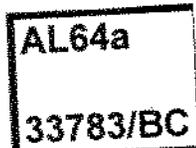


DENISE APARECIDA MARTINELLI MARQUES DE ALMEIDA

UMA APLICAÇÃO DE REDES NEURAIS ARTIFICIAIS NO
PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS
ELETROMIOGRÁFICOS DA MUSCULATURA MASTIGATÓRIA

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do grau de Mestre em Ciências, na
área de Fisiologia e Biofísica do Sistema
Estomatognático.

Piracicaba – 1998



DENISE APARECIDA MARTINELLI MARQUES DE ALMEIDA

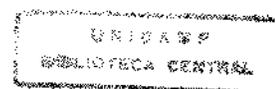
**UMA APLICAÇÃO DE REDES NEURAIS ARTIFICIAIS NO
PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DA
MUSCULATURA MASTIGATÓRIA**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do grau de Mestre em Ciências, na área de Fisiologia e Biofísica do Sistema Estomatognático.

Orientadora: **Prof^a. Dra. Ivana A. Gil**

Co-orientador: **Prof. Dr. Fausto Bérzin**

Piracicaba – 1998



454138

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	Unicamp
	Al64a
	33783
	399/98
	<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	12/05/98
N.º CPU	

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA CENTRAL DA UNICAMP

CM-00110268-9

AL64a

Almeida, Denise Aparecida Martinelli Marques de.
Uma aplicação de redes neurais artificiais no processamento digital de sinais eletromiográficos da musculatura mastigatória/ Denise Aparecida Martinelli Marques de Almeida. Piracicaba, SP : [s.n.], 1998.

Orientadores: Ivana Aparecida Gil, Fausto Bérzin.
Dissertação(mestrado) – Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Redes neurais (Computação). 2. Inteligência artificial. 3. Eletromiografia. 4. Mastigação. I. Gil, Ivana Aparecida. II. Bérzin, Fausto. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.



UNICAMP

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Mestrado**, em sessão pública realizada em 09/02/98, considerou o candidato aprovado.

1. Fausto Bérzin

2. Carlos R. Hoppe Fortinguerra

3. Vanessa Monteiro Pedro

Ao meu marido José Augusto, crítico incansável, e fiel colaborador, cujos conselhos foram de um valor inestimável.

Aos meus pais Theresa e Walter, pelo incentivo ao estudo que foi primordial para minha formação.

AGRADECIMENTOS

➤ Ao Departamento de Ciências Fisiológicas da FOP/UNICAMP, em especial aos Professores Dr.^a Maria Cecília Ferraz de Arruda Veiga e Dr. Alcides Guimarães, pela amizade, compreensão e pelo brilhante curso de Pós-Graduação.

➤ Ao Prof. Dr. Fausto Bérzin pela inestimável compreensão e colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

➤ Ao Prof. Dr. Euvaldo Ferreira Cabral Júnior pela utilização do Laboratório de Comunicações e Sinais da Poli/USP.

➤ À Prof.^a Dr.^a Ivana Aparecida Gil, pela oportunidade de desenvolver minhas aptidões científicas e profissionais.

➤ À Prof.^a Dr.^a Vanessa Monteiro Pedro pela prestímosa colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

➤ Aos colegas Richard Victoria Buzzinelli e Ernane José Xisto Costa, pela colaboração na coleta, tratamento e análise dos dados.

➤ Aos voluntários, pela paciência e disposição.

➤ Ao Prof. Dr. Antônio Bento Alves de Moraes, que com sua conduta profissional e pessoal proporcionou exemplarmente o primeiro contato com o estudo científico.

" A Natureza não reconhece limites. o que torna evidente que o isolamento continuado de diversos ramos da ciência é um sério obstáculo para o progresso científico. Particularmente, a verdade é que, seja na Medicina seja na Odontologia, a visão unidisciplinar não é mais suficiente. A resposta não é a multifragmentação em especialidades isoladas, e sim a integração da ciência e dos conhecimentos científicos, para o enriquecimento de todas as áreas ".

Kreisberg, 1986

SUMÁRIO

	p.
LISTA DE FIGURAS.....	8
RESUMO.....	16
INTRODUÇÃO.....	19
Eletromiografia.....	22
Redes Neurais Artificiais.....	25
PROPOSIÇÃO.....	37
REVISÃO DE LITERATURA	
Eletromiografia.....	39
Redes Neurais Artificiais.....	48
MATERIAL E MÉTODO	
Coleta de Dados.....	54
Aplicação de Redes Neurais Artificiais.....	58
<i>Fase de Treinamento</i>	59
<i>Fase de Testes</i>	62
RESULTADOS.....	64
Fase de Treinamento.....	65
Fase de Testes.....	69
DISCUSSÃO.....	100
CONCLUSÕES.....	110
FIGURAS.....	113
SUMMARY.....	149
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	153

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Gráfico do Treinamento da Rede Neural (saídas e médias) com 3 e 6 voluntárias, para a posição de REPOUSO MANDIBULAR.....p.113
- Figura 2:** Gráfico do Treinamento da Rede Neural (saídas e médias) com 3 e 6 voluntárias, para a situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL.....p.114
- Figura 3:** Gráfico do Treinamento da Rede Neural (saídas e médias) com 3 e 6 voluntárias, para a situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL.....p.115
- Figura 4:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo MASSÉTER DIREITO (RMD).....p.116
- Figura 5:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo MASSÉTER DIREITO (ITMD).....p.117

Figura 6: Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo MASSÉTER DIREITO (IMMD).....p.118

Figura 7: Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo MASSÉTER ESQUERDO (RME).....p.119

Figura 8: Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo MASSÉTER ESQUERDO (ITME).....p.120

Figura 9: Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo MASSÉTER ESQUERDO (IMME).....p.121

Figura 10: Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo TEMPORAL DIREITO (RTD).....p.122

- Figura 11:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo TEMPORAL DIREITO (ITTD).....p.123
- Figura 12:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo TEMPORAL DIREITO (IMTD).....p.124
- Figura 13:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo TEMPORAL ESQUERDO (RTE).....p.125
- Figura 14:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo TEMPORAL ESQUERDO (ITTE).....p.126
- Figura 15:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo TEMPORAL ESQUERDO (IMTE).....p.127
- Figura 16:** Gráfico dos Valores das saídas médias dos testes da Rede Neural - MLP, com 9 voluntárias, na posição de REPOUSO

MANDIBULAR, mordida ISOTÔNICA BILATERAL e mordida ISOMÉTRICA BILATERAL.....p.128

Figura 17: Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo MASSÉTER DIREITO (RMD).....p.129

Figura 18: Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo MASSÉTER DIREITO (ITMD).....p.130

Figura 19: Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo MASSÉTER DIREITO (IMMD).....p.131

Figura 20: Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo MASSÉTER ESQUERDO (RME).....p.132

Figura 21: Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo MASSÉTER ESQUERDO (ITME).....p.133

- Figura 22:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo MASSÉTER ESQUERDO (IMME).....p.134
- Figura 23:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo TEMPORAL DIREITO (RTD).....p.135
- Figura 24:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo TEMPORAL DIREITO (ITTD).....p.136
- Figura 25:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo TEMPORAL DIREITO (IMTD).....p.137
- Figura 26:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo TEMPORAL ESQUERDO (RTE).....p.138
- Figura 27:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo TEMPORAL ESQUERDO (ITTE).....p.139

- Figura 28:** Gráfico dos Testes da Rede Neural, com 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo TEMPORAL ESQUERDO (IMTE).....p.140
- Figura 29:** Gráfico dos Valores das saídas médias dos testes da Rede Neural - MLP, com 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR, mordida ISOTÔNICA BILATERAL e mordida ISOMÉTRICA BILATERAL.....p.141
- Figura 30:** Gráfico da Porcentagem de acerto nos testes da Rede, para 9 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR, mordida ISOTÔNICA BILATERAL e MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL dos músculos estudados.....p.142
- Figura 31:** Gráfico da Porcentagem de acerto nos testes da Rede Neural, para 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR, mordida ISOTÔNICA BILATERAL e MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL dos músculos estudados.....p.143
- Figura 32:** Gráfico da Porcentagem de acerto nos testes da Rede Neural, para 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR, mordida ISOTÔNICA BILATERAL e

MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL dos músculos
estudados.....p.144

Figura 33: Fotografia da disposição dos eletrodos sobre os músculos
masséter e temporal durante o exame eletromiográfico (a) e
eletrodos tipo Beckman utilizados durante o exame
eletromiográfico (b).....p.145

Figura 34: Desenho esquemático de um modelo de Rede Neural com n
entradas e duas saídas.....p.146

Figura 35: Eletromiógrafo modelo Nicolet Viking II, composto por um
eletromiógrafo computadorizado, impressora, e
amplificador.....p.147

RESUMO

RESUMO

A determinação de um padrão para a atividade elétrica dos músculos mastigatórios é controversa, pois a variabilidade dos métodos de registro e as características da amostra tornam difícil a obtenção de dados eletromiográficos precisos. O uso de uma técnica de Rede Neural Artificial no processamento dos sinais eletromiográficos pode ser um importante instrumento para otimizar essa metodologia. O objetivo desse estudo foi investigar a possível existência de um padrão na atividade dos músculos *temporais* e *masséteres* de voluntários considerados clinicamente normais. Foram selecionadas 12 voluntárias, com idades entre 17 e 21 anos, que apresentavam ausência de sinais e sintomas de Desordens Craniomandibulares. Os sinais eletromiográficos foram captados através do eletromiógrafo Viking II. As voluntárias foram instruídas a assumirem 3 situações mandibulares diferentes: 1. Posição de REPOUSO MANDIBULAR (R), 2. Mordida ISOTÔNICA BILATERAL (IT), e Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL (IM). O eletromiógrafo foi calibrado numa amplitude de 200 microvolts e num tempo de 200 milisegundos. Os sinais eletromiográficos foram analisados através de um programa de Redes Neurais Artificiais (RNA), tipo Multi-Layer

Perceptron, em 2 etapas: a etapa de treinamento e a etapa de testes. Os resultados da etapa de treinamento da RNA mostraram que foram atingidos os valores previstos para as três situações mandibulares estudadas. Os resultados da etapa de teste revelaram a capacidade da RNA em reconhecer os três diferentes tipos de situações mandibulares com algum grau de acuracidade. Concluiu-se que as Redes Neurais Artificiais podem ser utilizadas como importante ferramenta no estudo da atividade elétrica muscular, todavia a implementação das Redes Neurais Artificiais no estudo dos sinais biomédicos ainda necessita de maior pesquisa.

Palavras-Chave: Redes Neurais Artificiais; EMG; Músculos Mastigatórios.

INTRODUÇÃO

INTRODUÇÃO

O Sistema Estomatognático, formado pelos ossos da maxila, mandíbula, articulação temporomandibular, dentes, músculos, e demais estruturas bucais, é responsável por diversos tipos de movimentos, que são originados a partir de padrões neuromusculares pré-determinados e que sofrem a influência dos músculos, dentes e da propriocepção periodontal (**ASH, 1987**). A musculatura mastigatória, formada pelos músculos temporal, masséter, pterigóideos medial e lateral, e músculos supra-hióideos é uma das mais importantes estruturas envolvidas na atividade funcional do Sistema Estomatognático.

O mecanismo de contração muscular tem sua origem na atividade da fibra nervosa (neurônio motor) que pode desencadear um potencial de ação na fibra muscular, a partir das variações de influxo e efluxo de sódio e potássio. Ao conjunto formado por um neurônio motor e as fibras musculares por ele inervadas dá-se o nome de unidade motora.

O organismo humano possui aproximadamente 270 milhões de fibras musculares estriadas e inervadas por neurônios motores, sob o controle voluntário, cuja função principal está no movimento e na postura do corpo (**GREGOR, 1991**).

A inervação dos músculos mastigatórios é feita pelos neurônios motores na proporção de um neurônio motor para cada seiscentas fibras musculares no músculo masséter, e um neurônio motor para cada novecentas fibras no músculo temporal (**MOSS & GREENFIELD, 1966**).

O músculo temporal, localizado superficialmente, possui fibras que se originam na face lateral do crânio, na fossa temporal, e divide-se em feixe anterior, feixe médio e feixe posterior, inserindo-se no processo coronóide da mandíbula (**SICHER, 1977**).

