

## Avaliação longitudinal do ECAP registrado em crianças usuárias de implante coclear

## Longitudinal study of the ecap measured in children with cochlear implants

Liege Franzini Tanamati<sup>1</sup>, Maria Cecília Bevilacqua<sup>2</sup>, Orozimbo Alves Costa<sup>3</sup>

Palavras-chave: criança, implante coclear, nervo coclear.  
Keywords: child, cochlear implant, cochlear nerve.

### Resumo / Summary

**E**m crianças usuárias de Implante Coclear (IC), o registro do potencial de ação composto do nervo auditivo evocado eletricamente (ECAP) representa uma maneira de avaliar as modificações nas respostas neurais e entre o feixe de eletrodos e o tecido neural ao longo do tempo. **Objetivo:** Estudar o ECAP em crianças ao longo do primeiro ano de uso do IC. **Material e Método:** As características do ECAP foram analisadas em 13 crianças, implantadas com idades inferiores a três anos de idade. Estudo de série. **Resultados:** Houve aumento estatisticamente significativo na amplitude do pico N1, nos eletrodos basais, entre o segundo e o terceiro retorno. Não foram obtidas diferenças significativas para: a latência do pico N1, o slope, o p-NRT e o período de recuperação entre os retornos. Nos três retornos, a maioria dos sujeitos apresentou tempo de recuperação entre 1000 e 2000µs. **Conclusão:** Ao longo do primeiro ano de uso do IC, a estimulação elétrica liberada pelos eletrodos intracocleares não causou alterações significativas às características do ECAP, exceto pelo aumento da amplitude do pico N1.

**I**n children with cochlear implant (CI), the recording of the electrically evoked compound action potential (ECAP) of the auditory nerve represents an option to assess changes in auditory nerve responses and the interaction between the electrode bundle and the neural tissue over time. **Aim:** To study ECAP in children during the first year of CI use. **Materials and methods:** The ECAP characteristics have been analyzed in 13 children implanted younger than three years of age. Series study. **Results:** During the first year of CI use there was a significant statistical raise in the N1 peak amplitude, in basal electrodes, between the second and third return visits. There were not any significant differences obtained for N1 peak, latency, slope, p-NRT or recovery time, in the return visits. **Conclusion:** During the first year of CI use, the electrical stimulation provided by the intracochlear electrodes did not cause significant changes to ECAP characteristics, except for an increase in N1 peak amplitude.

<sup>1</sup> Mestre, Fonoaudióloga.

<sup>2</sup> Professora Titular, Fonoaudióloga do Curso de Fonoaudiologia.

<sup>3</sup> Professor Titular, Professor do Curso de Fonoaudiologia.  
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Este artigo foi submetido no SGP (Sistema de Gestão de Publicações) da RBORL em 26 de agosto de 2007. cod. 4742  
Artigo aceito em 4 de novembro de 2007.

---

## INTRODUÇÃO

---

Há uma considerável variabilidade no desempenho auditivo dos usuários de Implante Coclear (IC). Tal variabilidade tem sido atribuída às características do sistema auditivo periférico e central, decorrentes do impacto da deficiência auditiva neurossensorial às estruturas neurais aferentes<sup>1,2</sup>.

As células ganglionares do nervo auditivo são consideradas os elementos que efetivamente respondem ao estímulo elétrico liberado pelo IC. Portanto, o número, a distribuição e a funcionalidade destas células neurais representam fatores determinantes no que se refere à habilidade do indivíduo em obter sucesso com o uso do IC<sup>3</sup>.

Por meio dos estudos histopatológicos (post-mortem), é possível obter informações a respeito do número e da distribuição das células ganglionares em usuários de IC. Entretanto, tais estudos não são capazes de avaliar a funcionalidade e as propriedades neurofisiológicas destes elementos neurais frente à estimulação liberada pelos eletrodos do IC.

O registro do potencial de ação composto eliciado eletricamente (ECAP) representa uma maneira direta de se avaliar, in vivo, as características funcionais das células ganglionares e as demais estruturas neurais auditivas. Os modelos de IC, disponíveis atualmente, permitem o registro e a análise do ECAP por meio de um sistema de comunicação bidirecional entre o componente interno e o externo, capaz de estimular e captar uma resposta das fibras do nervo auditivo. O software que executa tal registro é denominado de Telemetria de Respostas Neurais (NRT) para os Implantes Cocleares da marca Nucleus (Cochlear Corporation).

As características do ECAP, mensurado em diferentes eletrodos intracocleares, expressam a permeabilidade das diferentes populações de elementos neurais em responder ao estímulo elétrico. Para a pesquisa clínica, a avaliação longitudinal destas características contribui para o monitoramento das modificações na interface eletrodo e tecido neural ao longo do tempo de uso do IC.

