

ESTUDO LONGITUDINAL DE ATRIBUTOS ACÚSTICOS DO CHORO DE BEBÊS
NORMAIS (0 a10 MESES), ASSOCIADOS AO CONTEXTO DE FOME.

Heidi Elisabeth Baeck

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS
DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO
DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A
OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA.

Aprovado por:

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D. Sc.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Roberto Aizik Tenenbaum, D.Sc.

Prof. Luis Pereira Calôba, Dr. Ing.

Prof. Jules Ghislain Slama, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

DEZEMBRO DE 2006

BAECK, HEIDI ELISABETH

Estudo Longitudinal dos Atributos Acústicos do Choro de Bebês Normais Associados ao Contexto de Fome nos Primeiros Dez Meses de Vida [Rio de Janeiro] 2006.

XVII, 213 p. 29,7cm (COPPE/UFRJ, D.Sc., Engenharia Biomédica, 2006).

Tese – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COOPPE.

1. Atributos Acústicos do Choro
2. Processamento do Sinal de Choro
3. Estudo Longitudinal do Choro

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Aos meus três grandes amores
Guto, Matheus e Leonardo
Luzes da minha vida

Meu profundo agradecimento

Ao *Guto*, sem o qual eu não teria seguido esse caminho.

Aos meus filhos *Matheus* e *Leonardo* pelo amor incondicional.

Aos meus pais *Guido* e *Annie* pelo apoio de sempre

A minha irmã *Ann* por ser tão especial

Ao meu avô *Rene*, meu anjo da guarda.

Ao meu mestre *Marcio* que me inspira a ensinar.

Agradeço com imenso carinho

Aos amigos especiais *Adriana* e *Leonardo*, pelo carinho e companheirismo inesgotável nestes anos de tantos questionamentos.

Aos amigos *Flávia* e *Marquinhos* que marcaram presença especial no fechamento deste trabalho.

À cidade do Rio de Janeiro que me acolheu com todo seu esplendor.

E ainda agradeço

Ao Dr. Hécio Noel Porrua pela valiosa contribuição na parte experimental e na discussão dos resultados desta pesquisa.

À CAPES pela concessão da bolsa que viabilizou a realização deste trabalho.

Resumo da Tese apresentada a COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

ESTUDO LONGITUDINAL DE ATRIBUTOS ACÚSTICOS DO CHORO DE BEBÊS
NORMAIS (0 a 10 MESES) ASSOCIADOS AO CONTEXTO DE FOME

Heidi Elisabeth Baeck

Dezembro/2006

Orientador: Prof. Márcio Nogueira de Souza

Programa: Engenharia Biomédica

A pesquisa no campo da aplicação clínica do choro tem priorizado estudos transversais que se limitam a responder questões concentradas num período muito reduzido da vida do bebê, o período neonatal. Considerando a falta de estudos longitudinais, que pesquise a evolução do choro ao longo do crescimento do bebê, este estudo tem como objetivo investigar o comportamento dos atributos acústicos do choro a partir de um banco de dados mais representativo do que o observado na literatura (choros quinzenais de 30 bebês). Parâmetros como duração das unidades de choro, frequência fundamental (f_0) e formantes do choro de fome foram analisados com a implementação de rotinas especialmente desenvolvidas em *Matlab*.

Os resultados apontaram para um comportamento basicamente ascendente da duração, atribuído ao aumento da capacidade pulmonar adquirida em função do crescimento do bebê, e para um comportamento oscilatório na frequência fundamental (f_0), com a presença de um “entalhe” (descendente-ascendente) significativo entre 0 e 30 dias, mostrando que este parâmetro acústico varia mais do que o descrito na literatura. Enquanto o comportamento oscilatório é atribuído à influência da atuação conjunta dos processos de crescimento anatômico e maturação neurológica, o entalhe é atribuído a um crescimento acelerado das estruturas da laringe induzido pela ação dos hormônios sexuais.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

LONGITUDINAL STUDY OF THE ACOUSTIC FEATURES OF HEALTH BABIES
(0 to 10 MONTHS) IN HUNGER CONTEXT

Heidi Elisabeth Baeck

December/2006

Advisor: Prof. Márcio Nogueira de Souza

Programa: Biomedical Engineering

Studies in the field of cry diagnosis have been concentrated on punctual researchs and therefore were limited to questions centred in a very reduced period of the baby's life, close to the birth. As only a few longitudinal studies were carried out, this study aimed at contributing to provide developmental data on some important acoustic features of infant cries with considerable highers sample size and time resolution (30 babies biweekly recorded). The duration of the units of cry, so as the fundamental frequency (f_0) and formants of hunger cries were analyzed using routines specifically developed in Matlab. The cries of 30 healthy babies were recorded at biweekly intervals during the first 10 months.

The results show an increasing trend of the duration, attributed to the lung capacity increment acquired along baby's growth. The mean fundamental frequency (f_0) values shows more variation than suggested in former studies, showing an oscillatory trend behavior with a specially “drop” (intense decrease-increase behavior) between the birth and the 30th day of life. While the general oscillatory trend was attributed to a combined influence of two infant development processes, anatomical growth and neurological maturation the drop was attributed to a sudden larynx growth induced by sexual hormonal actions.

Sumário

Termo de Aprovação.....	i
Ficha Catalográfica	ii
Dedicatória.....	iii
Agradecimentos	iv
Resumo.....	v
Abstract.....	vi
Sumário.....	vii
Lista d Figuras	xii
Lista de Tabelas.....	xvi

Capítulo 01

Introdução.....	01
Objetivos.....	04

Capítulo 02

O Choro enquanto Objeto de Pesquisa.....	06
2.1 A Evolução da Pesquisa de Choro.....	07
2.1.1 Instrumentação.....	07
2.1.2 O Interesse Científico no Choro de Bebês.....	09
2.2 A Pesquisa do Choro de Bebês com Alterações Clínicas	11
2.3 Pesquisas Longitudinais de Choro.....	14
2.4 Aspectos da Linguagem.....	15
2.4.1 Conceito	15
2.4.2 Desenvolvimento da Fala.....	16
2.4.3 Evolução do Choro e Desenvolvimento da Fala.....	17
2.4.4 Visões Fonoaudiológicas do Choro.....	18

Capítulo 03

Fundamentos Teóricos.....	20
3.1 Terminologia.....	20
3.2 Forma de Onda do Sinal de Choro.....	21
3.3 Fundamentos Biológicos.....	25
3.3.1 Bases Anatômicas do Trato Vocal	25

3.3.2 Bases Fisiológicas do Trato Vocal	29
3.4 Modelos de Produção do Choro	33
3.5 Ferramentas de Processamento do Choro.....	35
3.5.1 Histórico	36
3.5.2 Estimação Espectral.....	39
3.5.3 Parâmetros Descritivos do Choro.....	48
3.5.3.1 No Domínio do Tempo.....	48
3.5.3.1 No Domínio da Freqüência.....	49
3.5.4 Algoritmos de Extração de f_0	52
3.5.4.1 Função de Autocorrelação.....	53
3.5.4.2 Espectro de Produto Harmônico - HPS.....	54
3.5.4.3 Análise Cepstral.....	56
3.5.5 Algoritmos de Extração de Formantes.....	57
3.5.5.1 Algoritmo de McCandless.....	59
3.6 Descrição e Modelagem de Dados Longitudinais.....	60
3.6.1 Méritos dos Estudos Longitudinais.....	63
3.6.2 Explorando Dados Longitudinais.....	64
3.6.2.1 Ajuste de Curvas Suavizadas.....	68

Capítulo 04

Materiais e Métodos.....	71
4.1 Protocolo Experimental - Fase I.....	72
4.1.1 Sujeitos.....	72

4.1.2	Aquisição de Dados.....	75
4.1.3	Considerações Técnicas	76
4.2	Processamento do Sinal de Choro - Fase I.....	77
4.2.1	Rotinas de Recorte.....	78
4.2.2	Parâmetros Investigados.....	79
4.2.3	Algoritmos Implementados.....	80
4.2.4	Avaliação dos Algoritmos.....	84
4.2.4.1	Construção do Padrão de Avaliação de f_0	86
4.2.4.2	Construção do Padrão de Avaliação de Formantes.....	91
4.3	Protocolo Experimental – Fase II.....	94
4.4	Protocolo Experimental – Fase III.....	94
4.4.1	Sujeitos.....	95
4.4.2	Aquisição de Dados.....	95
4.5	Processamento do Sinal de Choro - Fase III.....	96
4.6	Análise dos Dados.....	97
Capítulo 05		
	Resultados.....	99
5.1	Avaliação dos Algoritmos.....	99
5.2	Banco de Dados Efetivo.....	100
5.3	Resultados - Fase I e II	103
5.4	Resultados - Fase III.....	115

Capítulo 06

Discussão.....	117
6.1 Questões Metodológicas.....	118
6.1.1 Amostra, Frequência de Amostragem e Recorte do Sinal.....	118
6.1.2 Análise de Tendências.....	120
6.2 Avaliação dos Algoritmos.....	121
6.3 Achados.....	122
6.4 A Relevância do Choro no Desenvolvimento da Fala do Bebê.....	141

Capítulo 07

Conclusão.....	144
Referências Bibliográficas.....	148
Apêndice 1 -Termo de Consentimento.....	161
Apêndice 2 - Resultados Complementares Fase I e II.....	164
Apêndice 3 - Resultados Complementares Fase III.....	195
Apêndice 4 - Informações Complementares.....	200
Apêndice 5 - Rotinas de Avaliação dos Algoritmos.....	201
Apêndice 6 - Rotinas de Análise do Choro.....	207

Lista de Figuras

Figura 3.1 - Representação gráfica do sinal de choro, da "unidade de choro" e da pausa.....	21
Figura 3.2 - Forma de onda do choro.....	22
Figura 3.3 - Variação da duração das unidades de choro dentro do mesmo episódio de choro.....	22
Figura 3.4 - Variação da duração das pausas dentro do mesmo episódio de choro.....	23
Figura 3.5 - Variação da energia entre das unidades de choro dentro do mesmo episódio de choro (a) e variação da energia dentro da própria unidade de choro (b).....	23
Figura 3.6 - Sinais de choro acompanhados de ICKS.....	24
Figura 3.7- Forma de onda de uma unidade de choro com o cursor marcando dois prováveis pontos de corte inicial.....	25
Figura 3.8 -Corte sagital do trato vocal (NETTER, 1995).....	27
Figura 3.9 -Corte transversal da laringe e representação das pregas vocais.....	27
Figura 3.10 - Corte sagital do trato vocal do bebê e do adulto.....	28

Figura 3.11 - Corte sagital da laringe com representação das pregas vocais afastadas (a) e colabadas (b).....	30
Figura 3.12 - Representação esquemática das fases do ciclo glotal com a ilustração dos movimentos das pregas vocais durante a formação dos pulsos glotais (a) e a representação gráfica da variação temporal do fluxo de ar (b).....	32
Figura 3.13 - Ilustração do conceito de obtenção dos pulsos glotais através de um trem de impulsos aplicado ao modelo de geração da função de transferência glotal.....	34
Figura 3.14 - Modelo para a síntese do choro.....	34
Figura 3.15 - Espectrograma esquemático desenvolvido pelo grupo de pesquisadores da Escandinávia	37
Figura 3.16 - Divisão de um segmento longo em segmentos menores.....	43
Figura 3.17 - Espectros estimados com FFT e LPC.....	45
Figura 3.18- Relação entre o filtro $A(z)$, que estima o sinal $y[n]$ e $H(z)$, que transforma o erro $e[n]$ novamente no sinal $y[n]$	47
Figura 3.19 - Ilustração do <i>shift</i>	51
Figura 3.20 - Ilustração do <i>gliding</i>	51
Figura 3.21 - f_0 estimada pela função de autocorrelação.....	54
Figura 3.22 - Diagrama do algoritmo HPS para estimação da f_0	55
Fig.3.23 – Círculo unitário com raio < 1	60
Fig.3.24 - Dados hipotéticos da relação entre habilidade de leitura e idade.....	61
Fig.3.25 - Gráfico ilustrativo de dados de peso de crianças ao longo do tempo.....	65
Fig. 3.26 - Gráfico ilustrativo do residual de normalização.....	66

Fig. 3.27 - Gráfico ilustrativo de uma curva média das observações suavizada.....	67
Fig. 3.28 - Gráfico ilustrativo com a exposição de curvas de um sub-grupo (seleção por percentil).....	67
Fig. 3.29 - Gráfico ilustrativo do método de <i>kernel</i>	68
Fig. 3.30 - Gráfico ilustrativo da comparação de duas curvas suavizadas pelo método <i>kernel</i>	69
Figura 3.31 - Gráfico ilustrativo da comparação entre curvas suavizadas de <i>lowess</i> e <i>kernel</i> , para dados com dois <i>outliers</i>	70
Figura 4.1 - Gráfico ilustrativo da análise de um sinal de choro realizado pelo conjunto de aplicativos computacionais desenvolvidos neste trabalho especificamente para de sinais de choro.....	83
Figura 4.2 - Perfil real (superior) e estimado (inferior) de um sinal sintetizado com f_0 descendente linear.....	88
Figura 4.3 - Perfis real (superior) e estimado (inferior) de um sinal sintetizado com f_0 descendente suave (mimetizando ocorrências de <i>glidings</i>).....	88
Figura 4.4 - Perfis real (superior) e estimado (inferior) de um sinal sintetizado com f_0 descendente abrupto (mimetizando ocorrências de <i>shitts</i>).....	89
Figura 4.5 - (a) Forma de onda do sinal sintetizado com $Q=2$; (b) Zoom.....	90
Figura 4.6 - (a) Forma de onda do sinal sintetizado com $Q=20$; (b) Zoom.....	91
Figura 4.7 - Médias de F1 e F2 das vogais - “triângulo das vogais”.....	93

Figura 4.8 - Perfis real e estimado de um sinal sintetizado com F1 variando de 500 a 1000 Hz (simulando a emissão sonora /uaa/)	93
Figura 5.1 – Modelo de regressão linear dos dados de duração das unidades de choro	109
Figura 5.2 - Modelo de regressão linear dos dados de f0	109
Figura 5.3 - Modelo de regressão linear dos dados de <i>shift</i>	110
Figura 5.4 - Modelo de regressão linear dos dados de <i>gliding</i>	110
Figura 5.5 - Modelo de regressão linear dos dados de F1	111
Figura 5.6 - Modelo de regressão linear dos dados de F2	111
Figura 5.7 - Curva <i>lowess</i> e regressão linear de f0	113
Figura 5.8 - Curva <i>lowess</i> e regressão linear de <i>shift</i>	113
Figura 5.9 - Curva <i>lowess</i> e regressão linear de <i>gliding</i>	114
Figura 5.10 - Curva <i>lowess</i> dos dados de F2	114
Figura 5.11 - Curva <i>lowess</i> dos dados de f0 (0 a 20 dias)	117
Figura 6.1 - Achados do presente trabalho amostrados: segundo a metodologia originalmente proposta e adaptados à metodologia proposta por Gilbert e Robb (1996)	131
Figura 6.2 - Achados do presente trabalho amostrados: segundo a metodologia originalmente proposta e adaptados à metodologia proposta por Rothgänger (2003)	132

Lista de Tabelas

Tabela I - Erros do Algoritmo de Estimação de f_0 em Função do Percentil de Variação.....	100
Tabela II - Erros do Algoritmo de Estimação de Formantes.....	100
Tabela III - Número de Choros Efetivamente Obtidos (Fases I e II).....	101
Tabela IV - Número de Choros Efetivos Obtidos (Fase III).....	102
Tabela V - Faixa de Valores Médios Globais do Choro.....	103
Tabela VI - Média e Desvio Padrão da Duração das Unidades de Choro.....	104
Tabela VII - Média e Desvio Padrão de f_0 dos Choros.....	104
Tabela VIII - Ocorrência de <i>shift</i> e <i>gliding</i>	105
Tabela IX - Média e Desvio Padrão de F1 dos Choros.....	105
Tabela X - Média e Desvio Padrão de F2 dos Choros.....	106
Tabela XI - Correlação de <i>Pearson</i> (r) entre os parâmetros pareados	107
Tabela XII - Correlação de <i>Pearson</i> (r) entre os parâmetros e a idade do bebê.....	108
Tabela XIII - Parâmetros B_C e B_L do modelo linear para dados longitudinais.....	112

Tabela XIV - Média e Desvio Padrão da f_0 dos Choros (0-20 dias).....	116
Tabela XV - Resultados de Robb e Cacece (1995).....	137
Tabela XVI - Resultados de Wermke <i>et al</i> (2002).....	138

Capítulo 01

Introdução

Na Grécia antiga, quando o bebê Orestes chorava, sua babá julgava ser capaz de determinar se o choro indicava fome, sono ou solidão. Relatos, datados desta época, já continham verdadeiras tentativas de se interpretar o choro infantil (FRENCH, 1995). Dois mil anos depois, pesquisadores continuam intrigados com a capacidade comunicativa do choro de bebês recém nascidos, com seu comportamento evolutivo e com suas ramificações em relação a outros aspectos do desenvolvimento do bebê. Este permanente interesse propiciou uma abordagem multifacetada do estudo científico do choro durante a infância, envolvendo diversas áreas da ciência. Pesquisadores da psicologia do desenvolvimento, psiquiatria, pediatria, grupos ligados às ciências da comunicação e algumas ramificações da engenharia, entre elas a elétrica, a acústica e a biomédica, passaram a ter um grande interesse sobre o choro.

O potencial informativo do choro de bebês parece, inevitavelmente, provocar inúmeros questionamentos.

Embora grupos multidisciplinares representem uma tendência atual, o perfil multifacetado contribui para que os achados resultassem num conjunto de percepções fragmentadas. Por um lado, tem-se um conhecimento considerável sobre como os bebês recém nascidos controlam suas vocalizações durante o ato do choro, as implicações diagnósticas de algumas variações qualitativas nestas vocalizações e o significado social do choro nas diversas fases ao longo do primeiro ano de vida do bebê. Por outro lado, permanece uma surpreendente carência de conhecimento no que se refere aos processos acústicos envolvidos no desenvolvimento do choro de bebês normais, particularmente em termos de mudanças quantitativas (HOPKINS, 2000). De fato, entre as décadas de 60 e 90 pesquisadores dedicaram-se fortemente a investigar as implicações diagnósticas de variações do choro, gerando um grande conhecimento voltado para o uso do choro enquanto ferramenta de diagnóstico precoce de diversas doenças infantis, dando a tal emissão uma sonhada aplicação clínica. Estudos focados sobre os diversos aspectos do choro de bebês saudáveis despertaram menor interesse.

Embora de valor inquestionável, os primeiros estudos sistemáticos focados no choro de bebês normais (WASZ-HÖCKERT *et al*, 1968, VUORENKOSKI *et al*, 1973; MÜLLER *et al*, 1974; KORNER *et al*, 1974; GOLUB e CORWIN, 1985;) apresentavam importantes limitações impostas pelo tamanho reduzido da amostra e pelo período de investigação, que por permanecer em torno do período neonatal, gerou conhecimentos pontuais. Com o passar do tempo, o número de bebês pesquisados foi sendo incrementado na busca de se obter resultados mais confiáveis (XIE *et al*, 1996; BOERO *et al*, 1998; FORT e MANFREDI, 1998; MICHELSSON e

MICHELSSON, 1999), porém o período manteve-se limitado, ignorando, na grande maioria dos estudos, as informações que poderiam ser obtidas do choro de bebês maiores de dois meses. Segundo Hopkins (2000) “há uma escassez de estudos sobre o comportamento do choro além do período neonatal”.

A falta de estudos de bebês saudáveis maiores deve-se, em parte, a uma “contaminação” metodológica herdada das pesquisas que abordam o choro de bebês doentes. Com o objetivo de investigar o uso do choro enquanto ferramenta de diagnóstico precoce, justificadamente, os estudos do choro de bebês doentes investigam períodos precoces da vida do bebê, mais especificamente, o primeiro mês. A contaminação ocorre a partir do momento em que, mesmo tratando-se da investigação do choro de bebês normais, onde o foco sobre o período neonatal não apresenta um motivo específico, esta tendência se confirma. Outro fator importante que contribui para impor esta restrição do período investigado, está relacionado ao fato de que os grupos de pesquisa, em geral, encontram-se inseridos em hospitais-maternidade, onde as condições experimentais são consideravelmente facilitadas se apenas o período neonatal for investigado, pois é neste período (aproximadamente de 1 a 7 dias, dependendo do país) que os bebês encontram-se internados, à “disposição dos pesquisadores”.

Quando se estende o período de investigação, viabiliza-se a realização de estudos longitudinais que investigam a dinâmica do choro ao longo do crescimento do bebê. As raras contribuições da literatura, neste sentido, apresentam, assim como os primeiros estudos transversais, problemas referentes ao tamanho de amostra, somadas agora às limitações referentes à frequência de gravação do choro, em relação ao período de vida do bebê. Podem ser observadas pesquisas cujos achados são baseados em amostras que variam de um a sete bebês gravados com intervalos mensais a

trimestrais para representar parcial ou integralmente o primeiro ano de vida do bebê (GILBERT e ROBB, 1996; LIND e WERMKE, 2002; WERMKE *et al*, 2002; SCHEINER *et al*, 2002; ROTHGANGER, 2003). Um único estudo destaca-se por ter apresentado uma frequência de gravação diária, porém trata-se da investigação de choro de apenas um bebê (LIND e WERMKE, 2002).

Embora inconclusivos, devido aos problemas apontados, estes estudos concluem enfaticamente pela relevância de se prosseguir com pesquisas longitudinais, que segundo Barr *et al* (2000), certamente, representam uma nova tendência da pesquisa na área do choro.

Objetivo da Pesquisa

O presente estudo teve como objetivo investigar o comportamento dos atributos acústicos do sinal de choro de bebês normais, ao longo dos 10 primeiros meses de vida, a partir de uma amostra mais consistente do que as relatadas na literatura, visando contribuir na determinação de um conjunto de atributos evolutivos que possam apontar para um padrão de desenvolvimento do choro (associado ao choro de fome) de bebês saudáveis. Para que tal objetivo global fosse atingido, o trabalho teve como objetivos específicos:

- Desenho de um protocolo que propiciasse a realização do estudo ao longo de 10 meses, com a consequente obtenção de um banco de dados de sinais de choro gravados de uma amostra de 30 bebês, com um intervalo de amostragem quinzenal.
- Implementação de ferramentas de recorte automático das “unidades de choro” e obtenção de estimativas de duração das mesmas;

- Implementação e Desenvolvimento de ferramentas de processamento de sinais capazes de estimar a evolução temporal de parâmetros espectrais, tais como: frequência fundamental (*pitch*), transições abruptas (*shifts*) e lentas (*gliddings*) na frequência fundamental e formantes;
- Análise do comportamento evolutivo dos atributos acústicos de duração, frequência fundamental, *shift*, *gliding* e formantes ao longo dos primeiros dez meses de vida do bebê.
- Definição de padrões de comportamento de choro (associado à fome) ao longo dos primeiros dez meses de vida de bebês saudáveis.
- Investigação exploratória das relações entre o comportamento evolutivo dos parâmetros acústicos do choro e o desenvolvimento de fala do bebê.

Capítulo 02

O Choro Enquanto Objeto de Pesquisa

O choro de bebês tem motivado pesquisas no decorrer do último século, sob a ótica de diferentes perspectivas. Enquanto as ciências exatas discutem modelos de produção do choro, comparam métodos de estimação de parâmetros acústicos ou desenvolvem sistemas de reconhecimentos de padrões de choro (XIE *et al*, 1996; FORT e MANFREDI, 1998; BAECK e SOUZA, 2003), grupos de ciências da saúde discutem a função interativa (LESTER *et al*, 1995; HSU *et al*, 2001), as relações do choro com estados emocionais do bebê (DRUMMOND e McBRIDE, 1993; SCHEINER *et al*, 2002), a significância dos parâmetros na diferenciação de contextos de choro (BAECK e SOUZA, 2002) e a potencialidade do choro enquanto ferramenta de diagnóstico precoce de doenças infantis (MICHELSSON *et al*, 1982; MÖLLER e SCHÖNWEILER, 1999; GREEN *et al*, 2000). Podem-se encontrar diversas publicações sobre quando, quanto e porquê, bebês saudáveis e doentes choram.

2.1 A Evolução da Pesquisa do Choro

2.1.1 Instrumentação

Datadas do fim do século XIX, as primeiras investigações do choro (DARWIN, 1872) não apresentavam recursos instrumentais e, assim, baseavam-se na percepção que o som do choro era capaz de provocar sobre o ouvinte. Estas pesquisas tinham como objetivo verificar a existência, ou não, de características sonoras que pudessem diferenciar os choros e definir a correlação dessas diferenças com as necessidades básicas e a integridade física do bebê. Em 1920, surgiu a possibilidade de se gravar sons em fitas magnéticas. Tal tecnologia pode ser considerada um importante passo na pesquisa de sinais sonoros, uma vez que, nas quatro décadas seguintes, promoveu o desenvolvimento de equipamentos específicos para analisá-los, impulsionando fortemente a pesquisa do choro de bebês (SHERMAN, 1972). Nessa época surgiram os primeiros estudos baseados na denominada análise acústica do som, cuja evolução obteve um marco importante em 1940, com o desenvolvimento da análise espectral, mais conhecida como espectrografia.

Embora as primeiras pesquisas de sons baseadas em espectrografias sejam datadas de 1940, a análise espectral de um som era uma preocupação antiga. A semente foi lançada pelo Teorema de Fourier, em 1822, e a análise espectral foi efetuada pela primeira vez em 1843, pelo físico alemão Ohms, a partir de cálculos complexos. Em 1863, visando desenvolver instrumentos que pudessem realizar estes cálculos mecanicamente, Helmholtz construiu caixas de ressonância que ofereciam uma análise espectrográfica simples. Posteriormente, desenvolveram-se analisadores mecânicos que puderam oferecer uma análise espectral mais completa e precisa, porém permanecia uma análise difícil e longa, limitando o tamanho dos sons que

podiam ser analisados. Durante a Segunda Guerra Mundial, com o objetivo de auxiliar no monitoramento do deslocamento de tropas, foram desenvolvidos analisadores eletrônicos que ofereciam uma análise espectrográfica automática e relativamente rápida; qualidades que levaram estes instrumentos a serem adotados, logo após o fim da guerra, por laboratórios de fonética e análise de voz (POTTER *et al*, 1947). Durante muitos anos esses instrumentos foram sendo aperfeiçoados e incorporados à comunidade científica.

Os primeiros estudos baseados na espectrografia do choro de bebês surgiram somente a partir da década de 60, sendo, na sua grande maioria, realizados pelo grupo de pesquisadores do Hospital de Helsinki, Finlândia, conhecido na literatura como o “grupo da Escandinávia” (WASZ-HÖCKERT *et al*, 1968; MICHELSSON, 1971; SIRVIÖ e MICHELSSON, 1976; MICHELSSON *et al*, 1977; MICHELSSON e WASZ-HÖCKERT, 1980). Como é freqüente na ciência, a aplicação de uma nova tecnologia promoveu um ímpeto significativo ao interesse no comportamento do choro. A pesquisa do choro ganha nesta época um de seus maiores impulsos, não somente porque se viabilizaram os primeiros estudos sistemáticos do choro de bebês, mas porque ocorreu uma significativa ampliação na linha de pesquisa. O foco, até então centrado na ação comunicativa, diversifica-se e recebe um objetivo clínico. Ou seja, se até então o objetivo concentrava-se em apontar diferenças nos choros que pudessem identificar os contextos nos quais os mesmos tinham sido evocados, a partir da década de 40 as diferenças entre os choros passaram também a ser observadas com o objetivo de identificar doenças infantis. Características espectrais foram investigadas, inicialmente, como indicadores de disfunções do SNC (sistema nervoso central) e, posteriormente, como indicadores de vários outros comprometimentos infantis.

Durante pelo menos duas décadas a espectrografia foi a principal forma de analisar o choro de bebês normais e doentes. A partir de 1980 os atributos acústicos espectrográficos foram, aos poucos, cedendo o lugar para novas técnicas de processamento digital de sinais, realizadas com o auxílio de computadores. A tecnologia digital viabiliza a extração de informações do som do choro com significativas vantagens relacionadas ao tamanho do trecho do sinal a ser analisado e à velocidade de processamento. Embora a espectrografia do choro ainda se faça presente em diversos estudos, mais especificamente, naqueles que defendem uma análise qualitativa do sinal de choro, como o grupo da Escandinávia, as técnicas de análise acústica baseadas em processamento digital de sinais têm sido cada vez mais freqüentemente utilizadas na pesquisa do choro de bebês.

2.1.2 O Interesse Científico no Choro de Bebês

Concomitantemente aos avanços da evolução tecnológica, de registro e análise de sons, o crescimento no interesse científico do choro de bebês foi fomentado por questões biológicas. A observação clínica de um choro "excessivo", durante os primeiros dias de vida de bebês aparentemente saudáveis, foi um dos importantes motivadores da pesquisa do choro, gerando três artigos clássicos (WESSEL *et al*, 1954; BRAZELTON, 1962; WOLFF, 1969). Wessel *et al* (1954) investigaram o choro da primeira semana de vida de 98 bebês e estabeleceram, o que veio a ser, a definição mais utilizada sobre a significância clínica do choro precoce: a cólica. Brazelton (1962) realizou a primeira descrição sistemática da cólica, denominada "padrão pico do choro precoce", pelo autor. Sete anos depois, Wolf (1969) publicou o que provavelmente foi o mais importante estudo sobre a história natural do choro (BARR *et al*, 2000). Este estudo teria sido particularmente importante, no mínimo,

por duas razões. Inovou na metodologia, efetuando uma observação "naturalística" dos bebês, durante horas nas suas próprias residências, combinando manipulações experimentais para determinar as condições necessárias para acabar com o choro. Depois, propôs a abordagem "multimodal" para compreender os choros, considerando o choro não apenas uma vocalização, mas uma expressão da emoção do bebê, no contexto de uma dinâmica de desenvolvimento. O autor defendeu uma investigação "multimétodo", incluindo o uso da espectrografia do som do choro.

Destacar o trabalho de um ou outro autor em especial, leva ao risco de atribuições de significância inapropriadas, ou tendenciosas, e pode sobrepor muitas outras contribuições importantes. Os trabalhos citados não descrevem todas as contribuições que vieram anteriormente (como, por exemplo, a de DARWIN, 1872) e nem antecipam todas as contribuições que têm sido feitas desde então. No entanto, é provavelmente justo afirmar que tem ocorrido uma rápida proliferação de interesses e de trabalhos investigativos a respeito do choro de bebês, desde que o trabalho de WOLFF (1969) foi publicado. Pesquisadores passaram a dedicar seu tempo a compreender o comportamento do choro, buscando definir padrões de classificações do mesmo.

Na busca da análise multimodal, variáveis fisiológicas que acompanham o choro, tais como expressões faciais, movimentos corporais, tônus muscular foram pesquisados como parâmetros alternativos na tentativa de determinar o motivo que levou o bebê a evocar o choro (SKOGSDAL *et al*, 1997). No entanto, quando não se tem o contato visual com o bebê, o som do choro consiste num importante transmissor de informações a respeito do estado do mesmo (PROTOPAPAS e EIMAS, 1997) e, se considerado o freqüente objetivo das pesquisas de desenvolver ferramentas capazes de

classificar automaticamente padrões de choro, fica claro porque o som do choro, em especial, vem atraindo cada vez mais pesquisadores.

2.2 A Pesquisa do Choro de Bebês com Alterações Clínicas

Características acústicas do choro têm sido correlacionadas com o estado geral de saúde de bebês recém-nascidos (KOIVISTO *et al*, 1974; FURLOW, 1997; MICHELSSON *et al*, 1982; MÖLLER e SCHÖNWEILER, 1999; BARR *et al*, 2000; GREEN *et al*, 2000). As investigações do choro mais precoce analisaram o "choro do nascimento" visando obter uma medida da condição do neonato, compondo inclusive o valor do Apgar (KARELITZ, 1997; CHAMBERLAIN, 1998). Michelsson (1971) determinou características anormais comuns, analisando o choro, no momento do nascimento, de bebês que sofreram anoxia de parto. Entretanto, é o choro logo após o nascimento (primeiros 30 dias) que tem sido alvo freqüente de pesquisadores que buscam as relações entre parâmetros acústicos e comprometimentos anatômicos e fisiológicos apresentados pelo bebê. Essa linha de pesquisa do choro vem ganhando importância desde a década de 60 e tem como objetivo determinar se o choro de um bebê portador de uma determinada doença pode apresentar um conjunto de características acústicas específicas que apontem para a doença em questão, dando à análise acústica do choro a potencialidade de tornar-se uma ferramenta de auxílio diagnóstico. Para tal, é assumido que determinadas doenças influenciam o processo de produção do choro (MÖLLER e SCHÖNWEILER, 1999).

Os pesquisadores têm investigado uma ampla faixa de alterações médicas infantis, obtendo, em geral, resultados que contribuem para viabilizar a aplicação clínica do choro. Variações nas características acústicas do choro normal foram

documentadas para a Síndrome de Down (FISICHELLI *et al*, 1966; LIND *et al*, 1970) e para a Síndrome do 'Choro do Gato' (*Cri du Chat Síndrome*) (LUCHSINGER *et al*, 1976). A análise acústica do choro de recém-nascidos foi base de estudos de alterações médicas, tais como, hiperbilirubinemia (WASZ-HOCKERT *et al*, 1971), hipoglicemia (KOIVISTO *et al*, 1974), hipotireoidismo congênito (VUORENKOSKI, 1973; MICHELSSON, 1976) e encefalite viral (PETTAY, 1977). A capacidade vital relacionada ao choro foi estudada ao longo dos primeiros dias de vida dos bebês, visando analisar suas funções pulmonares e o grau de comprometimento das síndromes respiratórias (KRAUSS, 1973; CHISWICK, 1976). Também foram investigados os choros de bebês com severos comprometimentos nutricionais (JUNTUNEN *et al*, 1978).

Entre 1980 e 1990, a pesquisa do choro de bebês doentes recebe novas contribuições importantes. Estudos polêmicos (COLTON e STEINSCHNEIDER, 1980; GOLUB e CORWIN, 1982; CORWIN e LESTER, 1995; CORWIN *et al*, 1996) que geraram diversos questionamentos em publicações posteriores (GREEN *et al*, 2000) apontam o choro como uma importante ferramenta de diagnóstico precoce para a morte súbita de bebês com poucos dias de vida. Raes *et al* (1982) identificaram alterações no contorno melódico e instabilidade da frequência fundamental no choro de bebês com alterações laríngeas congênitas. Dois anos após, a análise espectral do choro apresentou resultados significativos, tais como o auxílio diagnóstico em bebês com hidrocefalia congênita ou adquirida em seqüela de meningite (MICHELSSON, 1984). Pesquisando 31 bebês alterados, e um grupo controle de 100 bebês saudáveis, Koivisto (1987) utilizou a análise espectrográfica com o objetivo de investigar a influência da hiperbilirrubinemia sobre a emissão do choro, sendo que mais tarde os sinais de choro de bebês com essa mesma alteração dão suporte a estudos

hipotetizando que baixos níveis de bilirrubina resultam em alterações no desenvolvimento neonatal (VOHR, 1990). Em outros trabalhos, a frequência fundamental do choro foi definida como parâmetro no diagnóstico neonatal da deficiência de vitamina K, que com o crescimento do bebê provoca hemorragia intracraniana (AYDINLI *et al*, 1998), e padrões alterados de choro foram definidos como parâmetros de grande importância para o diagnóstico da varicella-zoster fetal (KERKERING, 2001).

Apesar da variedade de alterações médicas infantis abordadas na pesquisa do choro, as alterações de formação e maturação neurológica destacam-se pelo grande número de publicações e pela relevância de sua aplicação clínica. A análise acústica do choro tem sido utilizada como ferramenta para explorar a função cerebral em estágios muito precoces do desenvolvimento do bebê (OSTWALD *et al*, 1968; MICHELSSON, 1971; PEARCE e TAYLOR, 1993; MALDONADO-DURAN e SAUCEDA-GARCIA, 1996; LEGIDO, 1998). Tal aspecto é bastante razoável, uma vez que o Sistema Nervoso Central (SNC) é responsável pela coordenação e estabilidade dos músculos respiratórios, laríngeos e supralaríngeos que atuam diretamente sobre a produção do choro.

Chegado o século XXI, o choro de bebês com diversos tipos de comprometimentos já foram investigados, permitindo com que a análise objetiva dessa emissão encontre sua aplicação no auxílio diagnóstico e no diagnóstico precoce de doenças infantis. Entretanto, como já citado, tem-se desenvolvido prioritariamente estudos com delineamento transversal que, apesar de terem gerado conhecimentos de importância inquestionável, limitaram-se a responder questões centradas num período muito reduzido da vida do bebê, em torno do período neonatal. A ampliação das pesquisas sobre o comportamento do choro, pelo menos durante o primeiro ano de

vida, com protocolos de o estudos longitudinais, provê uma ferramenta robusta para definir evoluções normais ou mudanças que caracterizem um desenvolvimento infantil anormal (GILBERT e ROBB, 1996).

2.3 Pesquisas Longitudinais do Choro

Embora a relevância de se investigar longitudinalmente o choro de bebês tenha sido apontada na literatura, há pelo menos trinta anos (MICHELSSON, 1971), esta abordagem foi, até o presente, pouco explorada. Recentemente, num trabalho retrospectivo sobre os avanços da pesquisa do choro nas últimas décadas, Barr *et al* (2000) reconheceram a falta dessa linha de pesquisa. Os autores ressaltaram o surgimento de uma “era moderna” na pesquisa do choro apontando os estudos longitudinais como tema emergente.

Entre as poucas pesquisas disponíveis, o primeiro relato de investigação longitudinal foi publicado na década de 40 (FAIRBANKS, 1942), onde o choro de fome de um bebê foi analisado com intervalos mensais, do nascimento aos nove meses de idade. Cinco décadas depois, a literatura é contemplada com uma seqüência de estudos longitudinais (GILBERT e ROBB, 1996; WERMKE *et al*, 2002; LIND e WERMKE, 2002; SCHEINER *et al*, 2002; ROTHGÄNGER, 2003; BAECK e SOUZA, 2006a), confirmando a tendência desse tipo de estudo na pesquisa do choro. Gilbert e Robb (1996) investigaram o choro de fome de quatro bebês no decorrer dos primeiros doze meses de vida do bebê, acompanhando mensalmente os valores médios da frequência fundamental. Seis anos depois, o mesmo grupo publicou dois trabalhos interessantes. No primeiro, os choros de três pares de gêmeos idênticos foram investigados de zero a seis meses, a partir de três gravações: 8, 15 e 23 semanas

de vida (WERMKE *et al*, 2002). Os autores selecionaram gêmeos na tentativa de minimizar os efeitos das diferenças anatômicas individuais sobre as características acústicas do choro. No segundo, visando vencer limitações metodológicas de trabalhos anteriores, os autores investigaram o choro de um bebê impondo uma resolução temporal (intervalos de gravação) surpreendente, com estimações diárias da frequência fundamental, no período entre nove e noventa dias de vida (LIND e WERMKE, 2002). Mais recentemente, Rothgänger (2003) realizou um estudo longitudinal do choro investigando o comportamento evolutivo do choro e do balbucio de 15 bebês. O autor tinha como objetivo comparar as emissões orais presentes no primeiro ano de vida dos bebês, com o que autor chamou de “linguagem” do adulto. Segundo o autor, o comportamento evolutivo de parâmetros acústicos do choro possibilita fazer inferências sobre o desenvolvimento de linguagem do bebê.

A compreensão do conceito de linguagem consiste num ponto importante para a compreensão do conteúdo global deste trabalho. Portanto, a seguir, serão expostas algumas questões que envolvem o universo do desenvolvimento de linguagem.

2.4 Aspectos da Linguagem

2.4.1 Conceito

Nem sempre que o termo linguagem é empregado na literatura, tem-se a noção da amplitude ou da restrição de significados que tal conceito é capaz de impor ao leitor. A palavra linguagem aproxima-se do conceito de língua quando diz respeito a um sistema constituído por elementos que podem ser gestos, sinais, sons, símbolos ou palavras, que são usados para representar conceitos de comunicação, idéias,

significados e pensamentos. Numa outra acepção, refere-se à função cerebral que permite a qualquer ser humano adquirir e utilizar a língua. Faz-se necessário perceber que a “língua” apresenta um conceito bastante amplo e fortemente associado à subjetividade. Contudo, comumente, impõe-se ao termo um conceito restrito como, por exemplo, para substituir o conceito de fala. A fala nada mais é do que a realização motora da língua, ligada mais especificamente ao ato de produzir e articular sons. A fala é apenas parte de uma função ampla de comunicação.

A relevância dessa percepção está no fato de que na literatura do choro, em geral, utiliza-se o termo língua para referir-se à fala. A estimação de parâmetros quantitativos somente é viabilizada na presença de aspectos objetivos do fenômeno investigado.

2.4.2 O Desenvolvimento da Fala

O primeiro ano de vida do ser humano é fundamental para o desenvolvimento de língua, assim como para o desenvolvimento da fala, no seu sentido restrito. Desenvolver a fala para bebês é sinônimo de desenvolver habilidades pré-linguísticas, sendo que as principais conquistas estão relacionadas com controle da musculatura envolvida na emissão oral, com a sensibilidade às distinções fonéticas usadas na fala dos pais e com a sensibilidade aos marcadores prosódicos que indicam a entonação presente (JUSCZYK *et al.*, 1998). Enquanto a primeira habilidade é fortemente associada à maturação do sistema nervoso central (SNC), as demais, são diretamente relacionadas com a capacidade de percepção auditiva do bebê. A audição desempenha um papel de extrema relevância no desenvolvimento pré-linguístico, não só por ser o canal aferente que viabiliza as distinções fonéticas e os marcadores de prosódia da fala do adulto, mas porque durante a fase do balbúcio, que ocorre aproximadamente

entre seis e nove meses de vida do bebê, o *feedback* auditivo promove a continuidade do caminho evolutivo da fala. Na presença de uma deficiência auditiva, o balbucio cessa, numa clara evidência da importância da conexão entre balbucio e audição. O balbucio pode ser prejudicado até mesmo quando ocorrem apenas períodos de perda auditiva leve ou moderada em decorrência, por exemplo, de otite média (MacWHINNEY, 1998).

As habilidades pré-linguísticas são consideradas requisitos da fala e os bebês atingem esses marcos antes de produzirem ou compreenderem palavras, sugerindo que essa aprendizagem não depende do estabelecimento da relação entre som e significado (JUSCZYK *et al*, 1998). Assim sendo, a pesquisa de emissões sonoras do bebê como choros e balbucios baseada em parâmetros descritores exclusivamente acústicos, apesar de focadas, contribuem para o objetivo de compreender o universo da fala na criança.

2.4.3 Evolução do Choro e Desenvolvimento da Fala

Apesar do primeiro ano de vida exercer, reconhecidamente, um papel fundamental no desenvolvimento da fala e o choro estar fortemente presente durante todo este período, a inclusão do choro na pesquisa da fala é relativamente recente.

A tendência atual de investigar o sinal de choro sob seu aspecto longitudinal tem motivado alguns pesquisadores da área a caminhar no campo do desenvolvimento de fala (WERMKE *et al.*, 2002; ROTHGÄNGER, 2003). São claras as características que aproximam choro e fala e que dão suporte às hipóteses de correlação entre as duas emissões orais. Ambas consistem num complexo de unidades acústicas com segmentos que variam em duração e em composição de frequências. Porém, enquanto

conhecidamente a variação destes parâmetros provê informações relevantes no que se refere ao sinal de fala (Eimas, 1985; Kuhl, 1987), o potencial informativo das mesmas para o sinal de choro representa questionamentos que movem o interesse científico.

Segundo Wermke *et al* (2002), a investigação de mudanças nos parâmetros acústicos do choro ao longo do crescimento global do bebê possibilita observar alguns aspectos do seu desenvolvimento pré-lingüístico. A complexidade das melodias é apontada como um bom indicador para a maturação neuromuscular e as variações dos formantes permitem a estimação da atividade articulatória durante as vocalizações que antecedem a fala. O processo da fala certamente está entre os processos de desenvolvimento infantil a serem potencialmente beneficiados pelos conhecimentos gerados em estudos longitudinais do choro.

2.4.4 Visões Fonoaudiológicas do Choro

A comunicação humana é amplamente estudada pela fonoaudiologia e, portanto, certamente pode ser beneficiada com a evolução da pesquisa do choro. Como a fonoaudiologia estuda a comunicação a partir de quatro especialidades (linguagem, audição, motricidade oral e voz), a pesquisa do choro contribui para cada um destes campos, em função do foco em que o trabalho está centrado.

