MODELO COMPUTACIONAL DA CÓCLEA HUMANA

Fernando Santos Perdigão, Luís Vieira de Sá

Instituto de Telecomunicações - Pólo de Coimbra / Dep. Eng. Electrotécnica da Univ. de Coimbra
Pólo II da Universidade de COIMBRA
Pinhal de Marrocos
3030 COIMBRA
Tel: +351-(0)39-796283; Fax: +351-(0)39-798293
E-mail: fp@it.uc.pt; luis.sa@it.uc.pt

SUMMARY

In this paper we present a model of the human cochlea according to recent developments of cochlear functioning. A recently proposed active model for the cat cochlea is used as a reference model. The cochlear partition impedance is defined in a parametric form in order to change the reference model impedance to a new one according to the characteristics of the human cochlea. The responses obtained with this model are then used to derive transfer functions between responses at desired cochlear places along the cochlear path. The translation of these continuous-time transfer functions to discrete-time ones defines a bank of digital filters that can be used to analyze signals according to the auditory periphery functioning. This bank of filters is useful for speech processing proposes or as a first stage of a more complex auditory model.

INTRODUÇÃO

A cóclea é o órgão do ouvido interno responsável pela transdução dos sinais acústicos em descargas neuronais. É constituída, basicamente, por dois canais preenchidos com líquido e separados por uma membrana (a partição coclear). Variações da pressão acústica são conduzidas através da cadeia ossicular e transformadas num gradiente de pressões através da partição coclear que se propaga ao longo da sua extensão e que atinge uma amplitude máxima numa posição que é função da frequência da vibração.
Uma descrição hidromecânica detalhada do funcionamento coclear existe desde os anos 50. Porém na década de 80 novos dados vieram alterar o conceito do funcionamento coclear. Até aí a cóclea era encarada como um sistema puramente passivo, mas a descoberta das emissões otoacústicas e o aperfeiçoamento das técnicas de análise das respostas em cócleas vivas veio mostrar que a cóclea é um sistema activo. A fonte de actividade reside nas células ciliadas externas que funcionam como músculos produzindo forças que vão fortalecer as respostas cocleares, principalmente a baixos níveis de excitação. Actualmente existem modelos cocleares que incluem uma descrição detalhada da micromecânica do órgão de Corti, o órgão assente na partição coclear onde residem as células ciliadas internas e externas. Porém, grande parte dos modelos descritos na literatura dizem respeito à cóclea mais estudada: a do gato. Existe evidência, contudo, que o funcionamento coclear é perfeitamente análogo nos mamíferos. Com o objectivo de construir um sistema de processamento, com base auditória para a análise de sinais de fala foi implementado um modelo coclear que simula o funcionamento da

cóclea humana e que tem por base os desenvolvimentos mais recentes da modelação coclear. Este modelo é descrito seguidamente bem como um banco de filtros digitais nele baseado.

1. MODELO MACROMECÂNICO A UMA DIMENSÃO

Um modelo da cóclea matematicamente tratável consegue-se mediante algumas simplificações. Uma destas simplificações diz respeito à geometria da cóclea. Uma vez que o raio de curvatura da espiral coclear é muito superior ao comprimento de onda de pressão coclear, pode considerar-se a cóclea "desenrolada" sem que isso afecte significativamente as respostas. Os dois canais cocleares podem além disso considerar-se geometricamente simples, com secção transversal rectangular ou circular. Desta forma é possível desenvolver um modelo a uma única dimensão: a distância x desde a base da cóclea (janelas) até ao ápice (helicotrema). Por outro lado, a partição coclear apresenta fraco acoplamento longitudinal, ou seja, segmentos da partição vibram independentemente uns dos outros. Isto significa que partição coclear funciona de uma forma mais semelhante a um xilofone do que a uma membrana. A partição pode assim ser descrita pela sua impedância específica, a relação entre a diferença entre de pressões através da partição e a sua velocidade pontual. Estas considerações conduzem à seguinte equação de onda para o modelo [1]:

$$\frac{d^2P(x)}{dx^2} = \frac{2j\omega\rho}{h(x)Z_p(x)} \cdot P(x) \ , \tag{1}$$

onde $P(x)$ corresponde à diferença de pressões através da partição, $Z_p(x)$ é a impedância acústica da partição, $h(x)$ a altura da secção coclear numa posição x e ρ é a densidade do fluído. Nesta equação desprezam-se os efeitos da compressibilidade e da viscosidade do fluido. O modelo é definido na frequência dependendo as variáveis da frequência ω, além da posição coclear x. Este modelo é também referido como modelo de linha de transmissão dada a analogia com a análise de linhas de transmissão não homogéneas. As condições fronteira são determinadas pela impedância do ouvido externo e médio bem como pela impedância do helicotrema, onde os dois canais comunicam entre si.