O músculo temporal se caracteriza por ser mais adequado à realização de movimento que de força, participando da atividade muscular como elevador da mandíbula e atuando na condução da mandíbula para cima e para frente, e para cima e para trás (**OSÓRIO, 1957; ALVES, 1962; SICHER, 1977; BARRET, 1978; FIGÚN & GARINO, 1986**). Sua função está ainda ligada aos movimentos laterais da mandíbula, retropulsão, e protrusão. Sua atividade é verificada na elevação da mandíbula, exercendo pressão nos dentes molares (**SICHER, 1977; NAKASAWA, 1991; PERTES, 1995**). Seus feixes anteriores e posteriores estão inativos na depressão e protrusão mandibular mas atuam no fechamento do ciclo mastigatório. É inativo em abertura, exceto na abertura máxima ou abertura contra resistência.

Demonstra atividade na mastigação, elevação, protrusão e deglutição. É considerado um músculo de potência (**SANTOS, 1982**).

VITTI (1989) demonstrou que sua atividade como elevador da mandíbula não está clara, considerando-o mais como um posicionador da mandíbula para a atuação de outros músculos da mastigação, atuando em lateralidade, mordida molar e incisiva (feixe profundo) e propulsão.

O músculo masséter também é um músculo superficial, sendo considerado um músculo de potência. Sua origem localiza-se no arco zigomático e suas fibras dividem-se parcialmente em uma porção superficial e outra profunda. Sua porção profunda tem origem em todo o comprimento da face interna do arco zigomático, fusionando-se com as fibras mais superficiais do músculo temporal. Insere-se lateralmente no ramo da mandíbula (**SICHER, 1977**). Sua função é elevar verticalmente a mandíbula a fim de obter máxima intercuspidação. Produz movimento lateral da mandíbula quando trabalha unilateralmente (**NAKASAWA, 1991**).

O músculo masséter é elevador da mandíbula, conjuntamente com os músculos temporais e pterigóideos mediais, sendo ativo durante o movimento forçado da boca e auxiliar na protrusão (**ASH, 1987; SICHER, 1964**). Também é ativo nos movimentos contralaterais, mordida molar, mordida incisiva e propulsão da mandíbula (**VITTI, 1989**). Suas fibras profundas atuam na retração da mandíbula (**PERTES, 1995**).

KÖNIG JUNIOR (1995) em um estudo eletromiográfico revelou a presença de quatro feixes componentes da porção superficial do masséter (dois superiores e dois inferiores) e um feixe na sua porção profunda.

Conforme **GREGOR (1991)** o estudo do corpo vivo normal para descobrir quais músculos se contraem em certos exercícios ou movimentos, e quais movimentos requisitam a atividade destes músculos, é considerada a abordagem mais adequada para determinar a ação de um músculo.

Eletromiografia

O exame da musculatura mastigatória, realizada através da eletromiografia, tem como objetivo principal avaliar as condições fisiológicas e patológicas do músculo, para obter o conhecimento da atividade muscular de músculos específicos (**BASMAJIAN, 1976**).

O método de registro da atividade muscular mastigatória consiste no estudo das variações da atividade elétrica que ocorrem durante a contração muscular, denominadas de potenciais de ação, que podem ser registradas pelo eletromiógrafo, e cujo traçado é denominado de eletromiograma (**QUIRCH, 1965**).

Atualmente, a eletromiografia tem sido utilizada no estudo dos princípios que regem a função muscular, como auxiliar no diagnóstico das

mais diversas patologias musculares, em estudos cinesiológicos e ainda como meio para determinar o prognóstico nas reabilitações **(BASMAJIAN, 1976)**.

Para que o registro da atividade eletromiográfica represente com fidelidade o sinal elétrico do músculo em estudo, é importante a utilização de um protocolo para a execução do exame, isto é, a padronização da postura do paciente, posicionamento dos eletrodos, seqüência de movimentos, instruções verbais, e ausência de interferências elétricas ou eletromagnéticas (**BASMAJIAN, 1976; FRIDLUND, 1986; SOLOMONOW, 1997)**.

O equipamento eletromiográfico é composto basicamente de eletrodos que têm a função de captar os potenciais elétricos dos músculos em atividade, um pré-amplificador que irá processar o sinal e um osciloscópio que permitirá a visualização e audição dos sinais oriundos dos músculos em contração. **(Figura 35)**

Os eletrodos são dispostos sobre os músculos que se deseja estudar, captando as diferenças de potencial que ocorrem durante a contração muscular (**LOEB & GANS, 1986)**. Possuem diferentes tamanhos e formatos, indicados para diferentes músculos. Os mini-eletrodos tipo Beckman são muito utilizados para o estudo eletromiográfico dos músculos temporais e masséteres devido ao seu tamanho reduzido.

A disposição de fixação dos eletrodos segue um padrão bipolar (dois eletrodos por músculo), e dispostos longitudinalmente às fibras musculares (**FRIDLUND, 1986**).

O amplificador irá transformar os sinais de baixa voltagem em sinais de voltagem mais elevada, o que impedirá que os sinais EMG sejam encobertos por interferências elétricas durante a sua transmissão e também permitir aos sinais sensibilizar o osciloscópio. Os amplificadores diferenciais eletromiográficos trabalham apenas com a diferença de potencial entre dois pontos (eletrodos), ampliando-a e rejeitando os demais sinais (**LOEB & GANS, 1986**).

Os sinais eletromiográficos tem importantes características, tais como: amplitude, duração e a frequência. Uma vez o sinal amplificado, é transmitido ao osciloscópio, produzindo um traçado amplitude (em microvolts) por tempo (em milisegundos), (**QUIRCH, 1965**). O sinal eletromiográfico pode ser ainda convertido digitalmente em programas (software) computadorizados capazes de quantificar medidas de amplitude, frequências, contagem de picos, etc. (**SOUSA, 1995**).

Uma vez registrados os sinais elétricos, eles passarão pela fase de análise qualitativa representada pela verificação visual das características do sinal (traçado), que poderão indicar diversas alterações na atividade muscular representativa de ciclo mastigatório

irregular, hipertonicidade muscular durante o repouso, hipotonia muscular, etc. (**LUND, 1989**).

Os equipamentos eletromiográficos modernos dispõem de programas capazes de realizar uma análise quantitativa do sinal eletromiográfico, fornecendo dados mais objetivos a respeito da atividade elétrica do músculo. Um exemplo, é o programa SISDIN que fornecerá os valores numéricos em RMS (Raiz Quadrada da Média) do traçado eletromiográfico (expresso em microvolts). A atividade eletromiográfica analisada através de um programa de computador acoplado ao eletromiógrafo, permite estabelecer para a atividade muscular valores numéricos de amplitude e frequência precisamente estabelecidos (**SOUSA, 1995**).

Redes Neurais Artificiais

A hipótese de que fosse possível a elaboração de um sistema computacional especificamente construído, "cérebro eletrônico" capaz de construir modelos teóricos com base em dados fornecidos, era improvável até recentemente. O grande avanço das técnicas computacionais permitiu que as pesquisas em desenvolvimento, para modelar a fisiologia do cérebro humano, fossem traduzidas em programas computacionais.

As técnicas de Redes Neurais Artificiais (RNA) constituem-se no modelo computacional implementado em programas, de forma que a unidade funcional básica das Redes Neurais Artificiais recebeu a mesma denominação da unidade morfo-funcional biológica — *neurônio*. Acredita-se que o cérebro humano contenha aproximadamente 10 bilhões de células nervosas (**KOVÁCS, 1997**), e pelo fato dos bilhões de neurônios ligarem-se como uma rede por meio das sinapses, esta arquitetura eletrônica foi chamada de rede neural.

A aprendizagem e a memória, estão diretamente relacionadas à percepção dos estímulos neuronais, incrementados pela presença de circuitos reverberatórios, que são formados por uma série de neurônios que transmitem sinais para outros neurônios, que por sua vez transmitem os sinais para outros, e assim sucessivamente até que os sinais retornem ao neurônio inicial. Uma vez transmitido o estímulo por uma série de sinapses, depois de certo período de tempo, estas se tornarão de certa maneira “facilitadas”, até que os sinais produzam a transmissão do impulso sempre na mesma seqüência de sinapses, mesmo naquelas que não foram inicialmente excitadas. Isso indica que este estímulo foi aprendido ou memorizado (**GUYTON, 1985**)

Foi a partir destes conceitos de aprendizagem e facilitação sináptica, baseadas inicialmente pela conceituação de corpo celular neuronal que se deu a transferência de conceitos biológicos para as Redes Neurais Artificiais (**KOVÁCS, 1996**). Conseqüentemente para

obter respostas de dados fornecidos às Redes Neurais Artificiais, é necessário ensiná-las ou treiná-las do mesmo modo que conceitualmente, conforme **GUTTA et al., (1993)**, define-se aprendizagem como uma "modificação do comportamento, induzido pela sua relação com o meio externo, como resultado de experiências para o estabelecimento de novos modelos de resposta aos estímulos".

As Redes Neurais Artificiais também aprendem pela modificação de variáveis (pesos) em resposta aos estímulos de entrada (*inputs*). Esta capacidade de aprendizagem aproximou estes sistemas artificiais de respostas, inerentemente estatísticos, dos sistemas biológicos de aprendizagem a partir de experiências, suposições, generalizações, acertos e erros, aproximando-se assim das complexas atividades operadas pelo cérebro (**DEL NERO, 1993**).

O início destes estudos deu-se com **McCULLOUGH** e **PITTS** em **1943**, através da publicação "*A logical Calculus of the Ideas Immanent in Nervous Activity*" que representa a mais importante referência para as Redes Neurais Artificiais.

Mais tarde, em **1949**, **HEBB** propôs que durante a aprendizagem a percepção afeta a probabilidade de estímulo neuronal e o conjunto espaço-tempo tenderá a alterar esta probabilidade em virtude das diversas interconecções sinápticas que poderão ser grandemente aumentadas pela presença dos circuitos reverberatórios.

Posteriormente, em **1950**, **ROSENBLATT** desenvolveu uma rede neural artificial com 2 camadas, a que denominou de *Perceptron*. Foi devido a limitação deste tipo de rede, caracteristicamente unidimensional, que **WERBOS**, em **1974** lançou as bases teóricas para o algoritmo de retro-propagação (*Back-Propagation*), que permitiu que as RNA tivessem capacidade de aprendizagem. Em **1986**, **RUMMELHART et al.** aplicaram o algoritmo de retro-propagação em redes neurais artificiais de multi-camadas.

Recentemente, em **1990**, **WIDROW** e **LEHR** investigaram novas regras e arquiteturas das redes neurais artificiais e **CLARK** em **1991** iniciou a pesquisa médica avaliando modelos adequados para esse fim.

As Redes Neurais Artificiais constituem-se numa técnica de interpretação de padrões de sinais, de maneira a detectar algum tipo de organização própria, interpretando as diferenças individuais e determinando a relação que existe entre elas. A partir daí, as Redes Neurais Artificiais estabelecem uma resposta sem prévio conhecimento da regularidade dos dados, e sim, extraindo-a dos elementos fornecidos.

Convém salientar que as Redes Neurais Artificiais são diferentes dos programas de computador comumente conhecidos porque as redes neurais são ensinadas sem a necessidade de regras ou códigos, mas sim de técnicas estatísticas e processamento de sinais, o

que não é possível, segundo **HAMMERSTRON (1993)**, se realizar em equipamentos programáveis.

Para que se dê a aprendizagem adequada de uma Rede Neural Artificial, é necessário treinamento dessa rede até que esta adquira condição de aprender a partir dos dados conhecidos, transferindo esse conhecimento para aqueles dados que serão posteriormente oferecidos, conferindo à rede a capacidade de generalização. Desta forma, as Redes Neurais Artificiais são capazes de aprender por meio do treinamento.

A Rede Neural Artificial determina basicamente uma relação entre uma entrada (*input*) e uma saída (*output*) conferindo à rede capacidade organizacional (modificação imediata de muitos elementos de processamento — neurônios) através da excitabilidade de um sítio neuronal (sítio conectivo) também denominado de peso sináptico e seu potencial excitatório, que representa a variável determinante da atividade de um dado grupo de neurônios.