Aborda-se a linguagem quando o choro é investigado sob o foco da interação mãe-bebê, buscando determinar a intenção comunicativa e a respectiva interpretação dos choros, assumindo toda a subjetividade que essa linha de pesquisa impõe. Investigações multimodais que, além do choro, investigam gestos e expressões corporais do bebê, que de alguma forma possam expressar necessidades físicas e emoções, também contemplam o campo da linguagem. Aborda-se a área da audição quando a pesquisa refere-se à investigação de bebês deficientes auditivos, visando o

uso do choro como ferramenta de auxílio diagnóstico. Essa linha de pesquisa é suportada pela influência fundamental do *feedback* auditivo sobre o desenvolvimento do bebê (anteriormente citado) que, ao prover a percepção sonora da fala da mãe e das próprias emissões, promove modificações nos seus padrões fonatórios.

Finalmente, a exemplo deste trabalho, as áreas de voz e motricidade oral são contempladas quando a pesquisa do choro é focada sobre as características acústicas do sinal, que se modificam em função da geometria e mobilidade das estruturas do órgão fonador. Embora a voz frequentemente seja observada enquanto uma manifestação da formação psicológica do indivíduo, constituindo-se em uma das extensões mais fortes da personalidade, a mesma é diretamente dependente de um sofisticado processamento muscular. Envolve os sistemas de produção e modificação do som que, por sua vez, dependem da postura e mobilidade dos órgãos fonoarticulatórios – OFA. Parâmetros como frequência fundamental e formantes estão associados a etapas específicas destes dois sistemas, de modo que os avanços alcançados nessa linha de pesquisa do choro geram conhecimento que impulsionam as especialidades da fonoaudiologia em questão.

Capítulo 03

Fundamentos Teóricos

3.1 Terminologia

A pesquisa do choro envolve, além de conceitos específicos, terminologias criadas pelos próprios autores, o que freqüentemente dificulta a compreensão integral do texto por parte do leitor. De modo a facilitar a leitura, serão expostos alguns termos importantes.

- *Choro* refere-se ao episódio completo do choro, ou seja, do início da emissão até que o bebê silencie (Figura 3.1).
- *Unidade de Choro* refere-se a uma parte do choro que corresponde à vocalização durante uma única fase de expiração. Um choro é composto por uma seqüência de unidades de choro (Figura 3.1). É importante mencionar que, na literatura, a unidade de choro usualmente é referenciada simplesmente como choro, podendo

causar conflitos conceituais com o "verdadeiro" termo *choro* anteriormente descrito.

- *Ligação*, também conhecida como *pausa* ou *break*, refere-se ao trecho do sinal correspondente a "tomada de fôlego", ou inspiração do bebê (Figura 3.1).

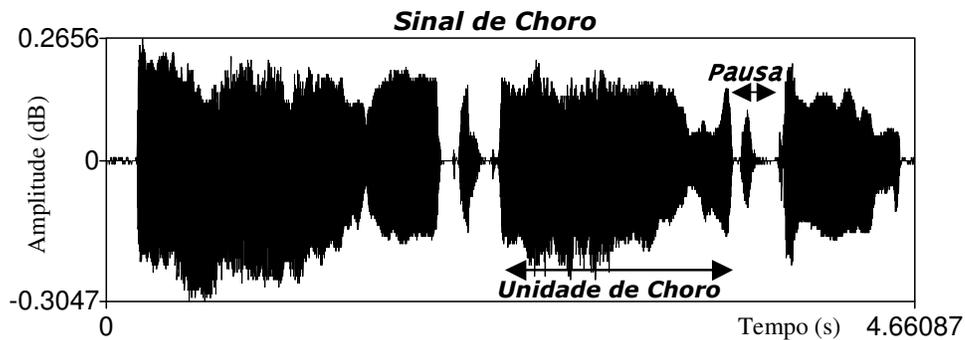


Figura 3.1 - Representação gráfica do sinal de choro.

3.2 Forma de Onda do Sinal de Choro

É importante referir que, ao chorar, o bebê freqüentemente executa movimentos respiratórios descoordenados, motivo pelo qual, por vezes, a forma de onda ganha aspectos entrecortados (quebras bruscas) que poderiam, equivocadamente, sugerir falha no processo de gravação ou manipulação do sinal por parte do pesquisador.

Em geral a forma de onda de uma unidade de choro assemelha-se a forma de onda da emissão de uma vogal. Assim, um episódio de choro apresenta uma forma semelhante a uma seqüência de vogais emitidas com ou sem ritmo constante (Figura 3.2).

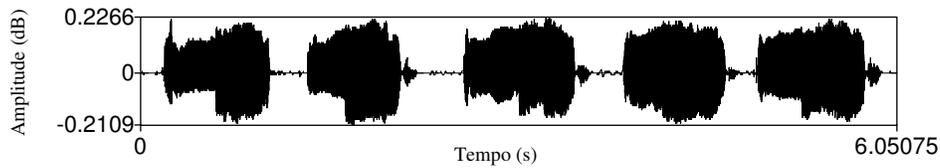


Figura 3.2 - Forma de onda do choro

No entanto, nem sempre o sinal de choro assume uma forma tão previsível. Frequentemente tal sinal apresenta-se surpreendentemente variável, podendo ser observadas variações da forma de onda, tanto entre diferentes bebês, quanto entre as unidades de choro do mesmo bebê. Essas variações são as maiores responsáveis pelas significativas dificuldades encontradas no desenvolvimento de sistemas automáticos de análise do choro de bebês. Entre as mais marcantes, podem ser citadas as variabilidades na duração das unidades de choro (Figura 3.3), na duração das pausas (Figura 3.4), e na intensidade dos sinais (Figura 3.4 e Figura 3.5).

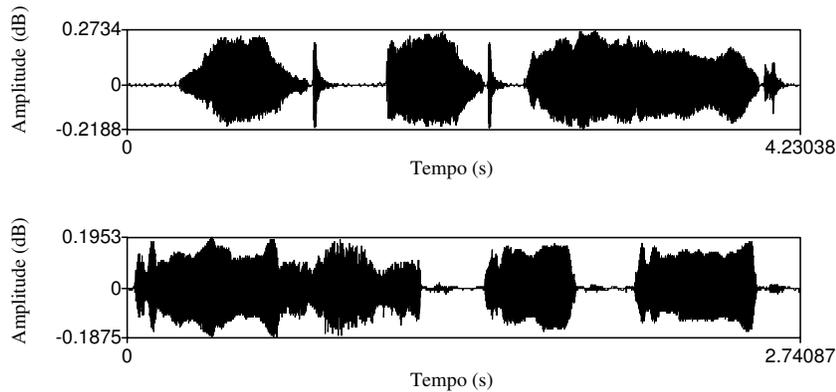


Figura 3.3 – Exemplos de variação da duração das unidades de choro dentro do mesmo episódio de choro.

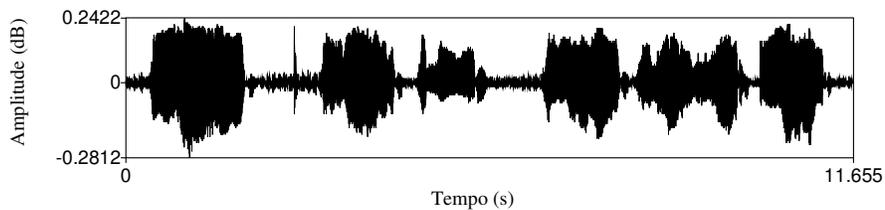


Figura 3.4 – Exemplo de variação da duração das pausas dentro do mesmo episódio de choro.

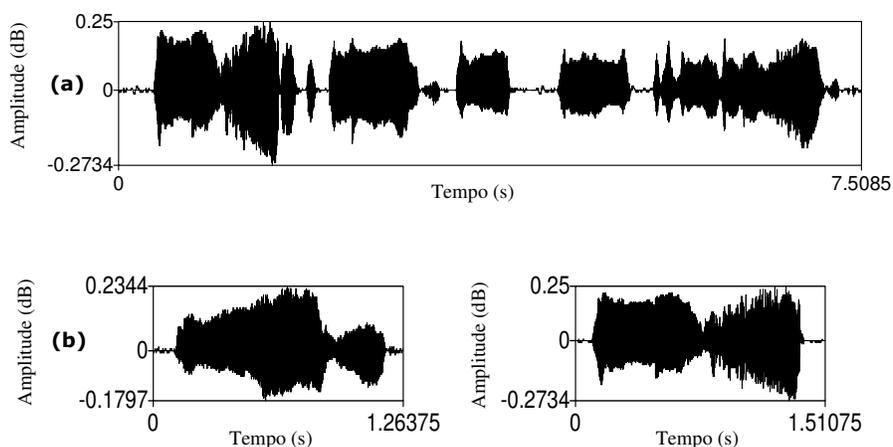


Figura 3.5 – Exemplos de variação de intensidade entre das unidades de choro dentro do mesmo episódio de choro (a) e variação da intensidade dentro da própria unidade de choro (b).

Outra variação que dificulta a análise automática é a freqüente presença de "fonações inspiratórias", denominadas neste trabalho de "ICKS", uma referência ao som gerado durante o fenômeno. A dificuldade se estabelece, uma vez que o ICK pode, ou não, surgir após cada unidade emitida e sua forma de onda muitas vezes assemelha-se significativamente às unidades de choro propriamente ditas (Figura 3.6).

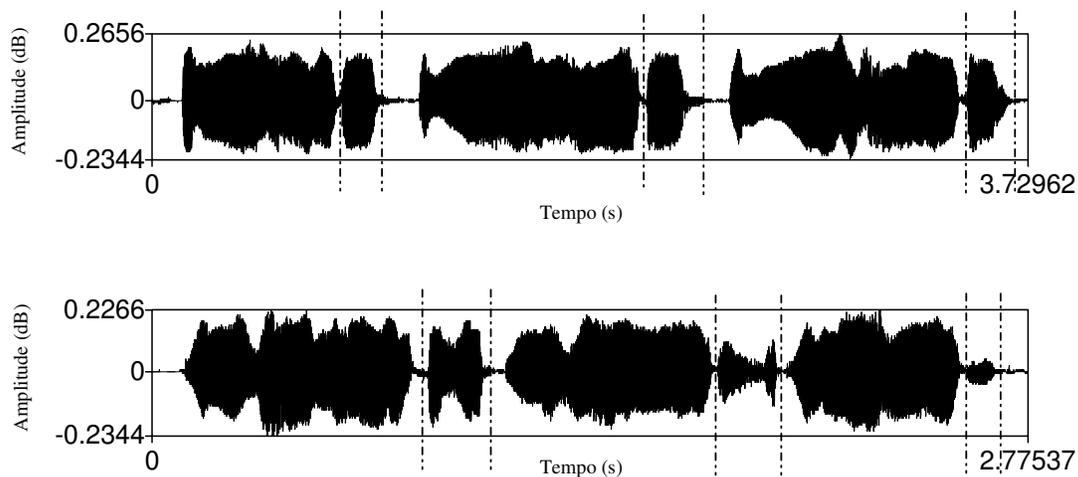


Figura 3.6 – Exemplos de sinais de choro acompanhados de ICKS (delimitados pelas linhas pontilhadas).

Esta diversidade nas formas de onda, mostradas nas Figuras 3.2, a 3.6, dificulta o desenvolvimento de sistemas de análise automática do choro, em especial, na determinação dos limiares dos sistemas de recorte das unidades de choro, onde eventuais erros são disseminados às estimações de parâmetros espectrais e, principalmente, de parâmetros temporais. Embora nem sempre explicitado na literatura, boa parte dos pesquisadores efetua o recorte manual das unidades de choro, propiciando um viés metodológico, uma vez que a dificuldade de julgar exatamente onde o segmento de choro inicia e termina representa uma importante limitação (KENT e READ, 1996). Qual o ponto adequado para um corte manual? A decisão é pautada onde a forma de onda passa a ser periódica? Ou onde primeiramente excede uma determinada amplitude (Figura 3.7)? Segundo Kent e Read (1996) estas questões são críticas quando se deseja fazer mensurações confiáveis.

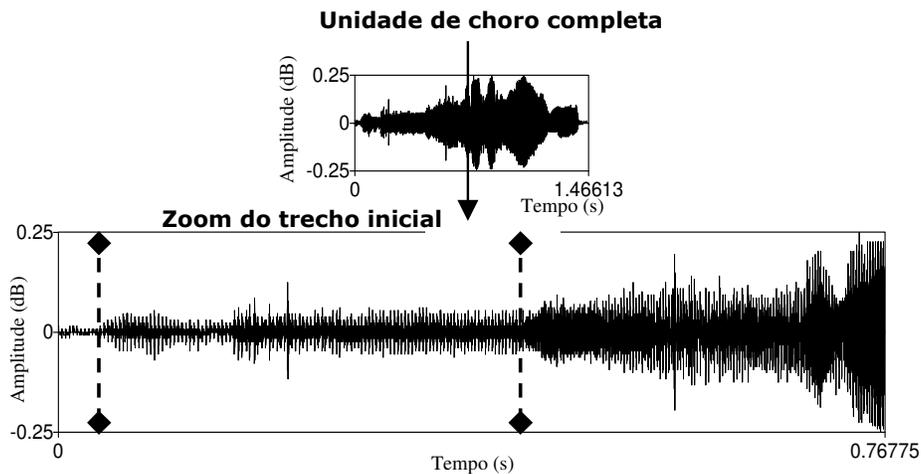


Figura 3.7 - Forma de onda de uma unidade de choro com o cursor marcando dois prováveis pontos de corte inicial.

3.3 Fundamentos Biológicos

A compreensão das bases anatômicas e fisiológicas, que dão suporte à construção de modelos da produção do choro, consiste num ponto importante para a compreensão do conteúdo global deste trabalho.

3.3.1 Bases Anatômicas do Trato Vocal

A partir de um corte representativo do trato vocal (Figura 3.8) (NETTER, 1995), serão referidas algumas estruturas anatômicas que se encontram diretamente ligadas à produção do choro.

- *Trato Vocal* - é o nome dado ao conjunto de estruturas que participam diretamente da produção do som, tais como laringe, faringe, órgão fonoarticulatórios (OFA) e cavidade nasal. Tal conjunto tem como limite inferior a região glótica (pregas vocais) e como limite superior, os lábios e cavidade nasal.
- *Cavidades de ressonância* - são as cavidades oral e nasal (Figura 3.8) que, como o próprio nome sugere, propiciam a ressonância do som proveniente da laringe, ou seja, modificam as características acústicas, resultando na ênfase ou atenuação da energia de determinadas faixas de frequências que compõem o som original.
- *Órgãos fonoarticulatórios (OFA)* - são estruturas que, articuladas, propiciam a modificação do som ou do fluxo de ar vindo da laringe. São eles: língua, lábios, dentes, palato mole e palato duro.
- *Laringe* - rica em cartilagens e ligamentos, a laringe consiste na parte central do duto que leva o ar dos pulmões às cavidades de ressonância. É limitada na parte inferior pela traquéia e na parte superior pela faringe (Figura 3.8). Constitui-se em uma estrutura de grande importância uma vez que abriga as pregas vocais.
- *Pregas Vocais* - comumente conhecidas como cordas vocais, as pregas são duas dobras de músculo revestidas por mucosa que se estendem horizontalmente em forma de V na laringe (Figura 3.9). Sua vibração, provocada pela passagem do ar vindo dos pulmões, é responsável pela produção do som de origem glotal, ou sons vozeados, como os sons das vogais e consoantes vozeadas.
- *Glote* - é o espaço existente entre as pregas vocais (Figura 3.9). A abertura e fechamento da glote são determinados pelo afastamento e aproximação, respectivamente, das pregas vocais.

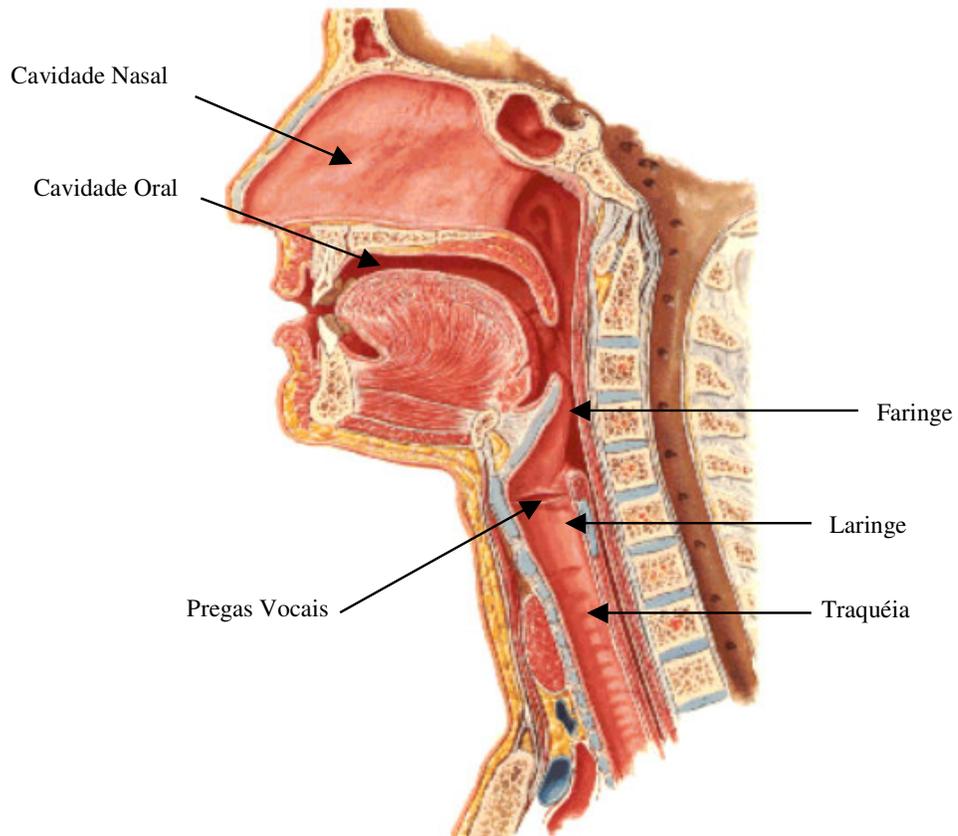


Figura 3.8 -Corte sagital do trato vocal (NETTER, 1995).

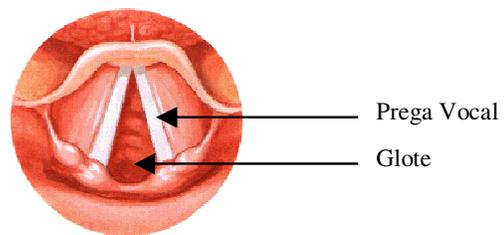


Figura 3.9 -Corte transversal da laringe e representação das pregas vocais (NETTER, 1995).

O Trato Vocal do Bebê

Podem ser observadas diferenças estruturais entre o trato vocal do bebê e o trato vocal do adulto (Figura 3.10), sendo que durante os primeiros três meses de vida do bebê, estas diferenças são mais substanciais (SASAKI *et al*, 1977). A cavidade da faringe e a cavidade oral são relativamente curtas. A principal diferença refere-se ao posicionamento da laringe dentro do trato vocal, que se encontra numa posição mais alta e conseqüentemente as estruturas véu palatino e epiglote encontram-se bem mais próximas do que no adulto. Outra diferença marcante é que, na cavidade oral do neonato, a massa da língua é anterior (KENT e HODGE, 1991). Em função dessa configuração específica, o choro do bebê é, freqüentemente, mais nasalizado (ROBB e CACACE, 1995).

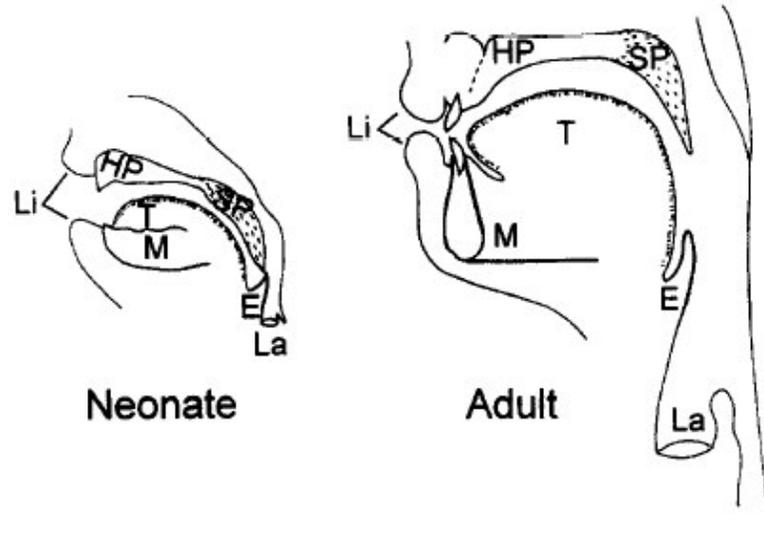


Figura 3.10 - Corte sagital do trato vocal do bebê e do adulto (ROBB e CACACE, 1995);
Abreviações: Li – lábios (*lips*), HP -palato duro (*hard palate*), SP - palato mole (*soft palate*), T –
língua (*tongue*), M – mandíbula, E - epiglote, La – laringe.

3.3.2 Bases Fisiológicas do Trato Vocal

O conhecimento da fisiologia da produção do choro viabiliza a construção dos modelos físicos e matemáticos que efetuam a estimação dos atributos acústicos pesquisados.

O som do choro é resultante basicamente da combinação de dois processos sequenciais, produção e modificação do som, alimentados pelo sistema respiratório do bebê. A produção do som, denominada de fonação, é promovida pela vibração das pregas vocais na laringe, enquanto a modificação do som é promovida pela ressonância e pela articulação, que ocorrem no trato vocal supraglótico. A seguir serão detalhados cada um dos processos.

Sistema Respiratório

O sistema respiratório funciona como uma bomba pneumática, liberando o ar dos pulmões para o trato vocal, produzindo fluxo e pressão de ar capazes de excitar o mecanismo vibratório das pregas vocais. Desconsiderando sua evidente relevância vital, este sistema desempenha um papel imprescindível na produção do choro, uma vez que sem ar não há som.

Processo de Fonação

Com o objetivo de explicar a ocorrência da fonação no ser humano, diversas teorias foram sendo formuladas no decorrer do último século. Enquanto algumas foram refutadas, outras foram sendo complementadas, mas ainda não se tem uma teoria capaz de explicar todas as diferentes possibilidades vocais (BEHLAU, 2001). A teoria mioelástica, cujos conceitos básicos são considerados até os dias de hoje,

descreve a vibração das pregas vocais como um processo dependente basicamente da relação entre a pressão subglótica e a tensão das pregas vocais (HENICK, 1997).

Os movimentos de afastamento ou aproximação das pregas à linha média são controlados pela musculatura intrínseca da laringe. Durante a inspiração, a laringe é discretamente tracionada para baixo e as pregas vocais são afastadas em posição máxima, permitindo a livre entrada do ar (Figura 3.11(a)). Na expiração, a laringe eleva-se e os músculos intrínsecos adutores aproximam as pregas vocais fazendo com que a glote se feche (Figura 3.11(b)) impedindo a passagem do fluxo de ar vindo dos pulmões fazendo com que a pressão subglótica aumente gradativamente. A dimensão do deslocamento da laringe é proporcional à intensidade da respiração (BEHLAU, 2001).

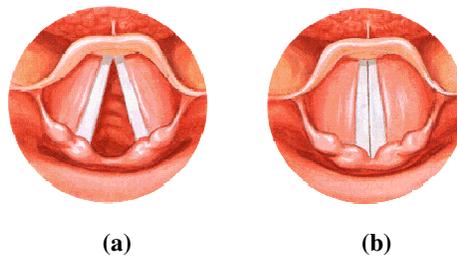


Figura 3.11 - Corte sagital da laringe com representação das pregas vocais afastadas (a) e colabadas (b) (NETTER, 1995).

O processo de vibração das pregas vocais inicia-se quando a pressão subglótica é maior que a resistência glótica, forçando a abertura repentina da glote. Ocorre, então, o escape do ar e a conseqüente diminuição na pressão subglótica que permite, novamente, a aproximação das pregas. Assim sendo, cada ciclo glótico é formado por quatro etapas: fase fechada, fase de abertura, fase aberta e fase de

fechamento (Figura 3.12 (a)). Estas etapas se repetem consecutivamente, transformando o fluxo de ar, originalmente contínuo, em pulsos denominados *pulsos glotais*, gerando um som sensível à audição humana. Os pulsos glotais podem ser representados num gráfico que mostra as oscilações de fluxo de ar em sua evolução temporal, com as etapas glotais correspondentes (Figura 3.13 (b)). Os ciclos glóticos sucessivos não são exatamente iguais, podendo ser observadas perturbações mínimas tanto no período quanto na amplitude desses ciclos.

Quando o fluxo de ar torna-se audível a partir dos pulsos glotais, os sons resultantes são denominados *sonoros* ou *vozeados*. No entanto, a glote não é a única fonte de excitação do ar. Se o ar vindo dos pulmões encontra passagem livre pela laringe, ou seja, glote aberta, o fluxo pode tornar-se turbulento, e conseqüentemente audível, pela constrição parcial ou pela sua liberação rápida após obstrução total dos OFA no trato vocal. Este tipo de excitação produz ruídos de amplo espectro de freqüência, presentes na fala do adulto em forma de algumas consoantes, são denominados *surdos* ou *não-vozeados*.

Se observada a posição dos OFA dentro da cavidade oral do bebê, durante o ato do choro, pode-se verificar que não há qualquer interrupção, parcial ou total, do fluxo de ar. Assim sendo, é razoável considerar que o choro emitido pelo bebê é proveniente exclusivamente de uma excitação glotal e, portanto, trata-se de um som *vozeado*, como se preferiu denominar neste trabalho. O som vozeado, por ser periódico, ou mais precisamente, quasi-periódico, apresenta uma freqüência fundamental (f_0), ou *pitch*, que corresponde ao número médio de pulsos glotais produzidos no tempo de um segundo e é basicamente determinada pela pressão do ar subglótico e pela tensão das pregas vocais. Os bebês apresentam freqüência fundamental média de 440 Hz (GILBERT E ROOB, 1996; BAECK, 2002).

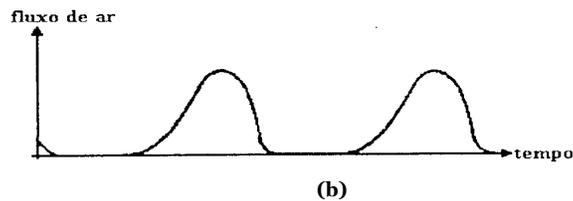
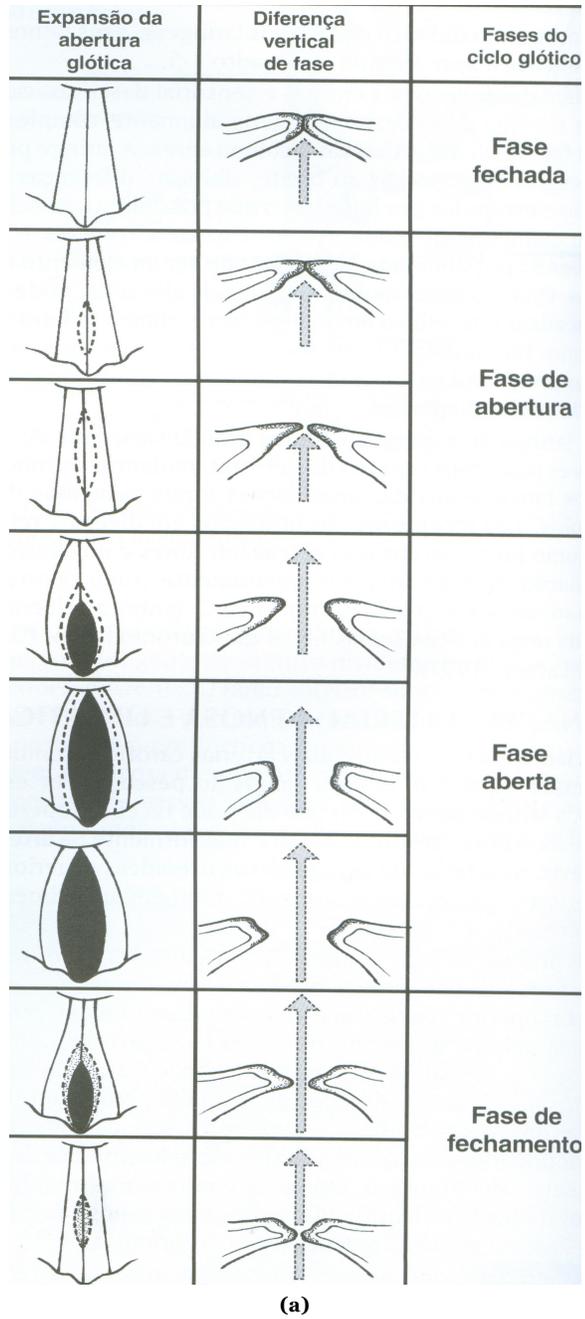


Figura 3.12 – Representação esquemática das fases do ciclo glotal com a ilustração dos movimentos das pregas vocais durante a formação dos pulsos glotais (a) (BEHLAU, 2001) e a representação gráfica da variação temporal do fluxo de ar (b).

Processo de Modificação do Som

O pulso glotal não fica restrito à glote, mas “viaja” pelo trato vocal, onde é modificado através do fenômeno de *ressonância*, que, como já mencionado, consiste na ênfase de certas frequências constituintes do som em relação a outras. A seleção das frequências a serem modificadas depende dos modos normais (frequências naturais) das características do trato vocal de cada bebê. O pulso glotal modificado no trato vocal resulta em diferentes timbres que permitem choros individualizados, diferenciados para cada bebê, da mesma forma como ocorre com a voz no adulto.

3.4 Modelos de Produção do Choro

Para modelar a produção dos sons do choro, dois fatores são importantes: a forma de excitação que, como já referido, é glotal; e a configuração do trato vocal (RABINER e SCHAFER, 1978; FREITAS, 1996).

A excitação glotal pode ser aproximada, no domínio do tempo, a uma excitação realizada por um trem de pulsos, devido à duração do pulso glotal e ao espaçamento entre pulsos adjacentes. Essa aproximação permite que a excitação glotal seja representada, no domínio da frequência, por um trem de impulsos espaçados pelo período da frequência fundamental (f_0). Assim sendo, um modelo poderia ser obtido, aplicando-se um trem de impulsos na entrada de um sistema com função de transferência da glote, onde na saída seria obtido o pulso glotal (Figura 3.13).

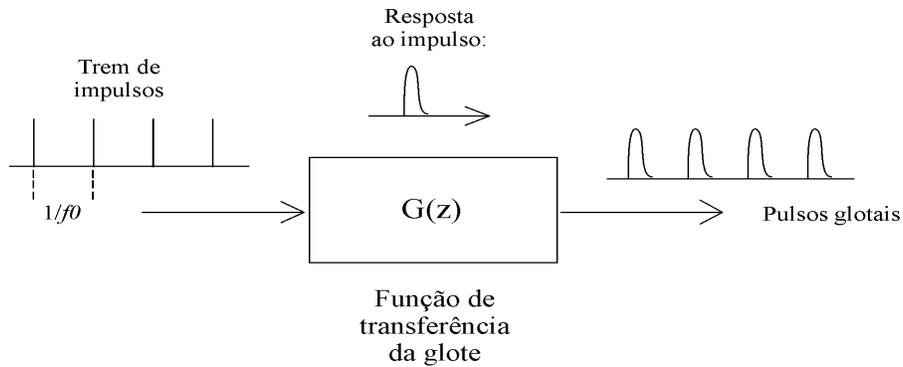


Figura 3.13 - Ilustração do conceito de obtenção dos pulsos glotais através de um trem de impulsos aplicado ao modelo de geração da função de transferência glotal (sem preocupação com exatidão da forma do pulso glotal) .

O modelo completo pode ser obtido adicionando-se um outro subsistema com função de transferência do trato vocal. O sinal gerado na saída do sistema de função de transferência da glote poderia ser aplicado na entrada do sistema responsável pela função de transferência do trato vocal, cuja saída geraria então o sinal de choro (Figura 3.14).

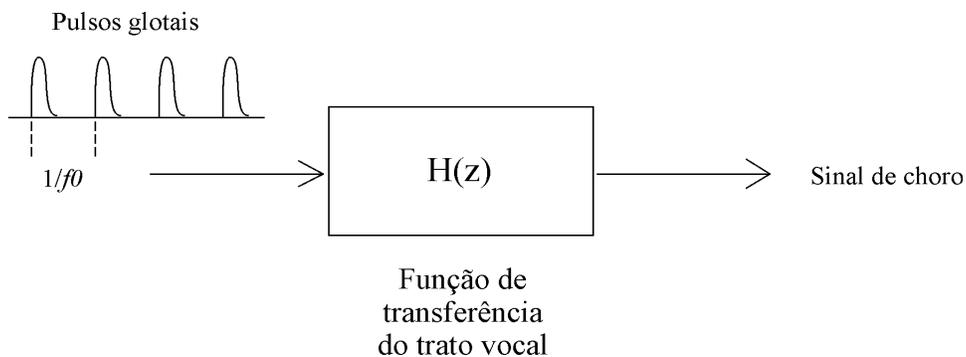


Figura 3.14 - Modelo para a síntese do choro

Ao deixar o trato vocal, o som sofre o efeito de irradiação nos lábios. Um modelo de irradiação é análogo a de um pistão (abertura labial) num plano refletor

infinito (face). Enquanto, na direção axial, a propagação de altas frequências é favorecida, as baixas frequências, menos direcionais, chegam atenuadas. Então, na direção axial, onde é colocado o microfone de gravação, o efeito de irradiação comporta-se como um filtro passa-alta de primeira ordem (inclinação de +6 dB/oitava). Como o espectro do pulso glotal apresenta uma queda de aproximadamente 12 dB/oitava (KENT e READ, 1996), a composição do efeito de irradiação e da energia dos harmônicos do pulso glotal corresponde a um efeito total de uma inclinação de -6 dB/oitava, que corresponde a interpretação de um filtro passa-baixas sobre o espectro gerado na síntese. Conseqüentemente durante a fase de análise é necessário realizar-se uma compensação para tal efeito, submetendo-se o sinal a ser analisado a um filtro passa-altas com características inversas ao filtro passa-baixas proveniente deste efeito global. Esta compensação é denominada de *pré-ênfase* e deve apresentar uma inclinação de +6 dB/oitava (KENT e READ, 1996).

3.5 Ferramentas de Processamento do Choro

O evento do choro, assim como qualquer outro evento temporal, pode ser analisado a partir de diversas características. Se solicitado a um indivíduo que ouça e descreva um choro de bebê, naturalmente seu parecer envolverá o relato de variações percebidas ao longo do tempo. É consideravelmente fácil descrever se o choro foi longo ou breve, ou se entre a seqüência de emissões (unidades de choro) o bebê demorou ou não para retomar o fôlego. A base de tempo é bastante familiar, tornando quase intuitivo analisar eventos no domínio do tempo. No entanto, apesar do choro

normalmente ser registrado e investigado no tempo, tal emissão pode ser analisada também no domínio da frequência.

Em seções anteriores foi descrito o processo fisiológico da produção do choro, seguido por seus modelos matemáticos. As várias etapas desse processo determinam as características que descrevem o choro e viabilizam a análise do sinal nos dois domínios, tempo e frequência. Enquanto o primeiro explora a variação instantânea do sinal de entrada, identificando padrões repetitivos na forma de onda, o segundo explora a estrutura harmônica do sinal.

Métodos matemáticos específicos a cada domínio propiciam a estimação de parâmetros descritivos correspondentes. Considerando que o domínio da frequência não é tão intuitivo quanto o domínio do tempo, nas seções a seguir, além de um histórico sobre os métodos de análise do sinal de choro, serão descritos alguns dos métodos de estimação espectral mais abordados na literatura de processamento de sinais.

3.5.1 Histórico

As pesquisas de choro datadas do fim do século XIX e início do século XX utilizavam um recurso bastante simples para investigar os choros: a percepção auditiva do ouvinte. Um adulto selecionado ouvia o choro do bebê e, em tempo real, descrevia as características deste choro baseando-se na sensação auditiva frente aquele som. Portanto, tratava-se de uma análise subjetiva, na qual o ouvinte sequer podia repetir o evento. Em 1920 surgiram as fitas magnéticas dando aos pesquisadores a possibilidade de gravar os choros, fazendo com que o mesmo evento pudesse ser ouvido repetidas vezes, por diversos ouvintes. A partir de então, o desenvolvimento na tecnologia de gravar sons promoveu o desenvolvimento dos

equipamentos para analisá-los, refletindo positivamente sobre os métodos de análise do choro de bebês (SHERMAN, 1972). Em 1950, o surgimento da análise espectral representou um passo particularmente importante para análise do choro, uma vez que, baseados nesta tecnologia, em 1960, surgiram os primeiros estudos sistemáticos do choro utilizando o espectrograma do choro.

O espectrograma é uma ferramenta que provê uma apresentação visual muito rica porque do sinal investigado captura três dimensões, tempo-freqüência-energia, numa visualização bidimensional, tempo-freqüência. A partir da década de 60 o espectrograma passou a ser amplamente aplicado devido à possibilidade de se analisar parâmetros baseados numa inspeção visual do sinal de choro, em detrimento dos parâmetros percepto-auditivos até então utilizados. Embora inovadora para a época, esta ferramenta apresentava uma grande desvantagem relacionada à necessidade de um intenso treinamento dos pesquisadores para que informações adequadas pudessem ser extraídas. Cientes das dificuldades técnicas, um grupo de pesquisadores da Escandinávia (WASZ-HÖCKERT *et al*, 1968; MICHELSSON, 1971) propôs um sistema que cria “figuras” de sons a partir do espectrograma do som do choro (Figura 3.15). Este sistema consiste em um espectrograma esquemático que representa os atributos acústicos úteis para diferenciar choros normais daqueles alterados.

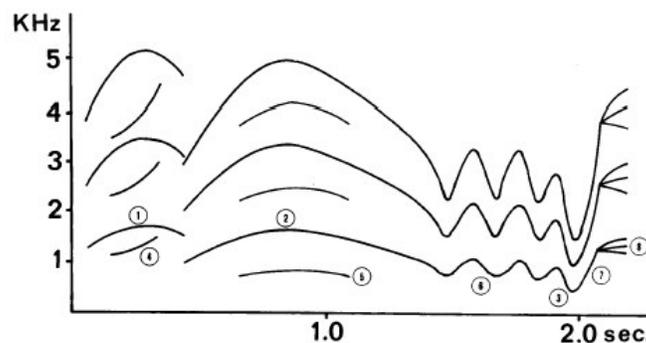


Figura 3.15 - Espectrograma esquemático desenvolvido pelo grupo de pesquisadores da Escandinávia (BARR *et al*, 2000).

Embora de "leitura" facilitada, esta ferramenta ainda mantém a desvantagem relacionada à interpretação dos dados, exigindo habilidades que, necessariamente, demandam um grande treinamento por parte do pesquisador. Na análise espectrográfica são observados parâmetros como: tipo de melodia, presença de *shift* e vibrato e estimados valores máximos e mínimos de f_0 . Embora, parâmetros como tipo de melodia, vibrato e *shift* normalmente sejam ignorados em outras análises, o que se revela como um ponto positivo da ferramenta em questão, a análise do choro via espectrograma tem proporcionado basicamente informações qualitativas do sinal analisado.

A década de 70 marcou a literatura do choro com o surgimento de um novo método conhecido como sistema automático de análise do choro, baseado no processamento digital do sinal. A análise automática do choro é realizada com o uso de computadores capazes de processar uma enorme quantidade de informações de forma rápida, reduzindo-as a poucas medidas concisas. Como resultado da evolução do processamento automático, atualmente o sistema mais frequentemente utilizado tem sido o da companhia privada *Pediatric Diagnostic Service* (PDS) (GRENN *et al*, 2000), sendo, porém, concentrado sobre poucos parâmetros acústicos como: duração dos segmentos de choro, porcentagem do tempo que o choro permanece vozeado, não-vozeado ou hiper-vozeado, realizando ainda a estimação de f_0 e formantes. Estes parâmetros são similares aos fornecidos pelos demais sistemas automáticos disponíveis no mercado (ZESKIND e BARR, 1997). Atualmente encontram-se também disponíveis programas desenvolvidos em laboratórios universitários de processamento de voz, como, por exemplo, o aplicativo denominado PRAAT, desenvolvido pelo Prof. Paulus Petrus Gerardus Boersma da Universidade de Amsterdam, Holanda (BOERSMA, 1998).

As pesquisas de choro mais recentes não utilizam somente os sistemas automáticos de análise, apesar destes terem sido desenvolvidos algumas décadas após o espectrograma. Isto ocorre porque parâmetros observados no espectrograma do choro, como tipo de melodia, *shift* e vibrato são ignorados geralmente nos sistemas automáticos de análise (GREEN *et al*, 2000), levando diversos pesquisadores, que atribuem grande importância a estes parâmetros, a optarem por métodos mistos do sinal de choro em sua metodologia.

A relevância dos parâmetros acústicos, assim como a efetividade dos seus algoritmos de estimação, são assuntos ainda discutidos na literatura. No que se refere aos parâmetros, observa-se um consenso com relação à importância da frequência fundamental. Porém, é controversa a relevância de vários parâmetros temporais, inclusive aqueles derivados das variações temporais da frequência fundamental.

Com relação à escolha do algoritmo mais efetivo a literatura correlata também revela dúvidas. Segundo Kent e Read (1996) existem muitas ferramentas, pela simples razão de nenhuma delas ser perfeita e atender todas as necessidades.

3.5.2 Estimação Espectral

O espectro verdadeiro do choro não é conhecido e por isso fazem-se necessárias técnicas capazes de estimá-lo. Diferentes métodos de estimação espectral podem ser encontrados na literatura desde antes da década de 50. Neste período a Transformada de Fourier foi amplamente utilizada fazendo com que, mais tarde, todos os métodos baseados em Fourier fossem conhecidos como “originais” ou “clássicos”. A partir da metade da década de 60 os métodos clássicos foram impulsionados pelo desenvolvimento da Transformada Rápida de Fourier FFT (*Fast Fourier Transform*),

um algoritmo que reduz consideravelmente o custo computacional empregado no método original (ANTONIOU, 1993).

Entre 1960 e 1980 surgiram novos métodos fundamentalmente diferentes dos originais, por não serem baseados na transformada de Fourier da seqüência de dados e nem na estimação da função de correlação da mesma. Considerando que tais métodos foram desenvolvidos depois dos métodos clássicos poderiam ser denominados de “modernos”, porém termos como “paramétricos” e de “alta resolução” são mais comumente empregados na literatura (THERRIEN, 1992).

Transformada Discreta de Fourier

A Transformada Discreta de Fourier ou DFT (*Discrete Fourier Transform*) (Eq. 3.1) de um sinal discreto $x(n)$ é dada por:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi kn/N} \quad (3.1)$$

onde $X[k]$ é a DFT da seqüência $x(n)$ de N amostras.

Consiste num método clássico de estimação espectral discreta que decompõe o sinal em uma seqüência de exponenciais complexas, sendo comumente utilizada em programas de análise de voz. Quando o sinal de entrada refere-se a um sinal vocal o espectro de amplitude estimado pela DFT fornece informações a respeito da freqüência fundamental f_0 e dos formantes deste som. A f_0 é estimada pela distância

entre as raias do espectro e os formantes são obtidos a partir dos picos evidenciados pelo contorno espectral.

A implementação da DFT geralmente é feita através do algoritmo da *Fast Fourier Transform* - FFT (ANTONIOU, 1993). Este algoritmo, de menor custo computacional, ao invés de empregar N^2 multiplicações como ocorre na DFT, emprega $(N/2) \log_2(N)$ operações de multiplicação. Se N for uma potência de dois ($N=2^k$) o algoritmo é executado de forma ainda mais eficiente.

Apesar das técnicas paramétricas terem sido desenvolvidas posteriormente, os métodos clássicos são frequentemente utilizados quando a seqüência de dados é longa e estacionária. Isso porque esses métodos são diretamente aplicáveis, não fazendo nenhuma hipótese a respeito da seqüência de dados a ser observada que não seja a suposição de estacionaridade (THERRIEN, 1992), motivo pelo qual são denominados não-paramétricos.

Periodograma

O periodograma (Eq. 3.2) é um método clássico para se obter uma estimativa $\hat{P}_x(f)$ da função densidade espectral de potência (*Power Spectral Density*) PSD, definida como FFT da função de autocorrelação do sinal.

$$\hat{P}_x(f) = \frac{T}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-2\pi j n T} \right|^2 \quad (3.2)$$

onde T é o período de amostragem ($T = 1/F_s$) e N é o número de amostras do sinal discreto $x(n)$.

O periodograma e suas variações são bastante aceitas para realizar a estimação espectral, por ser computacionalmente conveniente.