Tanto nas pesquisas com animais, como em humanos, os estudos longitudinais têm descrito o primeiro ano de uso do IC como o período em que as principais alterações no sistema auditivo podem ocorrer em resposta ao estímulo elétrico gerado por este aparelho<sup>4</sup>.

Nos estudos longitudinais realizados com gatos implantados, foram encontradas alterações na amplitude e nos limiares das ondas do EABR (Electrically Evoked Auditory Brainstem Response) e do ECAP, bem como modificações na duração do período refratário do nervo auditivo<sup>5-7</sup>.

Em humanos, os estudos têm demonstrado diferentes resultados no que se refere à estabilização das características do ECAP, destacando sua amplitude, limiar

extrapolado (p-NRT) e slope da curva de crescimento da amplitude<sup>8-12</sup>.

Nas últimas décadas, devido aos importantes avanços na tecnologia empregada na fabricação dos IC e ao contínuo aperfeiçoamento das técnicas de diagnóstico audiológico, os critérios de indicação do dispositivo de IC têm incluído crianças com idades cada vez menores. Atualmente, na literatura, casos de crianças implantadas aos quatro meses de idade já foram descritos<sup>13</sup>.

Em crianças implantadas antes dos três anos de idade, as características do ECAP são fundamentais para programar o processador de fala, especialmente durante o primeiro ano de uso do dispositivo. Na literatura, escassos são os estudos relacionados às características do registro do ECAP em crianças e, principalmente, sua evolução ao longo do tempo de uso do dispositivo.

O objetivo deste estudo foi avaliar potencial de ação composto eletricamente evocado, utilizando a Telemetria de Respostas Neurais, em crianças implantadas até os três anos de idade. Ao longo do primeiro ano de uso do dispositivo de Implante Coclear, foram analisados:

1. A amplitude e a latência do pico N1 do ECAP;
2. O slope;
3. O limiar extrapolado do ECAP (p-NRT);
4. O tempo de recuperação do nervo auditivo.

---

## MATERIAL E MÉTODO

---

O presente estudo foi desenvolvido em dois programas de Implantes Cocleares localizados no estado de São Paulo, sendo aprovado pelos Comitês de Ética em Pesquisa de ambas as instituições, com os ofícios no. 039/2004 e 051/2006, respectivamente.

### Casuística

Os participantes deste estudo foram selecionados com base nos seguintes critérios:

- Quanto ao dispositivo eletrônico utilizado: Implante Coclear Nucleus 24, o qual disponibiliza o sistema de mensuração do potencial de ação composto do nervo auditivo.
- Quanto à idade na cirurgia: dada a importância da NRT para os mapeamentos nas crianças implantadas antes dos três primeiros anos de vida, e a escassez dos trabalhos longitudinais nesta população, os sujeitos deste estudo caracterizaram-se por crianças implantadas até os 3 anos de idade.
- Quanto ao tempo de uso do dispositivo: a partir do primeiro retorno, após a ativação dos eletrodos.

Os dados demográficos encontram-se na Tabela 1.

### Equipamentos

Os equipamentos externos, necessários para a realização do protocolo de avaliação do ECAP, incluíram:

**Tabela 1.** Dados demográficos dos sujeitos deste estudo.

Sujeito	Iniciais	Idade**	Etiologia	IC	Retornos ***		
					1º.	2º.	3º.
S1	JHLA	1, 4	Idiopática.	N24 R(CS)	2 meses	4 meses	6 meses
S2	LBV	1, 4	Multifatorial*.	N24 R(CS)	2 meses	5 meses	9 meses
S3	IS	1, 4	Idiopática.	N24 R(ST)	3 meses	6 meses	9 meses
S4	BSM	1,5	Idiopática.	N24 R(CS)	2 meses	5 meses	8 meses
S5	TL	1,6	Multifatorial*.	N24 R(CS)	2 meses	7 meses	10 meses
S6	PGR	1,7	Multifatorial*.	N24 R(CS)	2 meses	5 meses	9 meses
S7	FAB	1,8	Idiopática.Diabete gestacional*.	N24 R(ST)	3 meses	6 meses	9 meses
S8	AC	1, 10	Idiopática.	N24 R(ST)	3 meses	6 meses	9 meses
S9	JC	1, 10	Neuropatia	N24 R(ST)	3 meses	6 meses	11 meses
S10	FP	2,1	Multifatorial*.	N24 R(CS)	2 meses	5 meses	8 meses
S11	JVBF	2, 2	Genética.	N24 R(CS)	3 meses	5 meses	9 meses
S12	IAS	2,5	Idiopática. Gripe forte e febre aos 5 meses*.	N24 R(ST)	3 meses	6 meses	9 meses
S13	NM	2, 6	Idiopática.	N24 R(CS)	3 meses	5 meses	8 meses

\* Etiologia multifatorial: intercorrências no parto (prematuridade, icterícia, incubadora por mais de 20 dias, baixo peso, broncopneumonia).

\*\* Idade na cirurgia: anos, meses.