A chegada da amostra de entrada permite que cada neurônio compute sua saída através de um gráfico de função sigmoïdal da soma dos pesos das entradas (**ITCHHAPORIA et al., 1996**).

As Redes distribuem-se em camadas (muitos neurônios interconectados), onde os estímulos de entrada excitam os neurônios da camada oculta e seguidamente os de saída até fornecer uma resposta total aos estímulos iniciais (**KOVÁCS, 1996**)

Para que as Redes realizem sua tarefa de aprender, são descritas 2 fases diferentes:

Primeira Fase — Aprendizagem: se dá em decorrência da entrada, sendo que representa um processo de modificação nos pesos sinápticos.

Segunda Fase — Processamento: geração da resposta ou saída, a partir da entrada fornecida (**SEPULVEDA et al., 1993**).

A novidade introduzida nas Redes Neurais de retro-propagação foi a presença de uma camada oculta (*Hidden Layer*), que permitia à Rede construir o modelo representativo de dados muito mais complexos (**FORSSTRÖM & DALTON, 1995**).

O número mínimo de camadas de uma rede de retro-propagação é de 3 camadas. Todavia, este número relaciona-se à complexidade do problema, onde dependendo da dificuldade requerida na sua solução, requisita-se a introdução de mais camadas.

Quando se oferece o dado à rede, a entrada é recebida pela camada 1 e a saída ou resultado é dado pela camada n (a última camada). Assim, sucessivamente apresenta-se o dado de entrada à Rede tanto mais possível, porque quanto mais ele é apresentado ao sistema, melhor ele aprende a associar o par entrada/saída, sendo que, o total de erros oferece ao investigador a visão de quanto o sistema está aprendendo. Esse procedimento produzirá um valor de erro mínimo

devido as seqüências constantes de pares entrada/saída apresentado, que representa o que se pretende.

As Redes Neurais de multi-camadas (aquelas com algoritmo de retro-propagação) são mais versáteis e comuns. Sua base ancora-se em um conjunto de equações vetoriais, num programa de computador e finalmente na interação entre os neurônios. É através dessa malha neuronal constituída por diversas camadas neuronais que os dados transitam. Desta forma, cada neurônio caracteriza-se por ser um elemento processante unitário que age nos dados produzindo uma resposta (**HAMMERSTROM, 1993**).

Observa-se, portanto, que cada um desses neurônios, dispostos em camadas, interconectam-se (interação) com os da camada posterior ou de saída. À esta característica, acrescenta-se o fato de que cada conexão possui um peso ou valor. Somam-se todos esses produtos, obtidos da multiplicação entre as entradas e seus respectivos pesos e o resultado é oferecido na forma de uma função (resposta). A alteração dos pesos confere à rede a característica de aprendizagem. Cada neurônio com seu peso, calcula o produto que passa por uma função de transferência, cuja função computacional é o produto do sinal vetorial (**FORSSTRÖM & DALTON, 1995; GUTTA et al., 1993**).

A camada oculta de neurônios processa as entradas e distribui os resultados na camada de saída, cujos neurônios também possuem seus respectivos pesos e processam os valores das entradas para a

atribuição de um resultado final. Assim, esta camada é generalizadora, pois combina os neurônios de entrada e saída, mas ainda não se sabe ao certo o número necessário dessas camadas para que a rede fixe o conhecimento adequadamente (**TU, 1996; ITCHHAPORIA et al., 1996**).

Esta etapa de determinação do número de camadas ocultas e o número de neurônios nelas contidos é extremamente importante, pois de maneira geral existe um número adequado de camadas centrais e de neurônios que conduzem a máxima capacidade de aprendizagem e fixação do conhecimento pela rede (**GORNI, 1993; SEPULVEDA, et al. 1993**).

A multiplicação das entradas e seus pesos, e a soma desse resultado ao total circulante na rede, conduz a uma soma final representada por uma função, cuja curva em forma de "S" constante e crescente é denominada de função sigmóide (**SHARPE & CALEB, 1994**). Esta função permite que a rede intensifique sua capacidade de aprendizagem de problemas complexos (não-linearidade), adquirindo maior capacidade de paralelismo. **(Figura 34)**

Os algoritmos (seqüência de passos para resolver um determinado problema) constituem o coração das atividades das Redes Neurais de multi-camadas, além da presença de pesos que são modificados pela própria rede em resposta a erros. Por conseguinte, os algoritmos de retro-propagação (*back-propagation*), consistem na verdade da habilidade da própria rede em buscar um conjunto de pesos

que reflita a maior acuracidade dos dados (**SHARPE & CALEB, 1994**).
Convém ressaltar novamente que os pesos refletem o que a rede foi capaz de aprender e a sua capacidade de atuação sobre os dados baseia-se neles (**SADIKU & MAZZARA, 1993**).

Uma vez sendo necessária a atuação da Rede Neural Artificial sobre os dados, deve-se determinar o número de neurônios da camada de entrada e de saída de acordo com os dados, as conexões e a arquitetura própria da rede (**MILLER, 1992**).

Foi dito anteriormente, que para a rede aprender é necessário treinamento. Este treinamento divide-se em dois tipos: o supervisionado e o não-supervisionado. No treinamento supervisionado, inclui-se uma etapa de comparação dos resultados reais com os calculados, a fim de ajustar os pesos com conseqüente aumento da precisão da resposta da rede. Por outro lado, o treinamento não-supervisionado se dá na intimidade da própria rede, organizando os dados sem a necessidade de comparatividade dos mesmos (**SADIKU & MAZZARA, 1993; ITCHHAPORIA et al., 1996; RADKE, 1992**).

É através do treinamento que se produz o conhecimento da rede, que fica armazenado em suas conexões. Este conhecimento se processa dentro da rede através da introdução dos dados, o que gera constantes ajustes desses pesos de forma a fixar o conhecimento, e em função das diferenças obtidas entre os valores reais de saída, com os correspondentes valores calculados pela rede a partir dos dados de

entrada, que o algoritmo de retro-propagação recalcula os pesos das conexões visando a minimização dos erros (**HAMMERSTROM, 1993**).

Atualmente, os grandes progressos da área de biotecnologia em medicina tem como objetivo final favorecer o restabelecimento da saúde do paciente. Para que esta meta fosse alcançada, técnicas avançadas de diagnóstico, tais como eletroencefalogramas, eletrocardiogramas, ecocardiogramas, tomografias, cintilografias e eletromiogramas foram intensamente desenvolvidas com o objetivo de fornecer informações ainda mais apuradas para a interpretação dos dados obtidos no exame.

A evolução científica e tecnológica da área de biotecnologia vem crescendo rapidamente nos últimos anos, requisitando esforços constantes na produção de equipamentos cada vez mais sofisticados, capazes de analisar sinais biológicos complexos muito mais rapidamente.

Programas especializados como a técnica de **Redes Neurais Artificiais**, possibilitaram que os sinais biomédicos pudessem ser melhor analisados, uma vez que as Redes Neurais Artificiais "aprendem" as características desses sinais mesmo que estejam incompletos ou contaminados com interferências (**GORNI, 1993**).

Sua aplicabilidade na análise e processamento de sinais e imagens médicas, tem se desenvolvido muito rápido, porém outras aplicações das Redes Neurais Artificiais podem ser verificadas, em robótica, na classificação e controle de dados, na análise da voz, na

aplicação em dados contaminados com ruído ou dados incompletos, na avaliação e controle de próteses em membros (braços ou pernas) e muitas outras (**GORNI, 1993; RADKE, 1992**).

As Redes Neurais Artificiais (RNA) tem sido apresentadas como uma alternativa às técnicas estatísticas em determinadas circunstâncias, e mostram-se com um desempenho preditivo melhor do que os métodos estatísticos tradicionais (**TU, 1996**).

PROPOSIÇÃO

PROPOSIÇÃO

Uma vez que o exame eletromiográfico conduz a uma infinidade de informações, sendo que a maior dificuldade reside em sua interpretação, é importante o desenvolvimento de equipamentos computadorizados capazes de realizar diagnósticos diferenciais de diversas patologias com o mínimo de erros.

A utilização da técnica de Redes Neurais Artificiais para a análise dos sinais biomédicos, particularmente para os sinais eletromiográficos, pode conduzir ao reconhecimento de padrões fisiológicos da atividade muscular mastigatória, com a possibilidade de diagnosticar, com maior precisão, as diversas patologias musculares.

Assim, considerando as explicações referidas até aqui, o objetivo proposto para este estudo foi investigar a existência de um possível padrão fisiológico da atividade muscular dos músculos temporais e masséteres, utilizando-se a técnica de Rede Neural Artificial aplicada aos dados eletromiográficos.

REVISÃO DE LITERATURA

REVISÃO DE LITERATURA

Eletromiografia

VIG (1963) avaliou as condições de obtenção de fidelidade nos registros eletromiográficos como, a seleção adequada dos eletrodos, isto é, os eletrodos de superfície são limitados a áreas superficiais captando sinais de estruturas adjacentes, e **AHLGREN (1967)**, associou a influência de alterações no posicionamento dos eletrodos de superfície, capazes de induzir a não padronização do registro. A estes fatores ainda associa-se interferências do próprio aparelho como, ruídos, calibração incorreta, ondas eletromagnéticas, aterramento defeituoso, que poderão comprometer a fidelidade do sinal.

VITTI & KÖNIG JÚNIOR (1970), obtiveram com eletrodos agulha co-axial, traçados eletromiográficos dos músculos temporais (ventre anterior) e masséter (porção profunda), de 30 sujeitos adultos, do sexo masculino, com idade entre 18 e 36 anos, durante as posições de repouso, abertura, elevação, mordida incisiva, mordida molar (ipsilateral e contralateralmente), protrusão, retração e lateralidade, utilizando goma de mascar. Os traçados revelaram a inatividade de

ambos os músculos na posição de repouso e sua atividade, praticamente em todos os sujeitos, durante a mastigação molar ipsilateral e contralateral.

BISSCHOP (1975) estabeleceu que na normalidade o período de repouso não mostra atividade elétrica, sendo sua característica um traçado retilíneo característico deste período.

BLINOWSKA et al. (1980) avaliaram os potenciais elétricos de músculos normais e miopáticos através de 3 testes estatísticos: análise correlacional, análise fatorial e análise discriminante. Os resultados revelaram padrões qualitativamente específicos da atividade elétrica de músculos miopáticos, de forma que especialmente a análise discriminante mostrou-se como uma importante ferramenta na distinção dos diversos tipos de lesão muscular.

PANCHERZ & WINNBERG (1981) estudou a variação de amplitude do sinal em função de registros repetidos, tipo de eletrodo, afastamento inter-eletrodo e posição da cabeça, em 20 sujeitos do sexo masculino, com idade entre 23 e 37 anos e condição bucal normal. O sinal foi obtido do masséter unilateralmente com eletrodos bipolares de fio e de superfície durante a mordida máxima e na mastigação de amendoins. Os resultados indicaram que houve uma captação 10% maior durante o uso de eletrodos de fio em relação aos eletrodos de superfície, resultado esse significativo apenas para a mastigação de amendoins e não para a mordida máxima. A distância inter-eletrodo de 1 a 2 milímetros

não representa interferência importante na amplitude, todavia quando esta for maior que 2 a 3 cm dar-se-á significativo aumento da amplitude. Finalmente, o posicionamento da cabeça para frente e para trás produziu respectivamente, redução de 20% e aumento de 10% no registro EMG quando comparado àqueles feitos com a cabeça ereta. Desta forma, o posicionamento da cabeça representa uma importante interferência capaz de produzir variações na atividade elétrica dos músculos mastigatórios, novamente confirmada por **WINNBERG & PANCHERZ (1983)**.