Apesar da função de correlação das amostras ser assintoticamente não viesada e consistente, sua estimação espectral correspondente não apresenta necessariamente as mesmas propriedades. A falta de consistência estatística (instabilidade) é um problema fundamental em estimação espectral, fazendo-se necessário lançar mão de um conjunto de médias que proporcionem a suavização espectral (MARPLE, 1987). Podem ser encontrados na literatura diversos caminhos para aperfeiçoar a estimação do periodograma básico, porém três procedimentos são bastante reconhecidos: Bartlett, Blackman-Tukey e Welch (THERRIEN, 1992). Outros procedimentos, como o periodograma de Daniell, constam entre os três procedimentos mais utilizados por outros autores (MARPLE, 1987). Tais procedimentos talvez não sejam ótimos, mas, segundo tais autores, têm mostrado robustez para diversos tipos de sinais.

Uma forma simples de reduzir a variância da estimação espectral é modificar o número de periodogramas a serem mediados. Uma vez que as propriedades estatísticas do periodograma não melhoram com o incremento no comprimento dos dados, Bartlett (1950) propôs um caminho eficiente para utilizar segmentos longos, dividindo a seqüência de dados originais num pseudoconjunto de segmentos menores (sem sobreposição) e então fazer a média dos periodogramas resultantes (Eq. 3.3) (Figura 3.16) [BARTLETT, 1950].

$$\hat{S}_B(e^{j\omega}) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \hat{P}_x^{(k)}(e^{j\omega}) \quad (3.3)$$

onde $\hat{S}_B(e^{j\omega})$ é a estimativa do espectro do sinal, $\hat{P}_x^{(k)}(e^{j\omega})$ é o periodograma do k -ésimo segmento do sinal e K é o número de segmentos no qual o sinal foi dividido.

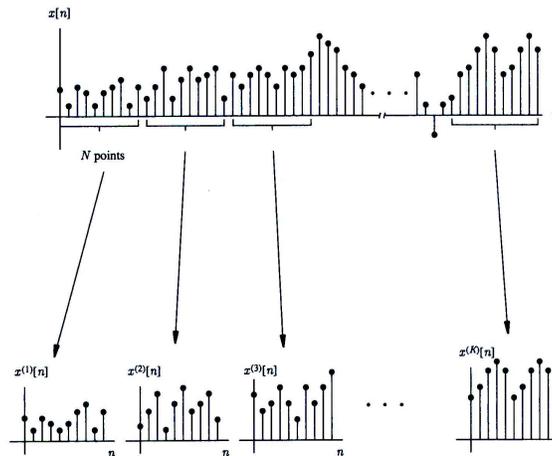


Fig. 3.16 - Divisão de um segmento longo em segmentos menores (TERRIEN, 1992).

Outra forma de aperfeiçoar a estimação espectral, proposta por Blackman e Turkey (1958), é empregar uma janela na função de correlação antes da transformada (Eq. 3.4), resultando numa suavização espectral e na conseqüente melhora do intervalo de confiança do estimador espectral [BLACKMAN e TUKEY, 1958].

$$\hat{S}_{BT}(e^{j\omega}) = \sum_{l=-L}^L w[l] \hat{R}_x[l] e^{-j\omega l} \quad (3.4)$$

onde $\hat{S}_{WT}(e^{j\omega})$ é a estimativa do espectro do sinal

$w[l]$ é uma função janela (Bartlett, Hamming, Hann, por exemplo)

$\hat{R}_x[l]$ é a função de autocorrelação do sinal e $L < N$, sendo N o número de amostras do sinal.

Por fim, o periodograma de Welch (Eq. 3.5) é a combinação dos dois procedimentos anteriores, janelamento e mediação. [WELCH, 1970]. Basicamente aplica uma janela e permite a sobreposição dos segmentos, sendo que a janela é aplicada sobre os dados em cada segmento antes de computar o periodograma do segmento (Eq. 5). Enquanto o objetivo da janela é reduzir o efeito dos lobos laterais, observados em janelas retangulares, e diminuir a estimação com viés, em detrimento de uma pequena diminuição na resolução, o objetivo da sobreposição (*overlap*) é aumentar a quantidade de segmentos a serem usados para a média, diminuindo, portanto, a variância da estimativa da PSD.

$$\hat{S}_w(e^{j\omega}) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \hat{P}_x^{(k)}(e^{j\omega}) \quad (3.5)$$

onde $\hat{S}_w(e^{j\omega})$ é a estimativa do espectro do sinal, $\hat{P}_x^{(k)}(e^{j\omega})$ é o periodograma do k -ésimo segmento do sinal e K é o número de segmentos, com sobreposição (*overlap*), no qual o sinal foi dividido.

Modelos Paramétricos AR, MA, ARMA

Inclusos numa classe especial de modelos com base em processos de ruído branco e funções de sistemas racionais de processamento, os modelos de processamento autorregressivo AR, média móvel (*moving average*) MA e autorregressivo-média móvel ARMA geram na saída uma PSD totalmente descrita em termos de parâmetros do modelo e da variância do ruído branco, obtidos a partir da autocorrelação da seqüência de dados. A diferença entre os três modelos está na função de transferência $H(z)$ que filtra o ruído branco. Enquanto o filtro do processo

AR possui apenas pólos (numerador unitário) e o processo MA possui apenas zeros (denominador unitário), um $H(z)$ com zeros e pólos é dito ARMA.

Linear Prediction Coding LPC

A Codificação por Predição Linear (*Linear Prediction Coding - LPC*) é um método para se estimar os parâmetros de um processo autorregressivo AR comumente utilizado na análise de sinais de voz (CLARKSON, 1993). Permite o alisamento do espectro, em função da ordem (p) do polinômio do processo AR, o que se configura numa vantagem sobre a DFT na determinação dos centróides (picos) de energia evidenciados pelo espectro suavizado (Figura 3.17). No sinal de voz, os picos de energia correspondem às frequências naturais do trato vocal e recebem o nome de formantes, sendo que os três primeiros formantes F1, F2 e F3 são os mais investigados.

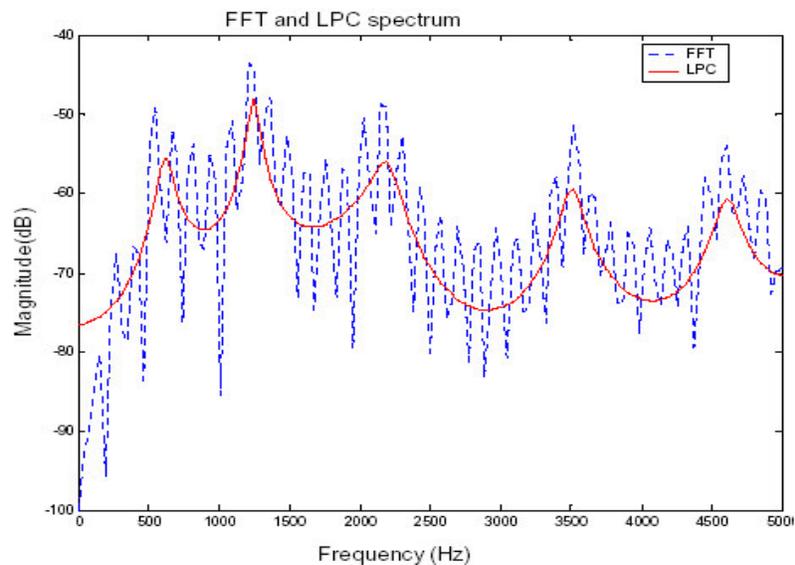


Figura 3.17 -Espectros estimados por FFT e LPC.

Basicamente o princípio da LPC consiste em obter uma estimativa $\hat{y}[n]$ para a amostra atual de um sinal $y[n]$, através de uma combinação linear de suas amostras anteriores (Eq. 3.6):

$$\hat{y}[n] = a_1 \cdot y[n-1] + a_2 \cdot y[n-2] + \dots + a_p \cdot y[n-p] \quad (3.6)$$

ou, no domínio da transformada z (Eq.3.7):

$$\hat{y}(z) = (a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_p z^{-p}) y(z) \quad (3.7)$$

sendo p a ordem do estimador autoregressivo.

O erro de predição é definido pela diferença entre o sinal original e o sinal estimado (Eq. 3.8) e, portanto (Eq. 3.9):

$$e(z) = y(z) - \hat{y}(z) \quad (3.8)$$

e portanto

$$e(z) = y(z) - [y(z) \cdot A(z)] = y(z) \cdot [1 - A(z)] \quad (3.9)$$

onde $A(z) = (a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_p z^{-p})$, um filtro.

Colocando-se esta equação de modo a representar um processo auto-regressivo ($H(z)$ composto somente por *pólos*) de ordem p , tem-se:

$$y(z) = \frac{1}{1-A(z)} \cdot e(z) = H(z) \cdot e(z) \quad (3.10)$$

onde $H(z)$ corresponde à função de transferência que transforma o erro, no sinal desejado (Figura 3.18).

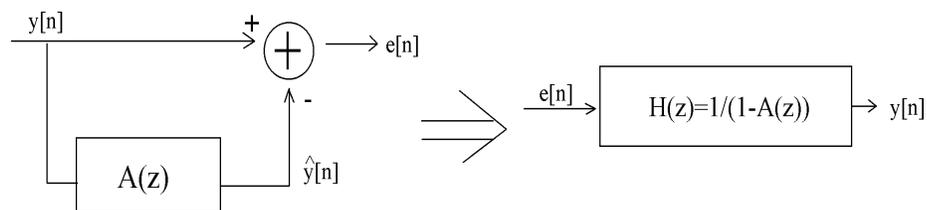


Fig. 3.18: Relação entre o filtro $A(z)$, que estima o sinal $y[n]$ e $H(z)$, que transforma o erro $e[n]$ novamente no sinal $y[n]$.

Se o modelo de ressonâncias for adequado, o erro residual consiste exatamente no sinal de entrada que excitou o filtro modelado, ou seja, no caso de um sinal de voz, o pulso glotal (f_0). A LPC permite a extração de parâmetros espectrais de modo relativamente rápido e apurado. No entanto, segundo alguns autores (MONSEN e ENGEBRETSON, 1983) pode apresentar erros quando a frequência fundamental excede 350 Hz. Um dos problemas mais comuns da LPC é a ocorrência de fusão de dois picos formantes (McCANDLESS, 1974) acarretando um erro de estimação do pico seguinte. Por exemplo, se houver a fusão dos dois primeiros picos formantes (F_1+F_2), o pico que seria referente ao F_3 será erroneamente identificado como F_2 ,

atribuindo ao segundo formante um valor de frequência significativamente mais alto do que deveria.

3.5.3 Parâmetros Descritivos do Choro

Tanto a representação temporal, quanto a espectral do sinal de choro (representações no domínio do tempo e da frequência, respectivamente) é realizada com um grande número de dados, o que dificulta significativamente a análise objetiva do evento. Assim sendo, a definição de parâmetros característicos permite condensar a informação num número menor de dados. A seguir estão descritos alguns dos parâmetros mais comumente utilizados na literatura do choro.

3.5.3.1 No Domínio do Tempo

Duração

O parâmetro de duração consiste claramente na forma mais intuitiva de descrever o choro, tratando-se de uma clara descrição condensada no domínio do tempo. Entre as mais relevantes formas de parâmetros de duração (Figura 3.1) podem ser citados: a duração total do episódio de choro, a duração de trechos específicos como unidades de choro, a duração das pausas e a latência entre o estímulo e o início do choro.

Envoltória Energética

A energia do som do choro está ligada à potência média do sinal. Embora associado à energia, o termo “intensidade”, comumente utilizado, não é exatamente um sinônimo, uma vez que o conceito de intensidade acústica está atrelado à direção na qual se mede a intensidade de fluxo de energia. A envoltória energética pode ser

utilizada para identificar a presença do sinal de choro em relação ao ruído de fundo, viabilizando em conjunto com a taxa de cruzamento por zero, a demarcação das unidades de choro dentro da emissão como um todo. A energia em um trecho do sinal (Eq. 3.11) pode ser definida como a soma do quadrado das amplitudes de cada amostra do sinal dentro de um intervalo de tempo considerado. Para segmentos de comprimento fixo este valor corresponde a uma estimativa da potência média nesse intervalo. Matematicamente tem-se, para um sinal discreto:

$$\bar{E} = \sum_{n=1}^N x^2 [n] \quad (3.11)$$

onde \bar{E} é a energia média do trecho do sinal;

N é o numero de pontos do trecho;

x é o sinal alisado.

3.5.3.2 No Domínio da Freqüência

Freqüência Fundamental (f0)

A freqüência fundamental (f0) corresponde ao componente periódico mais baixo (grave) da vibração das pregas vocais, portanto consiste num atributo da fonte de energia (GOLDFIELD, 2000).

Alguns trabalhos da literatura do choro empregam o termo “*pitch*” para referir-se à freqüência fundamental (f0) (FORT e MANFREDI, 1998). Apesar do termo não ser propriamente inadequado, uma vez que está ligado à percepção auditiva de periodicidade, o emprego deste termo em pesquisas que exploram a análise acústica do sinal de choro, pode gerar um equívoco conceitual. Historicamente o

nome *pitch* está associado à sensação psicofísica da frequência do som. O *pitch* somente é investigado em pesquisas que envolvem a percepção de um ouvinte ou que processam o sinal de choro utilizando escalas que pretendem expressar o conceito de como o ser humano percebe a periodicidade, se opondo de certo modo a simples noção de uma escala em Hertz. A escala Mel ou a escala Bark são exemplos de tais tentativas. Quando o som do choro é investigado enquanto onda mecânica, a exemplo do presente trabalho, o parâmetro acústico ligado à f_0 diz respeito ao número de ciclos por segundo que um certo sinal possui, desconsiderando a relação entre o som e a sensação que ele produz no ser humano (fundamento da psicoacústica). Portanto, *pitch* é um parâmetro psicoacústico, enquanto f_0 é um parâmetro físico.

Diferentes aspectos da f_0 podem ser observados na tarefa de descrever o choro de bebê. Tanto valores de média e dispersão, quanto padrões de variação temporal dentro de uma unidade de choro geram um conjunto de parâmetros descritivos. Melodia, *shift*, *gliding*, *jitter*, *shimmer*, bifonação, vibrato, *furcation* são parâmetros presentes basicamente em pesquisas que analisam o sinal de choro forma qualitativa (KOIVISTO, 87). Enquanto a melodia é caracterizada pela flutuação da f_0 ao longo do sinal de choro, apresentando-se invariável ou com variações ascendentes e ou descendentes, os demais parâmetros citados são caracterizados pela sua ocorrência na unidade de choro. Em especial, dois padrões de variação temporal observadas durante o rastreamento, ou *tracking*, de f_0 , denominadas *shift* e *gliding*, serão mais detalhadamente especificadas, uma vez que a ocorrência dos mesmos é investigada no presente trabalho.

O padrão de variação temporal de f_0 denominado *Shift* caracteriza-se por uma variação no valor absoluto da frequência fundamental, maior que 10%, que se dá de forma súbita, promovendo a denominada substituição da f_0 (Figura 3.19). Por sua vez,

o padrão de variação temporal denominado *Gliding* ocorre quando a mesma variação de 10% se dá de forma escalonada ou suave, promovendo um deslizamento da f_0 (Figura 3.20).

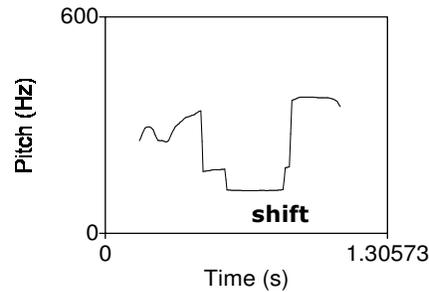


Figura 3.19 - Ilustração do *shift*

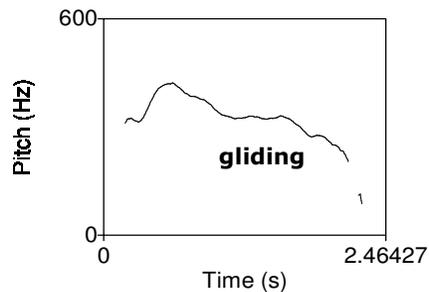


Figura 3.20 - Ilustração do *gliding*

Formantes

Formantes é a designação dada às frequências naturais de ressonância do trato vocal do bebê que filtram a energia originada nas pregas vocais (GOLDFIELD, 2000). Como mencionado, na Seção 3.4, os pulsos glotais originados pela vibração das pregas vocais seguem em direção a cavidade bucal/nasal, onde são modificados de acordo com a configuração das estruturas vocais encontradas por este caminho. Os

formantes são exatamente as frequências de ressonância que determinam estas modificações. Devido à complexidade da cavidade oral, o número teórico de formantes que o sinal de choro apresenta é muito grande (BOERSMA, 1998). Contudo, somente os dois primeiros recebem um interesse especial dos pesquisadores, uma vez que suas relações com a motricidade oral são descritas na literatura. O autor refere que o primeiro formante F1 está associado ao afastamento mandibular, ou seja, à abertura de boca, em cm, e é expresso por:

$$F1 = 500_{(Hz)} \sqrt{\frac{abertura_de_boca_{(cm)}}{l_{(cm)}}} \quad (3.12)$$

onde l é o comprimento do trato vocal.

O segundo formante F2 está associado ao posicionamento ântero-posterior da língua dentro da boca, enquanto que F3 apresenta relações desconhecidas (BOERSMA, 1998), fato pelo qual não apresenta uma importância significativa, sendo, por vezes, investigado em trabalhos que abordam a voz adulta.

3.5.4 Algoritmos de Extração de f0

Podem ser encontradas várias publicações que fazem uma revisão sobre a implementação dos diferentes algoritmos de “detecção de *pitch*” descritos na literatura, considerando, principalmente, a qualidade da estimativa e a complexidade computacional (RABINER e SCHAFER, 1978).

3.5.4.1 Função de Autocorrelação

Correlação é uma medida do grau de semelhança entre duas funções temporais $x(t)$ e $y(t)$ (HESS, 1983; HARTMANN, 1998). No caso da autocorrelação, as duas funções de entrada são derivadas do mesmo sinal original, porém há um atraso entre elas. A primeira é a função básica $x(t)$ e a segunda é a própria função básica defasada de um certo tempo de atraso τ , $x(t+\tau)$, e assim a função de autocorrelação é normalmente descrita como função de τ .

Considerando o sinal descrito pela função limitada no tempo $x(t)$, a sua função de autocorrelação será definida por:

$$af(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t).x(t + \tau) dt \quad (3.13)$$

Fundamentalmente, esse algoritmo explora o fato de que, num sinal periódico ou quase-periódico, o período de uma onda apresenta um grande grau de similaridade com a próxima onda. Portanto, se o atraso τ for definido como sendo equivalente a um período, ou múltiplo dele, haverá um alto coeficiente de correlação. Considerando esta propriedade, se o trecho do sinal de choro for ceifado (*clipped*) na sua região central (Figura 3.21(a)) e submetido à função de autocorrelação (com $\tau > 0$) (Figura 3.21(b)) ficará evidenciada a parte periódica do sinal (Figura 3.21(c)). Como esta parte periódica corresponde aos pulsos glotais de excitação, o inverso do intervalo temporal entre os pulsos determina a frequência fundamental do choro ($f = 1/T$).

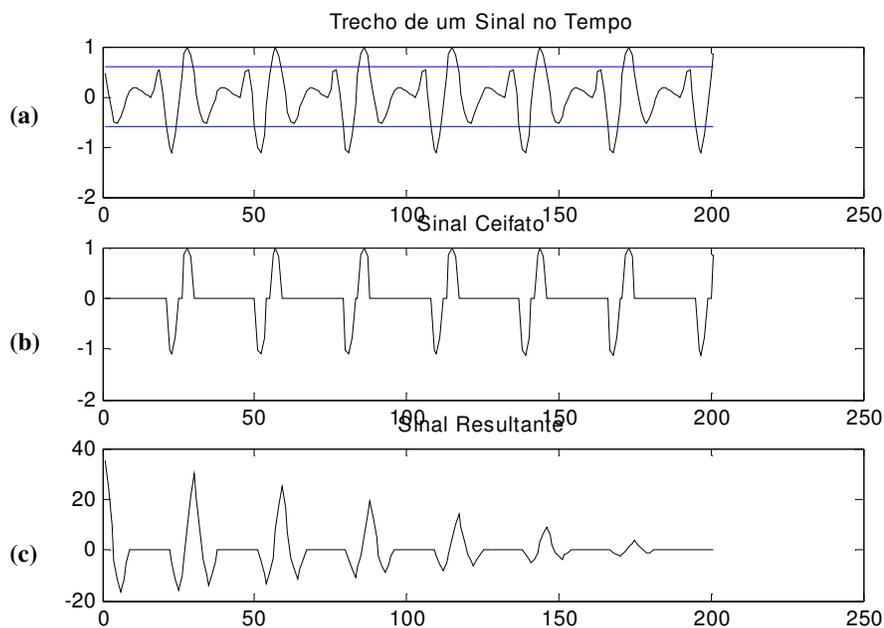


Figura 3.21 - f_0 estimada pela função de autocorrelação: sinal original com a indicação das linhas de corte para a “clipagem” central (a); sinal resultante após “clipagem” (b); sinal resultante da autocorrelação (c).

3.5.4.2 Espectro de Produtos Harmônicos – HPS

O Espectro de Produtos Harmônicos (*Harmonic Product Spectrum* - HPS) é apontado como sendo um método bastante interessante de promover-se o rastreamento de f_0 , porque além de ser um algoritmo de fácil implementação e de carga computacional otimizada, apresenta-se robusto face a ruídos aditivos (BOERSMA, 1993; CUARDRA, 2001; DELLER *et al*, 2004).

O HPS explora o fato de que o espectro de um sinal periódico, ou quase-periódico, é constituído por uma série de picos representando a frequência fundamental e seus harmônicos (múltiplos inteiros) da mesma. (DELLER *et al*, 2004). Assim sendo, quando o espectro original é comprimido (sub-amostrado) algumas vezes e estas novas versões são comparadas à versão original, observa-se um alinhamento do n -ésimo pico harmônico dos espectros comprimidos com o primeiro

pico do espectro original, ou seja, a frequência fundamental. Ou seja, o primeiro pico do espectro original coincide com o segundo pico do espectro comprimido pelo fator dois, que, por sua vez, coincide com o terceiro pico do espectro comprimido pelo fator três e assim por diante (Figura 3.22).

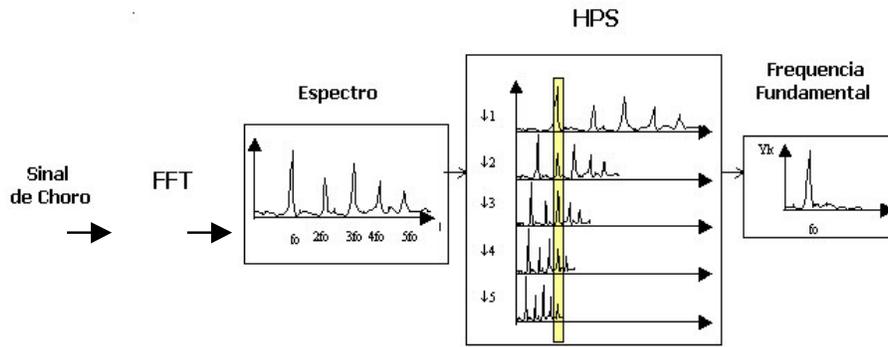


Figura 3.22 – Diagrama do algoritmo HPS para estimação da f_0

Este alinhamento provê a formação de um pico resultante, bastante evidente, quando os espectros (original e versões comprimidas) são multiplicados entre si, sendo tal pico assumido então como a estimação da frequência fundamental.

A implementação do algoritmo HPS consiste na obtenção da Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transformer* - FFT) do sinal, $X(k)$, seguida da realização de um produtório dos espectros decimados pelo fator r , expressa por:

$$P_{HPS}(k) = \prod_{r=1}^R |X(rk)| \quad (3.14)$$

onde R refere-se à quantidade de decimações, e multiplicações espectrais, realizadas na estimação.

Entre os pontos positivos já citados, como a carga computacional otimizada e a razoável resistência a ruído, o algoritmo mostra-se ajustável para diferentes tipos de

entrada. Pode-se ajustar o número de espectros comprimidos utilizados e, se for o caso, substituir a multiplicação pela soma espectral (BOERSMA, 1993). Um ponto negativo é o fato de que frequências baixas podem ser obtidas com menos acurácia do que as frequências altas. Segundo CUARDRA *et al*, (2001) frequências abaixo de 50Hz não devem ser estimadas com a aplicação do HPS. Embora relevante para aplicações na área musical, tal restrição não se aplica ao presente trabalho, uma vez que o choro apresenta uma faixa de frequência fundamental esperada em torno de 200 a 500 Hz.

3.5.4.3 Análise Cepstral

O modelo de produção do choro (Capítulo 3) descreve o sinal de voz como o resultado da filtragem de uma excitação (na forma de trem de pulsos) pelo filtro definido pelas ressonâncias características do trato vocal/nasal do bebê. Portanto, o sinal de choro pode ser considerado uma convolução entre a excitação e a resposta impulsiva do filtro que representa o trato vocal. A análise cepstral foi desenvolvida como uma forma de fazer a deconvolução de dois sinais, oferecendo uma metodologia para separar o sinal de excitação da resposta impulsiva do trato vocal (KENT e READ, 1996).

Assim sendo, tem-se que um “*frame*” $f(n)$ do sinal de choro pode ser escrito como o produto da convolução do sinal de excitação $u(n)$ com a resposta impulsiva do trato vocal $h(n)$:

$$f(n) = u(n) \otimes h(n) \tag{3.15}$$

onde o sinal \otimes indica convolução.

A representação no domínio da frequência deste processo através da aplicação da FFT a operação de convolução em multiplicação. Aplicando-se a transformada logarítmica, a multiplicação é transformada em soma (ou superposição) de sinais (Eq. 3.16).

$$\log(F\{f(n)\}) = \log(F\{u(n)\}) + \log(F\{h(n)\}) \quad (3.16)$$

onde $F\{\bullet\}$ representa a aplicação da DFT.

Aplicando-se a transformada inversa nesse sinal tem-se os coeficientes ceprais do sinal do choro. Como a parcela de excitação (correspondente a f_0) varia mais rapidamente que a resposta impulsiva do trato vocal, os dois sinais podem ser separados no domínio ceptral.

3.5.5 Algoritmos de Extração de Formantes

Em pesquisas do choro de bebês a investigação de formantes não é tão comum quanto a de f_0 , de relevância amplamente aceita, porém tais parâmetros podem desempenhar um papel importante na caracterização do sinal de choro. Duas abordagens básicas têm sido aplicadas para a estimação dos formantes: a análise por síntese e o *peak-picking* (“pescando o pico”). Nas análises por síntese faz-se necessário definir, a priori, uma suposição bem comportada dos valores dos formantes e das larguras de banda correspondentes, gerando um espectro teoricamente “ideal”. Na seqüência, as frequências formantes do espectro sintetizado são variadas sistematicamente até que as diferenças entre o mesmo (espectro sintetizado) e o espectro atual sejam minimizados de acordo com determinados critérios específicos

(BELL *et al*, 1961). No método *peak-picking* consiste basicamente em retirar os picos do espectro alisado. São aplicadas algumas regras para selecionar picos adequados, em cada *frame* de um espectro alisado, para serem atribuídos aos três primeiros formantes. O desafio de tal técnica é exatamente definir quais os picos que definem os formantes, sendo que, para tanto, é de extrema importância reconhecer quando os picos são espúrios e ou quando dois picos de formantes se fundem. Schaefer and Rabiner (1970) definiram o melhor candidato a pico, numa região específica para cada formante, utilizando o cepstrum como estimador espectral, enquanto Markel (1971) definiu os picos mais adequados a partir do espectro estimado por predição linear, considerando como formantes os três picos da envoltória abaixo de 3 kHz. Caso sejam obtidos mais do que três picos nessa faixa de frequência são aplicadas algumas limitações para cancelar ou inserir um pico (MARKEL, 1971).

As vantagens das análises por síntese consistem no fato de que, ao incorporar a forma integral do espectro ao invés de somente os picos espectrais, a forma espectral geral é definida pelos formantes, sendo que a presença de pequenos picos espúrios não modifica o espectro e, conseqüentemente, não alteram drasticamente os resultados. Entretanto, significativas desvantagens relacionadas ao grande custo computacional e à dependência de um modelo de produção de voz acurado, não podem deixar de ser consideradas.

O *peak-picking* de um espectro estimado por predição linear consiste numa das melhores formas de análise espectral, uma vez que os picos espúrios raramente aparecem. Por outro lado, a fusão de dois picos formantes e o cancelamento de picos por efeito de nasalidade são bastante comuns. No entanto, pode-se aplicar o *peak-picking* que apresenta um custo computacional relativamente baixo, de um espectro

estimado por predição linear que evita picos espúrios e implementar um algoritmo que minimiza a possibilidade de fusão ou cancelamento dos picos formantes (McCANDLESS, 1974), viabilizando a obtenção de valores de formantes mais confiáveis.

3.5.5.1 Algoritmo de McCandless

McCandless (1974) propôs um algoritmo sistemático de extração de formantes, de um espectro estimado por predição linear, que freqüentemente consegue contornar o problema da fusão e cancelamento dos picos formantes. Define as freqüências dos primeiros três formantes e suas respectivas amplitudes durante sons sonoros como vogais, porque estes sons são bem representados pelos formantes.

Uma vez obtida a envoltória resultante da LPC (*Linear Predictive Coding*) de a_k coeficientes, a questão consiste em obter um espectro aproximado $s(n)$ que avalia a magnitude da função de transferência $H(z)$ do filtro representado pelos a_k coeficientes em N amostras igualmente espaçadas (sem *overlap*) ao longo do círculo de raio unitário no plano z :

$$H(z) = \frac{a_0}{1 - \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}} \quad (3.17)$$

onde $z = \exp[j(2\pi n/N)]$ é calculado para $n = 0, 1, \dots, N-1$. Considerando-se ainda que N pode ser definido arbitrariamente em função da resolução espectral que se pretende.

Dois formantes próximos freqüentemente se fundem num único pico na estimação espectral, ocasionando um problema que não pode ser resolvido com uma estimação realizada sobre o círculo unitário, mesmo com resolução espectral infinita. Porém, eles podem ser freqüentemente separados simplesmente recalculando o espectro num círculo com raio $r < 1$ (Figura 3.23). Recalculando $H(z)$ com $z = re^{i(2\pi n/N)}$, o contorno ocorre mais próximo dos dois pólos, aumentando os picos e promovendo a separação.

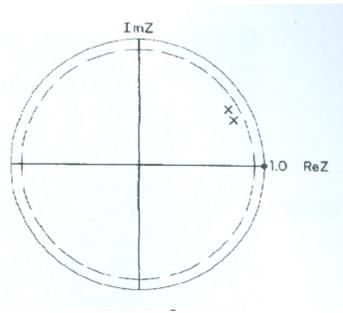


Figura 3.23 - Círculo com raio $r < 1$ (McCANDLESS, 1974)

Este método também propicia o resgate de picos cancelados por apresentarem uma largura de banda extensa demais devido à interpolação de pólos e zeros, como ocorre nas vogais nasais (McCANDLESS, 1974).

3.6 Descrição e Modelagem de Dados Longitudinais

A característica que define estudos longitudinais é o fato de que amostras individuais são observadas repetidamente ao longo do tempo. Embora freqüentemente seja possível endereçar várias questões tanto com o uso de estudos longitudinais como

com o uso de estudos transversais, a grande vantagem dos longitudinais é a sua capacidade de separar o que, na população estudada, refere-se a efeitos da idade (temporais). Tal questão pode ser exemplificada a partir dos gráficos da Figura 3.24, que descrevem a relação do grau de habilidade de leitura em relação à idade em que a criança inicia o processo de aprendizagem da linguagem escrita. No primeiro gráfico (Figura 3.24-a) os dados foram hipoteticamente obtidos a partir de um estudo transversal, enquanto que no segundo e terceiro (Figura 3.24-b, 3.24-c), os mesmos dados são supostos de estudos longitudinais nos quais cada sujeito foi avaliado em dois instantes de tempo. Tais gráficos permitem observar que quanto mais precocemente a criança inicia o contato com a escrita, maior grau de habilidade de leitura ela atinge. Porém, somente nos gráficos correspondentes aos dados longitudinais pode-se observar a taxa de evolução da aquisição da leitura para cada uma das crianças investigadas. Pode se observar ainda que o segundo gráfico mostra que, embora a correlação geral dos dados seja negativa, a taxa de evolução de cada criança em relação a ela mesma é positiva. No terceiro gráfico, onde é feita uma outra conotação dos dados, a taxa individual apresenta-se negativa, assim como a correlação geral dos dados.

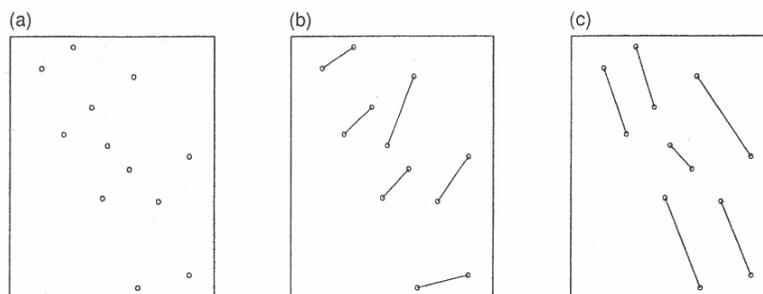


Fig. 3.24 - Dados hipotéticos da relação entre leitura e idade (DIGGLE *et al*, 1996)

Nos estudos longitudinais o conjunto de observações sobre um sujeito tende a ser intercorrelacionado, ficando evidenciado o fato de que este tipo de delineamento requer métodos estatísticos especiais, onde o instante em que se efetua cada uma das observações precisa ser registrado e é usado na análise da série temporal, ao contrário do que ocorre com amostras aleatórias, em que o instante em que se efetua a observação não desempenha nenhum papel especial e é, em geral, ignorado.

O objetivo inicial da análise de series temporais é a realização de inferências sobre as propriedades ou características básicas do mecanismo gerador do processo estocástico das observações da série (GANGER e NEWBOLD, 1977). Tal objetivo é conhecido como “descrição” e envolve o calculo de estatísticas sumárias da série, representação gráfica dos dados da série e de funções (empíricas) dos mesmos e o ajustamento das características simples da série. Através da abstração de regularidades contidas nos fenômenos observáveis da série temporal cria-se a possibilidade de se construir um modelo matemático como uma representação simplificada da realidade (BARBANCHO, 1970). A “modelagem” consiste na tentativa de explicar como uma série teria sido gerada a partir de um certo modelo, envolvendo a estimação de parâmetros e a avaliação da qualidade estatística e do ajustamento do modelo proposto. Além da descrição e da modelagem, o estudo das séries temporais ainda pode ter o objetivo de previsão e controle. A previsão consiste na estimação de valores futuros de uma série, enquanto o controle consiste na monitorização dos valores da série tendo em vista a detecção de alterações nas características da mesma, visando validar o modelo proposto.

3.6.1 Méritos dos Estudos Longitudinais

Como acima mencionado, a principal vantagem de um delineamento longitudinal refere-se a sua efetividade para pesquisar mudanças. A diferença entre uma inferência transversal e longitudinal fica mais clara com a consideração de uma simples regressão linear sem intercepto. A generalização pode ser obtida, pensando-se na variável exploratória como um vetor ao invés de um escalar.

Num estudo transversal ($n_i = 1$) o modelo se restringe a:

$$y_{i1} = \beta_C x_{i1} + \varepsilon_{i1} \quad , \quad i=1, \dots, m \quad (3.18)$$

onde B_C representa a diferença na média de Y sobre duas sub-populações que diferem em pelos menos uma unidade em x . Uma vez que se têm observações repetidas, como nos estudos longitudinais, o modelo linear pode ser estendido para a forma (WARE *et al*, 1990):

$$Y_{ij} = \beta_C x_{i1} + \beta_L (x_{ij} - x_{i1}) + \varepsilon_{ij} \quad , \quad \begin{array}{l} j=1, \dots, n_i, \\ i=1, \dots, m. \end{array} \quad (3.19)$$

onde j é o número de repetições

É importante observar que quando $j = 1$, a segunda equação, Eq. 3.19, se reduz à primeira, Eq. 3.18, fazendo com que B_C tenha a mesma interpretação transversal.

Entretanto, agora, pode-se também estimar B_L , cuja interpretação fica mais clara subtraindo-se a Eq. 3.18 da Eq. 3.19 para se obter:

$$(Y_{ij} - Y_{i1}) = \beta_L(x_{ij} - x_{i1}) + \varepsilon_{ij} - \varepsilon_{i1} \quad (3.20)$$

Ou seja, B_L representa a mudança esperada em Y por variação de x em relação ao valor inicial observado, para um determinado sujeito. Enquanto que num estudo transversal, para obter as estimativas de mudanças individuais ao longo do tempo, assume-se que $B_C = B_L$, no estudo longitudinal esta suposição não é necessária, uma vez que ambos podem ser estimados. Mesmo quando $B_C = B_L$, os estudos longitudinais tendem a ser melhores que estudos transversais.

A base de inferência do B_C é a comparação de um conjunto de respostas num determinado valor particular de x , com outro conjunto num valor diferente de x , enquanto que o parâmetro B_L é estimado a partir da comparação das respostas de um determinado sujeito em dois instantes de tempo diferentes, assumindo que x se modifica com o tempo.

3.6.2 Explorando Dados Longitudinais

O primeiro gráfico a ser obtido para dados longitudinais é o diagrama de espalhamento (*scatter plot*) das respostas da variável contra o tempo. Ligando-se os pontos referentes às observações repetidas de cada sujeito viabiliza-se a extração de diferentes informações. No exemplo ilustrativo (Figura 3.25), que pesquisa o peso de crianças ao longo do crescimento, obtém-se as seguintes informações: todas as

crianças aumentam de peso; as crianças com o peso mais elevado no início tendem a manter o peso mais alto durante todo o período investigado; e o desvio entre todas as crianças é substancialmente menor no início do estudo do que no final.

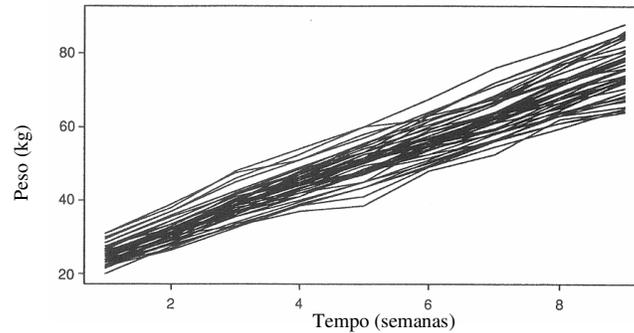


Fig.3.25 – Gráfico ilustrativo de dados de peso de crianças ao longo do tempo (DIGGLE *et al*, 1996).

Tal gráfico é uma exposição adequada para explorar o comportamento evolutivo dos dados; porém dificulta consideravelmente a obtenção de informações a respeito do perfil de resposta de cada criança separadamente. A interpretação dos dados pode ser melhorada com um segundo gráfico (Figura 3.26) onde cada observação do primeiro gráfico (Figura 3.25) é normalizada a partir da subtração da média, \bar{y}_j , dividida pelo desvio padrão, s_j , de todas as observações no instante de tempo j , substituindo assim, cada y_{ij} pelo valor normalizado:

$$y_{ij}^* = (y_{ij} - \bar{y}_j) / s_j \quad (3.21)$$

Tal normalização permite evidenciar o quanto um determinado sujeito se desviou da média temporal ao longo de seu crescimento, ou seja, qual criança apresenta uma taxa de crescimento diferente da média (curvas próximas do zero mostram crianças com taxa de crescimento médio).

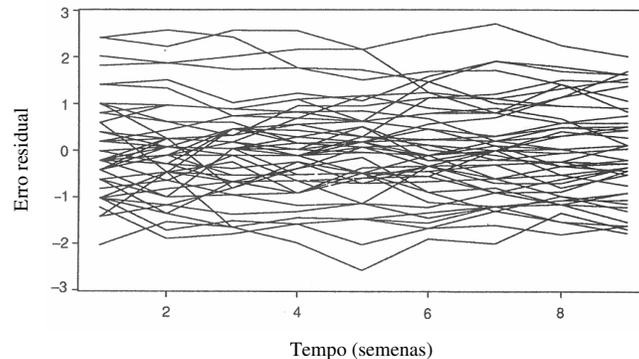


Fig. 3.26 – Gráfico ilustrativo do erro residual de normalização dos dados de peso de crianças (DIGGLE *et al*, 1996).

Quando a pesquisa apresenta um conjunto de dados relativamente grande, faz-se necessário uma estratégia alternativa para evitar que o gráfico fique indevidamente poluído. Pode-se estimar um perfil médio das observações no tempo, e então aplicar técnicas de suavização que realçam a curva resposta como sendo uma função de uma variável exploratória que não apresenta base confiável de um modelo paramétrico específico (tais métodos serão descritos a seguir). A curva suavizada (Figura 3.27) permite observar claramente um padrão de comportamento; porém, não é mais possível definir se o padrão de comportamento evolutivo é comum a todos os indivíduos avaliados, uma vez que as observações repetidas de cada sujeito não estão mais conectadas.

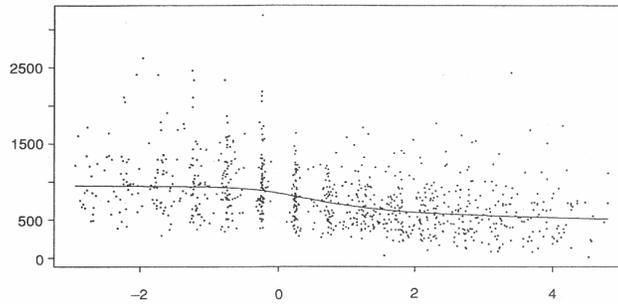


Fig. 3.27 – Gráfico de uma curva média das observações suavizada (DIGGLE *et al*, 1996).

Se por um lado deseja-se conectar as observações repetidas para expor mudanças individuais ao longo do tempo, por outro lado, a exposição das curvas de todas as crianças provê um gráfico confuso. Uma alternativa é expor, além da curva suavizada, um sub-grupo de curvas individuais selecionadas, da amostra original, de forma randômica ou subjetiva. A seleção randômica aumenta a possibilidade de se obter um sub-grupo não representativo, especialmente quando um número relativamente pequeno de curvas é evidenciado. Segundo Diggle *et al* (1996) a melhor forma de seleção é a subjetiva, onde todas as curvas são ordenadas com respeito às características relevantes para o modelo e então, selecionadas a partir de critérios estatísticos como, por exemplo, aquelas de maior e menor média ou mediana, ou uma de cada percentil (Figura 3.28).

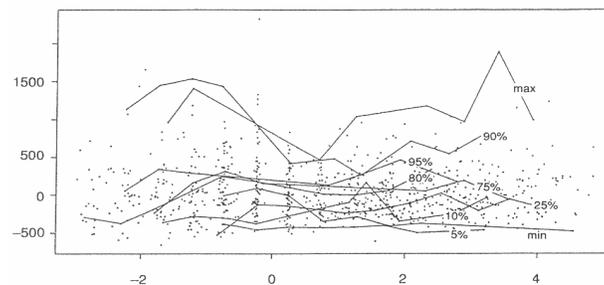


Fig. 3.28 – Gráfico ilustrativo com a exposição de curvas de um sub-grupo (seleção por percentil) (DIGGLE *et al*, 1996).

3.6.2.1 Ajuste de Curvas Suavizadas

O ajuste do perfil da curva de resposta média das observações repetidas é realizado por métodos de regressão não paramétricos, entre os quais o *lowess* é considerado o mais robusto (DIGGLE *et al*, 1996). As estimações a partir de *kernels* e *spline* também são amplamente reconhecidas.

No método de *kernel* são centradas janelas de observação nos diferentes instantes de tempo (Figura 3.29).

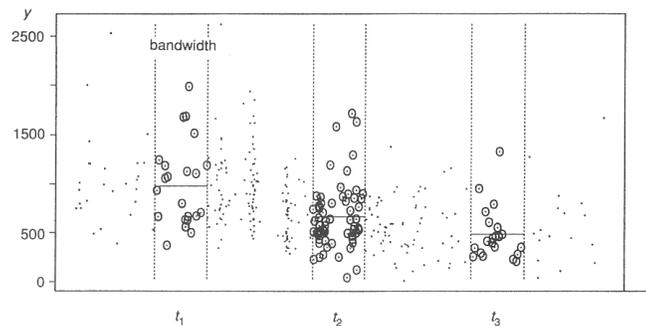


Fig. 3.29 – Gráfico ilustrativo do método de *kernel* (DIGGLE *et al*, 1996).

Então $\hat{u}_{(t)}$, que se refere a estimacão da mdia no tempo t , passa a representar o valor médio Y de todos os pontos que se encontram dentro da janela (evidenciados por um círculo). Para obter a estimacão da curva suavizada em todo o período de tempo desliza-se a janela através dos dados, do extremo direito para o esquerdo, calculando a média dos pontos dentro de todas as janelas. Quanto mais larga a janela mais suave resulta a curva média da resposta (Figura 3.30).