\*\*\* Tempo de uso do IC.

processador de fala modelo Sprint, antena externa com imã 2x, cabo de ligação entre o processador de fala e a antena externa, interface de programação (PPS ou CPS), e um computador, responsável pelo envio e recebimento das informações neurais analisadas neste estudo.

Para registro do ECAP, foi utilizado o software da NRT, versão 3.1, o qual controla os parâmetros de estimulação e de registro do ECAP.

### Procedimentos

Os procedimentos realizados neste estudo foram: Telemetria de Impedância e Telemetria de Respostas Neurais.

Primeiramente, a Telemetria de Impedância foi realizada com o objetivo de avaliar a integridade e a funcionalidade dos eletrodos. Somente foram utilizados os eletrodos que apresentassem a impedância dentro dos limites de normalidade, padronizados pelo software.

Cada sujeito foi avaliado três vezes e as respostas neurais foram registradas, por meio da NRT nos eletrodos E5, E10, E15 e E20. Para cada eletrodo, as características de amplitude e latência do pico N1, o slope, limiar e o período de recuperação foram comparados entre os retornos. Os eletrodos E5 e E10, por estarem posicionados na região mais basal da cóclea, foram denominados eletrodos basais, e, os eletrodos E15 e E20, eletrodos apicais.

Um fonoaudiólogo, com experiência no manuseio do software da NRT, selecionou, dentre os recursos disponíveis, a combinação dos parâmetros de estimulação e de registro, com os quais foi possível obter uma resposta

válida do nervo auditivo, seguindo protocolo descrito por Abbas et al. <sup>1</sup>. No presente estudo, foi considerada, como uma resposta neural válida, àquela que apresentou pico N1 visível, acompanhado de reprodutibilidade no traçado, ausência de artefato ou saturação do amplificador<sup>14</sup>.

### Análise estatística

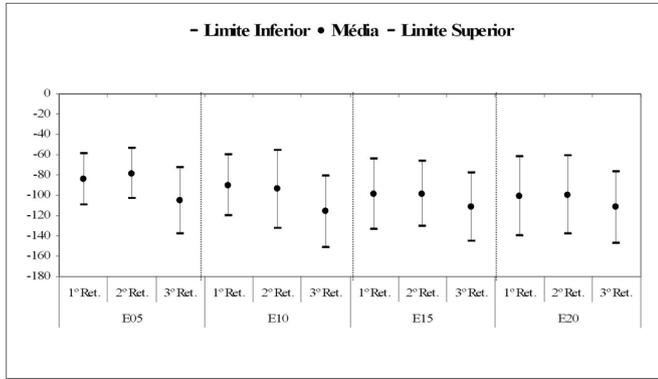
Os resultados deste estudo foram analisados mediante a aplicação dos seguintes testes estatísticos: Teste não-paramétrico de Wilcoxon, Teste de Friedman e Teste de Igualdade de Proporções. Foi considerado um nível de significância de 0,05 (5%)<sup>15</sup>.

## RESULTADOS

A seguir serão descritos os resultados do ECAP, comparando, nos três retornos, as seguintes características da resposta neural: a amplitude do pico N1, a latência, o slope da função de crescimento da amplitude, o limiar e o tempo de recuperação.

O Gráfico 1 apresenta a média e o intervalo de confiança das amplitudes do pico N1, em  $\mu V$ , comparando os valores obtidos no primeiro, segundo e, terceiro retornos, para cada eletrodo.

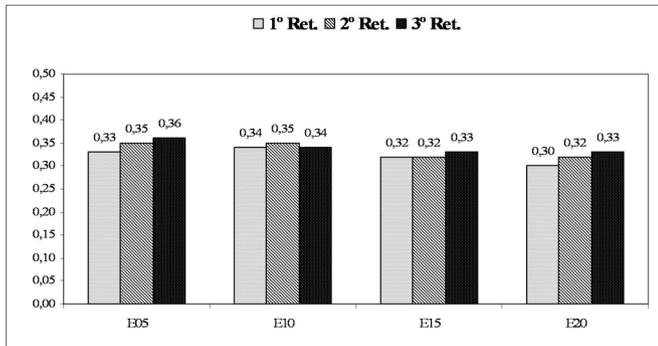
No teste de Friedman, houve diferença estatisticamente significativa entre as amplitudes do pico N1, entre os retornos, para os eletrodos E5 ( $p=0,018$ ) e E10 ( $p=0,023$ ). No eletrodo E5, houve diferença na amplitude entre primeiro e o terceiro retorno ( $p=0,028$ ), e entre o segundo e o terceiro retorno ( $p=0,002$ ). No E10, houve



**Gráfico 1.** Média e intervalo de confiança das amplitudes do pico N1 (µV). Comparação entre os retornos.

diferença significativa apenas entre o segundo e o terceiro retorno ( $p=0,007$ ).