WIDMALM & ERICSSON (1983) estudaram a influência do músculo orbicular dos olhos no tônus muscular do temporal durante o repouso em 4 sujeitos normais e 4 sujeitos com disfunção da Articulação Temporomandibular. Os registros foram obtidos unilateralmente, utilizando eletrodos agulha no temporal anterior esquerdo e direito, associando-se à eletromiografia um EEG (eletroencefalograma) e um EOG (eletro-oculograma). Os sujeitos foram orientados a abrirem e fecharem os olhos por 4 vezes, de forma que os resultados confirmaram que a posição dos olhos influenciou nos níveis de atividade elétrica do temporal em pacientes com desordens craniomandibulares, sendo esta atividade reduzida de 50 a 100% quando os olhos estavam fechados. Já para os sujeitos normais o posicionamento dos olhos não interferiu na atividade elétrica do repouso da mandíbula, sendo o simples

procedimento padrão de relaxamento o suficiente para permitir a redução de níveis elétricos de hiperatividade.

Resultados semelhantes foram obtidos por **HOLMGREN et al. (1985)**, que investigando a atividade eletromiográfica em 31 pacientes com desordens craniomandibulares e bruxismo noturno, também obtiveram redução significativa na atividade eletromiográfica em posição de repouso mandibular, quando os olhos estavam fechados. Desta forma, para os pacientes portadores de desordens craniomandibulares, a variável olhos abertos ou fechados pode interferir significativamente no grau de atividade elétrica do músculo temporal, o que não foi observado para sujeitos normais.

COATRIEUX et al. (1983) estabeleceram um método de diagnóstico automático, cuja proposta básica era discriminar diferentes patologias, através do processamento do sinal e da análise dos dados, sendo que neste último foram aplicados 2 métodos diferentes: o algoritmo de tipo geométrico, e o algoritmo do tipo estatístico, a partir dos registros eletromiográficos de voluntários normais e miopatas. Os resultados mostraram uma satisfatória discriminação entre voluntários normais e voluntários com miopatia de Duchene, sendo que ambos os métodos aplicados revelaram resultados concordantes. Todavia, a interpretação médica indica o algoritmo estatístico, pois mostrou um bom reconhecimento dos sinais normais, e um menor grau de reconhecimento para os sinais obtidos de voluntários com miopatia.

Considerando as diversas fontes de interferência na eletromiografia, **WIDMALM et al. (1985)** realizaram a dissecação de 7 cadáveres observando que o músculo platisma pode inserir-se ou na mandíbula ou no músculo orbicular dos lábios, podendo recobrir uma porção do músculo masséter, em sua porção superficial significando um importante reparo anatômico capaz de influenciar os resultados.

Todavia **AHLGREN et al. (1985)** também realizaram um estudo semelhante com 10 sujeitos do sexo masculino, com idade entre 20 a 26 anos, e condição bucal normal. Os registros eletromiográficos foram obtidos com eletrodos de fio, bipolares, no músculo temporal (nos 3 ventres), sendo que os pacientes foram instruídos a ocluírem os dentes na posição de máxima intercuspidação, retrusão, e protrusão com três diferentes níveis de força (leve, média e forte) determinadas pelos próprios sujeitos. Os resultados indicaram que durante a posição de repouso o ventre anterior estava inativo e o ventre médio e posterior estavam ativos, sendo que o ventre posterior apresentou maior atividade. Na posição de máxima intercuspidação não houve diferença significativa entre as três porções, todavia ficou demonstrado a existência de diferentes padrões de atividade muscular, característica de cada indivíduo. Esses resultados foram confirmados novamente por **AHLGREN (1986)**.

BOYD et al. (1987) demonstraram a importância do posicionamento da cabeça para a execução de diversos procedimentos,

tais como os registros em cera e ajuste oclusal e sua interferência no registro eletromiográfico de 3 grupos de músculos: temporal (feixe anterior), masséter (porção superficial) e digástrico (ventre anterior). Os autores utilizaram 25 sujeitos de ambos os sexos com média de idade de 21 anos sem queixas de alterações estomatognáticas ou cervicais. Os registros eletromiográficos foram obtidos com eletrodos de superfície e obtendo registro eletromiográfico em diversos posicionamentos da cabeça, isto é, 0 grau, em flexão de 5 graus e de 10 graus e em extensão de 5 graus e 10 graus. Os resultados demonstraram a existência de variações em resposta à diversas posições da cabeça. A extensão produziu atividade aumentada no músculo temporal e significativamente diminuída no masséter superficial e no músculo digástrico (ventre anterior). Todavia, a flexão diminuiu a atividade do temporal e aumentou a atividade do masséter superficial e no músculo digástrico (ventre anterior).

THROCKMORTON (1990) avaliou as atividades elétricas dos músculos temporais (porção anterior e posterior) e masséteres (superficiais) bilateralmente, utilizando eletrodos de superfície em 20 sujeitos (10 homens e 10 mulheres) com idades entre 23 e 30 anos, com condição bucal normal e ausência de dores articulares. Os autores concluíram que os padrões de atividade muscular dos músculos temporais e masséteres estão associados com a mordida e a mastigação em posições dentais específicas. Sendo assim, músculos individuais

exibem padrões também individuais de atividade elétrica, de forma que no movimento de trabalho e balanceio o músculo temporal anterior possui maior atividade na posição de canino e de 1º pré-molar e diminui de atividade na posição molar durante a mordida isométrica e na mastigação. Para o músculo masséter não ocorre alteração de sua atividade durante a mordida isométrica, que gradualmente aumenta quanto mais posterior a posição dental. Os músculos temporais e masséteres envolvidos neste estudo apresentaram maior atividade elétrica no lado de trabalho comparativamente com o lado de balanceio, que apresentou potenciais elétricos reduzidos em número e em amplitude.

KOOLE (1991) estabeleceu que não está muito definido se o período de repouso se caracteriza por uma baixa atividade eletromiográfica (tônus muscular) ou se não ocorre atividade elétrica.

FERRARIO et al. (1993) estudou a atividade elétrica dos músculos mastigatórios com finalidade de estabelecer valores estatísticos como referência para a atividade clínica. Assim, esse autor registrou a atividade eletromiográfica dos músculos temporais e masséteres, bilateralmente, utilizando eletrodos de superfície bipolares em 49 sujeitos do sexo masculino e 43 do sexo feminino, com idade entre 20 a 27 anos, e condição bucal normal. A variação do sinal eletromiográfico foi registrada no repouso, com a mandíbula relaxada e os olhos fechados; na oclusão cêntrica, sem imposição de força de mordida; e na oclusão

com força máxima (máxima oclusão voluntária). Seus resultados indicaram que as mulheres possuem níveis de atividade elétrica similar tanto no temporal como no masséter durante o movimento de contração voluntária máxima, e os homens tem maior prevalência do masséter para esse mesmo movimento. Também foi verificado que o masséter aumenta sua atividade elétrica conforme aumenta a força de contração voluntária máxima, já o temporal é atuante especialmente no que diz respeito ao posicionamento da mandíbula. Esses conceitos são concordantes com os de **VITTI (1989)** e **PERTES (1995)**.

PAESANI et al. (1994) avaliaram a posição de repouso nos músculos temporais anteriores e masséteres em sujeitos portadores de desordens temporomandibulares sintomáticos e assintomáticos. Foram selecionados 5 sujeitos assintomáticos do sexo masculino com idade entre 29 e 43 anos; 5 sujeitos assintomáticos do sexo feminino com idades entre 31 e 37 anos e 5 sujeitos sintomáticos do sexo feminino com idades entre 11 e 23 anos. Os registros EMG foram obtidos em 5 sessões separadas. Foram utilizados eletrodos de superfície (Ag-AgCl) bipolares de 5 mm sobre os músculos temporais e masséteres. Os resultados mostraram que mulheres sintomáticas e assintomáticas tiveram valores eletromiográficos equivalentes, todavia mais altos que os homens assintomáticos.

Dados de normalidade como os obtidos por **VITTI & KÖNIG JÚNIOR (1970)** e **AHLGREN et al. (1985)** foram confirmados por

SCHUMANN (1994) que utilizando multi-eletrodos monopolares fixados ao masséter de 20 sujeitos normais (17 homens e 3 mulheres), com condição bucal normal, encontrou baixos níveis de atividade elétrica no repouso e a participação mais efetiva da musculatura do lado de trabalho em relação ao lado de balanceio.

WINTER et al. (1994) investigaram as diferentes características da eletromiografia de superfície quando associada ao "crosstalk" de sinais vindos de sítios de registro adjacentes, sob diferentes aspectos e concluíram que deve-se avaliar através da resistência manual ou testes de atividade funcional a ocorrência de atividade de um músculo sobre os outros. Os autores admitem que a técnica da correlação cruzada pode ser utilizada como prognóstico na quantificação da magnitude de qualquer componente comum (cruzamento) entre eletrodos de superfície, uma vez que a correlação cruzada tem sido utilizada no cálculo da velocidade de propagação do potencial de ação do músculo a partir do sinal mioelétrico entre 2 pontos ao longo da direção das fibras musculares. Sendo assim, a utilização de tal técnica determina uma severa redução no cruzamento quando a distância entre pares de eletrodos é aumentada. Eletrodos de área reduzida com um espaçamento inter-eletrodo também reduzido implica na redução dos cruzamentos.

Redes Neurais Artificiais

Atualmente as Redes Neurais Artificiais passam por um grande impulso dentro da biologia, com estudos constantes para a obtenção de sinais biomédicos fidedignos, com a finalidade de tornar mais preciso o registro obtido nos diversos tipos de exames.

LE FEVER (1982) e **HASSOUN et al. (1994)** desenvolveram algoritmos confiáveis para a decomposição do sinal eletromiográfico, com finalidade de aprimorar diagnósticos de patologias do sistema nervoso que se refletem em desordens neuromusculares. O algoritmo **NNERVE** (*Neural Network Extraction of Repetitive Vectors for Electromyography*) foi desenvolvido por **HASSOUN et al. (1994)** e mostrou ser superior aos métodos tradicionais de processamento do sinal.

KELLY (1990) realizou um estudo preliminar utilizando dois tipos de implementos: a "Rede Hopfield" e o "Perceptron" de duas camadas, aplicando Redes Neurais na análise do sinal mioelétrico, verificando os diversos graus de liberdade de movimentação em uma prótese de braço. Observou que a rede " Hopfield " pode ser utilizada para gerar diversos parâmetros para a análise dos sinais mioelétricos e o " Perceptron " de 2 camadas que utiliza o algoritmo de retro-propagação é capaz de identificar tipos distintos de sinais mioelétricos gerados a partir de diferentes movimentos do braço, demonstrando que a aplicação

das RNA na análise do sinal mioelétrico pode vir a representar uma importante ferramenta futura para o estudo da atividade elétrica dos músculos.

SRINIVASAN (1992) desenvolveu um gerador de padrões de movimentos usando RNA para a geração de trajetórias periódicas de movimentos envolvendo o seu controle rítmico. Este tipo de modelamento vem ao encontro da necessidade de melhor entendimento de como ocorre a locomoção animal, sendo potencialmente aplicável na medicina da reabilitação, robótica e em "walking machines"¹.

FIROOZABADI (1994) modelou o sinal eletromiográfico utilizando uma alternativa (Função Neural Radial) para controlar a alta não-linearidade inerente às Redes Neurais Artificiais, o que constitui grande desvantagem, visto que estas se aplicam no prognóstico de modelamento para os sinais biológicos.

PATTICHIS (1995) descreveu a validade da utilização dos modelos de redes Neurais no diagnóstico eletromiográfico. É importante que os dados sejam avaliados corretamente, uma vez que podem se traduzir em sinal capaz de indicar uma patologia muscular. Por conseguinte, o autor demonstrou a necessidade de estabelecer medidas quantitativas dos potenciais de ação da fibra muscular, que constitui um valioso acréscimo na estimativa da patologia do músculo. As análises

¹ Aparelhos especialmente desenvolvidos para a reabilitação de movimento dos membros inferiores.

manuais são demoradas e podem introduzir diversos níveis de erro nos parâmetros de medida, daí a utilização da análise quantitativa automatizada da eletromiografia, conduzindo à redução de tempo e padronização das medidas.

Estes estudos demonstraram a validade e a necessidade da obtenção da quantificação do sinal eletromiográfico tanto em músculos normais como patológicos em virtude do grau de informação que podem carregar, caracterizando a eletromiografia como exame diagnóstico básico para o estudo da atividade elétrica nas patologias neuromusculares.