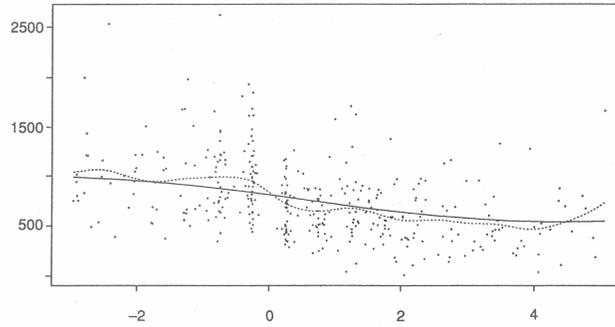


Fig. 3.30 – Gráfico ilustrativo da comparação de duas curvas suavizadas pelo método *kernel*

—— : janela larga e - - - - - : janela estreita (DIGGLE *et al*, 1996).

A estimação de kernel é definida por

$$\hat{\mu}(t) = \frac{\sum_{i=1}^m w(t, t_i, h) y_i}{\sum_{i=1}^m w(t, t_i, h)} \quad (3.22)$$

onde $w(t, t_i, h) = K\{(t - t_i)/h\}$ e h é a largura de janela de *kernel*.

A suavização *spline* também consiste num método não paramétrico comumente utilizado (SILVERMAN, 1985). O nome *spline* vem de uma ferramenta de desenho, uma vara flexível usada para interpolar suavemente pontos de um traçado intermitente. Um *spline* cúbico é a função $s(t)$ que minimiza o critério

$$J(\lambda) = \sum_{i=1}^m \{y_i - s(t_i)\}^2 + \lambda \int \{s''(\cdot)\}^2 dt \quad (3.23)$$

onde $s''(t)$ é a segunda derivada de $s(t)$

a integral é a medida de curvatura

λ é a constante que determina o grau de suavização da *spline*

Finalmente, o método *lowess* é uma extensão natural do método *kernel* (CLEVELAND, 1979), porém é menos sensível a valores periféricos de Y (*outlyings*), motivo pelo qual é considerado mais robusto. A curva *lowess* é estimada no tempo t_i a partir da centralização de uma janela, assim como no método baseado em *kernel* (Figura 3.29). No entanto, em lugar de calcular a média ponderada dos pontos da janela, um método baseado em mínimos quadrados é usado para o ajuste, levando em consideração as várias janelas. Como anteriormente mencionado, um peso maior é dado às observações que estão mais próximas do centro da janela. Uma vez que a curva média tenha sido ajustada, é determinada a distância residual (vertical) da mesma, até cada ponto de dentro da janela. Os pontos periféricos que apresentam um grande resíduo são ponderados com menor influência e a curva é novamente estimada, resultando num ajuste mais insensível a observações com valores de Y periféricos (Figura 3.31).

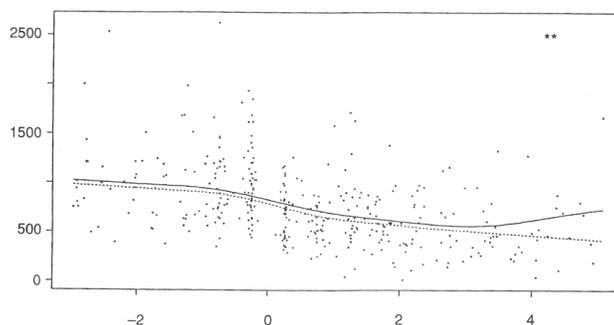


Fig. 3.31 – Gráfico ilustrativo da comparação entre curvas suavizadas de *lowess* e *kernel*, para dados com dois *outliers* (*); -----: *lowess* e ———: *kernel* (DIGGLE *et al*, 1996).

Capítulo 04

Materiais e Métodos

Esta pesquisa foi desenvolvida em três fases. A primeira fase refere-se ao estudo inicial que investigou o choro de 30 bebês no período de seis meses. A segunda fase refere-se a um complemento da primeira, onde 21 dos 30 bebês da amostra inicial tiveram seu choro gravado durante mais quatro meses, sendo, portanto, investigados em seus dez primeiros meses de vida. Finalmente a terceira fase refere-se a um estudo adicional cuja realização foi motivada pelos achados da fase I. Para essa fase fez-se necessário compor uma nova amostra. Cinco bebês tiveram seu choro gravado durante os primeiros vinte dias de vida.

Uma vez que as fases apresentam algumas particularidades metodológicas, na medida que se fizerem necessárias, serão relatadas de forma individual.

4.1 Protocolo Experimental (Fase I)

Para o desenvolvimento deste estudo foi realizado um projeto piloto durante três meses, com bebês atendidos no setor de *Follow Up* do Instituto de Puericultura e Pediatria Martagão Gesteira (IPPMG), vinculado ao Hospital da Universidade Federal do Rio de Janeiro. A partir de então, foi ajustado o protocolo experimental que foi aplicado em bebês nascidos no Hospital Maternidade Nossa Senhora do Rosário (NSR), situado na cidade de Curitiba, PR, sob direção do Dr. Hércio Noel Porrua.

Este estudo apresenta um delineamento longitudinal, sendo o choro de cada bebê gravado 13 vezes, no período de zero a seis meses. O protocolo experimental foi desenhado com a pretensão de superar deficiências no tamanho das amostras (reduzidas) e na esparcidade dos dados, reportados na literatura do choro (Capítulo 2). Tal protocolo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do IPPMG e, posteriormente, pelo Comitê de Ética do Hospital Maternidade NSR.

4.1.1 Sujeitos

Trinta bebês nascidos no Hospital NSR compuseram a amostra da Fase I, tratando-se de uma amostra de conveniência, com bebês de ambos os sexos, não pareados (20 bebês do sexo masculino e 10 bebês do sexo feminino).

Critérios de Inclusão

O processo de seleção foi composto por cinco etapas denominadas “etapas de inclusão” sendo que cada etapa apresenta seus respectivos critérios de inclusão. Somente

integraram a amostra desta fase da pesquisa, bebês que se enquadraram em todas as etapas de inclusão.

- Inicialmente bebês recém nascidos foram selecionados com base no endereço residencial constante no registro de entrada da gestante no hospital. O endereço necessariamente deveria pertencer a três regiões: Piraquara, Uberaba e São Lourenço, prevendo a viabilidade do futuro acompanhamento do bebê em sua residência.
- Na segunda etapa de inclusão, foram verificados os prontuários dos bebês pré-selecionados visando obter informações referentes à saúde da mãe e do bebê: parecer gestacional, referente à saúde materna e fetal; parecer obstétrico, referente ao tipo de parto, idade gestacional, uso de procedimentos especiais de parto como fórceps de alívio, oxigênio materno, doses extras de anestésicos; parecer pediátrico; Apgar; e medidas antropométricas neonatais. Os detalhes do critério de inclusão foram: bebês nascidos de parto normal ou cesárea com parecer gestacional, obstétrico e pediátrico dentro dos padrões de normalidade (avaliados pelo obstetra, anestesista e pediatra presentes no parto); Apgar 9-10; e valores antropométricos de peso entre 2,700 kg e 4,700 kg e de estatura acima de 47 cm.
- A terceira etapa foi realizada na sala de apoio, onde os bebês recebem os primeiros cuidados pós-natais e onde permanecem durante aproximadamente duas horas antes de serem levados à presença da mãe, no quarto. O objetivo desta etapa foi verificar a ocorrência de hipotermia, crise de carência de

magnésio e outras alterações relativamente comuns. Foram incluídos bebês que não apresentaram alterações.

- A quarta etapa de inclusão diz respeito à aceitação dos pais frente à pesquisa. Durante a permanência do bebê na sala de apoio os pais foram abordados com o objetivo de expor e solicitar sua participação na pesquisa em questão. Aqueles pais que deram parecer favorável assinaram o termo de consentimento.
- A quinta etapa se refere à gravação do primeiro choro. Foram incluídos os bebês cujo choro foi gravado, segundo o protocolo (Anexo 02), nas primeiras 48 horas de vida. Nem sempre a aquisição do sinal de choro foi possível, uma vez que é conhecido o fato de que o neonato apresenta uma reserva alimentar de aproximadamente 72 horas e, portanto, pode solicitar espontaneamente a amamentação pela primeira vez, depois de excedido o prazo de 48 horas.

Critérios de Exclusão

Uma vez gravado o primeiro sinal satisfatoriamente, o bebê passou a integrar a amostra. Entretanto a ausência de mais de três, entre as 13 gravações sequenciais, e eventual parecer desfavorável no acompanhamento pediátrico mensal, levaram a exclusão do bebê inicialmente incluído na amostra. Foram selecionados na primeira fase 71 bebês e a pesquisa finalizou a amostra com 30 bebês, totalizando, portanto, 41 bebês excluídos da amostra inicial.

4.1.2 Aquisição de Dados

Cada bebê foi submetido a 13 gravações sequenciais, com intervalos quinzenais, realizadas no decorrer do período entre o nascimento e os seis meses de vida. Tal periodicidade, juntamente com tamanho de amostra de 30 bebês, propostos no presente estudo, ainda não haviam sido relatados na literatura científica sobre o choro de bebês.

O primeiro choro foi gravado dentro das dependências do hospital, no período das primeiras 24 horas após o nascimento e é representado nas tabelas como “choro 00”. As demais gravações foram obtidas (aos 15, 30, 45, 60, 75, 90, 105, 120, 135, 150, 165 e 180 dias de vida) na residência do bebê, mediante agendamento prévio. Todas as gravações envolvidas nessa fase do estudo foram obtidas por uma única pessoa, a pesquisadora deste projeto.

O choro de interesse desta pesquisa foi aquele espontaneamente emitido pelo bebê quando o mesmo apresentava fome. Este contexto foi escolhido, uma vez que pode ser claramente evocado e validado durante todo o período de 0-6 meses. A validação foi realizada seguindo dois critérios: tempo decorrido em relação à última mamada e comportamento do bebê antes, durante e após a mamada. Com relação ao tempo: o choro foi considerado “de fome” sempre que a última mamada tivesse ocorrido há, no mínimo, duas horas para bebês de zero a três meses e há, no mínimo, três horas para bebês de três a dez meses. Com relação ao comportamento: o choro foi considerado “de fome” desde que o bebê tenha apresentado o reflexo de procura antes da mamada, tenha mamado com regularidade durante pelo menos 8 minutos (durante a mamada) e que tenha demonstrado tranqüilidade depois da mamada. Tais cuidados levaram a um contexto satisfatoriamente controlado.

O tempo de gravação foi de 60 segundos. O início foi determinado pelo bom senso do pesquisador, que aguardou até que a emissão do bebê pudesse ser caracterizada como "choro". Isto porque, com exceção da situação onde o bebê está dormindo e acorda no horário previsto para a mamada, dificilmente este contexto evoca de imediato o choro. Em sua maioria, quando se aproxima o horário de mamada, os bebês emitem vocalizações rápidas com longos intervalos de silêncio e somente quando não atendidos em sua necessidade básica, passam a emitir o choro propriamente dito. É importante referir que as mães foram orientadas para que não conversassem ou tomassem qualquer atitude que pudesse acalmar o bebê, como certamente ocorreria numa situação do dia a dia. O interesse da pesquisa era evocar o choro num contexto controlado e não estudar o choro do bebê numa situação habitual ou sob o olhar da interação mãe-bebê. Se a mãe interagisse com o bebê todo o processo seria retardado, uma vez que de qualquer forma ele somente receberia o alimento depois de desencadear o choro. A finalização da gravação foi determinada pela passagem de 60 segundos.

4.1.3 Considerações Técnicas

O choro foi registrado em *mini disc* (MD), através de um gravador digital modelo MZ-R70 (Sony) e de um microfone direcional SM 58 (Shure). O sinal gerado na saída do gravador é analógico, fazendo-se necessária uma nova digitalização para efetivar a transferência dos dados para o computador. Esta re-digitalização foi efetuada com auxílio do software Studio Wave (Creative Labs, versão 3.20.0, 1996) utilizando placa de som Sound Blaster (Creative Labs) modelo CT 4.500 com resolução AD/DA de 16 bits, 44.100 Hz, e impedância do microfone de 600 Ω , com sensibilidade de 10 a 200 mVpp. Na

ocasião da transferência dos dados, os sinais de choro, originalmente gravados em estéreo, foram convertidos para monocanal visando a otimização do processamento.

4.2 Processamento do Sinal de Choro (Fase I)

Pré-Processamento

Uma vez transferidos, do MD para o computador, os sinais de choro foram preparados com o objetivo de se obter um processamento relativamente otimizado. Do choro original de 60 segundos foi extraído um sub-trecho com os seguintes critérios: partindo do início da gravação buscou-se um trecho contínuo de aproximadamente doze segundos que contivesse no mínimo cinco e no máximo dez unidades de choro com uma boa relação sinal ruído. Comumente as gravações continham ruídos provenientes do próprio bebê, tais como reflexos de tosse, engasgos e batidas acidentais da mãozinha no microfone, ou do ambiente de gravação, como conversas paralelas, batidas de panela, cantos de galo e latidos de cachorro. Uma vez definido o sub-trecho, o sinal de choro, originalmente gravado a 44.100 Hz, foi re-amostrado para uma taxa de 11.025 Hz, com o auxílio do aplicativo PRAAT (BOERSMA, 1998). Assim sendo, os "sinais de choro" de agora em diante referidos neste trabalho, consistem nestes sub-trechos de aproximadamente doze segundos de duração, com frequência de amostragem de 11.025 Hz.

Processamento

Apesar da existência de alguns sistemas de análise automática para sinais de voz, tais como o *Dr. Speech* (disponível em <http://www.drspeech.com>) ou o *Praat* (disponível em <http://www.fon.hum.uva.nl/praat>), no presente trabalho os choros foram analisados por um sistema especificamente desenvolvido em Matlab 6.0 (*The Mathworks*), que objetivou: implementar rotinas de recorte automático das unidades de choro integrando-as ao sistema de análise do choro como um todo, implementar algoritmos de estimação de f_0 e de formantes e implementar a análise quantitativa da ocorrência de *shift* e *gliding* (BAECK, 2004) que, a princípio, são parâmetros caracteristicamente qualitativos analisados a partir da inspeção visual do espectrograma (GREEN *et al*, 2000).

4.2.1 Rotinas de Recorte

Como já citado, não há um consenso entre pesquisadores no que se refere à significância dos atributos acústicos classicamente investigados. Além da grande diversidade de técnicas e ferramentas de estimação paramétrica, que por si poderiam justificar as divergências reportadas nos resultados, outro fator potencialmente contribuinte refere-se à metodologia de recorte das unidades de choro. Frequentemente, os sinais são recortados manualmente, imputando um possível viés à análise. Grande parte das publicações, simplesmente não reportam a metodologia utilizada para o recorte do choro ou limitam-se a expô-la de forma bastante obscura (THODÉN, 1980; ZESKIND *et al*, 1985; BOERO *et al*, 1998; ROTHGÄNGER, 2003). Não fica claro quais trechos do sinal foram analisados e como estes foram delimitados, tornando consideravelmente difícil a repetibilidade do experimento e a comparação dos achados.

Visando isentar a análise do banco de dados deste trabalho de tal viés metodológico, implementou-se um sistema de recorte automático das unidades de choro que compõem os trechos do sinal a serem analisados. A ferramenta é um aperfeiçoamento, desenvolvido por GONÇALVES (2004), da técnica de energia e taxa de cruzamento por zero proposta por RABINER (1975). Diferentemente da técnica original, que só trabalha com limiares, o sistema de recorte utilizado é baseado numa concepção de máquina de estado e tem apresentado resultados mais eficientes que a sua versão original (GONÇALVES, 2004). Para que essa ferramenta, desenvolvida para sinais de voz de adultos, pudesse ser implementada no recorte dos sinais de choro fizeram-se necessárias novas adaptações. Enquanto, na análise da fala adulta, os sons não vozeados podem representar tanto pausas quanto emissão de certas consoantes, na análise do choro os trechos não-vozeados correspondem exclusivamente às pausas (trechos vozeados correspondem ao choro). Dessa forma, foram realizadas alterações que promovessem uma efetiva separação entre trechos vozeados e não-vozeados, visando otimizar a distinção entre o ruído de fundo e os trechos de choro captados. Tal separação exigiu cuidados para que o início e fim das unidades de choro não fossem inadequadamente desprezados e para que os trechos de inspiração com energia elevada (os chamados ICKs definidos no Capítulo 2), fossem adequadamente eliminados.

4.2.2 Parâmetros Investigados

A seleção dos parâmetros descritivos do sinal de choro investigados no presente trabalho foi realizada com base na importância atribuída a cada um deles na literatura do choro e na relevância apontada em estudo anterior (BAECK e SOUZA, 2001). Entre os

parâmetros no domínio do tempo, foi investigada a *duração* das unidades de choro. Dos parâmetros espectrais foram investigados: a *frequência fundamental*, o *primeiro formante* e *segundo formante*. E, dos parâmetros espectrais derivados, aqueles baseados na dinâmica da frequência fundamental ao longo do sinal de choro, foram investigados o *shift* e o *gliding*.

Seguindo a proposta de um estudo longitudinal, todos os parâmetros referidos acima foram investigados no que se refere ao seu comportamento evolutivo ao longo do crescimento do bebê, de zero a dez meses.

4.2.3 Algoritmos Implementados

As estimações dos parâmetros investigados foram obtidas a partir de algumas das técnicas de processamento descritas no Capítulo 3, no caso de f_0 e formantes, ou por métodos especialmente desenvolvidos para a análise em questão, como no caso da detecção de *shifts* e *glidings* e da estimação da duração das unidades. A seguir, será apontado cada algoritmo implementado, dando-se ênfase às especificações definidas para a aplicação na análise dos sinais de choro deste trabalho.

Estimação de Frequência Fundamental – f_0

A f_0 foi estimada a partir de uma implementação do algoritmo HPS, por se tratar de um algoritmo de carga computacional otimizada e ser razoavelmente robusto face a ruídos. Uma vez que todos os métodos de extração de parâmetros são baseados na literatura de análise e síntese de sinais de voz, pressupondo a voz adulta, o fato de que o HPS permite a variação na quantidade de versões comprimidas do espectro (R) a serem multiplicadas,

propiciando um ajuste em função do sinal de entrada, foi amplamente considerado na escolha de tal algoritmo. A desvantagem, apontado na literatura, referente ao fato de que frequências baixas como 50 Hz podem ser obtidas com menos acurácia, não se aplica ao presente estudo, uma vez que a faixa de frequência de f_0 esperada para bebês é de 200 a 450 Hz.

Para obter a FFT a ser decimada no HPS, inicialmente foram utilizadas janelas de 25 ms (avançadas com passos de 10 ms, ocasionando um *overlap* de 60%) definidas em função da estacionariedade do sinal. Considera-se que durante a vocalização de adultos, os órgãos vocais conseguem modificar suas formas e posições de modo relativamente lento, propiciando trechos estacionários de 25 ms para vogais, e 20 ms para consoantes (RABINER, 1989). Entretanto, segundo Xie (1996) o choro infantil mostra-se ainda mais estacionário devido à imaturidade neurológica que inabilita o controle total sobre o sistema vocal, permitindo o uso de janelas de até 32 ms. Tal apontamento motivou um processo de busca de sintonia, com o objetivo de obter as melhores adaptações do algoritmo HPS ao caso de sinais de choro de bebês. Assim sendo, após uma busca exaustiva optou-se pelo uso de janelas de 30 ms, sem superposição. Com relação às demais especificações, foi utilizado um conjunto de três valores iniciais referentes à estimativa de f_0 , ajustados para 400 Hz, e a aplicação cinco decimações e multiplicações espectrais ($R = 5$).

Estimação de Formantes

As frequências de ressonância do trato vocal do bebê, F1 e F2, foram estimadas a partir de uma implementação do algoritmo de McCandless, por ser um algoritmo que

apresenta técnicas que minimizam problemas comuns na extração de formantes, como a presença de picos espúrios e a fusão de picos, eventos que podem alterar significativamente os resultados. Esse algoritmo possibilita adaptações em função do sinal a ser analisado, tanto no número de amostras em cada janela (N), que define a resolução espectral, quanto no número de coeficientes da LPC, que determina a suavização da envoltória espectral. Porém o autor aponta para o fato de que um número menor do que 14 coeficientes preditores pode aumentar significativamente as possibilidades de fusão de picos formantes em alguns sons (McCANDLESS, 1974). No presente trabalho, definiu-se o uso de uma LPC de 14 coeficientes e uma janela de 256 amostras, ambos com base no artigo original de McCandles (McCANDLESS, 1974). A opção por tais valores ocorreu considerando-se que o algoritmo de McCandles foi proposto para a análise espectral de vogais cujo modelo de produção é semelhante à produção do choro. Com $N = 256$ amostradas a 11 kHz obtém-se uma resolução espectral de aproximadamente 40 Hz. Isto significa que valores de formantes são acurados dentro de 40 Hz e que dois picos, a priori unidos, precisam ter uma distância de pelo menos 80 Hz para que possam ser detectados e separados.

Estimação da Duração das Unidades de Choro

A Figura 4.1 ilustra o tipo análise realizada pelas ferramentas computacionais desenvolvidas, quando aplicadas a sinal de choro. Das evoluções temporais representadas nestes gráficos, foram obtidos os resultados referentes a duração e a ocorrência de *shifts* e *glidings* comentados a seguir. Na parte superior da figura pode ser visto o gráfico da evolução temporal da energia do sinal de choro, contendo as demarcações das unidades de choro (azul), obtidos com a aplicação da ferramenta de recorte das unidades de choro.

Como anteriormente citado, a partir dos recortes indicados neste gráfico foram obtidas as medidas de média e dispersão da duração das unidades de choro.

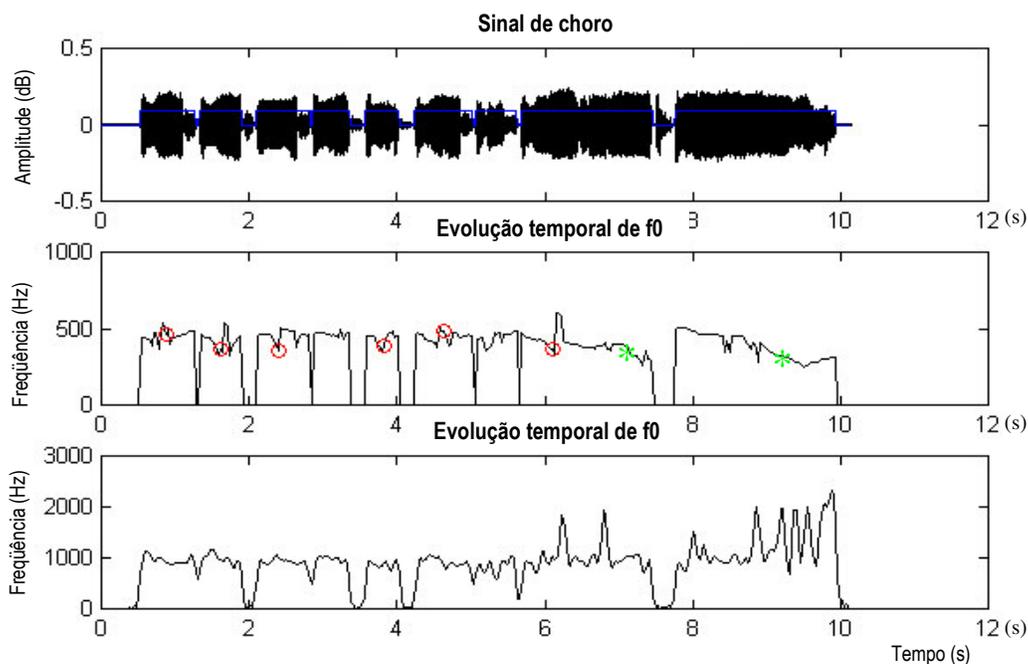


Fig. 4.1 Gráfico ilustrativo da análise de um sinal de choro realizado pelo conjunto de aplicativos computacionais desenvolvidos neste trabalho especificamente para de sinais de choro.

Detecção de shifts e glidings

A ocorrência de *shifts* e *glidings* foi estimada a partir de um algoritmo especificamente desenvolvido em *MatLab 6.0* (BAECK e SOUZA, 2004). Com base nas definições de *shifts* e *glidings* (Capítulo 3) e a partir da estimação do rastreamento de f_0 , realizado pelo algoritmo HPS, regras heurísticas foram desenvolvidas para a detecção desses dois eventos temporais associados à evolução de f_0 ao longo das unidades de choro. A parte intermediária da Figura 4.1 mostra o gráfico da evolução temporal de f_0

(correspondente ao sinal de choro da parte superior da figura) indicando as posições onde ocorreram *shifts*, marcados pelo símbolo [O] , e de *glidings*, marcados por [*] .

4.2.4 Avaliação dos Algoritmos

A avaliação dos métodos de estimação de parâmetros espectrais, f_0 e formantes, pressupõem o conhecimento a priori dos parâmetros reais no sinal a ser analisado. Uma vez que o real espectro de um sinal não é exatamente conhecido, existindo somente métodos para sua estimação, a instituição de um padrão-ouro, com o qual o resultado do método a ser avaliado seria comparado, levaria irrefutavelmente a um viés metodológico.

A técnica possivelmente mais isenta para a avaliação dos métodos de estimação implementados é aquela baseada na geração de um sinal com características desejadas e a comparação da estimação de tais características pelo método sob avaliação, isto é, um sinal de choro é sintetizado com características devidamente controladas e submetido ao método sob avaliação, permitindo uma comparação entre a estimação obtida e os valores pré-definidos na síntese do sinal. No caso de sinais de choro de bebês o sinal sintético deve possuir as características médias de f_0 e formantes observadas em sinais de choro de bebês normais, sendo desejável também a memitização de fenômenos associados às variações temporais de tais características, tais como *shifts* e *glidings*.

De acordo com o acima exposto, as avaliações dos algoritmos selecionados para as estimativas de f_0 e formantes utilizaram a síntese de sinais semelhantes a uma unidade de choro, onde os parâmetros a serem testados (f_0 ou formantes) foram devidamente controlados tanto no seu valor médio como no que se refere à sua característica de variação temporal dentro da unidade choro. Uma vez gerados, os sinais sintéticos de teste

foram processados pelos métodos de estimação implementados na presente pesquisa, e então, se fez a comparação entre os parâmetros estimados e aqueles fixados durante a síntese.

Para a quantificação da eficácia dos algoritmos, foram idealizados dois tipos de erro. O primeiro, o *Erro Médio de Estimação Temporal - EMET*, Eq. 4.1, expressa o erro associado ao rastreo temporal do parâmetro alvo:

$$EMET(\%) = \frac{\sqrt{\frac{1}{(N-1)} \sum_{i=1}^N (F_{1|real}(i) - F_{1|estim}(i))^2}}{\overline{F_{1|real}}} \cdot 100\% \quad (4.1)$$

O segundo erro, *Erro Médio na Unidade de choro - EMU*, Eq. 4.2, diz respeito ao erro cometido na avaliação da média do parâmetro alvo dentro de uma unidade de choro. Tal erro se justifica, uma vez que muitos trabalhos na literatura utilizam somente valores médios dos parâmetros e não as informações contidas nas evoluções temporais dos mesmos.

$$EMU(\%) = \frac{\overline{F_{1|real}} - \overline{F_{1|estim}}}{\overline{F_{1|real}}} \cdot 100\% \quad (4.2)$$

4.2.4.1 Construção do Padrão de Avaliação de f0

Baseado no modelo de síntese de sinal de voz apresentado no Capítulo 3, um trem de impulsos (mimetizando os pulsos glotais) foi submetido a uma função de transferência com duas frequências de ressonância (segunda ordem), em 800 e 1200 Hz, respectivamente, (mimetizando a função de transferência do trato vocal com somente dois formantes), com fator de qualidade Q variável, gerando-se um sinal que se assemelha em termos sonoros à vogal /a/. Posteriormente o sinal filtrado pela função de transferência foi modulado em amplitude por uma função que confere uma dinâmica semelhante àquela observada em uma unidade de choro de 1s de duração. No programa de síntese desenvolvido, pode-se variar o perfil temporal de f0 através do uso de diferentes funções matemáticas, permitindo a geração de perfis lineares ou constantes, perfis ascendentes e descendentes suaves (mimetizando a ocorrência de um *gliding*) e variações crescentes e decrescentes abruptas (mimetizando a ocorrência de um *shift*). As equações (4.3), (4.4) e (4.5) foram usadas para os três casos de perfis de f0.

No caso do perfil linear ou constante:

$$pitch = pitch_fundo \left[1 \pm (perc/tam_total) ind_total \cdot Ts \right] \quad (4.3)$$

onde $pitch_fundo$ é o valor de referência a partir do qual f0 será variada;

$perc$ é a percentagem de variação desejada para f0 ao longo da unidade de choro;

tam_total é o tamanho da unidade de choro sintética em segundos;

ind_total é um contador inteiro;

Ts é o inverso da frequência de amostragem.

No caso do perfil suave ascendente ou descendente:

$$pitch = pitch_fundo \left[1 \pm perc \cdot \cos(2\pi 0,7 \cdot ind_total \cdot Ts) \right] \quad (4.4)$$

No caso do perfil abrupto crescente ou decrescente:

$$pitch = pitch_fundo \left\{ 1 \pm perc \cdot \tanh \left[10 \cos(2\pi 0,4 \cdot ind_total \cdot Ts) \right] \right\} \quad (4.5)$$

Como mencionado anteriormente, o processo de busca exaustiva para se obter o melhor conjunto características específicas do algoritmo HPS que propiciasse a melhor estimativa de f_0 levou ao estabelecimento de um tamanho de janela de 30 ms. Janelas maiores ofereciam uma resolução temporal que não permite observar as variações de f_0 de interesse, ou ocasionam um atraso significativo desses comportamentos. Por outro lado, janelas menores alterariam significativamente os valores estimados para o rastreamento de f_0 , em consequência de comportamentos destrutivos propiciados pela superposição parcial das respostas impulsivas sequenciais (o final da resposta impulsiva de uma janela se superpõe ao início da resposta impulsiva da janela que vem na sequência).

As Figuras 4.2, 4.3 e 4.4 ilustram exemplos de perfis de f_0 sintetizados (gráfico superior de cada figura) e de suas respectivas estimativas pelo algoritmo HPS sob avaliação (gráfico inferior de cada figura). Vale a pena mencionar que, como os melhores resultados foram obtidos com janelas de 30 ms sem superposição, a resolução temporal da estimativa do rastreamento é baixa.

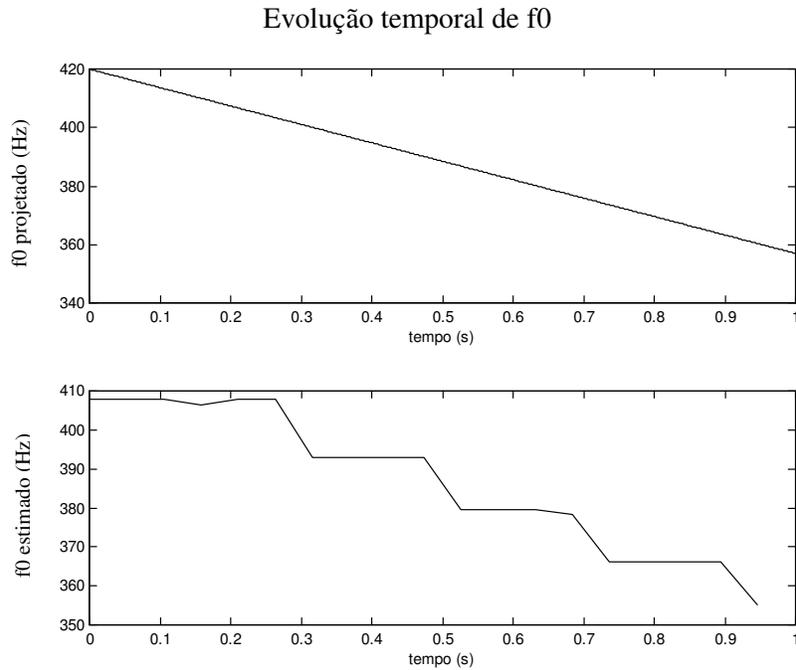


Fig. 4.2 - Perfil real (superior) e estimado (inferior) de um sinal sintetizado com f0 descendente linear

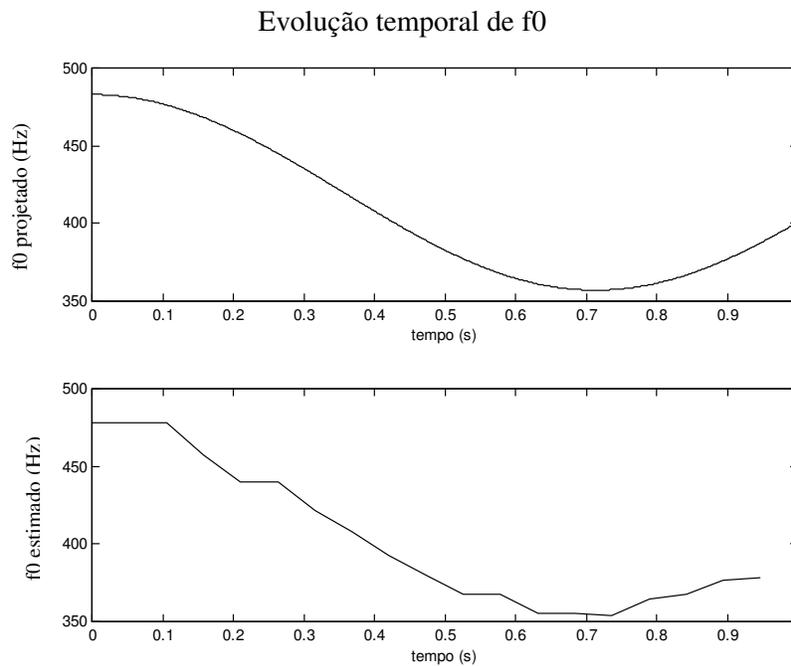


Fig. 4.3 - Perfis real (superior) e estimado (inferior) de um sinal sintetizado com f0 descendente suave (mimetizando ocorrências de *glidings*)

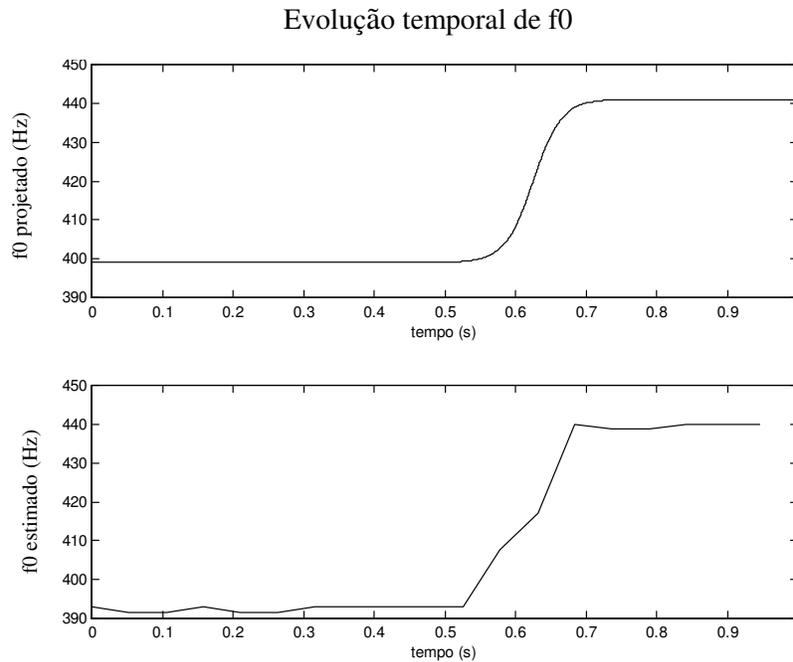


Fig. 4.4 - Perfis real (superior) e estimado (inferior) de um sinal sintetizado com f0 ascendente abrupto (mimetizando ocorrências de *shifts*)

Para a avaliação quantitativa do desempenho do algoritmo foram inicialmente sintetizados sons com diversos valores iniciais de f0 entre 250 e 450 Hz, faixa que compreende os valores esperados de f0 para o choro de bebê (WASZ-HÖCKERT *et al*, 1985; MICHELSSON e MICHELSSON, 1999). Como o comportamento para todos os valores testados foram semelhantes, fixou-se o valor de f0 inicial em 400 Hz para fazer o levantamento dos valores numéricos visando o cômputo das métricas de erro definidas na Seção 4.2.5. Outros parâmetros de síntese como o percentil de variação de f0 e o fator qualidade do filtro foram definidos em função da literatura. No entanto, seus valores foram variados com o objetivo de testar a robustez do algoritmo. O percentil de variação de f0 (*perc*) foi fixado em 10%, baseado do fato de que choros do bebê apresentam transições de f0 como *shifts* e *gliding* (BAECK, 2002) que, por definição, caracteristicamente apresentam variações dessa magnitude (KOIVISTO, 1987). Porém,

de modo a se investigar o desempenho do algoritmo de estimação, foram também sintetizados sinais com percentis de 5% e 15%. O fator qualidade do filtro (Q) está associado à largura de banda (BW) de cada frequência de ressonância enfatizada na função de transferência ($Q = \text{freq. ressonância} / \text{BW}$). Com base na literatura de sintetizadores de voz (WEMPE, 2001), foi definido um valor de $Q = 20$. O valor de Q modifica significativamente a forma de onda, estabelecendo uma relação proporcional entre tal valor e a dificuldade imposta ao algoritmo de extração. Tal fato fica mais facilmente compreendido se comparadas as formas de onda dos sons sintetizados com $Q = 2$ (Figura 4.5) e com $Q = 20$ (Figura 4.6), onde observa-se que os efeitos de um Q alto são bastante deletérios.

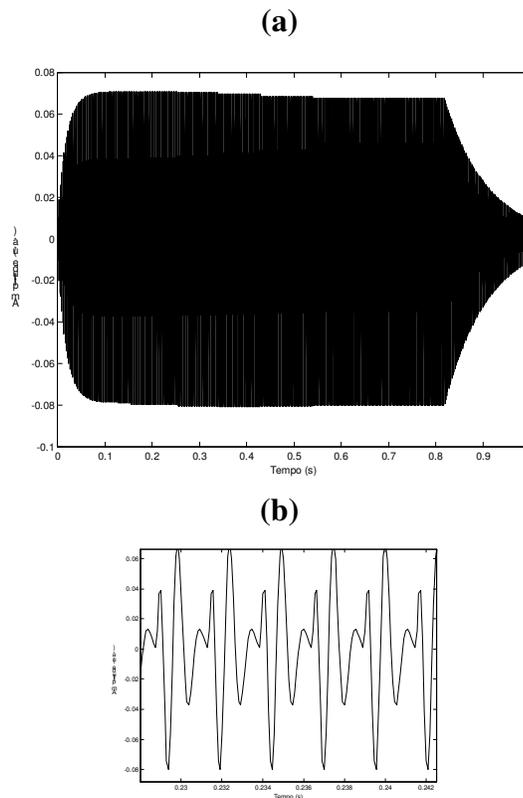


Fig. 4.5 - (a) Forma de onda do sinal sintetizado com $Q = 2$; (b) Zoom correspondente.

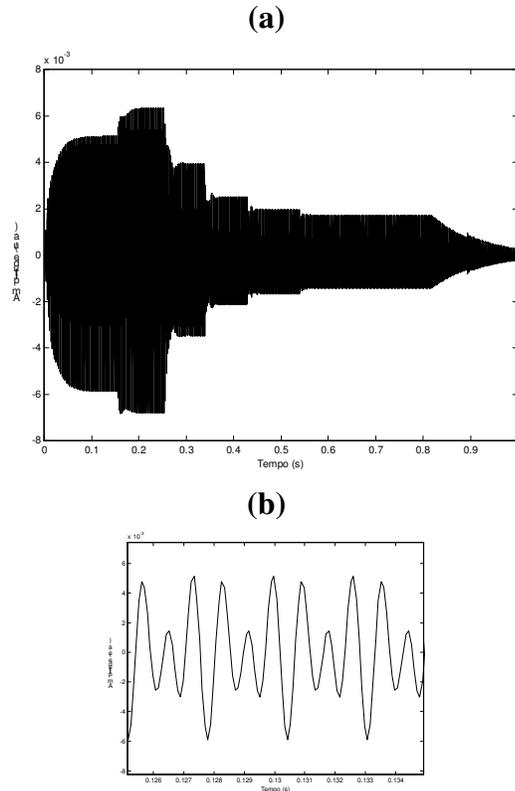


Fig. 4.6 - (a) Forma de onda do sinal sintetizado com $Q = 20$; (b) Zoom correspondente.

As características dos parâmetros do algoritmo de estimação de f_0 encontram-se detalhadas na Seção 4.2.3.

4.2.4.2 Construção do Padrão de Avaliação de Formantes

Os formantes de uma emissão são determinados pelas variações na área da seção transversal ao longo do trato vocal (BOERSMA, 1989; DELLER *et al*, 2000). Como anteriormente referido (Capítulo 3), enquanto o primeiro formante está vinculado ao grau de constrição labial efetuado pelo bebê enquanto emite o choro, o segundo formante encontra-se vinculado ao posicionamento da base da língua dentro da cavidade oral do bebê (anterior, central ou posterior). Tais vínculos serviram de base para a construção do padrão

do sinal sintetizado, utilizado para avaliar o algoritmo de estimação dos formantes implementado no presente trabalho.

Para gerar o sinal utilizado na avaliação foram consideradas as possíveis variações de posturas mandibulares que poderiam ser adotadas pelo bebê. Segundo observação experimental, o som do choro aproxima-se da vogal /a/ fazendo com que o bebê realize um breve movimento de afastamento mandibular e mantenha-o relativamente fixo ao longo de toda emissão da unidade de choro, sendo tal postura modificada, no sentido de fechamento, apenas no momento da retomada de fôlego. Foi observado que este padrão mantém-se estável ao longo dos dez meses observados. Assim sendo, a expectativa é que, no choro real, não ocorram variações de F1 muito expressivas, fato que, a priori, facilita a tarefa do algoritmo. No entanto, visando testar a robustez do algoritmo definiu-se o que poderia ser considerada a pior condição para o mesmo, onde o bebê emitiria um choro próximo ao som /uaa/, aumentando gradativamente o afastamento mandibular e, conseqüentemente, impondo uma ampla variação de F1 dentro da mesma unidade de choro. Para simular o som /uaa/, um sinal padrão de 1 s foi dividido em duas partes: os primeiros 400 ms foram sintetizados com F1 e F2 equivalentes ao da vogal /u/ e os 600 ms seguintes foram sintetizados com F1 e F2 equivalentes ao da vogal /a/. Ao observar-se os valores das freqüências de ressonância para cada uma destas vogais em vozes infantis, constantes no triângulo das vogais (Figura 4.7), obtém-se uma variação de aproximadamente 500 Hz (/u/) a 1000 Hz (/a/) para F1 e de 1350 Hz (/u/) a 1800 Hz (/a/) para F2. É importante observar que tal procedimento corresponde a uma variação de 100% para F1 e 33% para F2, sendo para ambas feita de modo abrupto (ex. de F1, Figura 4.8), tornando considerável o nível de dificuldade de detecção para qualquer algoritmo de *tracking* de formante.