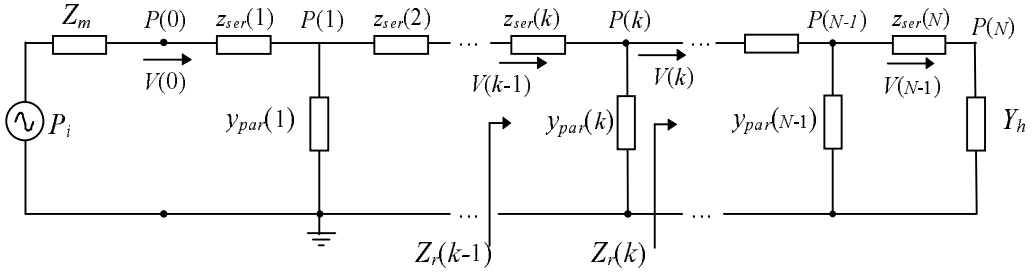


Figura 1 - Modelo coclear de linha de transmissão. Z_m e P_i correspondem ao equivalente de Thévenin do ouvido externo e médio referido à entrada da cóclea. Y_h é a admitância do helicotrema. $Z_r(k)$ é a impedância vista à direita da secção coclear k, $Z_r(k)=P(k)/V(k)$. As impedâncias z_{ser} e admitâncias y_{par} são os parâmetros distribuídos da linha de transmissão.

A solução numérica desta equação pode ser alcançada através da descretização da cóclea em N secções de comprimento $\Delta x=L/N$ onde L é o comprimento da cóclea. Para tal definem-se impedâncias distribuídas, tal como é indicado na figura 1. Uma solução eficiente e numericamente estável consiste em determinar a impedância vista à direita da linha em cada secção, $Z_r(k)=Z_r(x=k\Delta x)$, desde o helicotrema até às janelas. Seguidamente a pressão transpartição é calculada sucessivamente na direcção oposta. A partir da pressão transpartição pode depois calcular-se a velocidade (ou deslocamento) da partição mediante a relação desta pressão com a impedância da partição: $V(x)=-P(x)/Z_p(x)$. Este modelo é válido nos seus pressupostos fundamentais e continua a ser preferido a modelos mais complexos a 2 ou 3 dimensões, uma vez que modela razoavelmente o comportamento dito macromecânico da cóclea. A modelação coclear recente centra-se na micromecânica da cóclea, ou seja, na correcta definição da impedância da partição coclear incluindo nesta o efeito das principais estruturas do órgão de Corti.

2. IMPEDÂNCIA DA PARTIÇÃO

A impedância da partição coclear joga um papel fundamental na modelação da cóclea. Depende das propriedades da membrana basilar bem como das propriedades do órgão de Corti onde se inserem as células ciliadas. No modelo clássico estas duas estruturas vibram em uníssono e a impedância da partição coclear é definida através de 3 componentes: massa, resistência e rigidez. Esta definição da impedância mostra-se inadequada tendo em conta os dados experimentais recentes. As respostas que se obtêm apresentam picos

demasiado finos e de baixa amplitude, em contradição com os dados experimentais tanto mecânicos como neuronais que exibem picos elevados e largos.

A partir da década de 80 vários estudos apontavam para a necessidade de considerar as células ciliadas externas (CCEs) no funcionamento normal da cóclea, baseada na redução muito significativa de sensibilidade das respostas neuronais quando estas células são destruídas. A descoberta da mobilidade destas células (capacidade de expansão e contracção através de estimulação eléctrica) permitiu consolidar esta hipótese. A modelação coclear passou a descrever com mais detalhe as várias estruturas do órgão de Corti e a interacção das CCEs no deslocamento da partição. Estas células funcionam como músculos reforçando o deslocamento da partição coclear. De entre os modelos *activos* recentemente propostos um dos mais pormenorizados é o modelo de Neely [2]. Este modelo toma em consideração a transdução tanto electromecânica como mecano-eléctrica das CCEs. Além disso, contrariamente a outros modelos activos, existe uma diferenciação entre o funcionamento das CCEs e das células ciliadas internas (CCI) (que têm apenas ligações aferentes às fibras do nervo coclear). Este modelo é tomado como modelo de referência no desenvolvimento de um modelo relativo à cóclea humana abordado de seguida.