BAXT (1995); FORSSTRÖM & DALTON (1995) e
ATTIKIOUZEL & SILVA (1995) descreveram as diversas aplicabilidades das Redes Neurais Artificiais na medicina, tornando-a uma provável ferramenta para colaborar com os médicos tanto no diagnóstico prévio como diferencial de diversas patologias. Uma das primeiras utilizações das Redes Neurais deu-se com pacientes que apresentavam dor no tórax do lado esquerdo, posteriormente surgiram diversas outras aplicações, como no diagnóstico por imagem (radiologia, tomografia, ressonância magnética, mamografia, etc.). Estudos tem demonstrado a capacidade das Redes Neurais Artificiais no diagnóstico diferencial de tumores malignos e benignos (sensitividade de 75% e uma especificidade de 89,1%). Resultados relevantes foram obtidos utilizando Redes Neurais Artificiais na análise de sinais de EEG

(eletroencefalograma) e ECG (eletrocardiograma), na previsão da mortalidade em pacientes sob terapia intensiva, na previsão do câncer de próstata, na patologia (em exames de Papanicolaou e análise da composição dos cálculos renais), na análise de DNA e RNA e na farmacologia. Todas essas aplicações das redes demonstram sua flexibilidade de aplicação em uma variedade de áreas, todavia mais estudos utilizando essa metodologia são necessários, para firmá-la como um confiável suporte para a utilização nas áreas de saúde.

Também **SHARPE & CALEB (1994)** descreveram tecnicamente uma das mais utilizadas Redes Neurais de retro-propagação (Multi Layer Perceptron — MLP), além de alguns dos envolvimento clínicos que utilizam este tipo de rede, principalmente na medicina e na bioquímica. Os autores concluíram que as Redes Neurais podem ser utilizadas em uma variedade de áreas e constituem-se numa ferramenta de trabalho capaz de reconhecer padrões e de extrair informações valiosas que poderão ser utilizadas como suporte diagnóstico.

Um outro estudo semelhante ao de **SRINIVASAN (1992)** foi realizado por **KOIKE & KAWATO (1995)** a partir de sinais eletromiográficos obtidos a partir de movimentos realizados no plano horizontal, com eletrodos de superfície posicionados em 10 músculos flexores e extensores localizados no ombro e no cotovelo, conseguiram reproduzir a dinâmica da movimentação do braço. Estes resultados

podem ser aplicados na melhor compreensão dos múltiplos movimentos do braço, no estabelecimento de modelos dinâmicos aplicáveis na reabilitação de paralisias e no desenvolvimento do movimento dinâmico de um braço em realidade virtual.

MATERIAL E MÉTODO

MATERIAL E MÉTODO

Este estudo foi dividido em duas etapas denominadas: Coleta de Dados e Aplicação das Redes Neurais Artificiais, sendo que esta última foi subdividida em duas fases: Fase de Treinamento e Fase de Teste.

Coleta de Dados

Esta etapa constituiu-se no exame eletromiográfico dos músculos *masséter* e *temporal*, para o qual foram selecionadas aleatoriamente 12 voluntárias, entre as alunas do curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, com idades entre 17 e 21 anos. Todas apresentavam dentição completa (exceto 3º Molares), ausência de sinais e sintomas de Desordens Craniomandibulares — dor muscular, limitação de abertura bucal, ruídos articulares, dor de cabeça e dificuldade de mastigação (**GELB & BERNSTEIN, 1983; McNEILL 1990**). Nenhuma delas estava sob tratamento ortodôntico, ou sob qualquer outro tratamento odontológico,

não apresentavam nenhum tipo de dor de origem odontológica, muscular, neurológica ou psicológica.

Considerando os músculos da mastigação, o músculo *temporal* e o músculo *masséter*, foram selecionados para esse estudo por apresentarem as condições favoráveis (são músculos superficiais e de grande importância no movimento mastigatório) para a realização do exame eletromiográfico utilizando eletrodos de superfície.

Os exames eletromiográficos foram realizados no *Laboratório de Eletromiografia*² do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP. Foram utilizados 8 eletrodos de superfície constituídos de Ag-AgCl (prata - cloreto de prata), de 0,25 cm de diâmetro (mini-eletrodos), do tipo Beckman e um eletrodo "terra", conectados a um eletromiógrafo modelo VIKING II, da NICOLET BIOMEDICAL INSTRUMENTS, computadorizado de 8 canais. **(Figura 35)**

O registro dos sinais eletromiográficos foi realizado seguindo-se um protocolo de exame, onde cada voluntária foi posicionada sentada confortavelmente numa cadeira, com as mãos sobre as coxas, os pés apoiados no chão, a cabeça ereta, os olhos fechados, objetivando minimizar a interferência de estímulos externos (**PANCHERZ, 1981;**

² O Laboratório de Eletromiografia é coordenado pelo Prof. Dr. Fausto Bérzin.

WINNBERG & PANCHERZ, 1983; BOYD, 1987; WIDMALM & ERICSSON, 1983 e HOLMGREN, 1985).

Os eletrodos, após receberem uma pequena porção de gel eletrocondutor, foram posicionados com um afastamento inter-eletrodo de 1cm sobre a pele previamente desengordurada com algodão embebido em uma solução de álcool-éter e fixados com fita Micropore — 3M. O eletrodo "terra" foi colocado no pulso esquerdo da voluntária e fixado com fita velcro.

Os eletrodos (exceto o "terra") foram fixados bilateralmente numa configuração bipolar, na região de maior massa muscular dos músculos *temporais* (feixe anterior) e *masséteres* (feixe superficial) dispostos longitudinalmente às fibras musculares. **(Figura 33)**

Cada canal do pré-amplificador continha três entradas, sendo duas utilizadas para a conexão dos eletrodos bipolares fixados no músculo e uma entrada para o eletrodo *terra*. Cada par de eletrodos foi conectado a um canal do pré-amplificador do eletromiógrafo, sendo:

- Canal 2 - Músculo *temporal* esquerdo (2 eletrodos);
- Canal 4 - Músculo *masséter* esquerdo (2 eletrodos);
- Canal 6 - Músculo *temporal* direito (2 eletrodos);
- Canal 8 - Músculo *masséter* direito (2 eletrodos).

O experimentador forneceu instruções padronizadas para todas as voluntárias, antes e durante a realização do exame, associadas

à utilização de "feedback" corretivo, quando necessário, para a obtenção dos movimentos desejados.

As voluntárias foram orientadas a assumirem 3 tipos de situações mandibulares diferentes:

Situação 1: Posição de REPOUSO MANDIBULAR (R) — A voluntária foi instruída a permanecer relaxada com o Plano de Camper paralelo ao solo, dentes fora de oclusão, e lábios tocando-se suavemente.

Situação 2: Mordida ISOTÔNICA BILATERAL (IT) — A voluntária foi instruída a mastigar um rolete de algodão, de cada lado entre os dentes molares, por seis vezes.

Situação 3: Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL (IM) — A voluntária foi instruída a morder um rolete de algodão, de cada lado entre os dentes molares, com máxima intensidade.

Os potenciais elétricos registrados foram calibrados em uma amplitude de 200 μ V (duzentos microvolts) e em um tempo de 200 ms (duzentos milisegundos).

Os registros dos sinais eletromiográficos foram gravados em disco flexível de 33^{1/2}" (disquete) em linguagem ASC II, posteriormente transformados em linguagem DOS através do programa SISDIN, e sofreram alinhamento temporal possibilitando a análise na Rede Neural Artificial.

Aplicação de Redes Neurais Artificiais

Nesta etapa os registros eletromiográficos foram arranjados em arquivos conforme o tipo de movimento realizado (Posição de REPOUSO MANDIBULAR, Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, e Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL), o músculo avaliado (Masséter e Temporal, direito e esquerdo), e a voluntária examinada (12 voluntárias), correspondendo a um total de 144 arquivos.

Os registros eletromiográficos foram analisados através de um programa de Redes Neurais Artificiais, tipo Multi-Layer Perceptron³ com três camadas, modo supervisionado (os parâmetros utilizados serão descritos mais adiante na fase de treinamento da rede), utilizando algoritmo de retro-propagação (*back-propagation*), com saídas binárias (0 e 1), configurado conforme o número de arquivos utilizados para o treinamento, desenvolvido no *Laboratório de Comunicações e Sinais*⁴ da *Faculdade de Engenharia Elétrica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo*. Este programa foi utilizado em um computador Pentium (166 MHz), com 16 Mb de memória RAM, processador Intel, em MS-DOS.

³ Copyright © Rational Systems, Inc. 1990 – 1991. Version 1.4.

⁴ O Laboratório de Comunicações e Sinais é coordenado pelo Prof. Dr. Euvaldo F. Cabral Jr.

Fase de Treinamento

A fase de treinamento da Rede Neural foi realizada de duas formas distintas: com arquivos de 3 voluntárias e com arquivos de 6 voluntárias, para cada um dos quatro músculos envolvidos, com o objetivo de treinar a Rede com amostras diferentes. Assim, obtivemos 8 arquivos de treinamento (um para cada músculo) formados com os registros dos arquivos de 3 e de 6 voluntárias nas três situações musculares pré-determinadas.

Cada arquivo era formado por 900 números (que ocupavam uma linha cada), correspondentes aos picos dos sinais eletromiográficos, estruturados em uma única coluna, onde montava-se ordenada e seqüencialmente, cada uma das três situações mandibulares (R, IT e IM) para as voluntárias componentes daquele arquivo, isto é, posição de REPOUSO MANDIBULAR para as voluntárias 1, 2 e 3 (3 voluntárias) e para as voluntárias 1, 2, 3, 4, 5 e 6 (6 voluntárias); situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL para as voluntárias 1, 2 e 3 (3 voluntárias) e para as voluntárias 1, 2, 3, 4, 5 e 6 (6 voluntárias); e situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL para as voluntárias 1, 2 e 3 (3 voluntárias) e para as voluntárias 1, 2, 3, 4, 5 e 6 (6 voluntárias).

A primeira camada da Rede Neural Artificial (camada de entrada) era constituída pelo número de neurônios correspondentes ao número de linhas de cada arquivo, sendo 2700 linhas para arquivos com

3 voluntárias ($3 \times 900 = 2700$) e 5400 linhas para arquivos com 6 voluntárias ($6 \times 900 = 5400$).

A segunda camada da Rede Neural (camada oculta), era constituída pelo número de neurônios obtido do cálculo da raiz quadrada do número de neurônios da primeira camada, sendo 52 neurônios ($\sqrt{2700}$) para arquivos de 3 voluntárias e 73 neurônios ($\sqrt{5400}$) para arquivos de 6 voluntárias.

A terceira camada (saída) era constituída de 2 neurônios para os arquivos com 3 e com 6 voluntárias, que correspondiam à saídas binárias específicas de cada uma das 3 situações previstas:

- saída 0 e 0 para REPOUSO MANDIBULAR;
- saída 0 e 1 para Mordida ISOTÔNICA BILATERAL;
- saída 1 e 1 para Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL.

Após a montagem dos arquivos de treinamento, procedeu-se à montagem das matrizes de pesos do programa de Redes Neurais conforme os parâmetros pré-determinados, já que a característica da Rede Neural Artificial era o modo supervisionado, descritos a seguir:

Para arquivos com 3 voluntárias:

- n_i (número de neurônios de entrada) = 2700
- n_h (número de neurônios ocultos) = 52
- n_o (número de neurônios de saída) = 2
- max (maior número aleatório gerado) = 0,00001
- $seed$ (número inicializador dos pesos situado entre 0 e o max) = 0,000002

Para arquivos com 6 voluntárias:

- $ni = 5400$
- $nh = 73$
- $no = 2$
- $max = 0,00001$
- $seed = 0,000002$

Em seguida iniciou-se o processo de treinamento do programa de Rede Neural, para o qual introduzimos os seguintes parâmetros:

Para arquivos com 3 e 6 voluntárias:

- eta (momento da Rede, minimiza o erro total) = 0,00001
- $alpha$ (taxa de aprendizagem) = 0,0000001
- $interações\ máximas$ (representa o número de interações ou relações estabelecidas entre os neurônios das rede para que se chegue ao melhor resultado ou ao resultado esperado) = 15000
- $epsilon$ (ou erro médio quadrático, calculado a partir do quadrado de cada erro, cujo valor é posteriormente somado. Representa o valor numérico máximo permitido de erro para a rede) = 0,0001
- a (coeficiente da função sigmoïdal) = 4
- b (coeficiente da função sigmoïdal) = 1
- c (coeficiente da função sigmoïdal) = 2

Fase de Testes

Os arquivos da fase de teste eram formados do mesmo modo que os arquivos de treinamento, entretanto diferenciavam-se por terem origem nos dados das voluntárias que não haviam sido utilizadas no treinamento.