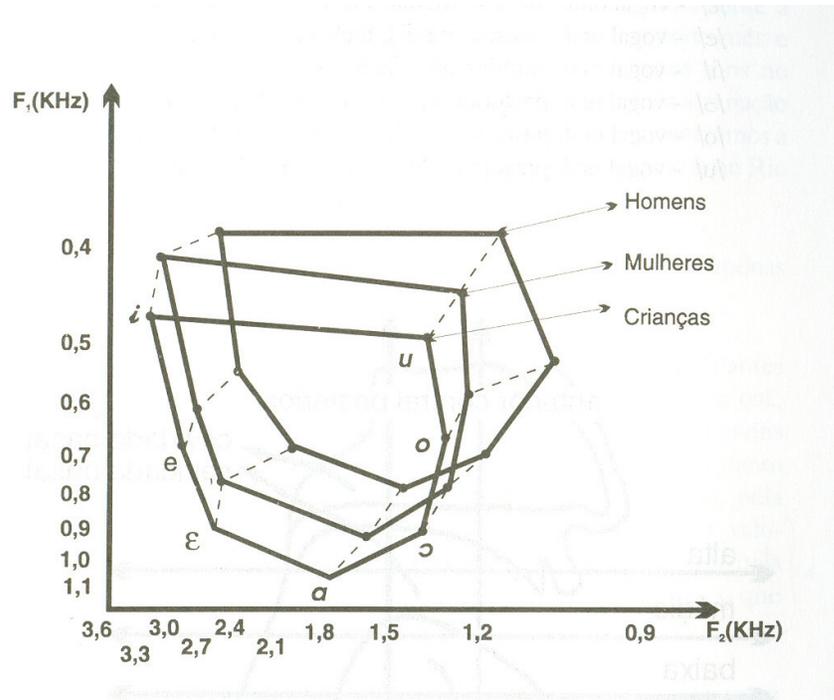


Fig. 4.7 – Médias de F1 e F2 das vogais - “triângulo das vogais” (RUSSO e BEHLAU, 93)

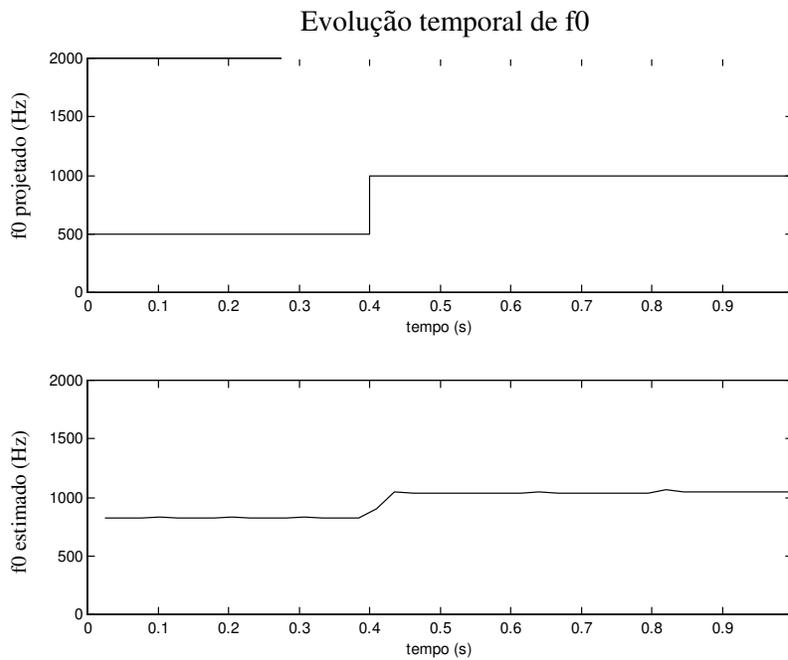


Fig. 4.8 - Perfis real (superior) e estimado (inferior) do sinal sintetizado com F1 variando de 500 a 1000 Hz (simulando a emissão sonora /uaa/)

4.3 Protocolo Experimental (Fase II)

Após o prazo inicialmente determinado de seis meses, foi solicitado aos pais que participassem da continuidade da pesquisa até que o bebê completasse 10 meses. Diante do significativo índice de rejeição dos pais de 30% dos bebês (justificado pelo incômodo de terem que, quinzenalmente, se organizarem horários em função das gravações), somado ao alto custo e à dificuldade de gravar bebês maiores respeitando o protocolo de aquisição de dados da fase I, foi definido um novo protocolo experimental para a fase II, cuja periodicidade de gravação foi reduzida para intervalos bimensais. Assim sendo, na segunda fase desta pesquisa foram gravados 21 bebês (retirados da amostra de 30 bebês da fase I) sendo que cada bebê foi submetido a duas gravações adicionais datadas de quando o bebê completou oito e dez meses de idade (240 e 300 dias). Uma vez que os dados gerados na fase II são complementares à fase I, o processamento e análise estatística foram realizados de forma idêntica nas duas fases.

4.4 Protocolo Experimental (Fase III)

Assim como na fase I, este estudo apresenta um delineamento longitudinal, sendo que o choro de cada bebê foi gravado diariamente, no período de zero a vinte dias. Este protocolo foi desenhado com a intenção de aumentar-se a resolução temporal nesse mesmo período, em relação àquela apresentada na primeira fase.

4.4.1 Sujeitos

Cinco bebês nascidos em diferentes hospitais da cidade de Curitiba compuseram a amostra. Trata-se de uma amostra de conveniência, com quatro bebês do sexo masculino e um bebê do sexo feminino.

Os bebês foram selecionados a partir de características de suas mães, que deveriam demonstrar comprometimento com a pesquisa e facilidade em manusear o equipamento de gravação. Os critérios de inclusão foram baseados na saúde da mãe e do bebê: parecer gestacional, obstétrico e pediátrico dentro dos padrões de normalidade; Apgar 9-10 e valores antropométricos de peso entre 2,700 kg e de estatura acima de 47 cm.

Uma vez satisfeitos os critérios de inclusão, o bebê passou a integrar a amostra. Entretanto a ausência de mais de cinco, entre as 20 gravações seqüenciais, e eventual parecer desfavorável no acompanhamento pediátrico mensal, levavam à exclusão do bebê inicialmente incluído na amostra. Oito bebês iniciaram o processo de gravação, porém três bebês do sexo feminino foram excluídos da amostra inicial. Um, por ter sido diagnosticado a presença de refluxo gastro-esofágico aos 15 dias de vida e dois por terem totalizado mais de cinco dias sem aquisição dos dados (sem gravação do choro). Assim sendo, como anteriormente citado, a amostra final foi composta por 5 bebês.

4.4.2 Aquisição de Dados

Cada bebê foi submetido a 20 gravações seqüenciais de seu choro, realizadas no decorrer do período entre o nascimento e os primeiros vinte dias de vida, obtendo-se uma periodicidade diária de aquisição de dados.

Alguns detalhes na aquisição do sinal diferenciam a fase III. Nessa fase, os choros foram gravados nas dependências do hospital durante todo o tempo que o bebê e a mãe permaneceram internados, variando significativamente entre os bebês o número de gravações feitas no hospital, por exemplo, um dos bebês permaneceu sete dias no hospital devido a complicações pós-parto apresentadas pela mãe. O primeiro choro (choro 00) foi obtido necessariamente durante as primeiras 24 horas de vida do bebê, diferentemente da fase I onde o mesmo podia ser obtido durante as primeiras 48 horas. Todas as gravações foram realizadas pelos pais, que foram treinados antecipadamente a manusear o equipamento de gravação, posicionar adequadamente o microfone, respeitar o ambiente e o tempo de gravação e identificar o choro de interesse desta pesquisa (choro espontâneo de fome), observando e relatando diariamente, por escrito, os termos de validação do contexto de fome: tempo percorrido desde a última mamada, reflexo de procura, regularidade da mamada e comportamento pós-mamada, detalhadamente descritos no item de aquisição de dados da fase I.

As considerações técnicas de aquisição e transferência dos sinais são idênticas às descritas na fase I.

4.5 Processamento do Sinal de Choro (Fase III)

O pré-processamento e o processamento dos sinais de choro da terceira fase mantiveram-se dentro dos mesmos critérios aplicados na fase I, com a particularidade de que apenas os valores médios da frequência fundamental foram avaliados, uma vez que foi

especificamente este parâmetro que na fase I apontou um comportamento evolutivo intrigante, motivando a realização da fase III.

4.6 Análise Estatística dos Dados

Com o objetivo inicial de verificar a correlação dos parâmetros em relação à idade do bebê, como também entre os próprios parâmetros pareados, utilizou-se o cálculo do coeficiente de correlação de *Pearson* (r).

Como os dados obtidos no presente trabalho formam num conjunto de observações intercorrelacionados temporalmente (seção 3.6), foram obtidas as tendências para cada parâmetro descritivo do choro. Inicialmente, os dados foram modelados por regressão linear e a partir do modelo linear para dados longitudinais foram estimados os parâmetros B_C e B_L . (seção 3.6.1) Posteriormente, dos parâmetros, cujas regressões lineares não pareceram representativas às observações, foram obtidas as curvas médias suavizadas *lowess*, com o objetivo de evidenciar comportamentos não lineares. A curva *lowess* (seção 3.6.2.1) foi utilizada por ser apontada na literatura como o método menos sensível a observações periféricas (*outliers*) (DIGGLE *et al*, 1996), sendo que para sua implementação foi definido um coeficiente de suavização de 0,5 (este valor varia entre 0 e 1 sendo que quanto mais próximo de um, mais suavizada é a curva) e um intervalo de confiança de 0,95.

Para que as funções pudessem ser ajustadas, fez-se necessário um procedimento para completar as observações não realizadas (*missings*), uma vez que as rotinas computacionais utilizadas não operam com matrizes de dados incompletas. O procedimento consistiu em atribuir ao dado faltante de cada bebê o valor da média das observações imediatamente anterior e posterior a ele. Nos casos onde ocorreram dois *missings* consecutivos, foram a eles atribuídos os valores absolutos do vizinho mais próximo. É importante lembrar que na primeira fase deste trabalho (0 a 6 meses) cada bebê obteve no máximo três dados faltantes (critério de exclusão). No entanto, na segunda fase apenas 21 dos 30 bebês da amostra inicial prosseguiram com as gravações, de modo que alguns bebês podem acumular até 5 *missings*, quando computadas as duas fases.

Capítulo 05

Resultados

Para uma melhor apreciação, os resultados foram divididos em três partes. Inicialmente, foram expostos os resultados referentes à avaliação das ferramentas de análise do choro, desenvolvidas no presente trabalho. Na segunda parte foram expostos os resultados dos parâmetros acústicos investigados nas fases I e II da pesquisa e, na seqüência, os resultados referentes à fase III.

5.1 Avaliação dos Algoritmos

A Tabela I mostra os valores percentuais dos erros médios do algoritmo de estimação de f_0 , considerando-se variações de 5%, 10% e 15% no perfil gerado pela simulação. De modo análogo, a Tabela II mostra o erro de estimação obtido pelos algoritmos de F1 e F2.

TABELA I: Erros percentuais do algoritmo de estimação de f_0 em função do percentual de variação de f_0 simulado

Perfil de f_0	Caract.	<i>EMET</i> 5%	<i>EMU</i> 5%	<i>EMET</i> 10%	<i>EMU</i> 10%	<i>EMET</i> 15%	<i>EMU</i> 15%
Fç Degrau	Asc	1,99	1,53	3,99	1,44	15,71	5,81
	Desc	1,63	0,21	7,91	2,14	9,55	2,67
Fç Cossen	Asc	1,32	0,37	1,51	0,02	2,12	0,48
	Desc	1,30	0,24	1,37	0,45	1,80	0,58
Fç Linear	Asc	1,07	0,22	1,20	0,32	1,47	0,64
	Desc	1,23	0,06	1,04	0,13	1,06	0,14

EMET : erro médio de estimação temporal; *EMU*: erro médio na unidade de choro

TABELA II: Erros Percentuais do Algoritmo de Estimação dos Formantes

Formante	<i>EMET</i>	<i>EMU</i>
F1	26,40	19,45
F2	28,55	24,37

EMET : erro médio de estimação temporal; *EMU*: erro médio na unidade de choro

5.2 Banco de Dados Efetivo

Como inevitavelmente acontece nos estudos longitudinais, durante a formação do banco ocorreram perdas de dados. Na fase I, quatro bebês completaram o protocolo da pesquisa com os treze sinais de choros previstos. Os 26 bebês restantes apresentaram perdas

que variam de um a três sinais por bebê, lembrando que bebês com mais de três perdas, nesta fase, foram excluídos da pesquisa. Na fase II, dos 21 bebês que prosseguiram na pesquisa, 20 finalizaram o processo com as duas gravações previstas sendo que apenas um bebê perdeu uma das gravações. Assim sendo, de uma previsão de 390 choros para a fase I e 42 choros da fase II foram obtidos 335 e 41 choros, respectivamente. Em função de tais perdas, cada “idade de gravação” apresenta um número específico de choros (Tabela III) que, efetivamente, geraram parte dos resultados expostos no presente trabalho (Tabelas V a XIII).

TABELA III Número de Choros Efetivamente Obtidos (Fase I e II)

	Idade do Bebê	Amostra Efetiva- <i>n</i> (previsão inicial)
Fase I	00 dias	30 (30)
	15 dias	30 (30)
	30 dias	29 (30)
	45 dias	30 (30)
	60 dias	29 (30)
	75 dias	28 (30)
	90 dias	23 (30)
	105 dias	20 (30)
	120 dias	28 (30)
	135 dias	25 (30)
	150 dias	27 (30)
	165 dias	26 (30)
	180 dias	27 (30)
Fase II	240 dias	21 (21)
	300 dias	20 (21)

Da mesma forma, o banco de dados da fase III sofreu perdas, sendo que dos 100 sinais previstos (vinte para cada bebê) foram obtidos 84. A Tabela IV mostra os choros efetivamente obtidos na terceira fase que geraram os resultados expostos na Tabela XIV.

TABELA IV: Número de Choros Efetivamente Obtidos (Fase III)

Idade do Bebê	Amostra Efetiva (previsão inicial)
00 dias	5 (5)
01 dia	4 (5)
02 dias	5 (5)
03 dias	5 (5)
04 dias	5 (5)
05 dias	3 (5)
06 dias	4 (5)
07 dias	5 (5)
08 dias	3 (5)
09 dias	5 (5)
10 dias	3 (5)
11 dias	4 (5)
12 dias	4 (5)
13 dias	4 (5)
14 dias	5 (5)
15 dias	5 (5)
16 dias	4 (5)
17 dias	5 (5)
18 dias	2 (5)
19 dias	5 (5)
20 dias	4 (5)

5.3 Resultados da Fase I e II

Os resultados expostos nesta seção referem-se àqueles da fase I e II em conjunto, representando integralmente o período investigado.

A Tabela V mostra os resultados globais dos parâmetros investigados, expressos por uma faixa de valores médios obtidos a partir de todos os bebês e todos os períodos investigados.

TABELA V: Faixa de Valores Médios Globais do Choro

Formantes	Valores Globais
Duração (s)	0,89 (\pm 0,37) a 1,72 (\pm 0,54)
f0 (Hz)	367 (\pm 78) a 408 (\pm 72)
<i>shift</i>	1 a 14
<i>gliding</i>	1 a 4
F1 (Hz)	1059 (\pm 293) a 1122 (\pm 293)
F2 (Hz)	1996 (\pm 263) a 2358 (\pm 205)

Nas Tabelas de VI a X são expostos os valores da média e desvio padrão, para cada instante de observação do estudo longitudinal, dos seis parâmetro descritivos do choro investigados: duração das unidades de choro (Tabela VI), frequência fundamental f0 (Tabela VII), *shift* e *gliding* (Tabela VIII) e os formantes F1 e F2 (Tabelas IX e X, respectivamente).

TABELA VI: Média e Desvio Padrão da Duração das Unidades de Choro

Idade do Bebê (dias)	Duração (s) ME (± DP)	N
00	0,90 (± 0,21)	30
15	0,93 (± 0,26)	30
30	0,89 (± 0,31)	29
45	1,03 (± 0,39)	30
60	1,14 (± 0,34)	29
75	1,23 (± 0,38)	28
90	1,24 (± 0,38)	23
105	1,28 (± 0,40)	20
120	1,24 (± 0,41)	28
135	1,45 (± 0,43)	25
150	1,44 (± 0,43)	27
165	1,53 (± 0,46)	26
180	1,66 (± 0,47)	27
240	1,68 (± 0,50)	21
300	1,72 (± 0,53)	20

TABELA VII: Média e Desvio Padrão de f0 dos Choros

Idade do Bebê (dias)	f0 (Hz) ME (± DP)	n
00	397 (± 86)	30
15	364 (± 78)	30
30	399 (± 79)	29
45	408 (± 72)	30
60	404 (± 83)	29
75	389 (± 85)	28
90	403 (± 83)	23
105	396 (± 82)	20
120	405 (± 85)	28
135	391 (± 85)	25
150	406 (± 97)	27
165	400 (± 94)	26
180	395 (± 87)	27
240	417 (± 74)	21
300	415 (± 84)	20

TABELA VIII: Ocorrência de *shift* e *gliding*

Idade do Bebê (dias)	Ocorrência de <i>Shift</i>	Ocorrência de <i>Gliding</i>
00	14	1
15	10	2
30	8	4
45	5	2
60	5	3
75	9	1
90	7	2
105	9	1
120	6	1
135	8	4
150	4	2
165	6	2
180	6	3
240	1	1
300	2	4

TABELA IX: Média e Desvio Padrão de F1

Idade do Bebê (dias)	F1 (Hz) ME (\pm DP)	<i>n</i>
00	1116 (\pm 242)	30
15	1080 (\pm 269)	30
30	1077 (\pm 260)	29
45	1122 (\pm 293)	30
60	1121 (\pm 278)	29
75	1090 (\pm 274)	28
90	1093 (\pm 313)	23
105	1090 (\pm 268)	20
120	1095 (\pm 288)	28
135	1094 (\pm 284)	25
150	1101 (\pm 269)	27
165	1076 (\pm 278)	26
180	1084 (\pm 254)	27
240	1059 (\pm 269)	21
300	1075 (\pm 213)	20

TABELA X: Média e Desvio Padrão de F2

Idade do Bebê (dias)	F2 (Hz) ME (± DP)	<i>n</i>
00	2130 (± 312)	30
15	2124 (± 314)	30
30	2139 (± 323)	29
45	2234 (± 320)	30
60	2256 (± 329)	29
75	2250 (± 278)	28
90	2253 (± 299)	23
105	2158 (± 287)	20
120	2207 (± 313)	28
135	2134 (± 306)	25
150	2026 (± 281)	27
165	1996 (± 263)	26
180	2070 (± 290)	27
240	2098 (± 295)	21
300	2358 (± 217)	20

A seguir estão expostos os resultados do cálculo do coeficiente de correlação de *Pearson (r)* ($p = 0,05$) dos parâmetros entre si (pareados) (Tabela XI), assim como dos parâmetros em relação à idade do bebê (Tabela XII)

TABELA XI: Correlação de *Pearson (r)* entre os parâmetros pareados ($p = 0,05$)

Parâmetro/ Parâmetro	Coef. <i>Pearson (r)</i>
dur/f0	0,46
dur/F1	- 0,52
dur/F2	- 0,13
dur/sh	- 0,67
dur/gl	0,18
f0/F1	0,14
f0/F2	0,22
f0/sh (01 a 300)	- 0,68
f0/sh (30 a 300)	- 0,90
f0/gl	0,03
F1/F2	0,23
F1/sh	0,30
F1/gl	- 0,11
F2/sh	- 0,10
F2/gl	0,25
sh/gl	- 0,22

TABELA XII: Correlação de *Pearson* (r) entre os parâmetros e a idade do bebê ($p = 0,05$)

Idade/ Parâmetro	Coef. <i>Pearson</i> (r)
id/dur	0,95
id/f0	0,55
id/F1	- 0,58
id/F2	0,02
id/sh	- 0,72
id/gl	0,24

Os resultados referentes às observações paramétricas individuais (para cada bebê) (Apêndice 2) foram expressos graficamente através de *scatterplots*. Acoplados a esses gráficos são apresentadas curvas que expressam a tendência de evolução média do comportamento dos parâmetros descritivos do choro. A primeira seqüência de gráficos refere-se à seqüência de regressões lineares de cada parâmetro investigado: duração das unidades de choro (Figura 5.1), f0 (Figura 5.2), *shift* (Figura 5.3), *gliding* (Figura 5.4) e os formantes F1 e F2 (Figuras 5.5 e 5.6).

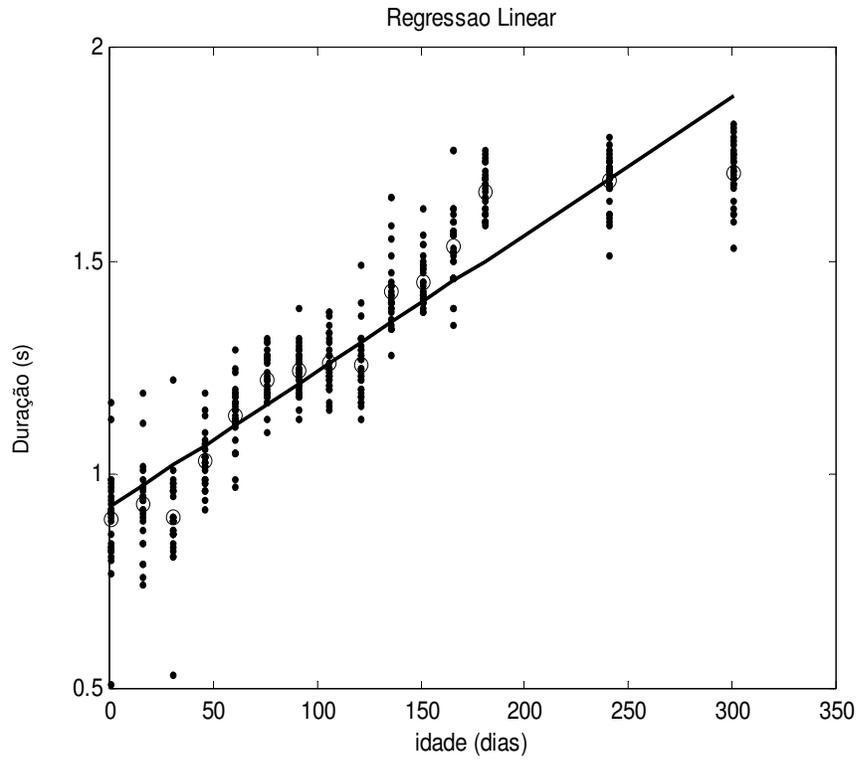


Fig. 5.1 – Modelo de regressão linear dos dados de duração das unidades de choro

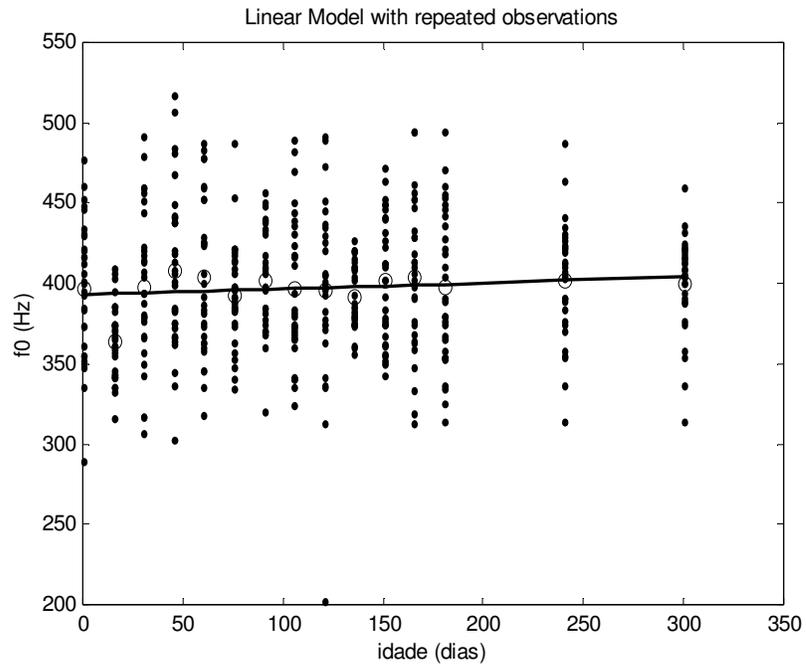


Fig. 5.2 – Modelo de regressão linear dos dados de f0 do choro

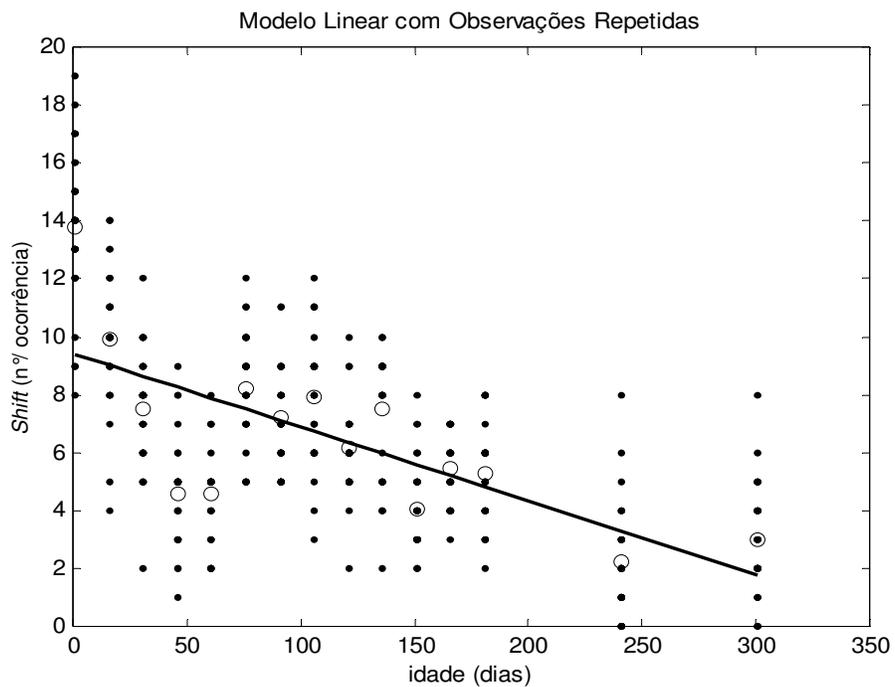


Fig. 5.3 – Modelo de regressão linear dos dados da ocorrência de *shift*

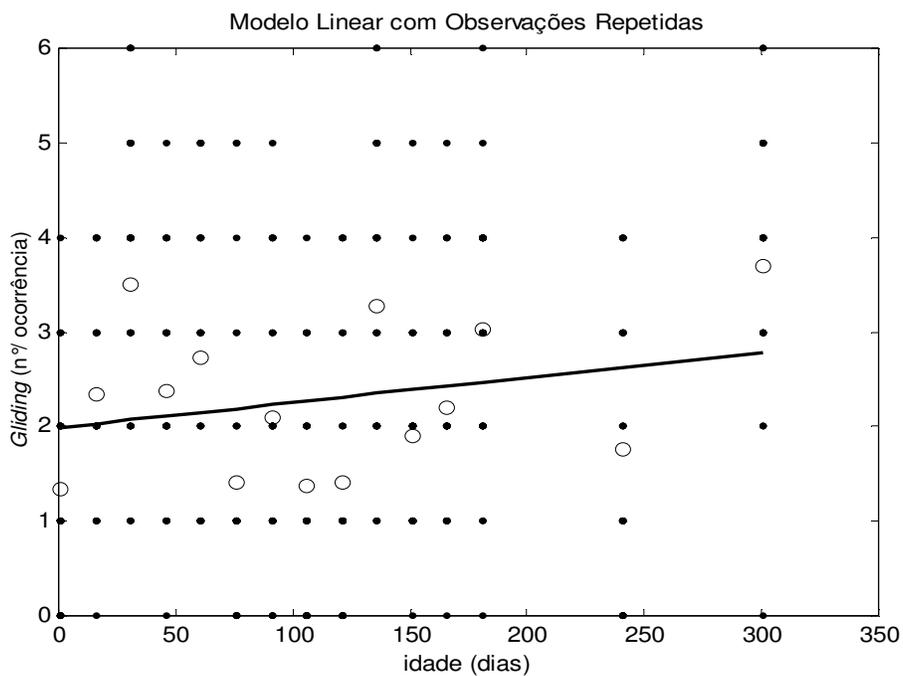


Fig. 5.4 – Modelo de regressão linear dos dados da ocorrência de *gliding*

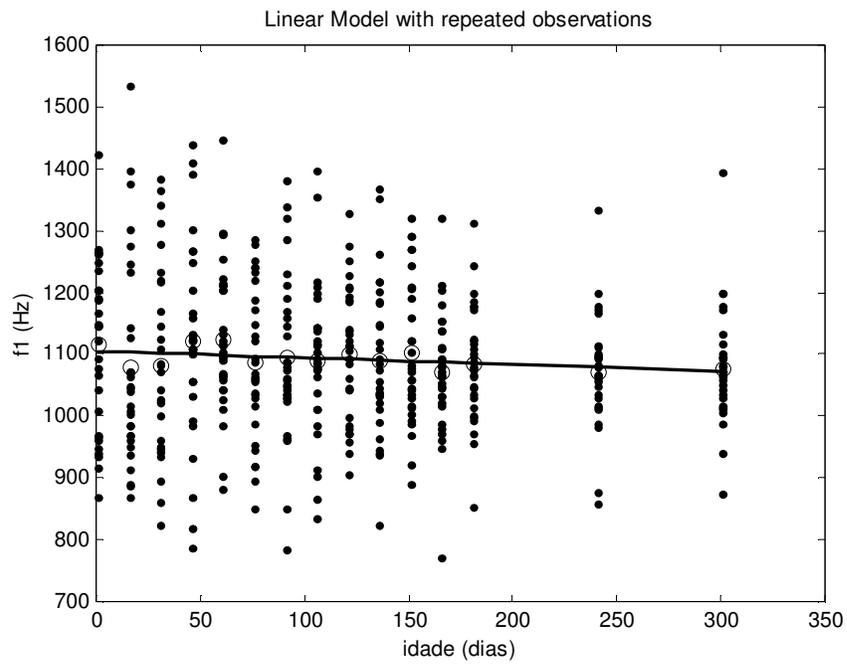


Fig. 5.5 – Modelo de regressão linear dos dados de F1 do choro

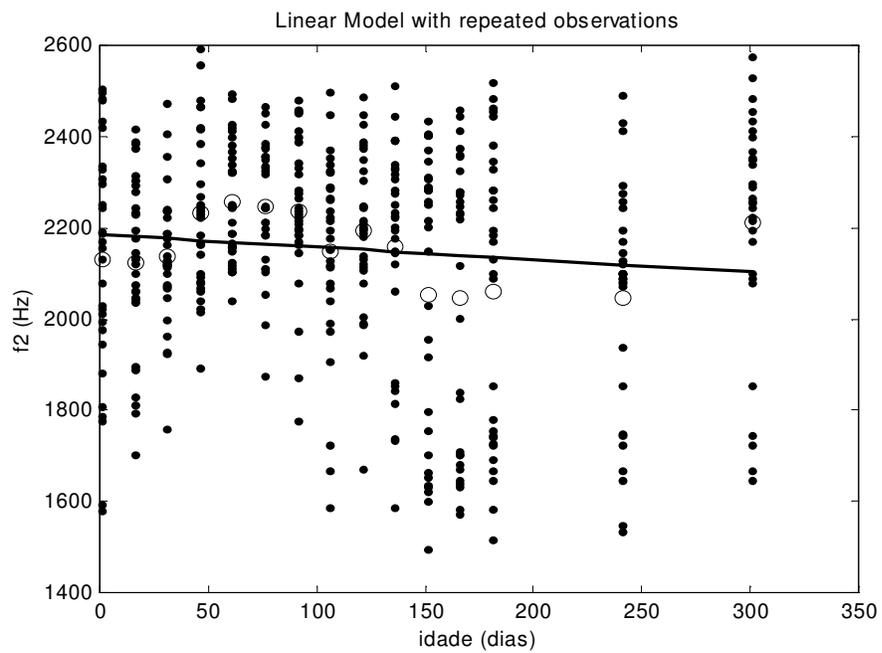


Fig. 5.6 – Modelo de regressão linear dos dados de F2 do choro

Os parâmetros B_C e B_L do modelo linear para dados longitudinais foram obtidos para cada parâmetro descritivo do choro (Tabela XIII).

TABELA XIII: Parâmetros B_C e B_L do modelo linear para dados longitudinais

Parâmetro Descritivo do Choro	B_C	B_L	
duração	0,9 s	0,0032 s/dia	0,0960 s/mês
f0	392,9 Hz	0,0365 Hz/dia	1,0950 Hz/mês
<i>shift</i>	9,4 ocorr	-0,0254 ocorr/dia	-0,7620 ocorr/mês
<i>gliding</i>	2,0 ocorr	0,0027 ocorr/dia	0,0810 ocorr/mês
F1	1105,2 Hz	-0,1057 Hz/dia	-3,1710 Hz/mês
F2	2185,0 Hz	-0,2750 Hz/dia	-8,2500 Hz/mês

Com o objetivo de evidenciar um possível comportamento não linear presente no trecho inicial da evolução de f0 (não modelado pela regressão linear), a curva média das observações desse parâmetro foi suavizada com a regressão não paramétrica *lowess*. No gráfico (Figura 5.7) encontram-se expostos, tanto o modelo de regressão linear quanto a média paramétrica suavizada. A curva *lowess* foi também gerada para outros parâmetros, nos quais a regressão linear não se mostrou representativa dos dados. Foram eles: *shift* (Figura 5.10), *gliding* (Figura 5.11) e F2 (Figura 5.12).

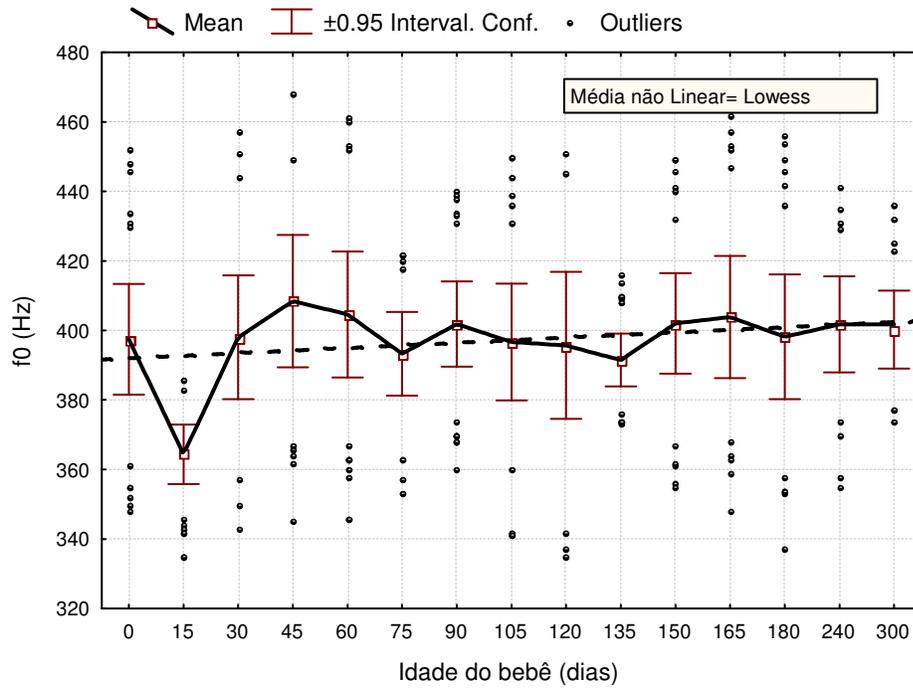


Fig. 5.7 – Curva *lowess* (—) e regressão linear (- - -) de f_0

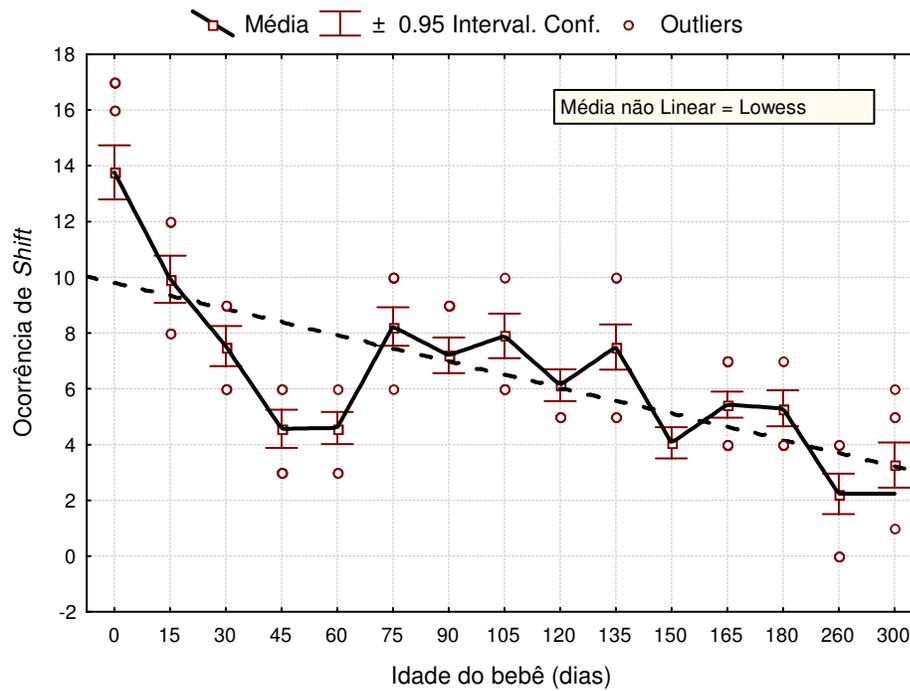


Fig. 5.8 – Curva *lowess* (—) e regressão linear (- - -) de *shift*

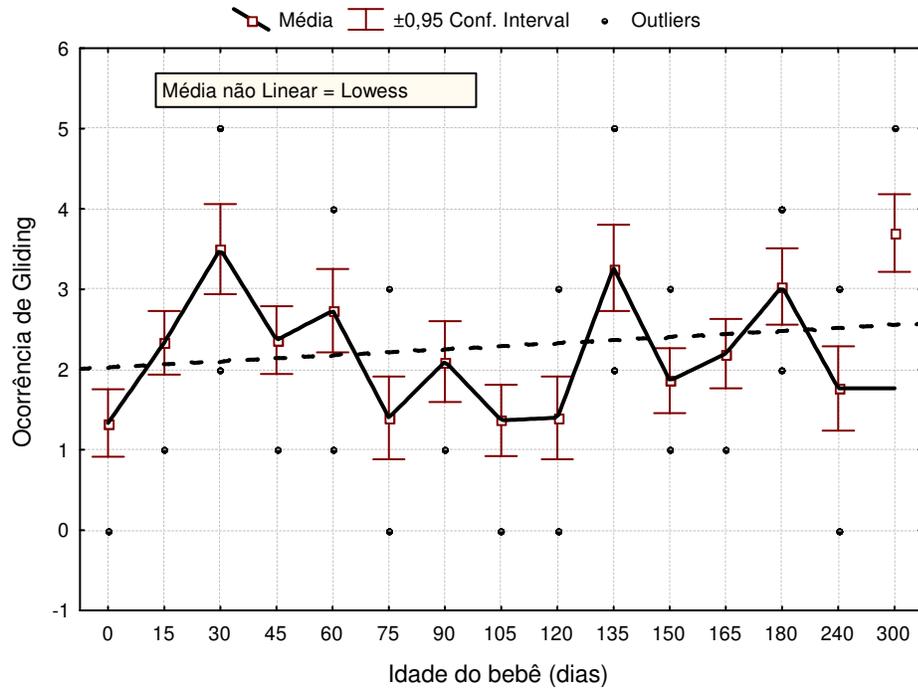


Fig. 5.9 – Curva *lowess* (—) e regressão linear (- - -) de *gliding*

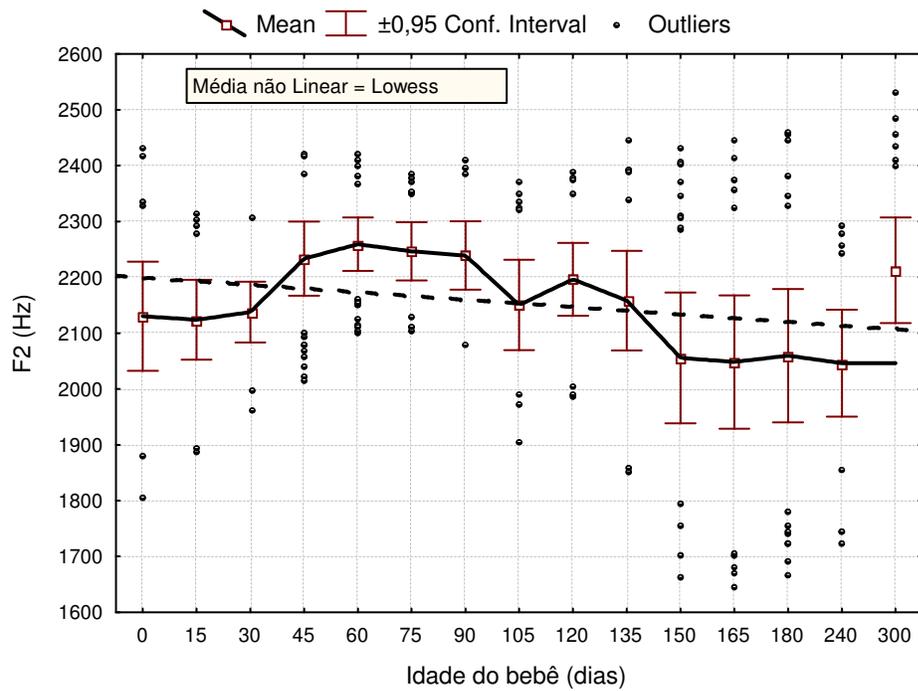


Fig. 5.10 – Curva *lowess* (—) e regressão linear (- - -) de F2

5.4 Resultados da Fase III

A Tabela XIV mostra os valores de média e desvio padrão da frequência fundamental obtidos nos 20 primeiros dias de vida do bebê. De modo a facilitar a visualização da tendência de tais dados ao longo do crescimento do bebê, os valores expostos nesta tabela são ilustrados na forma gráfica na Figura 5.6.

A exemplo da fase I e II, os resultados individuais dessa fase foram expostos junto à curva de tendência, de forma gráfica (Figura 5.11).

TABELA XIV: Média e Desvio Padrão de f0 dos Choros (0-20 dias)

Idade do Bebê (dias)	f0 (Hz) ME (± DP)	<i>n</i>
00	402 (± 83)	5
01	400 (± 96)	4
02	402 (± 68)	5
03	400 (± 69)	5
04	394 (± 75)	5
05	392 (± 67)	3
06	392 (± 61)	4
07	389 (± 74)	5
08	390 (± 80)	3
09	384 (± 56)	5
10	383 (± 67)	3
11	381 (± 61)	4
12	376 (± 77)	4
13	361 (± 67)	4
14	378 (± 72)	5
15	373 (± 74)	5
16	385 (± 65)	4
17	389 (± 72)	5
18	398 (± 76)	2
19	403 (± 83)	5
20	407 (± 98)	4

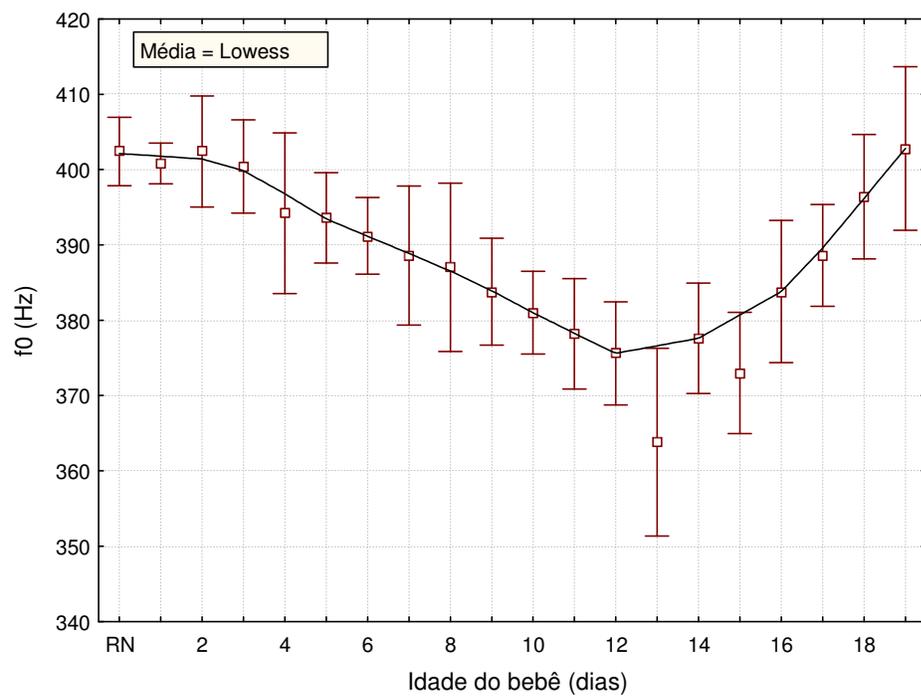


Figura 5.11 – Curva lowess de f0 da fase III (0 a 20 dias)

Capítulo 06

Discussão

6.1 Questões Metodológicas

6.1.1 Amostra, Frequência de Amostragem e Recorte do Sinal

As significativas deficiências relacionadas a questões metodológicas existentes na literatura tornam a comparação de resultados pouco estimulante. Além da deficiência no número de bebês investigados e na frequência de obtenção dos choros, que geram dados insuficientes para análises estatísticas substanciais (discutido a seguir), a literatura é fortemente marcada pela falta de clareza no relato das técnicas de recorte e pré-processamento dos sinais analisados (THODÉN, 1980; ZESKIND *et al*, 1985; FORT *et al*, 1996; BOERO *et al*, 1998; FORT e MANFREDI, 1998; ROTHGÄNGER, 2003). Os recortes parecem conduzidos de forma manual e subjetiva, fazendo com que o método

implementado seja apenas parcialmente descrito ou simplesmente omitido. Tal fato cria obstáculos à possibilidade de repetir o experimento nas mesmas condições, assim como empobrece a discussão sobre os achados. A ferramenta de recorte desenvolvida no escopo do presente trabalho torna possível separar de forma totalmente automática os trechos a serem analisados (unidades de choro) dos trechos a serem excluídos (inspirações do bebê). Ao eliminar sistemas de recorte subjetivos que dependem da sensibilidade de cada pesquisador, se ganha transparência na análise dos dados como um todo.