O Gráfico 2 apresenta a média dos valores das latências (µs), comparando os retornos, em cada eletrodo. No teste de Friedman, não houve diferença estatisticamente significativa entre as latências de N1, entre os retornos, para os eletrodos: E5 ( $p=0,101$ ), E10 ( $p=0,746$ ), E15 ( $p=0,751$ ), e E20 ( $p=0,101$ ).

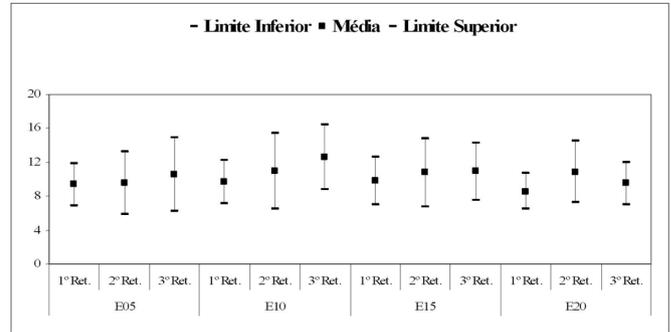


**Gráfico 2.** Média das latências do pico N1 (µs). Comparação entre os retornos.

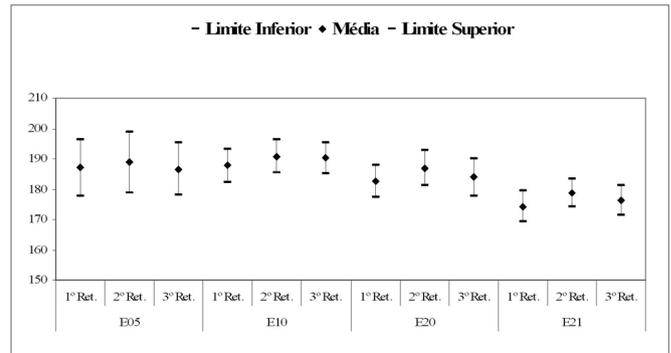
O Gráfico 3 mostra a comparação da média e intervalo de confiança dos valores do slope entre os retornos. No teste de Friedman, não houve diferença estatisticamente significativa do slope entre os retornos, para os eletrodos E5, E10, E15 e E20 ( $p=0,430$ ,  $p=0,116$ ,  $p=0,584$ ,  $p=0,368$ , respectivamente).

O Gráfico 4 mostra a comparação da média e intervalo de confiança do p-NRT (up), entre os retornos. No teste de Friedman, não houve diferença estatisticamente significativa do p-NRT entre os retornos, para os eletrodos E5, E10, E15 e E20 ( $p=0,484$ ,  $p=0,584$ ,  $p=0,584$ ,  $p=0,199$ , respectivamente).

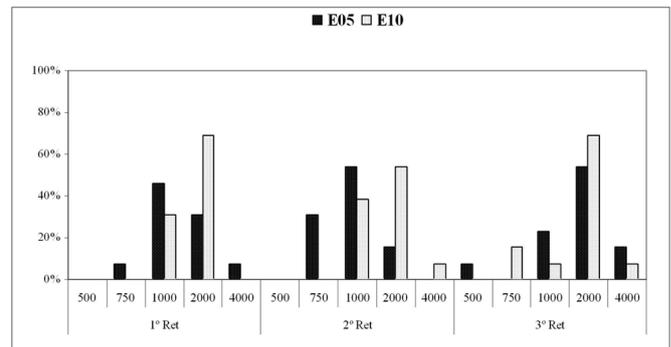
O Gráfico 5.1 mostra o tempo de recuperação para os eletrodos basais E5 e E10 e o Gráfico 5.2, para os eletrodos apicais E15 e E20.



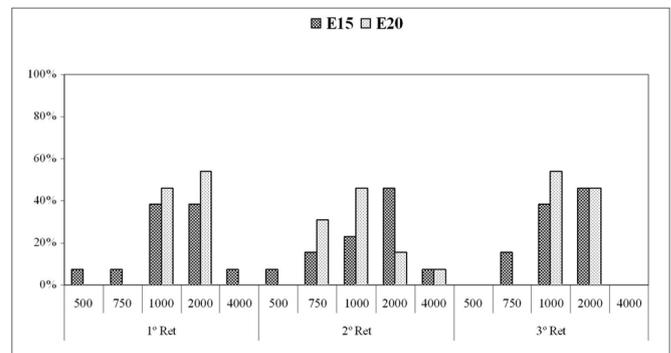
**Gráfico 3.** Média e intervalo de confiança dos slopes (µV/up). Comparação entre os retornos.



**Gráfico 4.** Média e intervalo de confiança dos p-NRT (up). Comparação entre os retornos.



**Gráfico 5.1.** Tempo de recuperação (MPI=µs) entre os indivíduos (%). Comparação entre retornos para os eletrodos E5 e E10.