Assim, para o treinamento realizado com os dados das voluntárias 1, 2 e 3, os arquivos de testes foram formados com dados das voluntárias 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 e 12 (9 voluntárias).

Para o treinamento realizado com os dados das voluntárias 1, 2, 3, 4, 5, e 6, os arquivos de testes foram formados com dados das voluntárias 7, 8, 9, 10, 11 e 12 (6 voluntárias).

Os arquivos de testes de cada voluntária acima descritos foram montados ainda para cada músculo (masséter e temporal) e para cada situação (REPOUSO MANDIBULAR, Mordida ISOTÔNICA BILATERAL e Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL), totalizando 108 testes para o treinamento com 3 voluntárias e 72 testes para o treinamento com 6 voluntárias.

RESULTADOS

RESULTADOS

Os resultados apresentados no texto sob a forma de tabelas, tem o objetivo de facilitar a compreensão do leitor. Os gráficos correspondentes às tabelas, encontram-se no final do trabalho (Figuras 1 à 32).

Para uma avaliação mais precisa dos valores dos neurônios de saída da Rede Neural, tanto durante a fase de Treinamento como na fase de Teste, foi necessário padronizar uma escala capaz de permitir que valores muito reduzidos, como os obtidos pela rede, pudessem ser compatíveis com o maior valor da saída binária (1), podendo então serem analisados e visualizados graficamente. Assim, estabeleceu-se uma escala decimal com valores que variavam de 0 (menor valor) a 0,1 (maior valor), ajustados às saídas binárias 0 e 1. Os valores das saídas binárias superiores à 0,1 foram representados no gráfico até o valor máximo da escala adotada (ou seja 0,1).

Fase de Treinamento

Na etapa de treinamento, estabeleceu-se que saídas binárias específicas (ou alvos), corresponderiam a movimentos específicos, isto é, os alvos para a Posição de REPOUSO MANDIBULAR (R), seriam 0 e 0, para a Mordida ISOTÔNICA BILATERAL (IT) seriam 0 e 1, e para a Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL (IM), seriam 1 e 1. Todavia, tais números indicam sua relação com o alvo e não um valor numérico específico, visto que os valores numéricos obtidos são correspondentes a estas saídas binárias que são números inseparáveis.

Passaremos agora a descrever os valores obtidos nas saídas dos treinamentos para 3 e 6 voluntárias, em todos os músculos envolvidos neste estudo, e cujos valores deveriam ser o mais próximo do alvo pré-estabelecido.

Os valores das saídas do treinamento, cujo alvo era 0 e 0, para a posição de REPOUSO MANDIBULAR com 3 voluntárias, com 6 voluntárias, e os valores médios obtidos na etapa deste treinamento, (Figura 1), foram:

Tabela 1: Valores das saídas da etapa de treinamento para a posição de Repouso Mandibular com 3 e 6 voluntárias.

REPOUSO MANDIBULAR — 3 voluntárias		
MÚSCULO	SAÍDA 0	SAÍDA 0
masséter direito	0,000003	0,000019
masséter esquerdo	0,000001	0,000003
temporal direito	0,000000	0,000002
temporal esquerdo	0,000001	0,000003
REPOUSO MANDIBULAR — 6 voluntárias		
masséter direito	0,000001	0,000004
masséter esquerdo	0,000020	0,0000006
temporal direito	0,000002	0,000010
temporal esquerdo	0,000000	0,000001
REPOUSO MANDIBULAR — Média		
3 voluntárias	0,0000012	0,0000067
6 voluntárias	0,0000012	0,0000052

Na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL os valores das saídas do treinamento, cujo alvo era 0 e 1, utilizando-se 3 voluntárias, 6 voluntárias, e os valores médios obtidos na etapa deste treinamento, (**Figura 2**), foram:

Tabela 2: Valores das saídas da etapa de treinamento para a situação de Mordida Isotônica Bilateral com 3 e 6 voluntárias.

MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — 3 Voluntárias		
MÚSCULO	SAÍDA 0	SAÍDA 1
masséter direito	0,01033	0,98873
masséter esquerdo	0,00951	0,98812
temporal direito	0,00866	0,98713
temporal esquerdo	0,00802	0,98644
MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — 6 Voluntárias		
masséter direito	0,0102	0,98886
masséter esquerdo	0,00942	0,98798
temporal direito	0,01031	0,98903
temporal esquerdo	0,01027	0,98897
MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — Média		
3 voluntárias	0,00913	0,987605
6 voluntárias	0,01005	0,98871

Na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL os valores das saídas do treinamento, cujo alvo era 1 e 1, utilizando-se 3 voluntárias, 6 voluntárias, e os valores médios obtidos na etapa deste treinamento, (**Figura 3**), foram:

Tabela 3: Valores das saídas da etapa de treinamento para a situação de Mordida Isométrica Bilateral com 3 e 6 voluntárias.

MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — 3 Voluntárias		
MÚSCULO	SAÍDA 1	SAÍDA 1
masséter direito	0,985044	1,011927
masséter esquerdo	0,985382	1,012413
temporal direito	0,986613	1,013411
temporal esquerdo	0,987485	1,013965
MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — 6 Voluntárias		
masséter direito	0,984625	1,011629
masséter esquerdo	0,985575	1,012588
temporal direito	0,984471	1,011465
temporal esquerdo	0,984499	1,011295
MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — Média		
3 voluntárias	0,986131	1,012929
6 voluntárias	0,984792	1,011794

Fase de Testes

Descreveremos a seguir os valores obtidos nas saídas dos testes da Rede Neural para 9 e 6 voluntárias, para todos os músculos envolvidos neste estudo (masséter direito, masséter esquerdo, temporal direito, temporal esquerdo), ressaltando que os alvos dos testes correspondiam aos valores das saídas obtidos na fase de treinamento, já que o objetivo foi verificar a aprendizagem da Rede Neural.

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo **MASSÉTER DIREITO** na posição de **REPOUSO MANDIBULAR**, utilizando-se 9 voluntárias, (**Figura 4**), foram:

Tabela 4: Valores das saídas da etapa de testes para a posição de Repouso Mandibular, do músculo Masséter Direito, com 9 voluntárias.

REPOUSO MANDIBULAR — MASSÉTER DIREITO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 0
sujeito 4	0,016	0,028
sujeito 5	0,003	0,008
sujeito 6	0,004	0,007
sujeito 7	0,002	0,005
sujeito 8	0,006	0,014
sujeito 9	0,014	0,017
sujeito 10	0,001	0,007
sujeito 11	0,005	0,012
sujeito 12	0,002	0,004

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo MASSÉTER DIREITO na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, utilizando-se 9 voluntárias, (Figura 5), foram:

Tabela 5: Valores das saídas da etapa de testes para a situação de Mordida Isotônica Bilateral, do músculo Masséter Direito, com 9 voluntárias.

MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — MASSÉTER DIREITO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 1
sujeito 4	0,051	0,065
sujeito 5	0,087	0,027
sujeito 6	0,107	0,081
sujeito 7	0,271	0,361
sujeito 8	0,071	0,543
sujeito 9	0,137	0,111
sujeito 10	0,016	0,094
sujeito 11	0,034	0,15
sujeito 12	0,069	0,147

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo MASSÉTER DIREITO na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, utilizando-se 9 voluntárias, (**Figura 6**), foram:

Tabela 6: Valores das saídas da etapa de testes para a situação de Mordida Isométrica Bilateral, do músculo Masséter Direito, com 9 voluntárias.

MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — MASSÉTER DIREITO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 1	SAÍDA 1
sujeito 4	0,069	0,293
sujeito 5	0,399	0,801
sujeito 6	0,152	0,122
sujeito 7	0,686	0,534
sujeito 8	0,378	0,79
sujeito 9	0,275	0,445
sujeito 10	0,74	0,776
sujeito 11	0,389	0,449
sujeito 12	0,127	0,162

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo MASSÉTER ESQUERDO na posição de REPOUSO MANDIBULAR, utilizando-se 9 voluntárias, (Figura 7), foram:

Tabela 7: Valores das saídas da etapa de testes para a posição de Repouso Mandibular, do músculo Masséter Esquerdo, com 9 voluntárias.

REPOUSO MANDIBULAR — MASSÉTER ESQUERDO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 0
sujeito 4	0,001	0,004
sujeito 5	0,012	0,026
sujeito 6	0,003	0,005
sujeito 7	0,005	0,003
sujeito 8	0,012	0,012
sujeito 9	0,001	0,004
sujeito 10	0,004	0,01
sujeito 11	0,001	0,005
sujeito 12	0,005	0,007

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo MASSÉTER ESQUERDO na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, utilizando-se 9 voluntárias, (Figura 8), foram:

Tabela 8: Valores das saídas da etapa de testes para a situação de Mordida Isotônica Bilateral, do músculo Masséter Esquerdo, com 9 voluntárias.

MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — MASSÉTER ESQUERDO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 1
sujeito 4	0,018	0,001
sujeito 5	0,055	0,124
sujeito 6	0,028	0,039
sujeito 7	0,033	0,036
sujeito 8	0,146	0,047
sujeito 9	0,042	0,045
sujeito 10	0,012	0,027
sujeito 11	0,002	0,033
sujeito 12	0,059	0,024

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo MASSÉTER ESQUERDO na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, utilizando-se 9 voluntárias, (**Figura 9**), foram:

Tabela 9: Valores das saídas da etapa de testes para a situação de Mordida Isométrica Bilateral, do músculo Masséter Esquerdo, com 9 voluntárias.

MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — MASSÉTER ESQUERDO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 1	SAÍDA 1
sujeito 4	0,048	0,037
sujeito 5	0,273	0,213
sujeito 6	0,108	0,143
sujeito 7	0,138	0,291
sujeito 8	0,385	0,178
sujeito 9	0,011	0,077
sujeito 10	0,311	0,539
sujeito 11	0,426	0,361
sujeito 12	0,088	0,234

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL DIREITO na posição de REPOUSO MANDIBULAR, utilizando-se 9 voluntárias, (Figura 10), foram:

Tabela 10: Valores das saídas da etapa de testes para a posição de Repouso Mandibular, do músculo Temporal Direito, com 9 voluntárias.

REPOUSO MANDIBULAR — TEMPORAL DIREITO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 0
sujeito 4	0,000	0,000
sujeito 5	0,003	0,005
sujeito 6	0,002	0,005
sujeito 7	0,0002	0,003
sujeito 8	0,004	0,004
sujeito 9	0,003	0,005
sujeito 10	0,003	0,006
sujeito 11	0,004	0,007
sujeito 12	0,003	0,007

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL DIREITO na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, utilizando-se 9 voluntárias, (**Figura 11**), foram:

Tabela 11: Valores das saídas da etapa de testes para a situação de Mordida Isotônica Bilateral, do músculo Temporal Direito, com 9 voluntárias.

MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — TEMPORAL DIREITO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 1
sujeito 4	0,023	0,114
sujeito 5	0,021	0,045
sujeito 6	0,108	0,089
sujeito 7	0,122	0,125
sujeito 8	0,240	0,549
sujeito 9	0,096	0,041
sujeito 10	0,100	0,013
sujeito 11	0,008	0,012
sujeito 12	0,133	0,169

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL DIREITO na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, utilizando-se 9 voluntárias, (**Figura 12**), foram:

Tabela 12: Valores das saídas da etapa de testes para a situação de Mordida Isométrica Bilateral, do músculo Temporal Direito, com 9 voluntárias.

MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — TEMPORAL DIREITO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 1	SAÍDA 1
sujeito 4	0,142	0,172
sujeito 5	0,042	0,146
sujeito 6	0,169	0,100
sujeito 7	0,058	0,275
sujeito 8	0,171	0,390
sujeito 9	0,328	0,340
sujeito 10	0,325	0,670
sujeito 11	0,056	0,211
sujeito 12	0,174	0,027

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL ESQUERDO na posição de REPOUSO MANDIBULAR, utilizando-se 9 voluntárias, (Figura 13), foram:

Tabela 13: Valores das saídas da etapa de testes para a posição de Repouso Mandibular, do músculo Temporal Esquerdo, com 9 voluntárias.

REPOUSO MANDIBULAR — TEMPORAL ESQUERDO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 0
sujeito 4	0,012	0,010
sujeito 5	0,002	0,004
sujeito 6	0,001	0,003
sujeito 7	0,001	0,002
sujeito 8	0,003	0,002
sujeito 9	0,004	0,007
sujeito 10	0,005	0,005
sujeito 11	0,002	0,005
sujeito 12	0,003	0,009

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL ESQUERDO na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, utilizando-se 9 voluntárias, (Figura 14), foram:

Tabela 4: Valores das saídas da etapa de testes para a situação de Mordida Isotônica Bilateral, do músculo Temporal Esquerdo, com 9 voluntárias.

MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — TEMPORAL ESQUERDO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 1
sujeito 4	0,013	0,029
sujeito 5	0,063	0,148
sujeito 6	0,156	0,206
sujeito 7	0,073	0,030
sujeito 8	0,182	0,150
sujeito 9	0,004	0,146
sujeito 10	0,092	0,101
sujeito 11	0,031	0,062
sujeito 12	0,208	0,289

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL ESQUERDO na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, utilizando-se 9 voluntárias, (**Figura 15**), foram:

Tabela 15: Valores das saídas da etapa de testes para situação de Mordida Isométrica Bilateral, do músculo Temporal Esquerdo, com 9 voluntárias.

MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — TEMPORAL ESQUERDO		
AMOSTRA — 9 voluntárias	SAÍDA 1	SAÍDA 1
sujeito 4	0,171	0,102
sujeito 5	0,001	0,133
sujeito 6	0,190	0,395
sujeito 7	0,572	0,588
sujeito 8	0,256	0,291
sujeito 9	0,096	0,202
sujeito 10	0,523	0,867
sujeito 11	0,406	0,880
sujeito 12	0,041	0,202

Foram calculados também os valores médios das saídas dos testes da Rede com 9 voluntárias na posição de REPOUSO MANDIBULAR, situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL e situação

de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL para os músculos temporal e masséter direito e esquerdo.

Os valores médios das saídas dos testes obtidos na posição de REPOUSO MANDIBULAR, MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL e MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL, (Figura 16), foram:

Tabela 16: Valores médios das saídas da etapa de testes, com 9 voluntárias, para a posição de Repouso Mandibular, Mordida Isotônica Bilateral e Mordida Isométrica Bilateral, para todos os músculos estudados.

REPOUSO MANDIBULAR — MÉDIA		
MÚSCULO	SAÍDA 0	SAÍDA 0
masséter direito	0,0050	0,0110
masséter esquerdo	0,0048	0,0084
temporal direito	0,0026	0,0046
temporal esquerdo	0,0036	0,0052
MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — MÉDIA		
MÚSCULO	SAÍDA 0	SAÍDA 1
masséter direito	0,0936	0,1754
masséter esquerdo	0,00438	0,0417
temporal direito	0,0945	0,1285
temporal esquerdo	0,0913	0,129
MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — MÉDIA		
MÚSCULO	SAÍDA 1	SAÍDA 1
masséter direito	0,3572	0,4857
masséter esquerdo	0,1986	0,2303
temporal direito	0,1627	0,259
temporal esquerdo	0,2506	0,4066

A seguir passaremos a descrever os valores obtidos nas saídas dos testes da Rede Neural para os músculos masséter e temporal, direito e esquerdo utilizando-se 6 voluntárias.

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo MASSÉTER DIREITO na posição de REPOUSO MANDIBULAR, utilizando-se 6 voluntárias, (**Figura 17**), foram:

Tabela 17: Valores das saídas da etapa de testes para posição de Repouso Mandibular, do músculo Masséter Direito, com 6 voluntárias.

REPOUSO MANDIBULAR — MASSÉTER DIREITO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 0
sujeito 7	0,003	0,004
sujeito 8	0,003	0,005
sujeito 9	0,000	0,011
sujeito 10	0,000	0,003
sujeito 11	0,002	0,007
sujeito 12	0,001	0,004

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo MASSÉTER DIREITO na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, utilizando-se 6 voluntárias, (Figura 18), foram:

Tabela 18: Valores das saídas da etapa de testes para situação de Mordida Isotônica Bilareral, do músculo Masséter Direito, com 6 voluntárias.

MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — MASSÉTER DIREITO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 1
sujeito 7	0,239	0,296
sujeito 8	0,017	0,124
sujeito 9	0,068	0,273
sujeito 10	0,001	0,048
sujeito 11	0,017	0,102
sujeito 12	0,067	0,012

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo MASSÉTER DIREITO na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, utilizando-se 6 voluntárias, (**Figura 19**), foram:

Tabela 19: Valores das saídas da etapa de testes para situação de Mordida Isométrica Bilateral, do músculo Masséter Direito, com 6 voluntárias.

MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — MASSÉTER DIREITO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 1	SAÍDA 1
sujeito 7	0,146	0,201
sujeito 8	0,543	0,474
sujeito 9	0,016	0,186
sujeito 10	0,253	0,341
sujeito 11	0,019	0,302
sujeito 12	0,186	0,206

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo MASSÉTER ESQUERDO na posição de REPOUSO MANDIBULAR, utilizando-se 6 voluntárias, (**Figura 20**), foram:

Tabela 20: Valores das saídas da etapa de testes para posição de Repouso Mandibular, do músculo Masséter Esquerdo, com 6 voluntárias.

REPOUSO MANDIBULAR — MASSÉTER ESQUERDO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 0
sujeito 7	0,003	0,002
sujeito 8	0,006	0,011
sujeito 9	0,001	0,002
sujeito 10	0,002	0,007
sujeito 11	0,002	0,006
sujeito 12	0,004	0,006

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo MASSÉTER ESQUERDO na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, utilizando-se 6 voluntárias, (Figura 21), foram:

Tabela 21: Valores das saídas da etapa de testes para situação de Mordida Isotônica Bilateral, do músculo Masséter Esquerdo, com 6 voluntárias.

MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — MASSÉTER ESQUERDO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 1
sujeito 7	0,050	0,016
sujeito 8	0,150	0,135
sujeito 9	0,123	0,008
sujeito 10	0,063	0,020
sujeito 11	0,032	0,023
sujeito 12	0,044	0,026

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo MASSÉTER ESQUERDO na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, utilizando-se 6 voluntárias, (Figura 22), foram:

Tabela 22: Valores das saídas da etapa de testes para situação de Mordida Isométrica Bilateral, do músculo Masséter Esquerdo, com 6 voluntárias.

MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — MASSÉTER ESQUERDO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 1	SAÍDA 1
sujeito 7	0,086	0,090
sujeito 8	0,012	0,039
sujeito 9	0,071	0,040
sujeito 10	0,101	0,071
sujeito 11	0,056	0,024
sujeito 12	0,065	0,224

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL DIREITO na posição de REPOUSO MANDIBULAR, utilizando-se 6 voluntárias, (Figura 23), foram:

Tabela 23: Valores das saídas da etapa de testes para posição de Repouso Mandibular, do músculo Temporal Direito, com 6 voluntárias.

REPOUSO MANDIBULAR — TEMPORAL DIREITO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 0
sujeito 7	0,003	0,003
sujeito 8	0,004	0,004
sujeito 9	0,002	0,005
sujeito 10	0,002	0,004
sujeito 11	0,003	0,006
sujeito 12	0,003	0,006

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL DIREITO na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, utilizando-se 6 voluntárias, (**Figura 24**), foram:

Tabela 24: Valores das saídas da etapa de testes para situação de Mordida Isotônica Bilateral, do músculo Temporal Direito, com 6 voluntárias.

MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — TEMPORAL DIREITO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 1
sujeito 7	0,007	0,143
sujeito 8	0,079	0,426
sujeito 9	0,007	0,154
sujeito 10	0,076	0,037
sujeito 11	0,013	0,022
sujeito 12	0,145	0,010

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL DIREITO na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, utilizando-se 6 voluntárias, (**Figura 25**), foram:

Tabela 25: Valores das saídas da etapa de testes para situação de Mordida Isométrica Bilateral, do músculo Temporal Direito, com 6 voluntárias.

MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — TEMPORAL DIREITO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 1	SAÍDA 1
sujeito 7	0,039	0,077
sujeito 8	0,549	0,535
sujeito 9	0,303	0,197
sujeito 10	0,217	0,350
sujeito 11	0,062	0,043
sujeito 12	0,100	0,074

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL ESQUERDO na posição de REPOUSO MANDIBULAR, utilizando-se 6 voluntárias, (**Figura 26**), foram:

Tabela 26: Valores das saídas da etapa de testes para posição de Repouso Mandibular, do músculo Temporal Esquerdo, com 6 voluntárias.

REPOUSO MANDIBULAR — TEMPORAL ESQUERDO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 0
sujeito 7	0,000	0,003
sujeito 8	0,002	0,000
sujeito 9	0,002	0,004
sujeito 10	0,004	0,004
sujeito 11	0,001	0,000
sujeito 12	0,000	0,004

Os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL ESQUERDO na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, utilizando-se 6 voluntárias, (**Figura 27**), foram:

Tabela 27: Valores das saídas da etapa de testes para situação de Mordida Isotônica Bilateral, do músculo Temporal Esquerdo, com 6 voluntárias.

MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — TEMPORAL ESQUERDO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 0	SAÍDA 1
sujeito 7	0,037	0,192
sujeito 8	0,155	0,046
sujeito 9	0,014	0,080
sujeito 10	0,104	0,011
sujeito 11	0,041	0,022
sujeito 12	0,030	0,074

E finalmente, os valores das saídas dos testes da Rede para o músculo TEMPORAL ESQUERDO, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, utilizando-se 6 voluntárias, (**Figura 28**), foram:

Tabela 28: Valores das saídas da etapa de testes para situação de Mordida Isométrica Bilateral, do músculo Temporal Esquerdo, com 6 voluntárias.

MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — TEMPORAL ESQUERDO		
AMOSTRA — 6 voluntárias	SAÍDA 1	SAÍDA 1
sujeito 7	0,223	0,141
sujeito 8	0,352	0,093
sujeito 9	0,051	0,048
sujeito 10	0,496	0,637
sujeito 11	0,010	0,143
sujeito 12	0,011	0,430

Foram calculados também, os valores médios das saídas dos testes da Rede Neural com 6 voluntárias na posição de REPOUSO MANDIBULAR, situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL e situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL para os músculos temporal e masséter direito e esquerdo.

Os valores médios das saídas dos testes da Rede Neural obtidos na posição de REPOUSO MANDIBULAR, MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL e MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL, (Figura 29), foram:

Tabela 29: Valores médios das saídas da etapa de testes, com 6 voluntárias, para a posição de Repouso Mandibular, Mordida Isotônica Bilateral e Mordida Isométrica Bilateral, para todos os músculos estudados.

REPOUSO MANDIBULAR — MÉDIA		
MÚSCULO	SAÍDA 0	SAÍDA 0
masséter direito	0,0015	0,0059
masséter esquerdo	0,0030	0,0056
temporal direito	0,0028	0,0046
temporal esquerdo	0,0015	0,0025
MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL — MÉDIA		
MÚSCULO	SAÍDA 0	SAÍDA 1
masséter direito	0,0681	0,1425
masséter esquerdo	0,0770	0,0380
temporal direito	0,0545	0,1320
temporal esquerdo	0,0635	0,0708
MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL — MÉDIA		
MÚSCULO	SAÍDA 1	SAÍDA 1
masséter direito	0,1938	0,2850
masséter esquerdo	0,0818	0,0813
temporal direito	0,2116	0,2126
temporal esquerdo	0,0635	0,0708

As porcentagens de acerto nos testes da Rede Neural Artificial realizados com 9 voluntárias, (**Figura 30**), para a posição de REPOUSO MANDIBULAR foi de 100 % para todos os músculos estudados. Na situação de MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL o percentual foi de 22,2 % para os músculos masséter direito e temporal esquerdo, 11,1 % para o músculo temporal direito, e o músculo masséter esquerdo apresentou 0 % de acerto. Para a situação de MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL, o percentual foi de 100 % para o músculo masséter direito, e 77,7 % para os músculos masséter esquerdo, temporal direito e temporal esquerdo, conforme a tabela que se segue:

Tabela 30: Valores percentuais de acerto das saídas da etapa de testes, com 9 voluntárias, para a posição de Repouso Mandibular, Mordida Isotônica Bilateral e Mordida Isométrica Bilateral, para todos os músculos estudados.