Com relação à falta de um conjunto de dados mais representativo na pesquisa longitudinal do choro (ROOB e SAXMAN, 1985, 1988, 1989; GILBERT e ROBB, 1996; HSU *et al*, 2000; LIND e WERMKE, 2002; ROTHGÄNGER, 2003), um fator parece contribuir fortemente para que tais deficiências metodológicas se mantenham. Esse fator refere-se ao próprio delineamento longitudinal que, inevitavelmente, propicia uma perda importante de choros, no decorrer da formação do banco de dados, devido à dificuldade de se obter a cooperação da mãe, no sentido de comparecer com o bebê à entidade de pesquisa, na frequência desejada pelo pesquisador. Assim sendo, freqüentemente são encontrados na literatura estudos que perfazem, por exemplo, três observações seqüenciais numa amostra de seis bebês (WERMKE *et al*, 2002) ou apenas duas observações, em sete bebês (SCHEINER *et al*, 2002); ambos para representar um período total de seis meses de vida do bebê. Quando não são as duas características metodológicas (tamanho da amostra e frequência de gravação) que se mostram pouco representativas, o incremento de uma característica parece vir em detrimento da outra. Rothgänger (2003) se destaca pelo tamanho da amostra de 15 bebês; porém, para representar o período de um ano submeteu cada bebê a somente seis gravações, gerando dados longitudinais bimensais. Por outro lado, Gilbert e Robb (1996) destacaram-se pela resolução temporal, submetendo cada bebê a

doze gravações no período de um ano (intervalos mensais), porém sua amostra foi composta por apenas quatro bebês. Na mesma linha, Lind e Wermke (2002) destacaram-se por apresentar uma surpreendente frequência de gravação diária, no período de nove a noventa dias de vida do bebê; porém, seus achados perdem capacidade de generalização por se tratar da investigação do choro de um único bebê.

Considerando-se, concomitantemente, o tamanho da amostra e a frequência de amostragem, o trabalho de Rothganger (2003), com 15 bebês gravados bi-mensalmente no período de um ano, consiste no estudo longitudinal mais representativo relatado na literatura até a presente data, confirmando a carência de estudos nessa linha de pesquisa. O presente estudo contribui na direção de superarem-se tais deficiências, perfazendo um estudo longitudinal baseado em 15 gravações seqüenciais do choro de 30 bebês, durante seus dez primeiros meses de vida.

6.1.2 Análise de Tendências

Outra questão metodológica que foi observada na comparação dos achados deste trabalho com aqueles apontados na literatura, refere-se ao método utilizado para definir tendências. Embora grande parte dos autores de estudos longitudinais de choro apresente seus resultados simplesmente expondo os valores médios e de variância dos parâmetros investigados ou, um pouco além, descrevendo, por extenso, as mudanças de tais estatísticas sumárias entre os períodos investigados, alguns autores (GILBERT e ROBB, 1996; ROTHGANGER, 2003) submeteram suas observações a uma análise de regressão linear e, a partir desta, concluíram por uma determinada tendência. Tal análise tenta modelar, como o próprio nome sugere, uma tendência linear ao conjunto de observações, o que nem

sempre parece ser a melhor representação. No presente trabalho, as observações referentes a cada parâmetro investigado foram inicialmente ajustadas com um modelo linear (Figuras 5.1 a 5.6). No entanto, uma vez que os modelos lineares podem não descrever perfeitamente o fenômeno e ocultar, integralmente ou parcialmente, determinadas informações contidas nos dados, optou-se por implementar a curva média suavizada *lowess* (Figuras 5.7 a 5.12), que permite evidenciar eventuais comportamentos não lineares. No decorrer da discussão poderá ser observado que a análise do comportamento dos parâmetros descritivos do choro com um modelo linear parece acarretar perda de informações importantes.

6.2 Avaliação dos Algoritmos

Os algoritmos de estimação dos parâmetros descritivos, que compõem o sistema de análise automática desenvolvido no presente trabalho, foram avaliados no que se refere a sua capacidade de rastrear adequadamente os parâmetros ao longo do sinal de choro.

Para a estimação de f_0 com um percentual de variação de 10%, os resultados apontam um erro médio de estimação temporal (EMET) na faixa de 1,04 a 7,91% e um erro médio na unidade de choro (EMU) entre 0,02 e 2,14%, ambos mostrando erros mais significativos para a função degrau, o que parece razoável, uma vez que tal função gera um perfil de f_0 mais abrupto; impondo um maior grau de dificuldade para o algoritmo. Foram também testados os desempenhos do algoritmo para percentuais de variação de f_0 de 5% e 15%, representando avaliações, respectivamente, abaixo e acima dos 10%

originalmente fixados nas definições de *shifts* e *glidings*. Como esperado, o algoritmo erra menos com uma variação de f_0 de 5% e erra mais com uma variação de 15% (Tabela I). Embora com desempenho mais satisfatório, de 1,07 a 1,99 % para o EMET e 0,06 a 1,53 para o EMU (com os maiores valores novamente para a função degrau), uma variação percentual de f_0 de 5% representa uma característica menos restritiva do que aquela esperada para f_0 de sinais de choro, quando da ocorrência de *shifts* e *glidings* (KOIVISTO, 1987). Variações de f_0 de 15% apresentaram erros consideravelmente superiores aos observados para variações de 10%, mostrando um EMU de até 15,71% na função degrau ascendente.

Para a estimação de F1 e F2 os resultados apontam erros que também podem ser considerados baixos (Tabela II), atestando que os algoritmos implementados no presente trabalho apresentam boa capacidade de rastrear as principais características do sinal sintetizado utilizado na avaliação, sendo razoável supor-se que também sejam capazes de gerar perfis paramétricos apropriados para sinais de choro reais.

6.3 Achados

Os estudos longitudinais do choro naturalmente priorizam a investigação do comportamento evolutivo da frequência fundamental, uma vez que este parâmetro é apontado na literatura como sendo a característica acústica mais efetiva para diferenciar padrões de choro (GILBERT e ROBB, 1996; LIND e WERMKE, 2002). No entanto, a importância de se investir em pesquisas do comportamento evolutivo de outros atributos

acústicos do choro fica evidenciada pelos achados do presente trabalho (Tabela XII), que apontaram a correlação entre o crescimento do bebê e a evolução temporal de duração, primeiro formante e ocorrência de *shift*.

Parâmetros descritivos temporais, como duração média das unidades de choro, apesar de serem amplamente investigados em estudos transversais com bebês recém-nascidos (WASZ-HÖCKERT *et al* 1968; MÜLLER *et al* 1974; FORT e MANFREDI, 1998), quase não tem sido abordados em estudos longitudinais. No presente trabalho a duração média e dispersão associada das unidades de choro foram investigadas ao longo do crescimento do bebê. Os achados apontam para um comportamento ascendente, onde, à medida que cresce o bebê emite unidades de choro cada vez mais duradouras, evoluindo de 900 ms, quando recém-nascidos, para 1720 ms aos 10 meses de vida. Tais achados foram comparados com aos resultados obtidos por Rothganger (2003) que recentemente investigou a “duração do choro” ao longo do primeiro ano de vida dos bebês. Embora, o autor não tenha especificado exatamente a que trecho do episódio de choro tal termo se referia, considerando-se a proximidade de dimensões dos valores mostrados nos resultados dos dois trabalhos, parece razoável supor que a “duração do choro” investigada por Rothganger (2003), seja semelhante à “duração das unidades de choro” investigada no presente estudo. Os resultados obtidos por Rothganger (2003) apontaram para uma evolução ascendente da duração do choro, evoluindo de 857 ms, em bebês recém nascidos, para 1043 ms, quando os bebês atingem um ano de vida, com uma correlação entre crescimento e comportamento paramétrico de $r = 0,76$ ($p = 0,01$). Tais achados revelam semelhanças importantes com as observações do presente trabalho; ambos apontaram correlação positiva entre as variáveis (correlação deste trabalho apontada na Tabela XII), mostrando um comportamento paramétrico com tendência basicamente ascendente ao

longo dos períodos investigados; e ambos corroboram no que se refere aos valores médios de duração das unidades de choro para recém-nascidos. Pode ser observada uma diferença na duração do choro em bebês maiores, sendo que a presente pesquisa obteve valores consideravelmente mais altos.

Além de apontar a ascendência como a tendência comportamental da duração ao longo dos dez meses investigados, os resultados mostram os parâmetros do modelo linear para dados longitudinais (seção 3.6.1), que acrescentam informações interessantes aos apontamentos, sendo verificada uma taxa média de 0,096 s/mês (Tabela XIII).

A tendência ascendente no comportamento evolutivo da duração (Figura 5.1) pode ser explicada por dois fatores que atuam em paralelo: o aumento da capacidade pulmonar (fator respiratório) e o controle sobre o fluxo expiratório (fator neurológico). O aumento da capacidade pulmonar, em decorrência do crescimento anatômico dos pulmões, provê um aumento do volume de ar circulante. Uma vez que a duração de cada unidade de choro depende diretamente do volume de ar expirado (KOIVISTO, 1987), parece razoável que ao longo do crescimento do bebê a duração de suas unidades de choro recebam um incremento proporcional ao aumento de sua capacidade pulmonar. Em paralelo, a intensa maturação neurológica que ocorre no primeiro ano de vida do bebê, aos poucos viabiliza movimentos de fechamento da glote mais coordenados e estáveis (LEGIDO, 1998) fazendo com que o bebê possa regular a passagem do fluxo de ar expiratório de forma mais efetiva e, assim, com um mesmo volume de ar promover um choro mais prolongado.

A frequência fundamental, como diversas vezes citado, é o parâmetro mais amplamente investigado, sendo até mesmo encontrados estudos baseados exclusivamente neste descritor do choro (ROBB *et al*, 1985, 1989; SORENSON, 1989; GILBETR e

ROBB, 1996; BAECK e SOUZA, 2006b). As pesquisas convergem no que se refere à faixa de valores médios que podem ser assumidos pela f_0 , definido entre 350-500 Hz (MURRY *et al*, 1976; MICHELSSON *et al*, 1982; GRAU *et al*, 1995); porém, a mesma convergência não ocorre quando é discutida a evolução desses valores ao longo do crescimento do bebê. Ao mesmo tempo em que o comportamento evolutivo da f_0 é descrito como ascendente por alguns autores (FAIRBANKS, 1942; ROTHGÄNGER, 2003), podem ser encontradas publicações que apontam para uma evolução claramente descendente (KENT, 1976; ROBB e SAXMAN, 1985).

Numa década onde a pesquisa do choro ainda começava a despertar o interesse dos pesquisadores e a investigação de recém-nascidos era prioritária, Fairbanks (1942) foi um dos pioneiros na pesquisa longitudinal da frequência fundamental do choro. Seus achados mostraram que o parâmetro apresenta um acréscimo no valor médio à medida que o bebê fica mais velho. Tal acréscimo foi atribuído à influência da maturação neurológica que, com o crescimento do bebê, propicia um controle sobre os movimentos musculares voluntários da laringe, sobretudo das pregas vocais. O autor foi um dos precursores em defender que o choro no nascimento constitui-se numa produção vocal reflexiva (involuntário) e que ao longo do tempo o bebê passa a apresentar um comportamento vocal intencional. Três décadas mais tarde, em oposição a estes achados, alguns poucos estudos apontaram para o decréscimo da f_0 ao longo do crescimento do bebê (KENT, 1976; ROBB e SAXMAN, 1985). A tendência decrescente foi atribuída ao efeito do crescimento anatômico do aparelho fonador, mais especificamente ao aumento no comprimento e espessura das pregas vocais, situadas na laringe. A conclusão foi sustentada pelos conceitos da física acústica que afirma que num sistema oscilatório simples, a frequência de oscilação é inversamente proporcional à massa, ou seja, quanto maior a massa de uma corda vibrante,

menor a frequência de oscilação, mantidos o comprimento e a tensão mecânica (KENT e READ, 1996). Somente a partir de 1990, a literatura do choro apresentou um número levemente mais expressivo de trabalhos longitudinais, sendo que grande parte deles voltou a mostrar um comportamento evolutivo da f_0 ascendente, corroborando os achados iniciais de Fairbanks (1942). Gilbert e Robb (1996) investigaram o choro de fome, acompanhando mensalmente os valores médios da f_0 , e seus resultados mostraram um aumento significativo do parâmetro ao longo do crescimento do bebê. Mais uma vez o comportamento ascendente foi atribuído à passagem de um “choro reflexivo” para um comportamento vocal intencional. Mais recentemente, Wermke *et al.* (2002) também apontaram para um comportamento evolutivo ascendente da f_0 . No entanto, em seguida, um novo trabalho do mesmo grupo de pesquisa (LIND e WERMKE, 2002), ao impor uma resolução temporal significativamente maior (gravações diárias do choro, no período de nove a noventa dias), afirmou haver tendências de incremento da f_0 exclusivamente nos choros menores que 0,8 s. Segundo os autores não ocorre nenhuma mudança significativa na evolução da média da f_0 , se consideradas unidades de choro de qualquer duração, como ocorre na metodologia dos demais trabalhos descritos na literatura. Lind e Wermke (2002) consideram que o denso intervalo de amostragem oferece confiabilidade a tais achados; porém não se reportaram ao viés acarretado pelo fato de que o estudo em questão investiga um único bebê do sexo masculino. Outro trabalho recente (ROTHGÄNGER, 2003) apontou, mais uma vez, o comportamento ascendente de f_0 . Foram investigados os choros de fome de 15 bebês, gravados no nascimento, 1, 3, 6, 9 e 12 meses, obtendo-se valores de 441 Hz, 451 Hz, 476 Hz, 483 Hz, 479 Hz e 502 Hz, respectivamente. O autor também atribuiu o incremento da f_0 ao aumento do controle neurológico que proporciona ao bebê o controle sobre os movimentos musculares voluntários da laringe; mas inova afirmando que,

semelhante à maturação neurológica, o bebê apresenta uma “maturação psicológica” que tende a propiciar um controle sobre o ambiente e a interação com a mãe. Ou seja, diante das experiências de “vocalizações-efeitos”, acumuladas ao longo do crescimento, o bebê percebe que o choro de frequência fundamental mais alta consiste no sinal acústico de maior efeito para chamar a atenção da mãe e assim aprende a elevar intencionalmente a f_0 de seu choro. Esta hipótese parece razoável, uma vez que em estudo anterior (BAECK, 2002) observou-se que frequências fundamentais significativamente mais elevadas são alcançadas pelo bebê em choros de dor. De modo análogo, estudos de psicologia experimental têm confirmado que o choro de dor é o choro que causa a maior influência emocional sobre os adultos (WOLFF, 1969).

Os primeiros resultados do presente trabalho foram obtidos com base na regressão linear dos dados e mostraram um comportamento evolutivo de f_0 com tendência ascendente (Figura 5.2) a uma taxa de 1,09 Hz/mês (Tabela XIII). Tal comportamento de f_0 mostrou-se correlacionado ($r = 0,55$) com o crescimento do bebê (Tabela XII). Embora estes apontamentos corroborem os achados de Rotgänger (2003), que mostra uma tendência ascendente de f_0 com uma correlação de $r = 0,54$ entre as variáveis, foi observado que o modelo linear representou bem apenas parte das observações, mais especificamente aquelas obtidas após os primeiros sessenta dias de vida do bebê (Figura 5.2). A partir da curva *lowess* de f_0 foi possível evidenciar a existência de comportamentos não lineares entre o nascimento e os 2 meses do bebê, o que alterou os primeiros achados. Tal curva aponta um certo comportamento oscilatório, com um "entalhe" inicial, ocasionado por um significativo decréscimo do parâmetro nos primeiros 15 dias, seguido de um equivalente incremento entre os 15 e 30 dias do bebê (Figura 5.7). Outro episódio ascendente-descendente, mais suave, pode ser claramente observado entre 30 e 75 dias e, a partir de então, parece

predominar um comportamento ascendente que se mantém até o fim do período pesquisado, 300 dias. A identificação deste padrão de comportamento de f_0 , consiste numa contribuição do presente estudo, cuja importância está na possível junção das duas principais linhas de pensamento apontadas na literatura do choro até hoje. Parece que ambos os processos de desenvolvimento, tanto o crescimento anatômico quanto o processo de maturação neurológica, atuam concomitantemente sobre as mudanças de f_0 do choro sendo que cada qual impõe um peso diferenciado de acordo com a faixa etária do bebê. Durante os primeiros dias de vida do bebê ocorre uma dominância do processo de crescimento anatômico, expresso pelo comportamento descendente de f_0 , e em torno dos 15 dias ocorre uma inversão de pesos, mostrando que o efeito da maturação neurológica supera o efeito do crescimento anatômico, até então preponderante. Parece que se estabelece uma “guerra de poderes” onde, num processo cíclico, ocorre um crescimento da laringe e a conseqüente tentativa de adaptação fisiológica às novas dimensões anatômicas. Embora Gilbert e Robb (1996), já citados, tenham concluído que a f_0 do choro aumenta com a idade, os autores comentam como sendo interessante o fato de que, em seus achados, as observações correspondentes a 6 meses tenham mostrado uma f_0 mais baixa que os meses anteriores. Levantaram timidamente a possibilidade de tal decréscimo ser reflexo de mudanças estruturais da laringe; porém, diante do fato isolado, consideraram que esta possibilidade perdia sustentação. Ainda que, de forma bastante sutil, esses autores consideraram pela primeira vez a hipótese de que tanto a maturação neurológica quanto o crescimento anatômico da laringe podem atuar sobre o comportamento evolutivo de f_0 de forma concomitante, assim como o apontado no presente trabalho. A grande diferença entre as duas pesquisas consiste no tamanho da amostra e, neste caso em especial, na frequência de amostragem que oferecem aos achados do presente trabalho maior consistência.

O comportamento particularmente atípico de f_0 no primeiro mês de vida do bebê motivou a realização de um estudo complementar (fase III) onde, com uma resolução temporal diária, confirmou-se a presença do entalhe. Os achados da fase III (Tabela XIV) mostraram que f_0 decresce até o décimo terceiro dia, a partir do qual assume uma evolução basicamente ascendente até o fim do período investigado, 20 dias (Figura 5.12). A resolução temporal diária permitiu definir com mais exatidão o ponto esperado para a inversão de tendência do entalhe, mostrando que o mesmo ocorre dois dias antes do que descrito na fase I (15 dias). Permitiu ainda observar que a f_0 assume valores mais baixos do que os anteriormente descritos, uma vez que agora, a observação de 15 dias mostra-se inclusa na parte do comportamento de f_0 que já vem em ascendência.

Além das confirmações em termos de tendência, pode-se observar a convergência dos valores médios de f_0 obtidos para os pontos extremos: 1 e 15 dias. Tanto na fase I (Tabela VII) quanto na fase III (Tabela XIV) tais pontos mostram valores semelhantes, dando ainda mais sustentação à existência do “entalhe”.

O significativo decréscimo da f_0 logo após o nascimento (parte descendente do entalhe) pode ser atribuído à influência da ação hormonal sobre o corpo do bebê nesse período (BAECK e SOUZA, 2006b). Os hormônios são "mensageiros químicos" responsáveis, entre outras funções, por determinar onde e como o corpo vai se modificar e/ou crescer, sendo que a velocidade de crescimento varia de órgão para órgão e nem sempre é plenamente conhecida. A laringe apresenta um conhecido pico de crescimento na puberdade (HARVEY, 1997), onde ocorre o aumento no comprimento e na massa dos músculos que compõem a prega vocal, em decorrência de uma alta produção de hormônios sexuais. A frequência fundamental da voz fica mais grave em ambos os sexos, embora o crescimento da cartilagem da laringe seja mais intenso sob a ação da testosterona, nos

meninos, do que sob a ação do estrógeno e do progesterona, nas meninas (FREITAS *et al*, 2000).

A diminuição da frequência fundamental da voz, provocado pelo pico de produção de hormônios sexuais na adolescência, é denominada “muda vocal”, sendo amplamente descrita na literatura (WEISS, 1950; HASEK *et al*, 1980; ANDREWS e SCHMIDT, 1997; HARVEY, 1997). Entretanto, a ocorrência da intensa variação de tais hormônios não se restringe à puberdade. Evidências de significativas mudanças nos níveis dos hormônios sexuais imediatamente após o nascimento e ao longo dos primeiros dias de vida do bebê têm sido relatadas (BENSON, 1968; FOREST *et al*, 1973; RESENDE, 1991). Segundo Resende (1991), em ambos os sexos, os níveis de hormônios sexuais do bebê sofrem um rápido decréscimo no decorrer da primeira semana de vida, caindo para um nível relativamente baixo após este período e voltando a surgir um leve pico, no máximo, no segundo mês de vida do bebê. Ainda segundo o autor, do segundo mês em diante o decréscimo do nível hormonal torna-se mais gradual até o sétimo mês de vida do bebê, onde permanece a níveis constantes até a puberdade.

Considerando a existência de variação nos hormônios sexuais após o nascimento e sua conhecida ação sobre a f_0 , parece razoável que nos primeiros dez dias de vida do bebê ocorra, de forma semelhante à puberdade, uma aceleração do crescimento das pregas vocais, ocasionando o agravamento significativo da f_0 do choro, apontado nos resultados do presente trabalho. Uma vez que a ação hormonal estende-se gradualmente até o sétimo mês, o padrão oscilatório mostrado neste trabalho a partir do primeiro mês de vida pode ser associado à tentativa do bebê de promover o controle vocal, viabilizado pela maturação “neuro-psicológica”, frente às graduais modificações das estruturas da laringe, impostas pelo crescimento anatômico do trato vocal. Infelizmente, durante o período pesquisado,

não foram realizadas dosagens de hormônios sexuais nos bebês, as quais permitiriam corroborar esta hipótese.

Possivelmente, diferenças metodológicas relacionadas à frequência de gravações aplicadas em trabalhos correlatos, impediram que o “entalhe” e o comportamento oscilante de f_0 fossem anteriormente descritos na literatura do choro. As conseqüências de aplicar frequências de gravação esparsas podem ser observadas se, ao banco de dados da primeira fase deste trabalho, forem aplicados protocolos de gravação propostos na literatura. Gilbert e Robb (1996), por exemplo, apontaram para um comportamento de f_0 basicamente ascendente sendo que cada bebê foi submetido a gravações com intervalos mensais e a primeira gravação foi obtida aos 30 dias de vida do bebê. Se a mesma frequência de gravação proposta por tais autores for aplicada aos dados de f_0 da presente pesquisa será possível observar que o comportamento oscilatório e o entalhe do primeiro mês deixam de ser passíveis de observação, restando apenas a visão de um traçado ascendente (Figura 6.1).

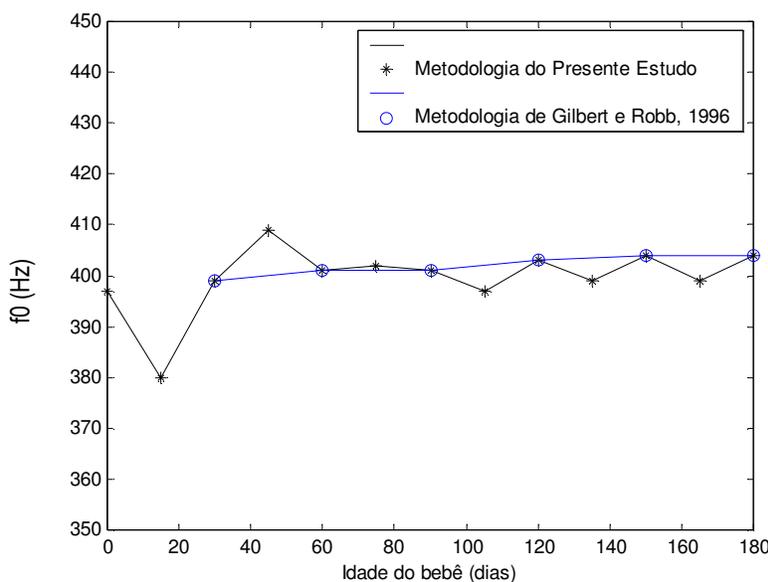


Figura 6.1 – Achados do presente trabalho amostrados segundo a metodologia originalmente proposta (*) e adaptados à periodicidade de gravação proposta por Gilbert e Robb, 1996 (o).

A mesma questão pode ser observado para diversas pesquisas da literatura do choro. Assim como Gilbert e Robb (1996), Rothgänger (2003) apontou um comportamento de f_0 ascendente, sendo que, considerando os primeiros seis meses, cada bebê foi submetido a quatro gravações (quando recém-nascido e ao completar 1, 3 e 6 meses). Se, da mesma forma que no caso dos dados de Gilbert e Robb (1996), a frequência de gravação proposta por Rothgänger (2003) for aplicada aos dados de f_0 da presente pesquisa, novamente será possível observar que o comportamento oscilatório se reduz a uma tendência ascendente (Figura 6.2).

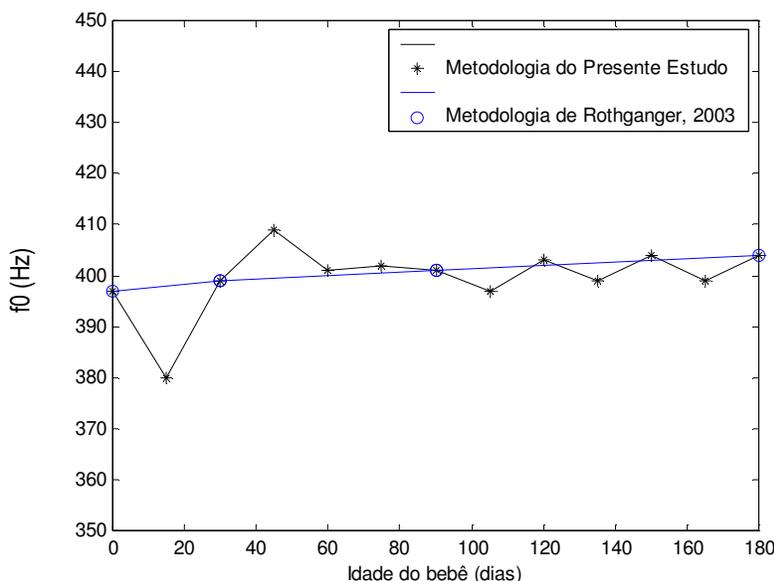


Figura 6.2 – Achados do presente trabalho amostrados segundo a metodologia originalmente proposta (*) e adaptados à periodicidade de gravação proposta por Rothgänger, 2003 (o).

Não é possível fazer a mesma adaptação com relação ao trabalho de Lind e Wermke (2002), uma vez que a resolução temporal aplicada por tais autores, diária, é maior do que a do presente trabalho. Entretanto, o fato do primeiro choro ter sido gravado somente aos nove dias de vida do bebê, faz com que não seja possível detectar a parte descendente do

entalhe, mostrando apenas a recuperação do valor da f_0 na segunda quinzena de vida do bebê. Frente aos exemplos é possível perceber que os resultados das pesquisas reportadas na literatura e os resultados do presente trabalho não se apresentam propriamente divergentes, mas mostram conclusões diferenciadas em função de questões metodológicas relacionadas à resolução temporal dos dados.

Além dos valores médios de f_0 , o presente trabalho investigou a ocorrência de *shifts* e *glidings*. Tais características descritivas do choro são mais comumente observadas em pesquisas transversais, baseadas na inspeção visual do espectrograma do choro (WASZ-HÖCKERT *et al*, 1968; XIE *et al*, 1996). A investigação longitudinal de *shifts* e *glidings* representa mais uma contribuição deste trabalho, para ampliar o conhecimento do choro ao longo do crescimento do bebê.

A análise por regressão linear dos achados da ocorrência de *shift* e *gliding* (Tabela VIII) mostrou uma tendência descendente para *shift* (Figura 5.3) e ascendente para *gliding* (Figura 5.4). No entanto, para ambos os parâmetros, o modelo linear não parece representar completamente as observações obtidas, evidenciadas quando da estimação das curvas médias suavizadas. Com a obtenção das curvas *lowess* foi possível observar que tanto a ocorrência de *shifts* (Figura 5.8), quanto de *gliding* (Figura 5.9), mostraram uma evolução variável ao longo dos 10 meses pesquisados. Uma vez que a variação do número de ocorrências de *gliding* não se mostrou correlacionada com a variação da idade do bebê (Tabela XII), seu comportamento foi assumido como sendo aleatoriamente variável. Já o comportamento do número de ocorrências de *shifts*, além de mostrar uma significativa correlação negativa com o crescimento do bebê (Tabela XII), mostrou-se também correlacionada, negativamente, com o comportamento evolutivo de f_0 (Tabela XI).

Como já mencionado, o *shift* é definido como uma mudança súbita de f_0 (KOIVISTO, 1987) e, portanto, pode-se supor que de alguma forma sua ocorrência reflita o grau de instabilidade no controle de vibração das pregas vocais, de modo que um número elevado deste parâmetro possa ser interpretado como um baixo controle do bebê sobre suas pregas vocais. Num estudo qualitativo transversal a presença de um número relativamente grande de *shifts* foi descrita como uma importante característica descritiva do choro de bebês recém-nascidos com seqüelas neurológicas provenientes de anoxia perinatal (MICHELSSON, 1971). Supondo-se, então, que o número de *shifts* possa ser assumido como sendo inversamente proporcional à estabilidade vocal (quanto maior estabilidade menor a ocorrência de *shifts*) e considerando que, como já citado, a estabilidade vocal é controlada pelo sistema nervoso central do bebê, parece razoável que os resultados do presente trabalho tenham mostrado uma tendência geral decrescente de *shift* (apontada pela regressão linear), resultante da maturação neurológica do bebê.

A atribuição das mudanças observadas no comportamento evolutivo de *shift* à maturação neurológica é ainda sustentada pela correlação existente entre o número de *shifts* e f_0 . Se observadas as variações dadas pelas curvas médias suavizadas dos dois parâmetros (Figuras 5.7 e 5.8, respectivamente) é possível perceber que, de um modo geral, nos períodos onde se observa um aumento da f_0 , observa-se uma diminuição da ocorrência de *shifts* e vice-versa. Quando ocorre o período de dominância da maturação neurológica, aumenta a estabilidade vocal e cai a ocorrência de *shifts*; quando o período é de dominância do crescimento anatômico da laringe, diminui a estabilidade e aumenta a ocorrência de *shifts*. Uma exceção ocorre no período entre 1 e 15 dias, onde ao invés da ocorrência de *shift* aumentar, enquanto f_0 decresce, ela diminui. Esse comportamento específico foi atribuído ao fato de que, no nascimento, o bebê apresenta uma grande imaturidade

neurológica, ocasionando um número particularmente grande de *shifts*, que ao longo dos primeiros dias se ajusta ao comportamento acima descrito. Devido a tal exceção, a correlação entre o número de *shifts* e f_0 foi obtida tanto para o período total investigado (1 a 360 dias), quanto para um período parcial (30 a 360 dias) onde foram desconsiderados os dados referentes ao primeiro mês de vida do bebê (Tabela XI).

A relevância da existência de correlação entre os dois parâmetros em questão, não reside apenas no fato de se poder definir o *shift* como um parâmetro descritivo do choro capaz de fazer inferências a respeito da maturação neurológica do bebê; mas também no fato de fortalecer a hipótese, referida na discussão de f_0 , de que os dois processos do desenvolvimento infantil, crescimento anatômico e maturação neurológica, atuam concomitantemente sobre as características acústicas do choro, alternando suas dominâncias de acordo com a idade do bebê.

A dominância de processos laríngeos no modelo de produção do choro impulsiona principalmente as pesquisas de parâmetros que descrevem a fonte sonora (f_0 e parâmetros derivados). No entanto, uma ampla investigação do sinal de choro requer o estudo de parâmetros que caracterizem o comportamento da função de transferência do trato vocal do bebê. Apesar disso, são poucos os trabalhos que fazem inferências a respeito dos formantes. Dois fatores têm levantado questionamentos com relação ao sentido de se estimar formantes do sinal de choro: a diferenciada configuração do trato do bebê em relação ao do adulto e a falta de vogais identificáveis na emissão do mesmo. Ainda que o trato vocal de um bebê recém-nascido tenha uma estrutura diferente em relação ao do adulto (Capítulo 3), o que inclusive ocasiona as frequências mais altas (FORT e MANFREDI, 1998), e que a qualidade fonética exatamente de uma vogal não possa ser identificada nos choros, os valores absolutos das frequências de ressonância refletem características acústicas do trato

vocal do bebê e, portanto, a investigação desses valores pode ser interessante. Segundo Wermke *et al* (2002), uma vez que os formantes refletem mudanças na geometria do trato vocal, refletem mudanças articulatórias, provendo uma boa razão para considerar as propriedades de ressonância do trato vocal do bebê durante as mais precoces fases do desenvolvimento pré-linguístico.

Os primeiros estudos envolvendo a investigação de formantes do choro de bebês surgiram a partir de 1990 (FORT *et al*, 1996; ROOB e CACECE, 1995; FORT e MANFREDI, 1998) sendo que, a exemplo das primeiras pesquisas de f_0 , apresentam um delineamento exclusivamente transversal com amostras compostas por bebês recém-nascidos. Uma vez que, até a presente data, são raros os estudos que envolvem a pesquisa longitudinal dos formantes do choro (WERMKE, 2002), o comportamento evolutivo de tais parâmetros, ao longo do crescimento do bebê, permanece às margens do conhecimento. Com o objetivo de contribuir com os primeiros apontamentos a respeito da evolução comportamental dos formantes o presente estudo investigou as tendências dos valores médios de F1 e F2, ao longo dos primeiros dez meses do bebê. O terceiro formante não foi investigado, uma vez que suas relações com a produção da voz ainda são desconhecidas; porém seus valores foram estimados e expostos no Apêndice 2.

A comparação entre os achados dos formantes, do presente trabalho e de estudos transversais da literatura, não é natural, dado a diferença no delineamento. Entretanto, considerou-se, em especial, o trabalho de Roob e Cacece (1995) por ter utilizado o mesmo método de estimação espectral (LPC) implementado no presente trabalho. Certamente, a escassez de pesquisas longitudinais dos formantes contribui para tornar relevante esse tipo de comparação, apesar de impor aos dados longitudinais, deste trabalho, o uso de médias globais. Roob e Cacece (1995) definiram valores de média e dispersão para os três

primeiros formantes, baseados em duas unidades de choro de 20 bebês recém-nascidos saudáveis. Os achados dos autores (Tabela XV) mostram uma faixa de valores de F1, cujo limite inferior é representado por um valor (1127 Hz) mais alto do que aquele observado no presente trabalho (1059 Hz) (Tabela V), sendo que as dispersões associadas apresentam valores semelhantes.

TABELA XV: Resultados de Robb e Cacece (1995)

Formantes	Faixa de Frequência Média
F1	1127 Hz (± 263) a 1239 Hz (± 311)
F2	2270 Hz (± 757) a 2313 Hz (± 639)
F3	3579 Hz (± 657) a 3692 Hz (± 800)

Se os achados de Robb e Cacece (1995) são originários somente do período neonatal, enquanto os do presente trabalho originam-se de um período de dez meses, parece que no intervalo de tempo entre o período neonatal e os dez meses do bebê, ocorre uma queda de F1 (de 1127 Hz para 1059 Hz) que poderia ocorrer de forma súbita em algum período específico, ou de forma distribuída ao longo dos dez meses. De qualquer forma, a presença de uma queda de F1 estaria sugerindo, a priori, um comportamento evolutivo decrescente do parâmetro ao longo do crescimento do bebê (10 meses). Tal hipótese se coaduna com o comportamento evolutivo descendente de F1 apontado no presente trabalho (discutido a seguir). Quanto ao segundo formante, a faixa de frequência apontada no presente trabalho (Tabela V) é consideravelmente mais ampla os valores médios apontados por Robb e Cacece (1995) (Tabela XII). Tal fato poderia sugerir que os valores de F2 são

ampliados à medida que o bebê fica mais velho. No entanto, as medidas de dispersão associadas às médias apontadas pelos autores, da ordem de 20%, são significativamente mais elevadas que as dispersões obtidas dos presentes dados, impedindo qualquer conclusão a respeito do comportamento evolutivo de F2, baseada na comparação dos achados dos dois trabalhos.

O confronto de tendências evolutivas dos formantes do choro, somente se viabiliza em função da pesquisa de Wermke *et al.* (2002), que parece representar, até a presente data, o único trabalho nesta linha de pesquisa. Baseado em um modelo auto-regressivo, tal pesquisa investigou o comportamento evolutivo dos dois primeiros formantes do sinal de choros espontâneos, de três pares de gêmeos (6 bebês). Os autores ressaltaram que os formantes relatados em suas investigações são denominados de “F1” e “F2”, embora não sejam idênticos aos formantes clássicos de vogais que podem ser observados mais tarde na fala da criança. Ao longo de seis meses, os choros de seis bebês foram gravados em três instantes de tempo, 2, 4 e 6 meses. A partir de seus achados (Tabela XVI) os autores concluíram que “os valores médios não são adequados para indicar tendências de evolução dos formantes, sendo que estas apenas tornam-se visíveis numa análise longitudinal de casos individuais” (WERMKE *et al.*, 2002).

TABELA XVI: Resultados de Wermke *et al.* (2002)

Idade	F1	F2
2m	1617 Hz (± 493) a 2944 Hz (± 645)	7270 Hz (± 963) a 7728 Hz (± 900)
4m	1631 Hz (± 383) a 2526 Hz (± 458)	6632 Hz (± 1282) a 7680 Hz (± 1011)
6m	1019 Hz (± 246) a 2946 Hz (± 748)	6647 Hz (± 1057) a 8059 Hz (± 1309)

Analisando-se os 6 bebês individualmente, Wermke *et al* (2002) apontaram que do primeiro para o segundo período pesquisado o valor médio de F1 mostrou um decréscimo em quatro bebês, sendo que um mostrou um aumento e outro manteve o valor constante; e o valor médio de F2 mostrou um decréscimo em quatro bebês e um acréscimo nos outros dois. Enquanto que do segundo para o terceiro período pesquisado os autores apontaram que o valor médio de F1 mostrou um incremento em três bebês e um acréscimo nos outros três bebês; e o valor médio de F2 mostrou um incremento para os seis bebês. A análise do choro de forma individualizada sempre tem o potencial de acrescentar informações numa área de pesquisa que se mostra ainda tão carente. No entanto, a generalização de um comportamento paramétrico, segundo os próprios autores, somente pode ser aceita a partir de resultados obtidos em pesquisas com um número mais significativo de bebês, provendo uma consistência estatística aos resultados. A leitura individualizada do choro proposta por Wermke *et al* (2002) oferece uma visão pontual, a ser considerada como tal.

Os achados do presente trabalho para F1 e F2 (Tabelas IX e X, respectivamente), assim como os demais parâmetros investigados, foram inicialmente analisados por regressão linear, que apontou uma tendência descendente para ambos os parâmetros. Enquanto as observações de F1 foram bem representadas pelo modelo linear (Figura 5.5) sendo, portanto calculada a taxa com a qual F1 decresce, 3,17 Hz/mês(Tabela XIII), para as observações de F2 optou-se pela estimação da curva *lowess* (Figura 5.10) que evidenciou a existência de um expressivo comportamento não linear. Os resultados correspondentes ao coeficiente de correlação da variação de cada formante, em relação ao crescimento do bebê ao longo dos dez meses investigados, mostraram uma correlação negativa para F1 (Tabela XII). Uma vez que o comportamento de F2 não se mostrou correlacionada com a variação

da idade do bebê (Tabela XII), seu comportamento foi assumido aleatoriamente variável, assim como na ocorrência de *gliding*.

Na busca de compreender fisiologicamente o comportamento evolutivo obtido para F1, foram observados os fundamentos que associam tal parâmetro a movimentos e posturas dos órgãos fonoarticulatórios OFA (Capítulo 3). Em situação experimental (Capítulo 4, seção 4.2.4.2) foi observado que, durante o choro de fome, o bebê mantém um padrão de abertura de boca semelhante ao longo dos dez meses investigados. Esse padrão consiste num afastamento labial amplo, próximo da máxima capacidade que as estruturas orofaciais permitem. À medida que o bebê fica mais velho, seu crescimento corporal provê a possibilidade de obter uma abertura de boca maior, fazendo com que o afastamento labial, mensurado em valores absolutos, adquira incrementos periódicos. Essa condição isolada levaria à hipótese de um comportamento ascendente de F1, ao longo do crescimento do bebê, uma vez que o parâmetro é conhecidamente associado, de forma diretamente proporcional, ao afastamento labial medido em centímetros (Capítulo 3, seção 3.5.3.2). Entretanto, além do aumento na abertura de boca, o crescimento corporal do bebê promove um aumento na extensão do seu trato vocal. (FORT e MANFREDI, 1998). A importância dessa questão está no fato de que o tamanho de abertura de boca e o tamanho do trato vocal, medidos em cm, guardam uma relação que define o valor de F1 (Eq. 3.12) (BOERSMA, 1998). Segundo Fort e Manfredi (1998), a extensão do trato vocal do adulto é aproximadamente 6 a 8 cm maior que o trato vocal do bebê. Uma referência de medida análoga para o afastamento máximo labial, não foi encontrada na literatura. Entretanto, um simples experimento direcionado para este fim, com dez sujeitos acima de 20 anos, mostrou que um adulto apresenta, em média, um afastamento máximo labial de 6 cm. Portanto, por menor que possa ser o afastamento máximo labial dos bebês, na fase mais precoce

investigada, o aumento no valor absoluto da abertura de boca parece, necessariamente, menor que 6 cm, fato que evidencia um crescimento mais acentuado para a extensão do trato vocal. Considerando então, que à medida que o bebê cresce, o incremento na abertura de boca ocorre em proporções menores do que o incremento na extensão do trato vocal, fazendo com que a razão expressa na equação (Eq. 3.12) resulte em valores cada vez menores, parece razoável que a F1 do choro aponte para uma tendência decrescente.

6.4 O Valor do Choro no Desenvolvimento da Fala do Bebê

Em caráter exploratório, os achados do presente trabalho foram observados no que se refere às relações entre o comportamento evolutivo do choro e o desenvolvimento de fala do bebê. Alguns poucos trabalhos têm investigado o choro com este propósito e já nos primeiros apontamentos surgem o que, a priori, parece representar as primeiras divergências.

Wermke *et al* (2002) concluíram que o comportamento do choro representa uma importante fonte de informação sobre o desenvolvimento da fala. Tal conclusão foi obtida a partir dos achados da autora que mostraram um comportamento de f_0 relativamente constante. Segundo a autora, “quando o bebê torna-se hábil para produzir uma média de f_0 constante (como um tipo de grau de referência) o bebê está aprendendo a produzir intencionalmente “linguagem”, uma vez que a modulação de f_0 é um importante pré-requisito para adquirir prosódia”. Tal hipótese é sustentada por Kent (1976) que refere que

para se obter uma média de f_0 constante, apesar do crescimento anatômico da laringe, faz-se necessário uma grande capacidade no controle de produção do pulso glotal.

Um ano depois do trabalho de Wermke e colaboradores, Rothgänger (2003) fez considerações que parecem não corroborar tais conclusões. Baseado no fato de que a literatura aponta o balbucio como sendo uma evidente função do desenvolvimento de linguagem, o autor desenvolveu um estudo comparativo entre o choro e o balbucio, investigando o comportamento evolutivo de f_0 de ambos. Os achados deste estudo comparativo mostraram que ao longo do primeiro ano de vida do bebê o comportamento de f_0 aponta tendências opostas para os dois tipos de sinais; descendente para o choro e ascendente para o balbucio. Em oposição às referências de Wermke *et al.* (2002), o autor concluiu que “o choro, embora apresente uma função comunicativa, não consiste num fenômeno precursor ao desenvolvimento de “linguagem” e apontou para a hipótese de que o ser humano processa dois sistemas de comunicação, de formas independentes, que compartilham o mesmo canal acústico.

Os achados do presente trabalho corroboram as argumentações apresentadas por Wermke *et al.* (2002). Tanto um trabalho quanto o outro consideram que a investigação do sinal de choro é uma ferramenta em potencial para avaliar alguns aspectos do desenvolvimento de fala do bebê. Embora os achados dos dois trabalhos mostrem comportamentos evolutivos de f_0 diferentes, um constante e outro oscilatório (dos autores e do presente trabalho, respectivamente), ambos apontam a existência de um sistema de equilíbrio da f_0 que evidencia a presença de um controle voluntário do bebê sobre o sistema de vibração das pregas vocais. Além do comportamento evolutivo de f_0 , a evolução na ocorrência de *shifts* mostrada no presente trabalho também parecem confirmar o controle voluntário do bebê sobre os músculos envolvidos na produção do choro.