A impedância da partição coclear em modelos activos caracteriza-se pela soma de 2 impedâncias [3]: uma impedância passiva tal como no modelo clássico da cóclea e outra devida ao órgão de Corti que inclui o efeito activo das CCEs. Os parâmetros da impedância da partição são tais que a sua parte real se torna negativa numa gama de posições inferiores à posição de ressonância, o que implica a injecção de energia acústica na onda progressiva. Como resultado, as curvas de velocidade ciliar apresentam picos largos e uma relação de amplitude entre pico e cauda elevada, tal como se observa experimentalmente. Na caracterização da impedância da partição foi considerada uma impedância de 4ª ordem através do produto de uma impedância por uma função de transferência, em vez de uma soma de duas impedâncias [4]. Esta forma apresenta a vantagem de caracterizar a impedância com parâmetros directamente ligados com características das respostas cocleares. Com $s=j\omega$ esta impedância, descrita parametricamente, apresenta a seguinte forma:

$$Z_p(x) = Z_a(x)\cdot H_a(x) = \frac{M}{s}\left(s^2 + sd_{Za}\omega_{Za} + \omega_{Za}^2\right)\cdot\frac{s^2 + sd_{az}\omega_{az} + \omega_{az}^2}{s^2 + sd_{ap}\omega_{ap} + \omega_{ap}^2}\cdot \tag{2}$$

O parâmetro M corresponde à massa efectiva da partição; ω_{Za} corresponde à frequência de ressonância dominante da impedância e d_{Za} o inverso do factor de qualidade. H_a é caracterizada por um par de zeros e de pólos com frequências de ressonância ω_{az} e ω_{ap} e factores de qualidade $1/d_{az}$ e $1/d_{ap}$, respectivamente.

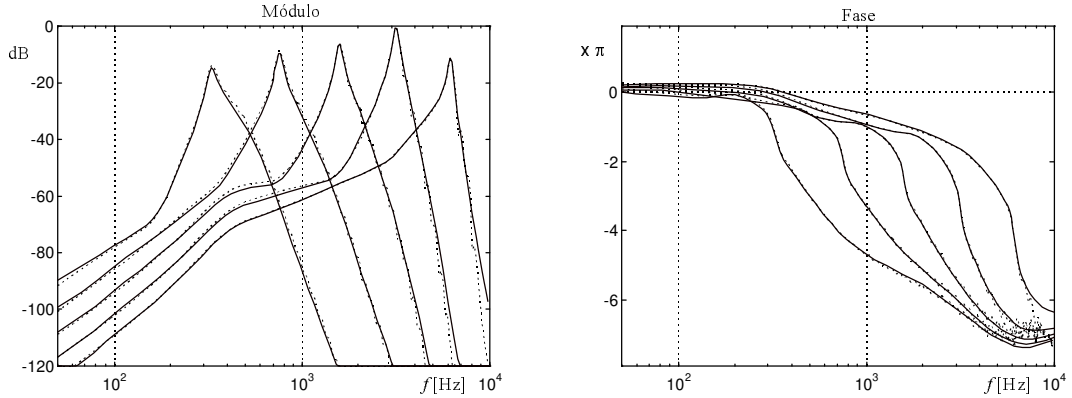
3. MODELO DA CÓCLEA HUMANA

Os modelos cocleares propostos tentam reproduzir os dados fisiológicos existentes e são por isso, na maior parte dos casos, definidos para a cóclea do gato ou outros mamíferos de pequeno porte. Dados relativos à cóclea humana são escassos e, por razões óbvias, não são feitas experiências em cócleas humanas vivas. Por outro lado, o estudo comparativo de várias espécies de mamíferos, indica que entre elas existe uma perfeita analogia quanto ao funcionamento do sistema auditivo periférico [5]. Assim, para obter um modelo para a cóclea humana, utilizou-se a definição da impedância da partição de acordo com (2) onde a frequência $\omega_{Za}=2\pi f_{Za}$ corresponde ao mapa coclear humano [5]: $f_{Za}=165(10^{2.1(1-x)}-0.8)$. Os outros parâmetros são escolhidos de forma que a impedância resultante apresente um comportamento semelhante ao verificado no modelo de Neely. Uma boa caracterização consegue-se utilizando parâmetros de acordo com a seguinte definição: $f_{az}=f_{Za}(0.9+1.1x/L)$; $f_{ap}=0.95f_{Za}$; $d_{az}=0.4+0.6x/L$; $d_{ap}=0.3+0.2x/L$. O factor de qualidade $Q_{Za}=1/d_{Za}$, corresponde a uma interpolação quadrática, numa escala logarítmica, dos valores definidos para $x=0$ ($Q_{Za}=15$), $x=L/2$ ($Q_{Za}=18$) e $x=L$ ($Q_{Za}=6$). Além disso, tal como no modelo de Neely, é utilizada uma função de transferência para obter o deslocamento ciliar das CCIs a partir do deslocamento da partição. Esta função apresenta um par de zeros uma oitava abaixo das frequências características e tem os mesmos pólos da impedância Z_p. Para caracterizar o ouvido externo e médio foi utilizado o modelo de Rosowski [6]. As respostas assim obtidas são indicadas na figura 2 (traço contínuo). Como se pode observar a relação de amplitudes pico-cauda é cerca de 40 a 50 dB em frequências intermédias e o pico das respostas segue aproximadamente a curva de limiar de audição (invertida). Estas respostas estão também em razoável concordância com curvas de sintonização psicofísicas [7] embora na zona dos 10kHz a relação pico-cauda das respostas no presente caso seja um pouco baixa.