**Gráfico 5.2.** Tempo de recuperação (MPI=µs) entre os indivíduos (%). Comparação entre retornos para os eletrodos E15 e E20.

Para o eletrodo E5, a pesquisa realizada no primeiro e no segundo retorno mostrou que o tempo de recuperação, da maioria dos sujeitos (53,8%), foi de 1000 $\mu$ s. No terceiro retorno, o tempo de recuperação, em 53,8% dos sujeitos, aumentou para 2000 $\mu$ s.

No eletrodo E10, o tempo de recuperação da maioria dos sujeitos foi de 2000 $\mu$ s nos três retornos. No primeiro e no terceiro retorno, 69,2% dos sujeitos apresentaram o tempo de recuperação de 2000 $\mu$ s, e, no segundo retorno, 53,8% dos sujeitos.

No eletrodo E15, os tempos de recuperação mensurados na maioria dos sujeitos foram de 1000 $\mu$ s (38,5% dos sujeitos) e 2000 $\mu$ s (38,5% dos sujeitos), no primeiro retorno. No segundo e no terceiro retorno, o tempo de recuperação foi de 2000 $\mu$ s para 46,2% dos sujeitos.

Já para o eletrodo E20, houve uma diminuição do tempo de recuperação entre o primeiro e o segundo retornos. No primeiro retorno, 53,8% dos sujeitos apresentaram tempo de recuperação de 2000 $\mu$ s. No segundo retorno, este tempo diminuiu para 1000 $\mu$ s (46,2% dos sujeitos) e se manteve durante o terceiro retorno (53,2% dos sujeitos).

O teste de Igualdade de duas proporções mostrou haver diferença estatisticamente significativa no eletrodo E5, entre o segundo e o terceiro retorno, e, no eletrodo E20, entre o primeiro e o segundo retorno.

---

## DISCUSSÃO

---

### Amplitude do pico N1

Comparando os três retornos durante o primeiro ano de IC, pode ser observado que, em todos os eletrodos, houve um aumento da amplitude do pico N1, entre o segundo e o terceiro retorno (Gráfico 1). Em média, o segundo retorno correspondeu ao 5º mês de uso do dispositivo, e o terceiro retorno, ao 9º mês de uso. Entre o primeiro e o segundo retorno, as diferenças de amplitude foram menos evidentes, sendo que, em alguns sujeitos, houve diminuição da amplitude do pico N1.

A análise estatística mostrou que o aumento das amplitudes do pico N1 foi significativo para os eletrodos E5 e E10 (Gráfico 1). Para os eletrodos basais, as amplitudes variaram de -53,73 $\mu$ s a -132,13 $\mu$ s no segundo retorno, e entre -72,84 $\mu$ s a -151,52 $\mu$ s, no terceiro retorno. Para os eletrodos E15 e E20, alterações estatisticamente significantes não foram detectadas entre os retornos.

Resultados semelhantes, mostrando aumento da amplitude do pico N1-P1 ao longo do tempo foram obtidos outros autores<sup>8,9,11</sup>. Em estudos com animais, Shepherd et al.<sup>5</sup> encontraram um aumento significativo da amplitude das ondas do EABR em gatos, ao longo do tempo de uso com o IC.

Na literatura, as alterações na amplitude da resposta neural foram relacionadas aos efeitos a longo prazo da estimulação elétrica às fibras do nervo auditivo.

Estudos com animais estimulados cronicamente mostraram um aumento significativo da densidade neural e da preservação da camada de mielina, o que contribuiu para o aumento da amplitude do pico N1, nos segmentos próximos ao par de eletrodos de estimulação<sup>16-18</sup>.

Os resultados de outros estudos mostraram que o aumento da amplitude das respostas neurais poderia estar relacionado ao fato da estimulação elétrica, via IC, gerar alterações à atividade sináptica e elétrica, ao nível da membrana do neurônio, fornecendo um potente suporte neurotrófico aos neurônios auditivos<sup>19,20</sup>.

Gordon et al.<sup>21</sup> encontraram resultados semelhantes aos deste estudo. Para estes autores, o aumento da amplitude foi indicativo da maior sincronia entre os neurônios auditivos primários durante o primeiro ano de IC. O aumento da sincronia seria proporcionado devido ao modo como a estimulação ativa os neurônios primários e/ou devido à redução da variação do tempo de disparo entre os neurônios.

Entretanto, outros estudos justificam o aumento da amplitude da resposta neural devido à alteração no fluxo de corrente elétrica que atinge o tecido neural, ao longo do tempo de uso do IC. Para Shepherd et al.<sup>5</sup>, as alterações nas respostas neurais ao longo do tempo refletiram as modificações na distribuição da corrente intracoclear, não podendo ser justificadas por alterações no estado ou recrutamento das fibras auditivas. Formação de uma camada hídrica na superfície do eletrodo e surgimento de tecido ósseo/fibroso ao redor do feixe de eletrodos foram descritos como sendo possíveis causas para a alteração no fluxo da corrente que atinge as estruturas neurais<sup>22</sup>.