Se o comportamento evolutivo de f_0 de um determinado bebê se mostra oscilatório, pode-se supor que o controle glotal esteja sendo adquirido, com a possibilidade de observar os instantes de tempo da vida do bebê nos quais o controle supera o crescimento anatômico. Se o comportamento de f_0 se mostra constante, igualmente pode-se supor que o controle glotal esteja sendo adquirido, mesmo sem se observar o possível comportamento fino deste controle. No entanto, se o comportamento de f_0 do bebê apontar para uma tendência decrescente, parece razoável inferir-se que o bebê pode estar mostrando dificuldades em desenvolver o controle dos músculos laríngeos. Uma vez que a primeira habilidade pré-linguística a ser conquistada pelo bebê é o controle dos músculos que vão dar suporte à fala, pode-se considerar que a análise do sinal de choro é, no mínimo, capaz de prover informações a respeito das condições evolutivas desta habilidade. A prosódia, que representa a segunda habilidade pré-linguística do bebê, pode ser pesquisada a partir da construção melódica de f_0 do sinal de choro.

Considerando que o bebê faz uso das primeiras palavras em torno do primeiro ano de vida, poder-se-ia esperar que choros gravados próximos deste período apresentassem os valores paramétricos que evoluíssem no sentido de se ajustar aos valores de parâmetros observados na fala da criança. No entanto, os achados do presente trabalho mostraram que o valor médio da f_0 no último mês investigado (10 meses), $419 (\pm 85)$ Hz, sequer se aproxima do valor, $235 (\pm 73)$ Hz, descrito na literatura como sendo referente à média de f_0 da fala de crianças brasileiras, entre 1 e 2 anos de vida (RUSSO e BEHLAU, 1993). Talvez o choro não evolua no sentido de se ajustar aos valores paramétricos da fala do adulto, como argumenta Rothgänger (2003), que aponta o balbucio como sendo a emissão que mostra esta possibilidade. Contudo, a falta de tal ajuste não invalida a pesquisa do potencial preditivo do choro no desenvolvimento do fala.

Capítulo 07

Conclusão

Como pode ser observado, de um modo geral, na literatura do choro as estimações dos parâmetros descritivos apresentam medidas de dispersão consideráveis, comumente na ordem de 10 a 25%, revelando significativas variações inerentes ao próprio sinal. Também são inevitavelmente presentes variações “inter-bebês” impostas, entre outras questões, por fatores anatômicos, fisiológicos, psicológicos e ambientais. Somente esses fatos seriam suficientes para justificar a dificuldade de convergência dos trabalhos na literatura, apesar da pesquisa do choro estar presente no meio científico há aproximadamente um século. Entretanto, o que se mostra preponderante para tais divergências são as questões metodológicas, tanto no que se refere às condições experimentais de formação do banco de dados, quanto aos aspectos de processamento dos sinais gravados. Assim sendo, as questões metodológicas conduziram parte da composição dos objetivos do presente trabalho. Quanto ao experimento, o trabalho atingiu o objetivo de realizar a investigação do

choro a partir de dados significativamente mais representativos que os anteriormente reportados na literatura. Obteve-se um banco de dados formado por sinais de choro gravados em uma amostra de 30 bebês, com um intervalo de amostragem quinzenal (1 a 6 meses) e bimensal (6 a 10 meses), contribuindo-se para a determinação de padrões longitudinais mais consistentes. Quanto ao processamento, o presente trabalho contribuiu desenvolvendo um sistema automático de análise do choro que, na entrada, recebe o sinal original do choro, assumindo de forma inovadora o pré-processamento (incluindo o recorte dos trechos de choro a serem analisados), e fornece os valores médios dos principais parâmetros descritivos do choro. O desenvolvimento de tal sistema, totalmente automático, provê a possibilidade de analisar quaisquer choros sem o viés imposto pela manipulação do sinal.

A análise longitudinal dos sinais de choro, ao longo dos dez meses investigados neste trabalho, mostrou especificidades nas evoluções dos parâmetros descritivos, temporais e espectrais. Somente as observações referentes a duração e F1 foram bem representadas pelo modelo linear, sendo que para os demais parâmetros investigados foram obtidas as curvas médias suavizadas *lowess* com o objetivo de evidenciar comportamentos não lineares. Os comportamentos de duração, f0, ocorrência de *shift* e primeiro formante apresentaram correlação com crescimento do bebê, sendo que os últimos dois mostraram uma correlação negativa. As tendências do comportamento evolutivo para esses quatro parâmetros foram analisadas a partir dos achados correspondentes (descritos a seguir). Uma vez que as variações do *gliding* e F2 não se mostraram correlacionadas à variação da idade do bebê, seus comportamentos foram assumidos como sendo aleatoriamente variáveis.

Os resultados apontaram uma tendência linear ascendente para a duração das unidades de choro com uma taxa de crescimento médio de 0,09 s/mês, ao longo dos dez

meses do bebê. Entre os parâmetros espectrais, os resultados apontaram para uma tendência linear descendente do primeiro formante, com uma taxa de decréscimo médio de 3,17 Hz/mês, e para um comportamento evolutivo oscilatório de f_0 , no qual se destaca um transiente inicial (entre 0 e 30 dias) especialmente acentuado, mostrando que esse parâmetro varia mais do que o descrito na literatura. A ocorrência de *shift* mostrou um comportamento variável, correlacionado negativamente com o comportamento de f_0 . Os comportamentos citados foram atribuídos a aspectos biológicos associados ao desenvolvimento global do bebê. Além do processo de crescimento anatômico do sistema vocal, certamente a maturação neurológica é o maior agente modificador do comportamento evolutivo dos parâmetros descritivos do choro de bebê, pelo menos ao longo dos 10 meses investigados, e provavelmente ao longo de alguns anos mais. Embora o comportamento oscilatório de f_0 tenha sido atribuído à influência da atuação conjunta dos processos de crescimento anatômico e de maturação neurológica, o transiente inicial, em particular, foi atribuído a um crescimento acelerado das estruturas da laringe induzido pela ação dos hormônios sexuais, que estão presentes em dosagens relativamente altas na primeira semana de vida do bebê.

Uma vez que os comportamentos evolutivos dos parâmetros acima citados foram obtidos a partir de um banco de dados relativamente consistente, os mesmos poderiam ser adotados como padrões de comportamento do choro de fome de bebês saudáveis em pesquisas que pretendam avançar no conhecimento acerca de bebês em condições diferenciadas. Em especial, a investigação do choro de bebês em condições desfavoráveis para desenvolver a fala se apresentam como uma das continuidades promissoras deste trabalho. O confronto entre os padrões evolutivos apontados e a evolução de parâmetros descritivos do choro de bebês que, sabidamente, virão a apresentar um atraso na aquisição

da fala como, por exemplo, bebês portadores da síndrome de Down, talvez possa contribuir para esclarecer o potencial preditivo do choro na aquisição da fala e assim, impulsionar o desenvolvimento de uma ferramenta de avaliação e diagnóstico precoce de distúrbios da mesma.

Evidentemente, estudos longitudinais que venham a sedimentar os padrões apontados no presente trabalho representam igualmente uma continuidade importante. Serão sempre construtivos os estudos que venham a incrementar o número de bebês investigados e a frequência de gravação dos choros. Outra linha a ser seguida, com o mesmo objetivo, refere-se à busca de definir modelos matemáticos que possam descrever as tendências não lineares verificadas nos comportamentos de alguns parâmetros, uma vez que um modelo linear mostrou-se adequado somente no ajuste das observações obtidas para a duração das unidades de choro e o primeiro formante.

Referências Bibliográficas

- ANDREWS, M., L., SCHMIDT, C., P., 1997, “Gender presentation: perceptual and acoustical analyses of voice”, *Journal of Voice*, v. 11, pp. 307-313.
- AYDINLI, N., CITAK, A., CALISKAN, M., et al., 1998, “Vitamin K deficiency-late onset intracranial hemorrhage”, *European Journal Paediatrics Neurology*, v. 2, pp. 199-203.
- BAECK, H., E., SOUZA, M., N., 2006a, “Comportamento Evolutivo da Duração e da Frequência Fundamental do Choro de Bebês de 0 a 10 meses”. In: *Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 399-402 , São Pedro, Out.
- BAECK, H., E., SOUZA, M., N., 2006b, “Longitudinal study of the fundamental frequency of hunger cries along the first 6 months of healthy baby's”, *Journal of Voice*, pp. 1-9, In press.
- BAECK, H., E., SOUZA, M., N., 2004, “Sistema de Análise Automática da Dinâmica do Sinal de Choro de Bebês”. In: *Anais do III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica*, v. 5, pp. 17-20, João Pessoa, Out.

- BAECK, H., E., SOUZA, M., N., 2003, “A Bayesian Classifier for Baby's Cry in Pain and Non-Pain Contexts”. In: *Proceedings of 25th International Conference on the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 1, pp. 2944-2946, Cancun, Jul.
- BAECK, H., E., SOUZA, M., N., 2002, “Estudo dos Atributos Acústicos do Choro de Neonatos nos Contextos de Dor e Manipulação”. In: *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v. 5/5, pp. 391-396, São José dos Campos, Out.
- BAECK, H., E., 2002, *Estudo dos Atributos Acústicos do Choro de Neonatos nos Contextos de Dor e Manipulação*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- BAECK, H., E., SOUZA, M., N., 2001, “Study of Acoustic Features of Newborn Cries that Correlate with Context”. In: *Proceedings of 23rd International Conference on the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 1, pp. 1-4, Istanbul, Jul.
- BARBANCHO, A., G., 1970, *Fundamentos e Possibilidades da Ecometria*. RJ, Forum Editora.
- BARR, R. G., HOPKINS, B., GREEN, J. A., 2000, “The Crying Infant and Toddler: Challenges, Emergent Themes and Promissory Notes”. In: Barr, R., G., Hopkins, B., Green, J., A. (eds), *Crying as a Sign, a Symptom, & a Signal*, chapter 12, London, Mac Keith Press.
- BARTLETT, M., S., 1950, “Periodogram analysis and continuous spectra”, *Biometrika*, v. 37, pp. 1-16.
- BENDAT, J., B., PIERSOL, A., G., 1986, *Random Data: Analysis and Measurement Procedures*. 2 ed., New York, Wiley Interscience, pp. 94-99.

- BENSON, R., C., 1970, *Handbook of Obstetrics & Gynecology*. 3 ed., California, Lange Medical Publication.
- BLACKMAN, R., B., TUKEY, J., W., 1958, *The Measurement of Power Spectra from the Point of View of Communication Engineering*. New York, Dover Publications.
- BOERO, L., D., VOLPE, C., BIANCHI, C., et al., 1998, "Newborns crying in a different contexts: discrete or graded signals?", *Perceptual and Motor Skills*, v. 86, pp. 1123-1140.
- BOERSMA, P., P., G., 1998, *Funcional Phonology*. Amsterdam, Holland Academic Graphics.
- BRAZELTON, T., B., 1962, "Crying in infancy", *Pediatrics*, v. 29, pp. 579-588.
- BUHR, R., D., 1980, "The emergence of vowels in an infant", *Journal of Speech and Hearing Research*, v. 23, pp. 75-94.
- CLEVELAND, W., 1979, "Robust locally weighted regression and smoothing scatterplots", *Journal of the American Statistical Association*, v. 74, pp. 829-836.
- COLON, R. H., STEINSCHNEIDER, A., 1980, "Acoustic relationships of infant cries to sudden infant death syndrome". In: Murry, T., Murry, J. (eds), *Infant Communication: Cry and Early Speech*. Huston, College-Hill, pp. 183-208.
- CORWIN, M. J., LESTER, B. M., 1995, "Newborn acoustic cry characteristics of infants subsequently dying of sudden infant death syndrome", *Pediatrics*, v. 96, pp. 73-77.
- CORWIN, M., J., LESTER, B., M., GOLUB, H., L., 1996, "The infant cry: What can it tell us?", *Current Problems in Pediatrics*, v. 26, pp. 325-334.
- CLARKSON, P., M., 1993, *Optimal and Adaptive Signal Processing*. Flórida, CRC Press.

- CUARDRA, P., MASTER, A., SAPP C., 2001, "Efficient pitch detection techniques for interactive music". In: *Proceedings of the International Computer Music Conference*, pp. 1-4, La Habana, Set.
- DARWIN, C., 1872, *The Expression of the Emotions in Man and Animals*. London, Julian Friedmann.
- DELLER, J., R., HANSEN, J., H., L., PROAKIS, J., G., 2000, *Discrete-Time Processing of Speech Signals*. New York, IEEE Press.
- DIGGLE, P., J., LIANG, K., Y., ZEGER, S., L., 1996, *Analysis of Longitudinal Data*. New York, Clarendon Press.
- DRUMMOND, J., E., McBRIDE, M., L., 1993, "The development of mother's understanding of infant crying", *Clinical Nursing Research*, v. 2, pp. 396-411.
- EIMAS, P., D., 1985, "The Perception of Speech in Early Infancy", In: Wang, W., S., Y. (eds), *The Emergence of Language: Development and Evolution*, New York, W. H. Freeman. pp. 117 – 127.
- FAIRBANKS, G., 1942, "An acoustical study of the pitch of infant hunger wails", *Child Development*, v. 13, pp. 227-232.
- FERNÁNDEZ, S., P., 1997, "Relación entre variables cuantitativas", *Caderno de Atención Primaria*, v. 4, pp. 141-144.
- FISICHELLI, V., R., HABER, A., DAVIS, J., et al., 1966, "Audible characteristics of the cries of normal infants and those with Down's syndrome", *Perceptual Motor Skills*, v. 23, pp. 744-746.
- FOREST, M., G., CATHIARD, A., M., BERTRAND, J., A., 1973, "Evidence of testicular activity in early infancy", *Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism*, v. 37, pp. 148-151.

- FORT, A., ISMAELLI, A., MANFREDI, C., et al., 1996, “Parametric and non-parametric estimation of speech formants: application to infant cry”, *Medical Engineering and Physics*, v. 18, n. 8, pp. 677-691.
- FORT, A., MANFREDI C., 1998, “Acoustic analysis of newborn infant cry signals”, *Medical Engineering & Physics*, v. 20, pp. 432-442.
- FREITAS, M. R., PELA, S., GONÇALVES, M. I., et al., 2000, “Disfonia crônica na infância e adolescência: estudo retrospectivo”, *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, v. 66, n. 5, pp. 480-484.
- FRENCH, V., 1995, “History of Parenting: The Ancient Mediterranean World”. In: Bornstein, M. H. (eds), *Handbook of Parenting: Biology and Ecology of Parenting*, v. 2, New Jersey, Mahwah, pp. 263-284.
- FURLOW, F., B., 1997, “Human Neonatal Cry Quality as an Honest Signal of Fitness”, *Evolution and Human Behavior*, v. 18, pp. 175-193.
- GANGER, C., W., J., NEWBOLD, P., 1977, *Forecasting Economic Time Series*. New York, Academic Press.
- GILBERT, H. R., ROBB, M. P., 1996, “Vocal fundamental frequency characteristics of infant hunger cries: Birth to 12 months”, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 34, pp. 237-243.
- GOLDFIELD, E., C., 2000, “Exploration of vocal tract properties during serial production of vowels by full term and preterm infants”, *Infant Behavior & Development*, v. 23, pp. 421-439.

- GOLUB, H., L., CORWIN, M., J., 1980, "Infant cry: a clue to diagnosis", *Pediatrics*, v. 69, pp. 197-201.
- GOLUB, H., L., CORWIN, M., J., 1985, *A Physioacoustic Model of the Infant Cry*. In: Lester, B., M., Boukydis, C., F., Z. (eds), *Infant Cry: Theoretical and research perspectives*, New York, Plenum Press, pp. 59-82.
- GONÇALVES, F., M., Q., 2004, *Modelagem Bayesiana para Reconhecimento de Palavras Isoladas*. Projeto Final de Engenharia Eletrônica, Escola Politécnica/UFRJ, RJ, Brasil.
- GRAU, S., ROOB, M., CACACE, A., 1995, "Acoustic correlates of inspiratory phonation during infant cry", *Journal of Speech and Hearing Research*, v. 38, pp. 373-381.
- GRENN, J., A., IRWIN, J., R., GUSTAFSON, G., E., 2000, "Acoustic Cry Analysis, Neonatal Status and Long-Term Developmental Outcomes". In: Barr, R. G., Hopkins, B., Green, J. A. (eds), *Crying as a Sign, a Symptom, & a Signal*, chapter 9, London, Mac Keith Press.
- HARTMANN, W., M., 1998, *Signals, Sound and Sensation*. New York, Springer-Verlag.
- HARVEY, G., 1997, "The voice of adolescence", *The Journal of Pediatrics*, v. 130, n. 2, pp. 169-170.
- HASEK, C., SIGN, S., MURRY, C., 1980, "Acoustical attributes of preadolescent voices", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 68, pp. 1262-1265.
- HENICK, D., H., SATALOFF, R., T., 1997, "Laryngeal Embryology and Vocal Development". In: Sataloff, R., T. (eds), *Professional Voice: The Science and Art of Clinical Care*, 2 ed., San Diego, Singular, pp. 93-110.

- HOPKINS, B., 2000, "Development of Crying in Normal Infants: Method, Theory and Some Speculations". In: Barr, R. G., Hopkins, B., Green, J. A. (eds), *Crying as a Sign, a Symptom, & a Signal*, chapter 11, London, Mac Keith Press.
- HSU, H., FOGEL, A., COOPER, R., B., 2000, "Infant vocal development during the first 6 months: speech quality and melodic complexity", *Infant and Child Development*, v. 9, pp. 1-16.
- HSU, H., FOGEL, A., MESSINGER, D., S., 2001, "Infant non-distress vocalization during mother-infant face-to-face interaction: factors associated with quantitative and qualitative differences", *Infant Behavior and Development*, v. 24, pp. 107-128.
- HSU, H., FOGEL, A., 2001, "Infant vocal development in a dynamic mother-infant communication system", *Infancy*, v. 2, n. 1, pp. 87-109.
- JUNTUNEM, K., SIRVIÖ, P., MICHELSSON, K., 1978, "Cry analysis in infant with severe malnutrition", *European Journal of Pediatrics*, v. 128, pp. 241-246.
- JUSCZYK, P., W., HOUSTON, D., GOODMAN, M., 1998, "Speech Perception During First Year". In: Slater, A. (eds), *Perceptual Development: Visual, Auditory and Speech Perception in Infancy*, Hove, Psychology Press, pp. 357-387.
- KENT, R. D., 1976, "Anatomical and neuromuscular maturation of speech mechanism: evidence from acoustic studies", *Journal of Speech and Hearing Research*, v. 19, pp. 421-447.
- KENT, R. D., READ, C., 1996, *The Acoustic Analysis of Speech*. London, Singular Publishing Group.

- KENT, R. D., HODGE, M., 1991, "The biogenesis of speech: continuity and process in early speech and language development". In: Miller, J. (eds), *Research on Child Language Disorders: A decade of Progress*, Texas, Pro-ed, pp. 120-145.
- KERKERING K. W., 2001, "Abnormal cry and intracranial calcifications: clues to the diagnosis of fetal varicella-zoster syndrome", *Journal of Perinatology*, v. 21, n. 2, pp. 131-135.
- KOIVISTO, M., MICHELSSON, K., SIRVIO, P., et al., 1974, "Spectrographic analysis of pain in cry of hypoglycemia in newborn infants". "Spectrographic analysis of pain in cry of hypoglycemia in newborn infants". *Proceedings of the XIV International Congress of Pediatrics*, v. 1 , pp. 250.
- KOIVISTO, M., 1987, "Cry analysis in infant with Rh haemolytic disease", *Acta Paediatrica Scandinavica*, suppl. 335, pp. 01-73.
- KORNER A., F., KRAEMER, H., C., HAFFNER, M., E., et al., 1974, "Characteristics of crying and noncrying activity of full-term neonates", *Child Development*, v. 45, pp. 953-958.
- KUHL, P., K., (1987), "Perception of Speech and Sound in Early Infancy". In: Salapatek, P., Cohen, L. (eds), *Handbook of Infancy Perception*, Florida, Academic Press, pp. 275 – 382.
- LEGIDO, A., 1998, "Neurologic manifestations of children exposed to drugs in utero", *Internatinal Pediatrics*, v. 13, pp. 70-83.
- LESTER, B., M., BOUKYDIS, C., F., GARCIA-COLL, C., T., et al., 1995, "Developmental outcome as a function of the goodness of fit between the infant's cry characteristics ans mother's perception of her infant's cry", *Pediatrics*, v. 95, pp. 516-521.

- LIBERMAN, P., 1985, "The physiology of cry and speech in relation to linguistic behavior". In: Lester, B., M., Boukydis, C., F., Z. (eds), *Infant Crying: Teorical and Research Perspectives*, v.2, New York, Plenum Press, pp. 29-57.
- LIND, K., WERMKE, K., 2002, "Development of the vocal fundamental frequency of spontaneous cries during the first 3 months", *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 64, pp. 97-104.
- LIND, K., VUORENKOSKI, V., ROSBERG, G., et al., 1970, "Spectrographic analysis of vocal response to pain stimuli in infants with Down's syndrome", *Development in Medical Child Neurology*, v. 12, pp. 350-361.
- MacWHINNEY, B., 1998, "Models of the emergence of language", *Annual Review of Psychology*, v. 49, pp. 199-227.
- MALDONADO-DURAN, M., SAUCEDA-GARCIA, J., 1996, "Excessive crying in infant with reguratory disorders", *Bulletin of the Meninger Clinic*, v. 60, pp. 62-78.
- MARPLE, S., L., J., 1987, *Digital Spectral Analysis with Applications*. New Jersey, Prentice Hall, pp. 130-170.
- McCANDLESS, S., S., 1974, "An algorithm for automatic formant extraction using linear prediction spectra", *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, v. 22, n. 2, pp. 135-141.
- MICHELSSON, K., 1971, "Cry analyses of symptomless low birth weight neonates and of asphyxiated newborn infants", *Acta Paediatrica Scandinavica*, v. 216, pp. 1-45.
- MICHELSSON, K., SIRVIÖ, P., 1976, "Cry analysis in congenital hypothyroidism", *Folia Phoniatica (Basel)*, v. 28, pp. 40-47.

- MICHELSSON, K., SIRVIÖ, P., WASZ-HÖCKERT, O., 1977, "Pain cry in full-term asphyxiated newborn infants correlated with late findings", *Acta Paediatrica Scandinavica*, v. 66, pp. 611-616.
- MICHELSSON, K., WASZ-HÖCKERT, O., 1980, "The Value of Cry Analysis in Neonatology and Early Infancy". In: Murry, T. E., Murry, J. (eds), *Infant Communication: Cry and Early Speech*, Houston, College Hill Press, pp. 152-182.
- MICHELSSON, K., RAES, J., THODEN, C., et al., 1982, "Sound spectrographic cry analysis in neonatal diagnosis, an evaluative study", *Journal of Phonetics*, v. 10, pp. 79-88.
- MICHELSSON, K., KASKINEN, H., AULANKO, R., et al., 1984, "Souns spectrographic cry analysis of infant with hydrocephalus", *Acta Paediatrica Scandinavica*, v. 73, pp. 65-68.
- MICHELSSON, K., MICHELSSON, O., 1999, "Phonation in a newborn infant cry", *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 49, pp. 297-301.
- MILTON, J., S., TSOKOS, J. O., 2001, *Estatística para Biología y Ciencias de la Salud*. Madrid, Interamericana McGraw Hill.
- MÖLLER, S., SCHÖNWEILER, R., 1999, "Analysis of infant cries for the early detection of hearing impairment", *Speech Communication*, v. 28, pp. 175-193.
- MONSEN, R., B., ENGBRETSON, A., M., 1983, "The accuracy of formant frequency measurements: a comparison of spectrographic analysis and linear prediction", *Journal of Speech and Hearing Research*, v. 26, pp. 89-97.
- MÜLLER, E., HOLLIEN, H., MURRY, T., 1974, "Perceptual responses to infant cry: identification of cry types", *Journal of the Child Language*, v. 1, pp. 89-95.

- MURRY, T., AMUNDSON, P., HOLLIEN, H., 1976, "Acoustical characteristics of infant cries: Fundamental frequency", *Journal of Child Language*, v. 4, pp. 321-328.
- NETTER, F., H., 1995, *Interactive Atlas of Human Anatomy*. New Jersey, Ciba Medical Education and Publications.
- OSTWALD, P., F., PHIBBS, R., FOX, S., 1968, "Diagnostic use of infant cry", *Biologia Neonatorum*, v. 13, pp. 68-82.
- PEARCE, S, TAYLOR, B., 1993, "Energy distribution in the spectrograms of the cries of normal and birth asphyxiated infants", *Physiological Measurement*, v. 14, pp. 263-268.
- PETTAY, O., DONNER, M., MICHELSSON, K., et al., 1977, "New aspects of the diagnosis of herpes simplex virus (HSV) infections in the newborn", *Proceedings of the XV International Congress of Pediatrics*, v. 4, pp. 235.
- POTTER, R., KOPP, G., A., GREEN, H., C., 1947, *Visible Speech*. New York, Van Nostrand.
- PROTOPAPAS, A., EIMAS, P., 1997, "Perceptual differences in infant cries revealed by modifications of acoustic features", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 102, n. 6, pp. 3723-3734.
- RABINER L. R., 1975, "An algorithm for determining the endpoints of isolated utterances", *Bell System Tech Journal*, v. 54, n. 2, pp. 297-315.
- RABINER L. R., 1989, "A tutorial on hidden Markov models and selected application in speech recognition", *IEEE Transactions on Acoustic, Speech and Audio Processing*,

v. 54, n. 2, pp. 297-315.

RABINER, L., R., SCHAFER, R., W., 1978, *Digital Processing of Speech Signal*. New Jersey, Prentice Hall.

RAES, J., MICHELSSON, K., DEHAEN, F., et al., 1982, "Cry analysis in infants with infections and congenital disorders of the larynx", *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 4, pp. 157-169.

RESENDE, J., 1991, *Obstetrícia*. 6 ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, pp. 107.

ROOB, M., P., SAXMAN, J., H., 1985, "Developmental trends in vocal fundamental frequency of Young children", *Journal of Speech and Hearing Research*, v. 28, n. 3, pp. 421-427.

ROOB, M., P., SAXMAN, J., H., 1988, "Acoustic observations in young children's non-cry vocalizations", *Journal of Acoustic Society of America*, v. 83, n. 5, pp. 1876-1882.

ROOB, M., P., SAXMAN, J., H., GRANT, A., A., 1989, "Vocal fundamental frequency characteristics during the first two year of life", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 85, n. 4, pp. 1708-1717.

ROOB, M., P., CACACE, A., T., 1995, "Estimation of frequencies in infant cry", *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 32, pp. 57-67.

ROOB, M., P., CHEN, Y., GILBERT, H., R., 1997, "Development aspects of formant frequency and bandwidth in infants and toddlers", *Folia Phoniatica Logopedica*, v. 49, pp. 88-95.

- ROTHGÄNGER, H., 2003, "Analysis of the sounds of the child in the first year of age and comparison to the language", *Early Human Development*, v. 75, pp. 55-69.
- RUSSO, I., BEHLAU, M., 1993, *Percepção da Fala: Análise Acústica do Português Brasileiro*. São Paulo Editora Lovise Científica.
- SASAKI, C., LEVINE, P., LAITMAN, J., et al., 1977, "Postnatal descent of the epiglottis in man", *Archives in Otolaryngology*, v. 103, pp. 169-171.
- SCHAEFER, R., W., RABINER, 1970, "System for automatic formant analysis of voiced speech", *Journal of Acoustic Society of America*, v. 47, pp. 637-648.
- SCHEINER, E., HAMMERSCHMIDT, K., JÜRGENS, U., et al., 2002, "Acoustic analyses of developmental changes and emotional expression in the preverbal vocalizations of infant", *Journal of Voice*, v. 16, n. 4, pp. 509-529.
- SILVERMAN, B., W., 1985, "Some aspects of the spline smoothing approach to non-parametric regression curve fitting", *Journal of the American Statistical Association*, v. 74, pp. 829-836.
- SIRVIÖ, P., MICHELSSON, K., 1976, "Sound-spectrographic cry analysis of normal and abnormal newborn infants", *Folia Phoniatica*, v. 28, pp. 161-173.
- SKOGSDAL, Y., ERIKSSON, M., SCHOLLIN, J., 1997, "Analgesia in newborns given oral glucose", *Acta Paediatrics*, v. 86, pp. 217-220.
- SORENSEN, D., N., 1989, "A fundamental frequency investigation of children ages 6-10 years old", *Journal of Communication Disorders*, v. 22, n. 2, pp. 115-123.
- THERRIEN, C., W., 1992, *Discrete Random Signals Processing*. New Jersey, Prentice-Hall, pp. 585-620.

- THODÉN, C., J., KOIVISTO, M., 1980, "Acoustic Analysis of the Normal Pain Cry". In: Murry, T., Murry, J. (eds), *Infant Communication: Cry and Early Speech*, Houston, College-Hill Press, pp. 124-151.
- VOHR, B. R., 1990, "New approaches to assessing the risks of hyperbilirubinemia", *Clinical Perionatology*, v. 17, n. 2, pp. 293-306.
- VUORENKOSKI, V., KAUNISTO, M., TJERNLUND, P., et al., 1973, "An improved model of cry detector: real time analysis of cry, respiratory and heart rates in the newborn infant", *Acta Paediatrica Scandinavica*, suppl. 236, pp. 84-85.
- XIE, Q., B., WARD, R., K., LASZLO, C., A., 1996, "Automatic assessment of infants' levels-of-distress from the cry signals", *IEEE Transactions on Speech and Audio Processing*, v. 4, n. 4, pp. 253-265.
- WASZ-HÖCKERT, O., LIND, J., VUORENKOIOISKI, V., et al., 1968, *The Infant Cry: A Spectrographic and Auditory Analysis. Clinics in Development Medicine n. 29*, London, Spastics International Medical Publications, pp. 1-42.
- WASZ-HÖCKERT, O., KOIVISTO, M., VUORENKOIOISKI, V., et al., 1971, "Spectrographic analysis of pain cry in hyperbilirubinemia", *Biology of Neonate*, v. 17, pp. 260-271.
- WASZ-HÖCKERT, O., MICHELSSON, K., LIND, J., 1985, "Twenty-five years of Scadinavian Cry Research". In: Lester B., M., Boukydis, C., F., Z (eds), *Infant Crying: Teorical and Research Perspectives*. New York, Plenum Press, pp. 83-104.
- WEISS, D., A., "The pubertal change of the human voice (mutation)", *Folia Phoniatica*, v. 2, pp. 126-159.

- WELCH, P., D., 1970, "The use of fast Fourier transformer for the estimation of power spectra", *IEEE Transactions on Audio and Eletroacoustics*, v. 15, pp. 70-73.
- WEMPE, G., T., 2001, "F0-related formant measurements", *Proceedings of the Institute of Phonetic Sciences of the University of Amsterdam*, v. 24, pp. 167-187.
- WESSEL, M., A., COOB, J., C., JACKSON, E., B., et al., 1954, "Paroxysmal fussing in infancy, sometimes called 'colic'", *Pediatrics*, v. 14, pp. 421-434.
- WERMKE, K., MENDE, W., MANFREDI, C., et al., 2002, "Developmental aspects of infant's cry melody and formants", *Medical Engineering & Physics*, v. 24, pp. 501-514.
- WOLFF, P., H., 1969, "The natural history of crying and other vocalizations in early infancy". In: Foss, B., M. (eds), *Determinants of Infants Behavior IV*. London, Methuen Press, pp. 81-115.
- ZESKIND, P., S., SALE, J., MAIO, M., et al., 1985, "Adult perception of pain and hungry cries: a synchrony of arousal", *Child Development*, v. 56, pp. 549-554.
- ZESKIND, P., S., BARR, R., G., 1997, "Acoustic characteristics of naturally-occurring cries of infant' colic", *Child Development*, v. 68, pp. 394-403.

Apêndice 1

Termo de consentimento

Eu _____, voluntariamente, permito a participação do meu (minha) filho(a) _____ no estudo de características acústicas do choro da Tese de Doutorado da pesquisadora Heidi E. Baeck, sob supervisão do Prof. D. Sc. Márcio Nogueira de Souza do Programa de Engenharia Biomédica da Coordenação dos Programas de Pós-graduação em Engenharia da Universidade Federal do Rio de Janeiro. O estudo consistirá na gravação de diversos do choro ao longo do crescimento do bebê, iniciando no nascimento e estendendo-se até que o bebê complete seis meses de vida. O primeiro choro será gravado nas dependências do Hospital Maternidade Nossa Sra do Rosário e os demais serão gravados na casa do bebê a partir de agendamento prévio. Esta gravação tem duração aproximada de um minuto. Não implica em contato físico e não oferece qualquer risco para o bebê. O sinal de choro será captado para posterior análise.

Os resultados deste estudo serão úteis na caracterização do choro, auxiliando as pesquisas de diagnóstico médico. As informações a serem obtidas durante o estudo serão mantidas no mais absoluto sigilo, não devendo ser liberadas para nenhum indivíduo não autorizado e não pertencente ao grupo de pesquisa, sem meu consentimento por escrito.

Li e compreendi estas informações. Sendo que todas as dúvidas que surgiram foram esclarecidas a meu contento. Também me foi esclarecido que tenho direito de desistir do estudo a qualquer momento devendo apenas comunicar minha decisão verbalmente a pesquisadora.

Data ____/____/____.

Assinatura do responsável: _____

Pesquisador: _____

Apêndice 2

Resultados Complementares da Fase I e II

Nas tabelas a seguir encontram-se expostos os valores paramétricos que geraram as medidas de média e dispersão apresentadas no capítulo de resultados (capítulo 5).

Os valores expostos referem-se às medias e desvios padrões de cada parâmetro investigado, duração, f_0 , *shift*, *gliding*, F1, F2 e F3, obtidos para cada bebê individualmente, em todos os pontos de medição (da gravação logo após o nascimento até o décimo mês de vida). Para que possam ser melhor apreciados os parâmetros foram divididos em duas tabelas para cada bebê.

Bebê 01	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,91	0,49	355	94	15	1
15	0,94	0,39	344	44	9	2
30	0,86	0,37	343	71	8	4
45	1,04	0,40	376	51	5	2
60	1,15	0,42	346	76	4	5
75	1,20	0,42	385	51	8	1
90	1,24	0,45	370	62	5	2
105	-	-	-	-	-	-
120	1,20	0,33	313	52	6	1
135	1,40	0,28	373	60	9	6
150	1,42	0,44	367	65	3	2
165	1,56	0,48	364	73	4	2
180	1,70	0,54	334	59	5	4
240	1,71	0,47	403	69	0	1
300	1,78	0,54	404	85	1	4

Bebê 01	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1187	154	2504	226	3477	158
15	1018	144	2314	422	3247	331
30	1026	298	2242	346	3224	335
45	1033	298	2239	341	3183	401
60	1042	301	2103	315	3055	398
75	1065	154	2327	211	2944	206
90	962	254	2229	209	2982	306
105	-	-	-	-	-	-
120	1062	280	2005	305	3010	291
135	946	240	2197	243	3088	316
150	1104	187	1637	302	2619	285
165	1033	151	1583	273	2431	163
180	1047	164	1535	277	2423	139
240	1082	235	2120	384	3101	284
300	1096	169	2485	254	3289	145

Bebê 02	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,92	0,25	448	106	17	0
15	0,96	0,34	335	95	13	2
30	0,86	0,29	317	100	10	4
45	0,98	0,45	362	103	6	2
60	1,17	0,47	406	97	5	5
75	1,17	0,52	415	87	8	1
90	1,25	0,34	457	98	6	2
105	-	-	-	-	-	-
120	1,17	0,43	405	127	7	1
135	1,43	0,21	388	101	10	6
150	1,42	0,24	356	160	6	2
165	1,51	0,52	413	88	7	2
180	1,67	0,52	471	52	4	4
240	1,73	0,31	431	68	2	1
300	1,68	0,62	421	81	5	4

Bebê 02	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1264	299	2156	220	3028	136
15	1375	282	2279	328	3540	274
30	1383	356	2120	333	3294	349
45	1267	375	2142	452	3321	402
60	1446	383	2321	379	3523	333
75	954	210	1874	260	2515	234
90	1381	291	2146	268	3193	425
105	-	-	-	-	-	-
120	1329	337	2208	356	3372	400
135	1262	345	2060	314	3191	428
150	1123	246	1956	274	2610	332
165	1073	150	1571	209	2512	169
180	1001	170	1582	161	2452	166
240	1016	201	2102	253	3082	307
300	1104	147	2457	242	3397	286

Bebê 03	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,80	0,23	355	107	12	2
15	0,79	0,34	335	86	10	2
30	0,83	0,11	317	97	6	3
45	0,96	0,22	366	80	3	2
60	1,08	0,43	360	74	2	3
75	1,10	0,52	348	79	6	1
90	1,24	0,41	397	58	5	4
105	1,20	0,34	372	82	7	0
120	1,18	0,33	363	102	6	0
135	1,40	0,57	385	93	9	4
150	1,40	0,54	402	67	3	4
165	1,35	0,63	429	66	5	2
180	1,61	0,52	391	63	4	3
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 03	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1145	309	2170	278	3217	287
15	1535	250	2386	316	3462	298
30	1086	164	2307	337	3387	359
45	1166	400	2166	299	3170	297
60	1214	369	2104	367	3418	293
75	1241	354	2186	222	3055	260
90	1089	365	2162	248	3118	229
105	1085	310	2128	336	3279	234
120	1207	360	2199	291	3255	281
135	1086	275	1853	345	2622	392
150	1045	222	1663	257	2501	228
165	1018	230	1632	269	2566	232
180	1013	202	2172	447	3223	454
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 04	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,95	0,18	431	82	17	1
15	0,97	0,22	365	125	11	2
30	0,96	0,41	421	111	9	3
45	1,04	0,24	401	99	7	2
60	1,29	0,18	453	89	6	4
75	1,32	0,57	418	127	11	1
90	-	-	-	-	-	-
105	-	-	-	-	-	-
120	1,32		342	99	6	2
135	1,58	0,44	374	145	9	4
150	1,62	0,63	355	147	2	5
165	1,76	0,46	377	127	4	2
180	-	-	-	-	-	-
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 04	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1150	231	2078	203	3057	199
15	1144	290	2388	177	3389	291
30	961	343	2189	343	3261	437
45	1057	268	2080	312	3271	367
60	985	308	2160	255	3441	324
75	1061	369	2186	265	3303	258
90	-	-	-	-	-	-
105	-	-	-	-	-	-
120	986	253	2116	281	3127	350
135	1033	325	1860	342	2595	398
150	1191	199	1599	180	2604	168
165	1066	206	1645	207	2597	175
180	-	-	-	-	-	-
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 05	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,51	0,11	373	87	12	2
15	0,76	0,29	386	40	7	3
30	0,81	0,37	357	41	5	2
45	0,99	0,40	303	81	3	4
60	0,97	0,22	318	60	3	3
75	1,18	0,42	334	57	5	1
90	1,22	0,25	374	53	7	1
105	1,23	0,41	335	55	3	1
120	1,16	0,33	337	66	6	0
135	1,34	0,28	356	73	8	5
150	1,38	0,44	343	74	3	2
165	1,53	0,48	313	82	4	5
180	1,69	0,54	337	77	3	4
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 05	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1077	236	1947	266	2934	213
15	1047	162	2038	168	2888	173
30	1073	230	2073	150	2978	141
45	1410	130	2479	249	3547	253
60	1121	397	2214	349	3422	333
75	1252	216	2111	395	3511	308
90	1130	411	2211	353	3396	323
105	1217	366	2070	271	3399	258
120	1186	348	2389	492	3422	497
135	1218	335	2122	285	3295	252
150	1210	225	2150	316	3346	318
165	1113	382	2279	311	3267	297
180	1034	225	1723	188	2546	194
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 06	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,93	0,19	352	64	15	0
15	0,97	0,38	343	69	14	0
30	0,89	0,17	307	118	9	6
45	1,04	0,43	336	90	3	5
60	1,25	0,36	335	93	2	5
75	-	-	-	-	-	-
90	1,29	0,25	378	117	8	4
105	1,25	0,41	324	113	11	0
120	1,32	0,53	335	112	7	0
135	-	-	-	-	-	-
150	1,47	0,32	384	97	3	1
165	1,56	0,38	333	128	7	3
180	1,71	0,57	358	121	8	4
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 06	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1093	290	2246	315	3062	201
15	1041	358	2234	345	3056	315
30	1146	245	2224	323	3063	245
45	1392	479	2422	342	3571	364
60	1103	504	2321	443	3402	496
75	-	-	-	-	-	-
90	1158	362	2344	295	3380	320
105	1198	346	2154	290	3252	365
120	1085	366	2247	279	3147	354
135	-	-	-	-	-	-
150	992	318	2204	253	3114	364
165	1080	295	2357	186	3224	316
180	1179	261	1855	224	2565	219
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 07	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,91	0,22	477	70	13	2
15	1,02	0,31	370	88	8	3
30	0,98	0,33	423	77	6	6
45	1,14	0,29	449	90	2	3
60	1,15	0,11	483	100	3	1
75	1,22	0,41	363	100	7	3
90	1,25	0,23	450	91	5	2
105	1,25	0,45	436	91	8	3
120	1,28	0,53	451	135	5	1
135	1,65	0,47	376	131	9	4
150	1,48	0,31	453	92	3	1
165	-	-	-	-	-	-
180	1,69	0,36	461	90	4	4
240	1,79	0,54	487	76	0	1
300	1,82	0,42	460	88	0	5

Bebê 07	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1043	168	1777	335	2951	199
15	1004	253	2043	451	3096	207
30	950	267	2163	418	2906	303
45	992	290	2268	413	3042	302
60	1026	165	2190	252	3209	223
75	1035	377	2356	413	3279	431
90	1058	170	2451	328	3387	320
105	1074	213	2450	242	3317	267
120	979	135	2381	386	3266	433
135	1147	390	2333	340	3374	358
150	1072	246	2284	226	3125	299
165	-	-	-	-	-	-
180	1108	254	2262	323	3311	322
240	859	178	1532	236	2591	181
300	989	291	2259	175	3417	321

Bebê 08	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,92	0,21	406	97	10	3
15	0,94	0,23	367	73	10	2
30	-	-	-	-		
45	1,07	0,16	367	86	5	1
60	1,05	0,37	429	56	5	2
75	1,28	0,44	398	94	10	3
90	-	-	-	-	-	-
105	1,33	0,38	366	111	11	2
120	-	-	-	-	-	-
135	1,65	0,45	382	76	9	5
150	1,41	0,62	374	101	6	3
165	1,52	0,44	398	99	7	3
180	1,65	0,32	436	82	8	2
240	1,72	0,55	422	73	3	3
300	1,69	0,53	423	75	4	3

Bebê 08	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1192	209	2434	283	3426	312
15	1232	355	2146	382	3413	422
30	-	-	-	-	-	-
45	1203	374	2082	419	3417	411
60	1296	270	2327	268	3206	262
75	1277	340	2104	304	3246	358
90	-	-	-	-	-	-
105	1398	313	2238	263	3335	310
120	-	-	-	-	-	-
135	1057	202	1739	302	2657	288
150	1122	176	1634	218	2573	190
165	1108	161	1672	226	2590	208
180	1243	234	2282	284	3232	231
240	1055	223	2101	294	3080	334
300	1072	194	2299	209	2909	235

Bebê 09	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,83	0,23	430	58	18	1
15	0,97	0,43	409	39	12	3
30	0,98	0,44	418	50	8	2
45	1,04	0,32	441	68	4	3
60	1,14	0,44	400	93	5	4
75	1,26	0,27	409	58	8	1
90	1,27	0,41	370	107	5	4
105	1,29	0,38	450	70	9	0
120	1,30	0,33	421	57	5	4
135	-	-	-	-	-	-
150	1,54	0,35	432	52	4	3
165	-	-	-	-	-	-
180	1,69	0,45	380	80	6	4
240	1,72	0,48	423	97	2	2
300	1,75	0,47	409	99	2	4

Bebê 09	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1010	218	1786	335	3068	147
15	887	275	1702	375	3047	277
30	861	304	1929	321	2949	299
45	1105	179	2023	223	3047	127
60	1133	268	2382	165	3352	215
75	1173	339	2199	296	3598	194
90	1044	355	2079	231	3249	329
105	1114	294	2338	233	3582	212
120	972	287	2306	285	3584	283
135	-	-	-	-	-	-
150	1244	466	2373	463	3501	436
165	-	-	-	-	-	-
180	853	212	2518	257	3491	255
240	1066	350	2293	290	3408	228
300	1118	228	2412	164	3644	243

