys. 3. Wielkość błędu wyrażono wartością odchylenia standardowego. Na rysunku można zauważyć, że redukcja amplitudy przy wzroście częstotliwości z 31 do 2000/s wynosi średnio 66% (zakres 50-80%).

Na ryc. 4 przedstawiono przykłady sygnału otoemisji dla różnych częstotliwości powtarzania bodźca zarejestrowanych u osób dorosłych o słuchu normalnym. Wydaje się, że częstotliwość powtarzania bodźca nie wpływa na morfologię odpowiedzi.

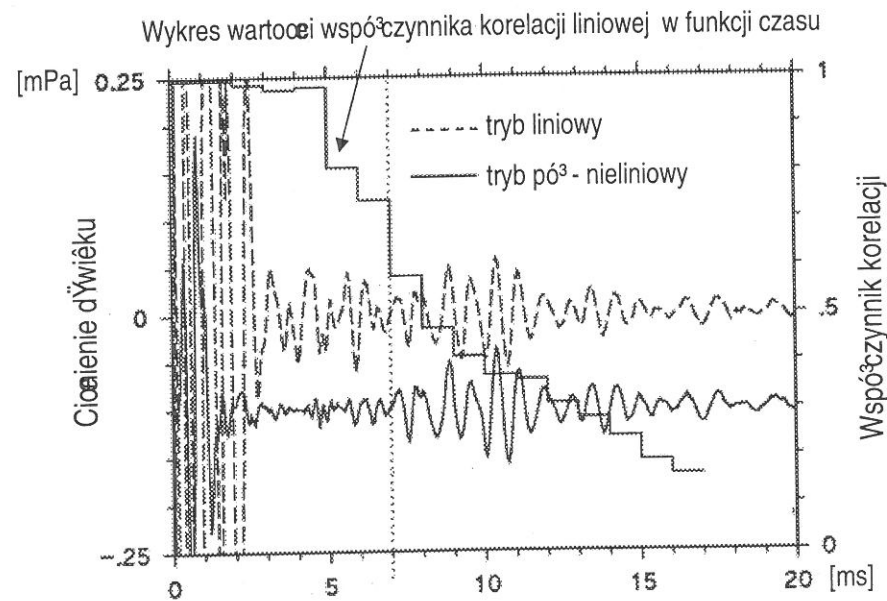


Ryc. 5. Rozkład wartości stosunku sygnału do szumu w funkcji czasu

Na ryc. 5 przedstawiono zależność między odstępem sygnału od szumu a czasem rejestracji. Około 2/3 pomiarów trwało krócej niż 10 ms, a prawie 95% zakończono po 20 s. Do systemu wprowadzono analizę czasowo-częstotliwościową, by zwiększyć wiarygodność oceny wzrokowej.



Ryc. 6. Charakterystyka czasowo-częstotliwościowa sygnału OAE u noworodka



Ryc. 7. Rozkład widma sygnału OAE, szumu tła i szumu aparatury w funkcji czasu

Na ryc. 6 pokazano przykład rejestracji otoemisji akustycznych u noworodka. Widać charakterystyczny rozkład częstotliwości otoemisji akustycznych, w którym komponenty wysokoczęstotliwościowe pochodzące z zakrętu podstawowego ślimaka pojawiają się na początku okna czasowego.

W urządzeniu wprowadzono także analizę widma energii, aby umożliwić oddzielenie artefaktów bodźca i prawdziwej odpowiedzi. Przykład rejestracji odpowiedzi u noworodka pokazano na ryc. 7. Można zauważyć, że artefakt znika ok. 3 ms po podaniu bodźca. Na rysunku pokazano dodatkowo widmo energii szumu tła zarejestrowanego podczas badania.

Badania kliniczne u noworodków przeprowadzone za pomocą urządzenia, w którym zastosowano technikę ciągów maksymalnej długości, wykazały, że można uzyskać wiarygodną odpowiedź w warunkach wysokiego poziomu hałasu u niespokojnego dziecka. Rejestracje są efektywne zarówno z uwagi na skrócenie czasu badania w porównaniu z konwencjonalnymi urządzeniami do rejestracji TEOAE, jak i ze względu na zwiększenie stosunku sygnału do szumu. Dzięki zastosowaniu w urządzeniu trybu pół-nieliniowego zmniejszeniu ulega liczba wyników fałszywie dodatnich i fałszywie ujemnych.

Bibliografia

- Bray P., 1989: Click evoked otoacoustic emissions and the development of a clinical otoacoustic hearing test instrument. Doctoral thesis, University of London.
- Davies W. D. T., 1966: Generation and properties of maximum-length sequences – part 1. „Control” 10, 364-365.
- Eysholdt U., Schreiner C., 1982: Maximum length sequences: A fast method for measuring brain-stem-evoked responses. „Audiology” 21, 242-250.
- Kemp D. T., 1978: Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. „J. Acoust. Soc. Am.” 64, 1386-1391.
- Osterhammel P. A., 1981: The unsolved problems in analog filtering on the auditory brain-stem responses. „Scand. Audiol.” Suppl. 13, 69-74.
- Thornton A. R. D., 1993: High rate otoacoustic emissions. „J. Acoust. Soc. Am.” 94, 132-136.
- Thornton A. R. D., Folkard T. J., Chambers J. D., 1994: Technical aspects of recording evoked otoacoustic emissions using maximum length sequences. „Scand. Audiol.” 23, 225-231.