### Latência do pico N1

Os resultados obtidos neste estudo indicaram a ausência de diferenças estatisticamente significantes entre as latências do pico N1, ao longo do tempo de uso do IC (Gráfico 3), corroborando com outros estudos da literatura<sup>23, 24</sup>. Resultados semelhantes foram encontrados por Dees et al.<sup>25</sup> e Gordon et al.<sup>21,12</sup>. Segundo Haenggeli et al.<sup>26</sup> e Miller et al.<sup>27</sup>, a estimulação direta dos neurônios auditivos, compensando os mecanismos de sinápticos entre as células ciliadas da cóclea, e as estruturas neurais, justifica, em parte, o fato da latência do ECAP sofrer mínima influência da variação no nível de corrente.

### Slope

Neste estudo, a análise do slope revelou ausência de alterações significativas ao longo do tempo, como mostra o Gráfico 3. Estes resultados corroboram com outros estudos na literatura, os quais não encontraram alterações significativas do slope ao longo do primeiro ano de uso do IC<sup>8,10</sup>. Apesar de não significativo, houve um aumento do valor do slope entre os retornos para os eletrodos E5, E10 e E15.

O slope, medido em  $\mu\text{V}/\text{up}$ , corresponde aos aumentos da amplitude da resposta do nervo auditivo em função do aumento do nível de estimulação. Maiores slopes são freqüentemente descritos na literatura como resultado de um maior recrutamento de neurônios ou de uma maior sincronia em uma mesma população de neurônios<sup>2,14,27-29</sup>.

Segundo Brown et al.<sup>30</sup>, curvas de crescimento caracterizadas por aumentos rápidos da amplitude em função do nível de estimulação refletiriam na capacidade do usuário em se beneficiar da estimulação elétrica e de processar as informações temporais.

### **p-NRT**

A análise estatística do p-NRT mostrou que as diferenças entre os retornos, não foram estatisticamente significantes (Gráfico 4). De modo geral, houve um discreto aumento dos limiares entre o primeiro e o segundo retorno, e uma diminuição dos mesmos entre o segundo e o terceiro retorno. Foram obtidas, em média, variações de 1 up a 6 up, em todos os eletrodos. A variação do p-NRT foi maior para o eletrodo E5.

Lai et al.<sup>11</sup> também verificaram a ausência de alterações significativas. Ao longo dos quinze primeiros meses de uso do dispositivo, foram descritas variações do p-NRT entre 6 up a 11 up. Hughes et al.<sup>8</sup>, Thai Van et al.<sup>9</sup> e Ferrari<sup>10</sup> não encontraram diferenças significantes no p-NRT ao longo do primeiro ano de uso do dispositivo.

Apesar das diferenças entre os limiares não terem sido estatisticamente significantes, na prática clínica, esta diferença é considerada relevante. O p-NRT é a medida da resposta neural de maior aplicação clínica. Este valor é freqüentemente utilizado para ajustar os processadores de fala, especialmente em crianças com limitada experiência auditiva<sup>31,32, 25</sup>. Por isso, variações nos níveis do p-NRT, mesmo que não significantes, podem interferir na programação do processador de fala de crianças, ao menos, nos primeiros meses de uso do dispositivo.

### **Análise do Tempo de Recuperação**

Os Gráficos 5.1 e 5.2 mostram os resultados da pesquisa do tempo de recuperação do nervo auditivo por meio da NRT.

A análise do tempo de recuperação mostrou variação, não-significativa, entre os retornos e entre os eletrodos. O tempo de recuperação das fibras do nervo auditivo variou de 1000 $\mu\text{s}$  a 2000 $\mu\text{s}$ , para a maioria dos sujeitos. Ao longo do primeiro ano de uso do IC, o tempo de recuperação médio nos eletrodos E5, E10 e E15 foi de 2000 $\mu\text{s}$ . Já para o E20, houve uma melhora no período de recuperação, o qual diminuiu de 2000 $\mu\text{s}$  para 1000 $\mu\text{s}$ , para a maioria dos sujeitos.

Segundo Shannon<sup>33</sup>, os diferentes tempos de recuperação estão associados às características fisiológicas de cada neurônio, reflexo da estimulação de diferentes

populações neurais.

Diferentes tempos de recuperação, variando entre 6000 a 8000 $\mu\text{s}$ , foram descritos na literatura<sup>34,35</sup>. Estes estudos utilizaram eletrodos de superfície para registrar a resposta neural no modo monopolar.

Resultados semelhantes a este estudo foram encontrados por Shpak, et al.<sup>36</sup> e Nelson et al.<sup>37</sup>. Segundo estes autores, os tempos de recuperação mais rápidos podem estar relacionados às características da população de crianças implantadas precocemente. Nelas, o menor tempo de privação sensorial pode ter limitado os efeitos prejudiciais ao estado e funcionalidade das fibras auditivas, principalmente a preservação da mielinização destas estruturas.