Bebê 10	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,86	0,23	393	51	14	1
15	0,90	0,25	395	42	12	1
30	0,90	0,33	380	62	5	4
45	1,04	0,28	372	55	5	3
60	1,05	0,49	346	94	5	1
75	1,28	0,28	396	48	8	1
90	-	-	-	-	-	-
105	-	-	-	-	-	-
120	1,17	0,45	374	89	5	4
135	1,51	0,62	374	65	9	2
150	-	-	-	-	-	-
165	1,57	0,41	348	90	4	4
180	1,64	0,37	374	76	3	3
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 10	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1122	89	2480	210	3457	182
15	937	233	2230	336	3237	265
30	894	154	2140	326	3291	229
45	932	297	2094	332	3134	305
60	881	189	2352	237	3150	242
75	850	173	2245	309	3177	274
90	-	-	-	-	-	-
105	-	-	-	-	-	-
120	1123	249	1992	317	2676	310
135	1217	257	2285	268	3087	342
150	-	-	-	-	-	-
165	1320	439	2231	317	3262	311
180	1101	240	2246	356	3208	401
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 11	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,89	0,13	461	90	9	3
15	0,84	0,21	403	76	4	3
30	0,87	0,48	394	97	2	2
45	0,99	0,44	399	64	1	4
60	1,13	0,62	384	72	2	1
75	1,18	0,57	376	80	5	4
90	1,19	0,39	368	79	6	5
105	1,22	0,39	368	88	8	3
120	1,29	0,35	371	117	4	3
135	-	-	-	-	-	-
150	1,43	0,31	352	98	3	2
165	1,59	0,45	414	88	5	0
180	1,73	0,39	353	123	3	3
240	1,71	0,37	370	82	0	1
300	1,81	0,46	456	113	1	3

Bebê 11	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	939	309	1977	387	3054	289
15	984	233	2077	179	3100	174
30	1082	254	1962	154	3008	240
45	1248	298	2386	206	3194	273
60	1141	286	2247	453	3379	409
75	1038	265	2351	179	3335	301
90	1191	369	2398	359	3346	438
105	1092	343	2373	249	3309	304
120	1106	278	2180	323	3177	317
135	-	-	-	-	-	-
150	989	228	2287	200	3319	290
165	770	259	2280	271	3296	284
180	1089	271	1755	343	2524	338
240	1098	324	2147	345	3353	326
300	874	212	2354	233	3376	278

Bebê 12	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,94	0,15	348	74	13	4
15	0,95	0,23	374	74	9	1
30	0,96	0,32	407	100	6	2
45	0,99	0,33	406	100	3	3
60	1,13	0,43	358	121	5	5
75	1,17	0,21	398	86	9	1
90	1,18	0,37	370	69	6	2
105	1,21	0,44	380	116	10	2
120	1,22	0,42	399	55	6	2
135	1,34	0,56	380	37	9	2
150	1,38	0,32	379	93	5	2
165	1,46	0,48	359	94	7	3
180	1,59	0,41	354	94	8	2
240	1,67	0,56	420	81	3	4
300	1,72	0,58	413	97	4	5

Bebê 12	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1237	354	2497	193	3594	263
15	1247	299	2295	265	3640	239
30	1220	151	2473	282	3437	261
45	1131	277	2465	171	3151	287
60	1213	224	2413	225	3195	339
75	1234	345	2468	176	3253	272
90	1320	322	2331	169	3026	203
105	865	156	1905	224	2644	166
120	940	247	1922	294	2594	254
135	1185	341	2329	272	3338	268
150	1319	429	2348	349	3393	402
165	1181	427	2220	247	3341	245
180	1177	155	2457	237	3418	154
240	1060	273	2099	301	3078	203
300	1031	149	2401	284	3407	159

Bebê 13	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,92	0,33	361	91	13	2
15	0,97	0,41	355	87	8	3
30	0,89	0,52	381	88	8	5
45	1,03	0,33	385	49	5	2
60	1,13	0,35	363	44	4	1
75	1,24	0,38	383	95	11	1
90	1,23	0,29	368	86	6	1
105	-	-	-	-	-	-
120	1,28	0,46	378	65	7	3
135	1,39	0,51	383	82	10	3
150	1,44	0,48	402	74	5	2
165	1,39	0,53	391	88	7	2
180	1,62	0,50	367	80	6	5
240	1,73	0,64	424	74	2	0
300	1,79	0,61	405	79	4	4

Bebê 13	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1270	253	2190	198	3048	146
15	1276	175	2305	219	3374	180
30	1312	337	2102	204	3460	194
45	1125	334	2041	297	3255	260
60	1211	119	2117	348	3369	300
75	1219	332	2244	246	3228	247
90	1231	302	2238	270	3178	254
105	-	-	-	-	-	-
120	1188	306	2197	262	3206	278
135	1012	321	2392	290	3299	300
150	1035	210	1621	218	2620	197
165	1021	228	1703	233	2539	215
180	998	230	2186	255	3158	325
240	989	165	2100	381	3102	277
300	1063	125	2286	219	3595	239

Bebê 14	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,81	0,22	395	93	16	1
15	0,87	0,35	406	65	10	3
30	0,89	0,29	479	65	8	4
45	1,07	2,00	484	45	5	4
60	1,15	0,39	426	97	5	2
75	1,19	0,28	353	73	9	2
90	1,19	0,38	440	66	7	3
105	1,23	0,41	424	62	9	1
120	1,25	0,45	397	95	6	1
135	1,36	0,42	414	77	9	5
150	1,40	0,34	427	92	4	1
165	1,46	0,45	447	98	6	1
180	1,65	0,48	456	93	6	3
240	1,69	0,58	355	50	2	3
300	1,70	0,69	388	54	2	2

Bebê 14	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	970	386	2014	478	2935	357
15	890	188	1810	425	2698	257
30	1042	136	2049	243	2966	143
45	788	165	2102	332	3001	380
60	1070	311	2125	387	2981	494
75	1189	328	2053	498	3142	500
90	1080	271	2183	244	3016	312
105	1078	228	2287	252	3106	309
120	1140	130	2324	541	3433	569
135	1368	265	2147	237	3028	297
150	1060	255	2252	232	3218	347
165	1212	333	2248	342	3241	428
180	1121	335	1726	406	2682	362
240	982	305	2260	406	3188	429
300	1050	177	2264	164	3305	337

Bebê 15	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,90	0,11	289	98	19	3
15	0,92	0,24	332	82	13	4
30	0,90	0,36	415	96	10	5
45	0,98	0,33	421	48	9	2
60	1,13	0,29	376	87	8	3
75	1,19	0,42	389	57	10	2
90	1,21	0,48	398	53	8	2
105	1,24	0,39	417	34	9	3
120	1,22	0,39	426	80	5	3
135	-	-	-	-	-	-
150	1,45	0,47	392	100	3	1
165	-	-	-	-	-	-
180	1,58	0,52	428	76	7	3
240	1,59	0,44	441	46	2	2
300	1,68	0,52	394	84	5	5

Bebê 15	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1249	314	2024	487	3056	296
15	1064	253	2046	375	3014	228
30	1024	204	2117	250	2950	160
45	1102	303	2060	441	2979	350
60	1091	131	2188	172	3033	158
75	1089	166	2374	206	3305	246
90	1147	262	2479	403	3318	568
105	902	139	2327	161	3019	366
120	1044	229	2351	264	3197	246
135	-	-	-	-	-	-
150	1031	156	2433	167	3149	293
165	-	-	-	-	-	-
180	1077	261	2483	277	3256	230
240	1031	204	1548	206	2619	131
300	1395	222	2436	198	3372	250

Bebê 16	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	1,17	0,26	452	96	13	0
15	1,19	0,21	359	57	10	2
30	1,22	0,37	457	72	6	3
45	1,19	0,27	481	59	4	4
60	1,20	0,29	425	95	5	2
75	1,22	0,32	373	97	9	5
90	1,22	0,21	410	117	5	4
105	1,38	0,45	470	87	8	1
120	-	-	-	-	-	-
135	1,42	0,49	421	104	9	2
150	1,40	0,33	472	104	5	1
165	1,39	0,59	429	113	6	2
180	1,61	0,40	404	115	4	4
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 16	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1168	161	2307	188	3081	134
15	915	178	2195	323	3110	246
30	823	214	2068	406	3100	356
45	820	308	2186	247	3110	440
60	1115	309	2042	403	3136	393
75	1069	316	2132	297	3205	382
90	1031	306	2223	313	3202	293
105	1190	278	2039	284	3164	251
120	-	-	-	-	-	-
135	1076	241	2178	313	3224	291
150	1015	206	1702	292	2635	294
165	979	264	1703	292	2600	279
180	1095	245	1668	216	2556	180
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 17	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,84	0,15	335	66	14	0
15	0,94	0,19	316	77	11	4
30	0,87	0,28	366	56	9	2
45	1,15	0,35	345	55	6	2
60	1,18	0,39	461	104	5	3
75	1,27	0,37	414	70	10	1
90	1,28	0,42	320	84	7	1
105	1,35	0,34	370	56	12	1
120	1,27	0,29	396	52	7	0
135	1,44	0,41	379	67	9	3
150	-	-	-	-	-	-
165	1,56	0,25	368	83	7	1
180	1,66	0,33	325	69	8	4
240	1,68	0,48	391	77	3	3
300	1,69	0,42	408	63	3	3

Bebê 17	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	936	234	1593	332	2995	203
15	968	190	1829	328	3124	160
30	936	164	1926	257	2881	177
45	985	169	2070	151	2872	162
60	1068	175	2400	223	3275	264
75	895	279	2186	331	3203	343
90	1048	217	2459	174	3261	252
105	1138	357	2263	334	3382	285
120	1275	313	2138	283	3261	193
135	1022	223	2391	261	3202	205
150	-	-	-	-	-	-
165	1063	328	2415	270	3390	191
180	1065	340	2446	260	3410	306
240	1166	283	2412	256	3375	130
300	1059	265	2289	285	3469	315

Bebê 18	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,82	0,28	400	51	13	1
15	0,89	0,18	361	105	11	2
30	0,90	0,17	380	76	8	4
45	1,02	0,32	408	70	4	1
60	1,17	0,20	363	77	5	1
75	1,28	0,27	392	105	9	1
90	1,39	0,41	409	65	6	2
105	1,37	0,36	411	75	9	0
120	1,29	0,43	405	62	9	0
135	1,40	0,40	416	56	8	2
150	1,42	0,54	412	58	3	1
165	1,50	0,49	419	67	7	2
180	-	-	-	-	-	-
240	1,67	0,63	464	64	0	1
300	1,73	0,59	432	84	2	3

Bebê 18	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1147	172	2484	248	3448	247
15	1398	326	2374	195	3242	248
30	1108	401	2237	352	3294	415
45	1134	264	2298	212	3322	233
60	1097	299	2338	289	3314	342
75	1241	197	2451	239	3382	225
90	1212	227	2412	220	3267	258
105	1104	160	2197	357	3220	409
120	1194	410	2429	401	3443	440
135	1119	347	2318	341	3364	402
150	1158	432	2407	409	3382	468
165	1203	365	2326	408	3315	402
180	-	-	-	-	-	-
240	1048	343	1940	334	2743	323
300	1133	338	2254	296	3432	308

Bebê 19	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,96	0,27	350	82	15	1
15	0,97	0,18	374	83	11	4
30	0,99	0,16	491	67	7	3
45	1,04	0,29	517	61	4	2
60	1,05	0,33	460	88	5	2
75	-	-	-	-	-	-
90	1,21	0,44	448	86	8	2
105	1,28	0,29	482	65	11	0
120	1,23	0,38	437	132	7	0
135	1,47	0,41	421	123	9	3
150	1,49	0,49	410	151	4	1
165	-	-	-	-	-	-
180	1,73	0,35	495	99	6	6
240	1,77	0,43	405	139	1	1
300	1,80	0,59	400	147	0	4

Bebê 19	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	967	386	1807	489	2995	303
15	952	346	1889	356	2929	248
30	1002	355	1997	343	3078	349
45	1055	371	2232	507	3191	410
60	1011	174	2150	147	3019	213
75	-	-	-	-	-	-
90	964	362	2275	371	3299	436
105	1078	109	2497	548	3639	499
120	1046	402	2376	291	3375	406
135	991	280	2227	391	3273	304
150	891	225	2289	403	3437	318
165	-	-	-	-	-	-
180	1029	408	2462	400	3542	347
240	878	325	1747	324	2626	295
300	1007	216	2576	176	3627	198

Bebê 20	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,77	0,17	401	64	14	1
15	0,79	0,27	383	67	10	4
30	0,81	0,24	394	88	8	6
45	0,94	0,29	376	64	5	1
60	0,99	0,29	373	86	5	3
75	1,17	0,38	386	61	9	0
90	-	-	-	-	-	-
105	1,23	0,44	384	80	9	1
120	1,25	0,31	406	102	6	0
135	1,41	0,38	386	82	8	4
150	1,43	0,50	446	131	4	2
165	1,52	0,47	462	87	6	1
180	1,69	0,51	449	67	6	1
240	1,73	0,54	407	64	1	0
300	1,75	0,35	405	75	2	6

Bebê 20	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1266	222	2328	202	3383	244
15	1127	262	2063	271	3409	285
30	1126	338	2190	407	3549	315
45	1101	399	2253	373	3390	338
60	1043	327	2168	320	3277	274
75	1093	327	2243	217	3067	238
90	-	-	-	-	-	-
105	1012	372	2290	339	3218	361
120	1139	347	2216	289	3179	343
135	965	306	1736	428	2615	428
150	1004	255	1919	273	2565	322
165	949	326	1681	204	2549	194
180	1311	208	2346	229	3191	276
240	1115	283	2129	279	3072	391
300	1043	249	2351	216	3382	294

Bebê 21	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,82	0,20	422	94	14	1
15	0,95	0,17	373	67	10	2
30	0,84	0,37	350	91	8	3
45	1,06	0,29	364	81	5	3
60	1,18	0,28	392	74	5	4
75	1,23	0,31	388	86	9	0
90	1,29	0,27	385	91	7	3
105	1,33	0,49	382	72	9	0
120	1,27	0,34	383	72	6	1
135	1,55	0,47	378	64	8	3
150	-	-	-	-	-	-
165	1,56	0,38	375	96	6	2
180	1,61	0,39	365	70	6	2
240	1,60	0,42	384	76	1	1
300	1,62	0,55	419	55	2	5

Bebê 21	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	962	209	1578	342	2964	136
15	869	198	1793	310	2989	166
30	947	165	1759	304	2879	249
45	1108	229	1893	189	2935	224
60	1116	278	2161	254	3251	244
75	1057	148	1989	228	3358	286
90	968	221	1873	283	3283	357
105	835	216	1585	255	2506	239
120	998	373	2120	334	3118	359
135	1035	308	2251	265	3041	330
150	-	-	-	-	-	-
165	1084	357	2376	228	3272	317
180	1185	315	2328	249	3176	279
240	1095	318	2278	247	3188	271
300	1071	308	2222	260	3458	326

Bebê 22	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,83	0,21	446	90	14	3
15	0,97	0,27	375	72	10	1
30	0,95	0,24	388	85	8	4
45	1,10	0,32	468	105	5	2
60	1,17	0,25	487	87	5	1
75	-	-	-	-	-	-
90	-	-	-	-	-	-
105	1,15	0,21	360	60	9	0
120	1,19	0,39	398	93	6	0
135	-	-	-	-	-	-
150	1,51	0,24	362	113	4	1
165	1,62	0,38	363	116	6	1
180	1,74	0,47	419	89	6	3
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 22	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	947	175	2420	295	3325	242
15	962	238	2177	271	3122	304
30	1234	270	2117	292	3268	184
45	869	322	2017	459	3179	362
60	1059	326	2111	403	3185	310
75	-	-	-	-	-	-
90	-	-	-	-	-	-
105	1087	242	1973	263	2986	220
120	905	227	2133	387	3024	303
135	-	-	-	-	-	-
150	969	257	1495	256	2559	216
165	971	208	1839	230	2574	191
180	1173	252	2194	364	3325	332
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 23	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,99	0,23	373	120	14	2
15	0,74	0,13	361	91	10	1
30	0,86	0,11	379	129	8	1
45	0,92	0,26	442	80	5	3
60	-	-	-	-	-	-
75	1,18	0,37	406	106	9	0
90	-	-	-	-	-	-
105	-	-	-	-	-	-
120	1,20	0,24	489	87	6	1
135	1,40	0,43	420	136	8	4
150	1,41	0,46	440	102	4	2
165	1,46	0,47	452	111	6	1
180	1,59	0,52	446	114	6	3
240	1,58	0,48	410	74	1	0
300	1,59	0,43	416	83	2	5

Bebê 23	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1262	143	2336	399	3630	377
15	1070	369	2133	353	3527	220
30	1341	296	2237	515	3533	531
45	1159	352	2418	269	3373	244
60	-	-	-	-	-	-
75	1287	367	2319	269	3316	270
90	-	-	-	-	-	-
105	-	-	-	-	-	-
120	972	279	2079	317	3315	297
135	1184	221	1845	186	2594	193
150	1018	268	1652	168	2621	179
165	1033	159	1640	247	2603	188
180	1049	291	2282	300	3398	205
240	1065	283	2083	279	3032	301
300	1083	249	2351	216	3412	174

Bebê 24	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,82	0,14	417	122	8	1
15	0,95	0,28	366	123	10	2
30	0,96	0,26	460	54	8	5
45	1,02	0,47	438	90	3	1
60	1,19	0,38	478	88	3	4
75	1,22	0,21	422	77	7	2
90	1,26	0,33	439	124	7	1
105	-	-	-	-	-	-
120	1,24	0,49	491	78	5	1
135	1,44	0,32	404	72	6	2
150	1,48	0,33	449	95	3	1
165	1,50	0,36	495	62	4	1
180	-	-	-	-	-	-
240	1,67	0,42	412	76	0	2
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 24	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1205	277	2252	463	3516	431
15	1302	377	2243	366	3461	335
30	1170	367	2077	376	3346	371
45	1301	361	2162	273	3333	280
60	1253	348	2157	310	3354	231
75	1123	359	2214	321	3270	288
90	1169	220	1776	297	2638	303
105	-	-	-	-	-	-
120	959	201	1671	175	2529	177
135	1093	273	2309	301	3242	221
150	1271	350	2284	483	3408	442
165	1138	399	2118	367	3527	247
180	-	-	-	-	-	-
240	1012	204	2080	192	3291	315
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 25	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	1,13	0,26	385	114	17	0
15	1,12	0,24	346	77	14	2
30	0,97	0,38	451	84	12	1
45	1,03	0,35	383	60	8	3
60	1,12	0,29	426	109	7	1
75	1,22	0,42	397	122	12	0
90	1,28	0,48	407	108	9	0
105	-	-	-	-	-	-
120	1,27	0,49	430	108	7	1
135	1,44	0,52	410	86	9	2
150	1,45	0,44	441	109	5	2
165	1,57	0,63	392	152	7	3
180	1,68	0,55	380	111	8	4
240	1,70	0,39	414	204	0	0
300	1,71	0,38	417	204	2	3

Bebê 25	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1424	208	2297	231	3610	236
15	1048	400	1897	458	2761	428
30	1277	416	2407	417	3467	361
45	1268	547	2559	511	3450	574
60	1063	275	2422	408	3235	476
75	1030	302	2356	250	3249	243
90	784	309	2196	407	3165	328
105	-	-	-	-	-	-
120	1042	292	2450	238	3194	198
135	1351	214	2513	471	3488	468
150	921	286	1757	244	2574	222
165	989	365	1825	346	2621	323
180	994	360	2382	394	3470	352
240	1113	213	2089	274	3099	303
300	1073	143	2367	238	3438	273

Bebê 26	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,98	0,19	434	93	16	0
15	0,84	0,18	342	56	9	2
30	0,86	0,37	444	70	7	1
45	0,96	0,21	507	60	3	2
60	1,11	0,22	452	78	4	4
75	1,19	0,32	420	68	8	0
90	1,24	0,45	434	92	5	2
105	-	-	-	-	-	-
120	1,23	0,53	401	82	7	1
135	1,39	0,39	374	90	9	4
150	1,42	0,44	412	84	3	2
165	1,46	0,48	399	94	4	1
180	1,59	0,54	419	100	5	1
240	1,51	0,49	427	84	2	0
300	1,53	0,64	425	95	3	4

Bebê 26	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	916	165	2193	242	2963	164
15	1008	257	2418	185	3372	202
30	1366	327	2356	633	3598	588
45	1439	176	2594	641	3772	577
60	1294	354	2496	602	3479	645
75	1149	208	2380	391	3343	467
90	1024	528	2284	448	3289	510
105	-	-	-	-	-	-
120	1209	235	2246	429	2988	569
135	941	231	1588	256	2491	219
150	1077	252	1796	320	2599	337
165	1137	195	1708	235	2352	281
180	957	251	1742	272	2587	213
240	1080	283	2073	279	3049	291
300	1094	249	2341	212	3462	174

Bebê 27	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,91	0,22	384	104	9	0
15	0,92	0,26	357	121	5	2
30	0,89	0,13	414	58	5	4
45	1,01	0,41	384	106	2	2
60	1,12	0,32	387	54	2	1
75	1,21	0,33	384	100	7	0
90	1,24	0,51	433	63	7	3
105	1,38	0,48	394	118	4	0
120	1,13	0,51	435	74	2	0
135	-	-	-	-	-	-
150	1,42	0,61	350	112	2	1
165	1,46	0,46	319	100	3	2
180	1,75	0,50	314	110	3	3
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 27	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1203	339	1994	559	3158	355
15	1072	324	2099	330	2992	292
30	944	105	2128	183	2905	218
45	1122	167	2343	212	3275	238
60	1204	120	2483	617	3452	707
75	919	237	2336	256	3353	322
90	1035	349	2218	340	3376	365
105	1144	351	2224	316	3538	324
120	1114	285	2190	204	3235	263
135	-	-	-	-	-	-
150	1290	257	2216	338	3378	322
165	1153	245	2233	286	3253	230
180	1199	250	1746	343	2657	335
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 28	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,99	0,23	421	46	13	2
15	0,99	0,24	342	73	10	1
30	0,89	0,39	404	44	7	4
45	1,03	0,35	419	29	5	0
60	1,24	0,27	382	64	4	3
75	1,31	0,42	391	91	8	0
90	1,13	0,44	414	108	7	4
105	-	-	-	-	-	-
120	1,18	0,53	473	34	5	1
135	1,45	0,41	410	58	8	5
150	1,49	0,34	464	38	3	0
165	1,57	0,52	402	113	4	3
180	1,69	0,42	422	80	5	2
240	1,72	0,51	435	52	1	0
300	1,77	0,62	400	44	3	5

Bebê 28	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1067	150	2031	336	3175	148
15	986	297	2063	359	3074	298
30	1022	177	2123	207	2952	247
45	1108	221	2465	187	3387	214
60	902	289	2426	270	3470	296
75	946	214	2387	186	3463	274
90	1036	377	2456	321	3612	321
105	-	-	-	-	-	-
120	1252	292	2247	217	3450	173
135	823	233	2276	276	3338	335
150	1084	280	2309	222	3467	255
165	1046	248	2258	183	3512	224
180	973	247	1781	233	2534	228
240	1093	346	2492	292	3491	357
300	939	77	2531	150	3461	190

Bebê 29	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,97	0,12	412	42	14	2
15	1,01	0,21	371	68	9	4
30	0,53	0,31	377	84	10	5
45	1,08	0,42	414	52	8	2
60	1,16	0,38	367	62	7	3
75	1,31	0,33	341	116	10	1
90	1,26	0,43	438	36	8	1
105	1,28	0,34	365	89	9	0
120	1,37	0,46	393	74	6	1
135	-	-	-	-	-	-
150	1,39	0,59	423	120	4	3
165	1,76	0,41	433	57	5	3
180	1,62	0,56	410	53	6	4
240	1,69	0,73	429	53	1	1
300	1,73	0,59	422	106	2	6

Bebê 29	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	869	257	1882	306	2708	309
15	970	242	2123	237	3046	275
30	948	391	2179	329	3063	338
45	1109	270	2246	222	3308	392
60	1097	341	2245	362	3358	378
75	1018	251	2427	267	3527	218
90	1075	348	2388	321	3500	304
105	1038	216	1666	236	2669	217
120	1093	317	2489	218	3382	239
135	-	-	-	-	-	-
150	1207	266	2403	253	3265	261
165	1092	272	2359	200	3369	285
180	1117	230	1692	256	2657	229
240	1333	317	2431	334	3085	520
300	1199	257	2217	158	3642	252

Bebê 30	Dur (s)	S.D.	f0 (Hz)	S.D.	sh	gl
00	0,92	0,13	417	122	12	0
15	0,91	0,24	386	123	8	3
30	0,82	0,37	460	54	7	5
45	1,04	0,35	438	90	4	1
60	1,19	0,31	478	88	5	3
75	1,29	0,42	422	97	8	1
90	-	-	-	-	-	-
105	1,31	0,53	439	124	9	3
120	1,32	0,48	491	78	5	4
135	1,40	0,39	402	74	4	4
150	1,41	0,41	449	95	3	1
165	1,52	0,37	495	62	6	1
180	1,68	0,61	354	94	5	0
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Bebê 30	F1 (Hz)	S.D.	F2 (Hz)	S.D.	F3 (Hz)	S.D.
00	1203	339	2132	310	3180	240
15	1072	324	2134	300	3186	259
30	944	105	2129	320	3182	305
45	1122	167	2224	334	3250	319
60	1204	210	2250	277	3249	304
75	919	237	2247	289	3261	295
90	-	-	-	-	-	-
105	1144	351	2153	312	3190	290
120	1114	285	2202	300	3182	330
135	1035	349	2150	278	3079	316
150	1290	357	2029	259	2990	303
165	1153	245	2001	291	2947	261
180	1081	250	2089	288	3012	272
240	-	-	-	-	-	-
300	-	-	-	-	-	-

Apêndice 3

Resultados Complementares da Fase III

Nas tabelas abaixo, encontram-se expostos os valores da média e desvio padrão da frequência fundamental obtidos para cada bebê da amostra a cada dia de gravação definida nesta pesquisa. Estes valores geraram os valores médios, expostos na tabelas VII apresentada no capítulo de resultados (capítulo 5).

Bebê 01 (dias)	f0 (Hz)	DP(Hz)
RN	407	84
01	402	94
02	403	44
03	399	71
04	395	51
05	390	76
06	390	51
07	391	62
08	---	---
09	385	52
10	382	60
11	383	65
12	372	73
13	358	59
14	383	57
15	362	86
16	383	60
17	392	88
18	---	---
19	407	88
20	413	97

Bebê 02 (dias)	f0 (Hz)	DP(Hz)
RN	405	77
01	398	87
02	396	40
03	395	41
04	395	81
05	---	---
06	391	57
07	392	70
08	390	88
09	391	77
10	387	90
11	380	54
12	377	54
13	371	66
14	381	53
15	374	55
16	---	---
17	387	73
18	400	74
19	398	82
20	409	77

Bebê 03 (dias)	f0 (Hz)	DP(Hz)
RN	400	83
01	---	---
02	406	76
03	404	101
04	403	99
05	388	82
06	387	73
07	381	88
08	400	58
09	384	39
10	379	50
11	381	68
12	380	93
13		
14	369	107
15	379	70
16	380	57
17	390	52
18		
19	412	80
20		

Bebê 04 (dias)	f0 (Hz)	DP(Hz)
RN	398	84
01	402	99
02	410	124
03	407	97
04	398	51
05	----	---
06	398	62
07	398	55
08	379	94
09	384	48
10	---	----
11	379	58
12	381	90
13	350	76
14	381	97
15	374	64
16	397	72
17	394	80
18	396	79
19	407	88
20	408	117

Bebê 05 (dias)	f0 (Hz)	DP(Hz)
RN	402	89
01	399	106
02	397	55
03	397	37
04	380	93
05	399	42
06	----	----
07	381	95
08	----	----
09	375	64
10	----	----
11	----	---
12	368	75
13	365	65
14	374	45
15	376	97
16	378	73
17	380	66
18	----	----
19	390	77
20	398	101

Apêndice 4

Informações Complementares

Considerando que os dados desta pesquisa poderão ser úteis para estudos posteriores, a seguir estão relacionadas informações complementares.

Bebê	Sexo	Parto	Peso nasc (Kg)	Estat. Nasc (cm)
01	M	ces	3,87	51
02	M	normal	3,94	50
03	M	ces	2,84	49
04	M	normal	2,87	50
05	F	normal	3,20	50
06	M	normal	3,59	52
07	F	ces	2,77	48
08	F	ces	2,99	49
09	M	ces	3,00	48
10	F	ces	2,75	49
11	M	ces	3,49	50
12	M	normal	3,15	50
13	M	normal	3,60	50
14	M	ces	3,67	51
15	M	ces	3,24	50
16	M	normal	4,12	52
17	M	normal	3,01	49
18	M	ces	3,44	50
19	F	normal	3,00	48
20	F	normal	3,67	52
21	M	ces	3,54	50
22	F	ces	3,88	49
23	F	ces	2,98	49
24	F	normal	3,75	50
25	M	normal	3,79	51
26	M	ces	2,70	47
27	M	normal	3,67	49
28	F	ces	3,80	50
29	M	ces	3,78	50
30	M	normal	3,14	49

Apêndice 5

Rotinas de Avaliação dos Algoritmos

Neste apêndice constam as rotinas desenvolvidas em Matlab com o objetivo de testar os algoritmos de extração de f_0 , F_1 e F_2 . Tais rotinas sintetizam um sinal padrão e posteriormente testam a rotina de extração. Faz-se necessário referir que as funções chamadas por estas rotinas encontram-se expostas no apêndice 6.

ROTINA DE AVALIAÇÃO DO ALGORITMO DE f_0

```
%-----  
%                               SINTETISANDO UM SINAL PADRAO  
%-----  
  
clear all;close all;  
fs=11025;  
Ts=1/fs;  
  
%DEFINIÇÃO DO PITCH  
  
tam_total=1; % tempo total em segundos  
num_total=round(tam_total/Ts);  
ind_total=1:num_total;  
  
pitch_fundo=420;  
perc=0.1; % variável 0.05=5%, 0.1=10% e 0.15=15%  
  
% DEFINIÇÃO DO PERFIL DE PITCH (variavel)  
  
%Funcao degrau  
pitch=pitch_fundo*(1+perc*tanh(10*cos(2*pi*0.4*ind_total*Ts)));  
  
%Funcao cossenoidal  
%pitch=pitch_fundo*(1-perc*cos(2*pi*0.7*ind_total*Ts));  
  
%Funcao linear  
%pitch=pitch_fundo*(1+(perc/tam_total)*ind_total*Ts);  
  
T_pitch=1./pitch;  
  
impulsos=zeros(1,num_total);  
j=1;  
while j<=num_total  
    impulsos(j)=1;
```

```

        salto=round(T_pitch(j)/Ts);
        j=j+salto;
end;

plot(impulsos);

% DEFINIÇÃO DOS PARAMETROS
f1=800;      %valor fixo de F1
f2=1200;    %valor fixo de F2
Q=20;
w1=2*pi*f1;
w2=2*pi*f2;

N1=[w1/Q 0];
N2=[w2/Q 0];
D1=[1 w1/Q w1^2];
D2=[1 w2/Q w2^2];

Num=conv(N1,N2);
Den=conv(D1,D2);

[B,A] = bilinear(Num,Den,fs);

sinal_choro=filter(B,A,impulsos);
janela=blackman(num_total);

janela_MG=ones(1,num_total);
t_atack=1:1500;
atack=(1-0.9*exp(-t_atack/200));
janela_MG(1:1500)=atack;
t_decay=1:2000;
decay=exp(-t_decay/1000);
janela_MG((num_total-2000+1):num_total)=decay;
choro=sinal_choro.*janela_MG;

%figure(1)
tempo_graf=ind_total*(1/fs);
plot(tempo_graf,choro,'k');
xlabel('Tempo (s)');
ylabel('Amplitude (u.a.)');

soundsc(choro,fs);
wavwrite(choro,fs,'padrao.wav');

% -----
%          TESTE DO ALGORITMO DE EXTRAÇÃO DE f0
% -----

global fs lin ch n_unid te

VT_resultados = {};          %abrindo o vetor de resultados
nome_sinal = 'padrao';

%ENTRADA DO SINAL

[ch0,fs]=wavread(nome_sinal); %lendo o sinal com a fs do sinal

```

```

[lin,col]=size(ch0);           %identificando a matrix
ch=ch0(1:lin);
ch=ch/max(abs(ch));
ch=ch-mean(ch);               %retira evetual nivel DC

%EXTRAÇÃO DE PITCH

[pitchtrack, base_pitch]=ptrack2(ch); % FUNCTION
X_pitch = 0:length(pitchtrack)-1;
X_pitch = X_pitch * base_pitch;

media_F0 = mean(pitchtrack(find((pitchtrack>0)&(isnumeric(pitchtrack)))));
temp_f0 (1:length(pitchtrack)) = media_F0;

%-----
%                               GRAFICO DO TRACKING DE f0
%-----

figure(2)
subplot(2,1,1);

plot(tempo_graf,pitch,'k');
xlabel('tempo (s)');
ylabel('F0 projetado (Hz)');
title('F0 Tracking');
subplot(2,1,2);
plot(X_pitch, pitchtrack,'k');
xlabel('tempo (s)');
ylabel('F0 estimado (Hz)');

Tam=length(X_pitch);
passo_X_pitch=X_pitch(2);
indices=find(mod(tempo_graf,passo_X_pitch)==0);

%-----
%                               ESTIMATIVA DE ERRO
%-----

f0_real=pitch(indices);
erro=sqrt((sum((f0_real-pitchtrack).^2))/(Tam-1));
erro_perc=erro/pitch_fundo*100

media_real=mean(f0_real);
media_estimada=mean(pitchtrack);

erro_media=abs((media_real-media_estimada)/media_real*100)

```

ROTINA DE AVALIAÇÃO DO ALGORITMO DE F1

```
%-----  
%           SINTETISANDO UM SINAL PADRAO  
%-----  
  
clear all;close all;  
fs=11025;  
Ts=1/fs;  
  
%DEFINIÇÃO DO PITCH  
  
tam_total=1; % tempo total em segundos  
num_total=round(tam_total/Ts);  
ind_total=1:num_total;  
  
pitch_fundo=420;  
perc=0.001;  
  
% DEFINIÇÃO DO PERFIL DE PITCH (variavel)  
  
%Funcao degrau  
pitch=pitch_fundo*(1+perc*tanh(10*cos(2*pi*0.2*ind_total*Ts)));  
  
%Funcao cossenoidal  
%pitch=pitch_fundo*(1-perc*cos(2*pi*0.1*ind_total*Ts));  
  
%Funcao linear  
%pitch=pitch_fundo*(1+(perc/tam_total)*ind_total*Ts);  
  
T_pitch=1./pitch;  
  
impulsos=zeros(1,num_total);  
j=1;  
while j<=num_total  
    impulsos(j)=1;  
    salto=round(T_pitch(j)/Ts);  
    j=j+salto;  
end;  
  
% DEFINIÇÃO DOS FORMANTES  
  
num_form_temp=5;  
passo_form=num_total/num_form_temp;  
cond_i=0;  
sinal_choro=[];  
vet_f1=[];  
for frame=1:num_form_temp  
    xi=impulsos(frame:(frame+passo_form));  
  
    switch frame  
        case 1, f1=500;f2=1000;  
        case 2, f1=500;f2=1000;  
        case 3, f1=1000;f2=1800;
```

```

        case 4, f1=1000;f2=1800;
        case 5, f1=1000;f2=1800;
        otherwise, f1=1000; f2=1800;
    end

    Q=20;
    w1=2*pi*f1;
    w2=2*pi*f2;

    N1=[w1/Q 0];
    N2=[w2/Q 0];
    D1=[1 w1/Q w1^2];
    D2=[1 w2/Q w2^2];

    Num=conv(N1,N2);
    Den=conv(D1,D2);

    [B,A] = bilinear(Num,Den,fs);

    [y1]=filter(B,A,xi);

    sinal_choro=[sinal_choro y1];
    vet_f1=[vet_f1 ones(1,passo_form+1)*f1];
end;

sinal_choro=sinal_choro(1:num_total);
vet_f1=vet_f1(1:num_total);

janela=blackman(num_total);

janela_MG=ones(1,num_total);
t_atack=1:1500;
atack=(1-0.9*exp(-t_atack/1000));
janela_MG(1:1500)=atack;
t_decay=1:2000;
decay=exp(-t_decay/2000);
janela_MG((num_total-2000+1):num_total)=decay;
choro=sinal_choro.*janela_MG;

%figure(1)
tempo_graf=ind_total*(1/fs);
plot(tempo_graf,choro,'k');
xlabel('Tempo (s)');
ylabel('Amplitude (u.a.)');

soundsc(choro,fs);
wavwrite(choro,fs,'padrao.wav');

% -----
%           TESTE DO ALGORITMO DE EXTRAÇÃO DE f1
% -----

global fs lin ch n_unid te

nome_sinal = 'padrao';

```

```

%ENTRADA DO SINAL

[ch0,fs]=wavread(nome_sinal); %lendo o sinal com a fs do sinal
[lin,col]=size(ch0);          %identificando a matrix
ch=ch0(1:lin);
ch=ch/max(abs(ch));
ch=ch-mean(ch);              %retira eventual nivel DC

%TRACKING DE F1

v_pitch1 = zeros (length(ch),1);
v_pitch1(find(ch))=1;        %sera 1 onde houver unidade

[f1_track]= get_f1_2(ch);    %FUNCTION

X_pitch = 1:length(f1_track);
X_pitch = X_pitch* tam_total/length(X_pitch);

%-----
%                                     GRAFICO DO TRACKING DE F1
%-----

figure(2)
subplot(2,1,1);

plot(tempo_graf,vet_f1,'k');
xlabel('tempo (s)');
ylabel('F1 projetado (Hz)');
title('F1 Tracking');
axis([0 tam_total 0 2000]);
subplot(2,1,2);
plot(X_pitch, f1_track,'k');
axis([0 tam_total 0 2000]);
xlabel('tempo (s)');
ylabel('F1 estimado (Hz)');

f1_med=mean(f1_track);

Tam=length(X_pitch);
passo_X_pitch=X_pitch(2);
passo=round(num_total/Tam);

indices=1:passo:num_total;

%-----
%                                     ESTIMATIVA DE ERRO
%-----

f1_real=vet_f1(indices(1:Tam));
erro=sqrt((sum((f1_real-f1_track).^2))/(Tam-1));
media_real=mean(f1_real)

erro_perc=erro/media_real*100

media_estimada=mean(f1_track)

erro_media=abs((media_real-media_estimada)/media_real*100)

```

Apêndice 6

Rotinas de Análise do Choro

```
clear all; close all;

global fs lin ch n_unid te graf_op

nome_sinal = input ('Nome do sinal:', 's');

graf_op = 'Z'; %Iniciando variavel
while (~strcmp (graf_op, 's') & ~strcmp (graf_op, 'n')) %Iniciando opção de imprimir graficos
    graf_op = input ('Imprimir graficos (s/n):', 's');
end

%DEFINIÇÃO DOS LOCAIS
diretorio = pwd
cd ../..\Sinais\Todos(5grav)\ %muda para diretorio que contem os sinais de choro
diretorio_sinais = pwd;
diretorio_sinais = strcat (diretorio_sinais, '\');
nome_sinal_temp = strcat (nome_sinal, '*');
sinais = dir (strcat (diretorio_sinais, nome_sinal_temp));

cd (diretorio) %retorna para diretorio de trabalho

VT_resultados = {};
VT_dados_sinal = {};
VT_dados_totais = {};

num_sinais = length (sinais);
if (num_sinais == 0)
    disp ('ERRO!!! Arquivo nao encontrado !!!');
    disp (' ');
end
```

```

dias = -15;
for n_sinal = 1:num_sinais
    dias = dias + 15;
    save ('variaveis.mat', 'dias', 'nome_sinal', 'n_sinal', 'num_sinais', 'sinais', 'diretorio_sinais',
'graf_op', 'VT_dados_sinal', 'VT_dados_totais');

    disp ('Para continuar tecla qualquer tecla ...');
    pause;
    clear all; close all;
    load variaveis.mat;

    global fs lin ch n_unid te graf_op
    arq_sinal = strcat (diretorio_sinais, sinais(n_sinal).name)

jan_dez=10*1e-3; %10ms para usar na duração da unidade

%ENTRADA DO SINAL!!!!
[ch0,fs]=wavread(arq_sinal); %lendo o sinal com a fs do sinal
[lin,col]=size(ch0); %identificando a matrix
ch=ch0(1:lin);
ch=ch/max(abs(ch));
ch=ch-mean(ch); %retira eventual nivel DC
%-----

sinal_ruido = ch0 (1:1000); % Extrai o ruído inicial do sinal

[ind1, ind2, T, resultado2] = pre_recorte (ch0,fs,sinal_ruido,fs);

% Energia de ch
[ch2]=energ_abs(ch);

ch3 = zeros (length(ch2),1);
for i=1:length(ind1)
    ch3(ind1(i):ind2(i))=ch2(ind1(i):ind2(i));
    duracao (i) = (ind2 (i)-ind1 (i))/fs;
end

```



```

end
end

plot (X_pitch (indp (1:temp (1))), pitchtrack (indp (1:temp (1))), 'g');
for i = 2:length(temp)
plot (X_pitch (indp (temp (i-1)+1:temp (i))), pitchtrack (indp (temp(i-1)+1:temp (i))), 'g');
end
plot (X_pitch (indp (temp (i)+1:length (indp))), pitchtrack (indp (temp (i)+1:length
(indp))), 'g');

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%      Algoritmo para marcar no gráfico do pitchtrack os gliddings encontrados
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
num_glidding = 0;
if (length(temp_glidding)>0)      %Verificacao se existe glidding
    v_glid = (pitchtrack.*temp_glidding'); %temp_glidding e um vetor c/ 1 nas partes onde ha

        %glidding e 0 nas demais; tem mesmo tamanho do pitchtrack
    glid = find (v_glid);      %Marcacao dos indices onde ha glidding
    if (glid>0)
        Vt_pares=[glid(1)];
        for i=2:length(glid)
            if (glid(i)-glid(i-1)>1)
                Vt_pares=[Vt_pares glid(i-1) glid(i)];
            end
        end
        Vt_pares = [Vt_pares glid(length(glid))]; %Em Vt_pares colocamos os indices do

                %inicio e do final de cada glidding
        %if (strcmp (graf_op, 's'))
            for i=1:2:length(Vt_pares)
%Foi feito para plotar os trechos com glidding
                plot(X_pitch(Vt_pares(i):Vt_pares(i+1)), v_glid(Vt_pares(i):Vt_pares(i+1)), 'b.:');
            end
        %end
        num_glidding = length (Vt_pares)/2
    end
end
end

```

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%                               Fim do algoritmo
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

if (strcmp (graf_op, 's'))
    x=0:1:(lin-1); %escala
    tempo=x*(1/fs);

    figure(2)
    subplot(3,1,1);
    plot(tempo, ch0,'k');
    hold on;
    plot(T,resultado2,'b'); %Plot que marca as unidades consideradas válidas
    title(sinais(n_sinal).name);

    subplot(3,1,2);
    plot(X_pitch, pitchtrack,'k');
    title('FO Tracking');
    hold on;
    plot(X_pitch(marc_sh), pitchtrack(marc_sh),'or');

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%   Algoritmo para marcar no gráfico do pitchtrack os gliddings encontrados
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

if (length(temp_glidding)>0)      %Verificacao se existe glidding
    v_glid = (pitchtrack.*temp_glidding');
    %temp_glidding e um vetor c/ 1 nas partes onde ha
    %glidding e 0 nas demais; tem mesmo tamanho do pitchtrack
    glid = find (v_glid);      %Marcacao dos indices onde ha glidding
    if (glid>0)
        Vt_pares=[glid(1)];
        for i=2:length(glid)
            if (glid(i)-glid(i-1)>1)
                Vt_pares=[Vt_pares glid(i-1) glid(i)];
            end
        end
    end
end

```

```

        end
    end
    Vt_pares = [Vt_pares glid(length(glid))];
%Em Vt_pares colocamos os indices do

%inicio e do final de cada glidding

        for i=1:2:length(Vt_pares)
%Foi feito para plotar os trechos com glidding
            plot(X_pitch(Vt_pares(i):Vt_pares(i+1)), v_glid(Vt_pares(i):Vt_pares(i+1)), 'b.:');
        end
    end
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%                               Fim do algoritmo
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

        subplot(3,1,3);
        plot(X_f1, formant, 'k');
        hold on;
        title('F1 Tracking');
end

    VT_dados_sinal = [dias media_F0 media_F1 num_shift num_glidding numero_unidades
media_duracao variancia_duracao (num_shift/numero_unidades) (num_glidding/numero_unidades)];
    VT_dados_totais = [VT_dados_totais; VT_dados_sinal];
end %Fim do end que percorre todos os sinais

if (num_sinais) %Arquivo so e criado se nome sinal valido
    nome_arq_dados = strcat (nome_sinal, '.xls');
    wklwrite (nome_arq_dados, VT_dados_totais);
end

```