4. BANCO DE FILTROS

Em processamento de fala tem interesse definir um sistema de análise de sinais como um banco de filtros, de acordo com o funcionamento da periferia auditiva. Uma forma adequada de definir um banco de filtros consiste em partir de um modelo físico realista como o apresentado. Para tal podem utilizar-se as respostas em

frequência do deslocamento ciliar obtidas com o modelo coclear, em posições cocleares predefinidas. As funções de transferência entre respostas em posições sucessivas representam as respostas dos filtros desejadas. Estes filtros analógicos podem ser seguidamente transformados em filtros em tempo discreto utilizando, por exemplo, a transformação bilinear. Em vez deste método, optou-se no presente caso por seguir outra abordagem. Consiste em utilizar uma passagem directa do plano *s* para o plano *z* forçando que as respostas na frequência Ω (onde $z=e^{j\Omega}$) apresentem uma forma tanto quanto possível semelhante à resposta original, utilizando para tal um critério de mínimos quadrados. Este método corresponde, na sua essência, ao método de Prony na modelação ARMA [8]. A figura 2 mostra 5 respostas relativas a um banco com 35 filtros e uma frequência de amostragem de 20kHz.



a) b)

Figura 2 - Respostas em frequência de 5 saídas do banco de filtros em função da frequência. As curvas a traço contínuo representam as respostas do modelo coclear original e as curvas a tracejado as respostas dos filtros em tempo discreto (onde $f=\Omega f_s/2\pi$, f_s=20kHz). a) Módulo. b) Fase.

CONCLUSÕES

Foi apresentado um modelo coclear relativo à cóclea humana com base num modelo activo que toma em consideração dados recentes sobre o funcionamento das células ciliadas externas e o seu efeito de amplificação das respostas cocleares. Este modelo pode considerar-se suficientemente preciso tendo em conta dados experimentais conhecidos. A definição deste modelo resulta de uma parametrização da impedância da partição, diferente da que é usual considerar, mas com a qual é possível controlar de uma forma mais explícita as características das respostas cocleares. Com base neste modelo foi implementado um banco de filtros digitais. O método proposto para obter um banco de filtros baseado no funcionamento da periferia auditiva, apresenta a vantagem de permitir definir o número de filtros desejado para uma dada resolução em frequência ou a frequência de amostragem sem sacrificar a exactidão das respostas.

REFERÊNCIAS

1. E. de Boer, "Auditory Physics. Physical Principles in Hearing Theory, I", Physics Reports, 62, 87-174, (1980).
2. S. Neely, "A Model of Cochlear Mechanics with Outer Hair Cell Motility", J. Acoust. Soc. Am. 94(1), 137-146, (1993).
3. E. de Boer, "Mechanics of the Cochlea: Modeling Efforts", in "The Cochlea", P. Dallos, A. Popper, R. Fay, Ed.s, Springer Handbook of Auditory Research, Vol. 8, 258-317, Springer Verlag, (1996).
4. F. Perdigão, E. Sá Marta, L.V. de Sá, "A Time-Domain Model based on a Physical Description of the Cochlea", RecPad'96, 55-60, Gimarães, (1996)
5. D. Greenwood, "A Cochlear Frequency-Position Function for Several Species - 29 Years Late", J. Acoust. Soc. Am. 87(6), 2592-2604, (1990).
6. J. Rosowski, "Models of External- and Middle-Ear Function", in "Auditory Computation", R. Fay, A. Popper, Eds., Springer Handbook of Auditory Research, Springer-Verlag, vol. 6, 15- 61, (1996).
7. E. Zwicker, "On a Psychoacoustical Equivalent of Tuning Curves", in Zwicker & Terhardt (Ed.s), "Facts and Models in Hearing", 132-141, Springer-Verlag, Berlin, (1974).
8. C. Therrien, "Discrete Random Signals and Statistical Signal Processing", Prentice Hall Signal Processing Series, Prentice Hall, NJ (1992).