Os resultados encontrados por Brown et al.<sup>38</sup> mostraram que as respostas registradas nos eletrodos E1 e E20 apresentaram tempos de recuperação mais rápidos do que as respostas nos eletrodos E10 e E13. Segundo os autores, essa variabilidade pode ser indicativa de diferenças na capacidade de processamento temporal da população estimulada, devido à mielinização, a presença da população dendrítica e a integridade axonal da população neural auditiva residual.

Para Brown et al.<sup>35</sup>, a análise do tempo de recuperação é importante pois sugere a habilidade dos neurônios auditivos em acompanhar os padrões temporais da fala. Subpopulações de neurônios podem limitar esta habilidade.

---

## **CONCLUSÕES**

---

A partir da análise das respostas neurais, cuja amostra foi composta por 13 sujeitos, foi possível concluir que, para a análise longitudinal:

- a estimulação elétrica liberada pelos eletrodos intracocleares não causou alterações significativas às características do ECAP, exceto pelo aumento da amplitude do pico N1, principalmente entre o segundo e o terceiro retorno, para os eletrodos basais;
- o slope, a latência do pico N1, e o período de recuperação não apresentaram diferenças ao longo do primeiro ano de uso do Implante Coclear;
- no segundo retorno, foram registrados as menores amplitudes e os maiores limiares em todos os eletrodos.

---

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

---

1. Abbas PJ, Brown CJ, Shalloo JK, Firszt JB, Hughes ML, Hong SH, Staller SJ. Summary of results using the Nucleus CI24M Implant to Record the Electrically Evoked Compound Action Potential. *Ear Hear* .1999;20(1):45-59.
2. Abbas PJ. *Eletrophysiology*. Em: Tyler RS, editor. *Cochlear Implants - Audiological Foundations*. 3ª ed. London: Singular Publishing Group, Inc; 1998. p.317-56.
3. Simmons FB, Lusted HS, Meyers T, Shelton C. Electrically induced auditory brainstem response as a clinical tool in estimating nerve survival. *Annals Otol Rhinol Laryngol Suppl* .1984;112:97-100.

4. Gordon KA, Ebinger KA, Gilden JE, Shapiro WH. Neural Response Telemetry in 12 to 24 month old children. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 2002;189:42-8.
5. Shepherd RK, Matsushima J, Martin RL, Clark GM. Cochlear pathology following Chronic electrical stimulation of the auditory nerve. II deafened kittens. *Hear Res.* 1994;81(1-2):150-66.
6. Shepherd RK, Javel E. Electrical stimulation of the auditory nerve. I. Correlation of physiological response with cochlear status. *Hear Res.* 1997;108:112-44.
7. Hardie N.A. The consequences of deafness and chronic intracochlear electrical stimulation on the central auditory pathways. *Clin Exp Pharmacol Physiol.* 1998;25(5):303-9.
8. Hughes ML, Brown CJ, Abbas PJ, Wolaver AA, Gervais JP. Comparison of EAP Threshold with MAP Levels in the Nucleus 24 Cochlear Implant: data from children. *Ear Hear.* 2000;21(2):164-74.
9. Thai Van H, Chanal JM, Coudert C, Veuillet E, Truy E, Collet L. Relationship between NRT measurement and behavioral levels in children with the Nucleus 24 cochlear implant may change over time: preliminary report. *Int J Ped Otorhinolaryngol.* 2001;58:153-62.
10. Ferrari DV. A Telemetria de Respostas Neurais para registrar o potencial de ação composto eletricamente evocado do nervo auditivo em crianças usuárias de Implante Coclear Multicanal. [Dissertação]. São Paulo (SP): universidade de São Paulo; 2003.
11. Lai WK, Akist M, Akdas F, Diller N. Longitudinal behaviour of neural response telemetry (NRT) data and clinical implications. *Int J Audiol.* 2004;43(5):252-63.
12. Gordon KA, Papsin BC, Harrison RV. An evoked potential study of the developmental time course of the auditory nerve and brainstem in children using cochlear implants. *Audiol Neurotol.* 2006;11:7-23.
13. Colletti V, Carner M, Miorelli V, Guida M, Colletti L, Fiorino FG. Cochlear implantation at under 12 months: report on 10 patients. *Laryngoscope.* 2005;115(3):445-9.
14. Brown CJ. Clinical uses of electrically evoked auditory nerve and brainstem responses. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2003;11:383-7.
15. Vieira S. *Bio Estatística Tópicos Avançados.* 2ª. ed. Editora Campus, Rio de Janeiro; 2004. p. 212.
16. Leak PA, Snyder RL. Effects of Chronic Electrical Stimulation in an animal model of neonatal profound hearing loss. Em: Hochmair-Desoyer IJ, Hochmair ES, editores. *Advances in Cochlear Implants.* International Interscience Seminars. Manz Wien; 1993. p. 50-3.
17. Mitchell A, Miller JM, Finger PA, Heller JM, Raphael Y, Altschuler RA. Effects of chronic high-rate stimulation on the cochlea and eighth nerve in the deafened guinea pig. *Hear Res.* 1997;105(1-2):30-43.
18. Dodson HC, Mohuiddin A. Response of spiral ganglion neurones to cochlear hair cell destruction in the guinea pig. *J Neurocytol.* 2000;29(7):25-37.
19. Shepherd RK, Hardie NA. Deafness-Induced changes in the auditory pathway: implications for cochlear implants. *Audiol Neurotol.* 2001;6:305-18.
20. Roehm PC, Hansen MR. Strategies to preserve or regenerate spiral ganglion neurons. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2005;13(5):294-300.
21. Gordon KA, Papsin BC, Harrison RV. Activity-dependent developmental plasticity of the auditory brain stem in children who use cochlear implants. *Ear Hear.* 2003;24(6):485-99.
22. Hughes ML, Werff KRV, Brown CJ, Abbas PJ, Kelsay DMR, Teagle HFB, Lowder MW. A longitudinal study of Electrode Impedance, the Electrically Evoked Compound Action Potential and Behavioral Measures in Nucleus 24 Cochlear Implant users. *Ear Hear.* 2001;22(6):471-86.
23. Brown CJ, Abbas PJ, Fryauf-Bertschy H, Kelsay D, Gantz BJ. Intraoperative and postoperative electrically evoked auditory brain stem response in nucleus cochlear implant users: implications for the fitting process. *Ear Hear.* 1994;15:168-76.
24. Miller CA, Abbas PJ, Brown CJ. An improved method of reducing stimulus artifact in the electrically evoked whole-nerve potential. *Ear Hear.* 2000;21:280-90.
25. Dees DC et al. Normative findings of electrically evoked compound action potential measurements using the neural response telemetry of the Nucleus CI 24M Cochlear Implant system. *Audiol Neurotol.* 2005;10: 105-16.
26. Haenggeli A, Zhang S, Visher MW, Pelizzone M, Rouiller EM. Electrically Evoked Compound Action Potential (ECAP) of the Cochlear Nerve in Response to Pulsatile Electrical Stimulation of the Cochlea in rat: effects of stimulation at high rates. *Audiology.* 1998;37(6):353-71.
27. Miller CA, Abbas PJ, Nourski KV, Robinson BK. Electrode configuration influences action potential site and ensemble stochastic response properties. *Hear Res.* 2003;175(1-2):200-14.
28. Hall RD. Estimation of surviving spiral ganglion cells in the deaf using the electrically evoked auditory brainstem response. *Hear Res.* 1990;49(1-3):155-68.
29. Charasse B, Chanal JM, Berger-Vachon C, Collet L. Influence of stimulus frequency on NRT recordings. *Int J Audiol.* 2004;43(4):236-44.
30. Brown CJ, Abbas PJ, Gantz B. Electrically evoked whole-nerve action potentials: Data from human cochlear implant users. *J Acoust Soc Am.* 1990a, 88(3):1385-91.
31. Brown CJ, Hughes ML, Luk B, Abbas PJ, Wolaver A, Gervais J. The Relationship between EAP and EABR thresholds and levels used to program the Nucleus 24 Speech Processor: data from adults. *Ear Hear.* 2000;21(2):151-63.
32. Mason S. Electrophysiologic and objective monitoring of the cochlear implant during surgery: implementation, audit and outcomes. *Int J Audiol.* 2004;43:33-8.
33. Shannon RV. *Psychoacoustics.* Em: Tyler RS, editor. *Cochlear Implants - Audiological Foundations.* 3ª ed. London: Singular Publishing Group, Inc. 1998. p.359-89.
34. Brown CJ, Abbas PJ. Electrically evoked whole-nerve action potentials: Parametric data from the cat. *J Acoust Soc Am.* 1990b,88(5):2205-10.
35. Brown CJ. using electrically evoked auditory potentials in the clinical management of cochlear implant candidates and recipients. *Sem Hear.* 1996;3(4):389-401.
36. Shpak T, Berlin M, Luntz M. Objective measurements of auditory nerve recovery function in nucleus CI24 implantees in relation to subjective preference of stimulation rate. *Acta Otolaryngol.* 2004;124:679-83.
37. Nelson DA, Donaldson GS. Psychophysical recovery from single-pulse forward masking in electric hearing. *J Acoust Soc Am.* 2001;106(6):2921-33.
38. Brown CJ, Abbas PJ, Gantz B. Preliminary experience with Neural Response Telemetry in the Nucleus CI24M Cochlear Implant. *Am J Otol.* 1998;19(3):320-7.