MÚSCULO	PORCENTAGEM DE ACERTO (n = 9)
REPOUSO MANDIBULAR	
masséter direito	100
masséter esquerdo	100
temporal direito	100
temporal esquerdo	100
MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL	
masséter direito	22,2
masséter esquerdo	0
temporal direito	11,1
temporal esquerdo	22,2
MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL	
masséter direito	100
masséter esquerdo	77,7
temporal direito	77,7
temporal esquerdo	77,7

Na etapa de testes realizada com 6 voluntárias, (**Figura 31**), os valores percentuais de acerto da Rede Neural Artificial, para a posição de REPOUSO MANDIBULAR foram de 100 % para os músculos masséter direito, masséter esquerdo, temporal direito e temporal esquerdo. Para a situação de MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL, os valores percentuais foram de 50 % para o músculo temporal esquerdo, 33 % para o músculo masséter direito e temporal direito, e 0 % para o músculo masséter esquerdo. Na situação de MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL, os percentuais foram de 66,6 % para os músculos masséter direito e temporal direito, e 50 % para os músculos masséter esquerdo e temporal esquerdo, conforme a tabela que se segue:

Tabela 31: Valores percentuais de acerto das saídas da etapa de testes, com 6 voluntárias, para a posição de Repouso Mandibular, Mordida Isotônica Bilateral e Mordida Isométrica Bilateral, para todos os músculos estudados.

MÚSCULO	PORCENTAGEM DE ACERTO (n = 6)
REPOUSO MANDIBULAR	
masséter direito	100
masséter esquerdo	100
temporal direito	100
temporal esquerdo	100
MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL	
masséter direito	33,3
masséter esquerdo	0
temporal direito	33,3
temporal esquerdo	50
MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL	
masséter direito	66,6
masséter esquerdo	50
temporal direito	66,6
temporal esquerdo	50

Quando comparados os testes de 9 voluntárias com os testes de 6 voluntárias, (**Figura 32**), para a posição de REPOUSO MANDIBULAR, os valores percentuais de acerto da Rede Neural foram de 100% para os músculos *masséter* direito, *masséter* esquerdo, *temporal* direito e *temporal* esquerdo para ambos os testes. Na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL os percentuais de acerto da Rede para testes com 6 voluntárias foram: 33,3% para o músculo *masséter* direito e *temporal* direito, e 50% para o *temporal* esquerdo. Já os testes da Rede com 9 voluntárias apresentaram percentuais de 22,2% para o *masséter* direito, 11,1% para o *temporal* direito e 22,2% para o *temporal* esquerdo. Para o músculo *masséter* esquerdo os valores percentuais se igualaram em 0% para 6 e 9 voluntárias. Na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL os valores percentuais dos testes da Rede com 9 voluntárias foram: 100% para músculos *masséter* direito, 77,7% para o *masséter* esquerdo, 77,7% para o *temporal* direito, e 77,7% para o *temporal* esquerdo. Os testes com 6 voluntárias apresentaram valores percentuais de acerto da Rede de 66,6% para o músculo *masséter* direito, 50% para o *masséter* esquerdo, 66,6% para o *temporal* direito e 50% para o *temporal* esquerdo, conforme a tabela que se segue:

Tabela 32: Valores percentuais comparativos das saídas da etapa de testes, com 9 e 6 voluntárias, para a posição de Repouso Mandibular, Mordida Isotônica Bilateral e Mordida Isométrica Bilateral, para todos os músculos estudados.

MÚSCULO	PORCENTAGEM DE ACERTO	
	9 voluntárias	6 voluntárias
REPOUSO MANDIBULAR		
masséter direito	100	100
masséter esquerdo	100	100
temporal direito	100	100
temporal esquerdo	100	100
MORDIDA ISOTÔNICA BILATERAL		
masséter direito	22,2	33,3
masséter esquerdo	0	0
temporal direito	11,1	33,3
temporal esquerdo	22,2	50
MORDIDA ISOMÉTRICA BILATERAL		
masséter direito	100	66,6
masséter esquerdo	77,7	50
temporal direito	77,7	66,6
temporal esquerdo	77,7	50

DISCUSSÃO

DISCUSSÃO

Os valores das saídas da Rede Neural, obtidos na etapa de treinamento e na etapa de testes, foram considerados iguais à 0 quando os seus valores estavam entre 0 e 0,0499 e foram considerados iguais a 1 quando os valores estavam entre 0,05 e 0,10 ou maior que 0,10.

O treinamento da Rede Neural para a posição de REPOUSO MANDIBULAR mostrou-se satisfatória para as amostras de 3 e 6 voluntárias para todos os músculos testados, pois os valores das saídas dos treinamentos atingiram os alvos previstos. Observou-se que os valores das saídas do treinamento da Rede, para o músculo *masséter* direito, com a amostra de 6 voluntárias (0,000001 e 0,000003) foram menores que os valores da amostra de 3 voluntárias (0,000003 e 0,000019), indicando um reconhecimento possivelmente melhor para a amostra de 6 voluntárias.

Na fase de treinamento para as situações de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL e Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, os valores das saídas para os músculos *masséter* direito, *masséter* esquerdo, *temporal* direito e esquerdo atingiram os alvos propostos para o treinamento. Estes achados evidenciam a capacidade da Rede Neural

em aprender (discriminar) cada um dos três tipos de movimento mastigatórios em 100% de acerto durante a fase de treinamento.

Na fase de testes, os valores médios das saídas, na posição de REPOUSO MANDIBULAR, com 6 voluntárias, apresentaram-se adequados para todos os músculos estudados, uma vez que estavam dentro do intervalo 0 e 0,499, indicando que o aprendizado da Rede foi eficiente e satisfatório.

Na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, os valores das saídas médias pertenciam ao intervalo 0,05 a 0,10 para todos os músculos estudados, apresentando-se também satisfatório. Os percentuais de acerto para esta situação mandibular foram elevados para 9 voluntárias, mas não atingiram valores de acerto em 100%, e mostraram-se menores quando foram testados 6 voluntárias. Tais resultados podem estar relacionados aos diferentes padrões de atividade muscular, uma vez que a atividade elétrica dos músculos temporais e masséteres estão associadas com as diferentes posições dentais tanto na mastigação como na situação de mordida isométrica (**THROCKMORTON, 1990**). Desta forma, torna-se indispensável que seja seguido rigorosamente um protocolo padrão durante os registros eletromiográficos, inclusive ajustando-se o posicionamento dental durante as situações isométricas e isotônicas.

Na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, os valores das saídas médias dos testes da Rede Neural foram considerados insatisfatórios porque não atingiram o intervalo previsto.

Considerando as saídas médias dos testes utilizando-se 9 voluntárias, observou-se que a Rede apresentou aprendizado satisfatório para a Posição de REPOUSO MANDIBULAR, indicando que não houve influência do número de voluntárias da amostra no aprendizado da Rede. Na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, apesar do aumento da amostra, também não ocorreu melhora no aprendizado da Rede, em relação ao reconhecimento da atividade elétrica característica desta situação mandibular. Tais resultados estão sem dúvida relacionados a amostragem reduzida, que não permitiu a Rede aprender padrões individuais de atividade muscular (**AHLGREN, 1985; AHLGREN, 1986**). Entretanto, para a situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, cujos resultados foram semelhantes para ambas as amostras, observou-se que o resultado obtido para o músculo *masséter* esquerdo com a amostra de 6 voluntárias, apresentou valores das saídas dos testes insatisfatórios.

Considerando o músculo *masséter* direito, *masséter* esquerdo, *temporal* direito e *temporal* esquerdo, na posição de REPOUSO MANDIBULAR, os valores das saídas médias dos testes da Rede foram satisfatórios tanto para 9 como para 6 voluntárias.

Os valores das saídas dos testes da Rede na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL utilizando-se 9 voluntárias para o

músculo *masséter* direito, foram em sua maioria insatisfatórios. Apenas os voluntárias 9 e 11 apresentaram dados cujos valores das saídas dos testes foram adequados ao intervalo previsto. A Rede apresentou maior reconhecimento do músculo *masséter* direito em relação ao músculo *masséter* esquerdo, uma vez que os valores das saídas dos testes foram insatisfatórios para todos os voluntárias. Para o músculo *temporal* direito a Rede também apresentou-se insatisfatória, visto que apenas para a voluntária 4 os valores das saídas dos testes foram satisfatórios. Para o músculo *temporal* esquerdo apenas o sujeito 9 apresentou valores satisfatórios. Desta forma, para os músculos *temporal* direito e esquerdo, apenas 1 dos 9 voluntárias testados apresentaram valores adequados de saída dos testes.

A Rede apresentou aprendizagem insatisfatória para a maioria dos voluntárias quando considerou-se o músculo *masséter* direito na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, com 6 voluntárias, exceto para os voluntárias 8 e 11, cujos valores das saídas dos testes atingiram os valores esperados. Quando considerou-se o músculo *masséter* esquerdo, a aprendizagem da Rede piorou em equivalência com os resultados das saídas dos testes realizados para 9 voluntárias.

Para o músculo *temporal* direito os resultados também foram insatisfatórios para a maioria dos voluntárias, exceto para as voluntárias 7 e 9. Comparativamente ao teste realizado com 9 voluntárias, a aprendizagem da Rede foi melhor, pois duas voluntárias apresentaram

saídas dos testes equivalentes com o treinamento, e nos testes realizados com 9 voluntárias apenas uma das voluntárias obteve valor das saídas dos testes correspondentes àqueles do treinamento.

A Rede apresentou melhora na sua aprendizagem para o músculo *temporal* esquerdo com amostra de 6 voluntárias.

Os valores das saídas dos testes para a situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo masséter direito quando utilizou-se 9 voluntárias, foi satisfatória para todos os voluntárias, e cujos valores obtidos das saídas dos testes pertenciam ao intervalo previsto. Todavia, quando utilizou-se 6 voluntárias, o desempenho da Rede piorou, pois para as voluntárias 9 e 11 os valores das saídas dos testes foram considerados insatisfatórios.

Considerando o músculo *masséter* esquerdo, no teste realizado com 9 voluntárias, os valores das saídas dos testes foram insatisfatórios para duas das 9 voluntárias. O desempenho da Rede também piorou para o músculo *masséter* esquerdo quando utilizou-se 6 voluntárias, pois três das 6 voluntárias testadas obtiveram resultados insatisfatórios.

Quando utilizou-se 9 voluntárias na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL para o músculo *temporal* direito, observou-se que os resultados das saídas dos testes atingiram valores aproximados ao do treinamento para a maioria das voluntárias, exceto para as voluntárias 5 e 7. A aprendizagem da Rede em relação ao músculo

temporal esquerdo utilizando-se 6 voluntárias foi semelhante, visto que também os valores das saídas dos testes foram satisfatórios exceto para as voluntárias 7 e 11.

Para o músculo *temporal* esquerdo na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, o desempenho da Rede foi insatisfatório para 2 das 9 voluntárias testadas. Todavia, quando utilizou-se 6 voluntárias, houve queda na aprendizagem da Rede em 3 das 6 voluntárias testados.

Os valores percentuais obtidos nos testes da Rede Neural, nas amostras de 6 e 9 voluntárias, para a Posição de REPOUSO MANDIBULAR foi de 100% para todos os músculos testados. Isso representa 100% de reconhecimento dos dados apresentados à Rede, indicando que a aprendizagem foi positiva.

Na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, com amostra de 9 voluntárias (amostra maior), ocorreu um aumento percentual de 27,7% no reconhecimento do músculo *masséter* esquerdo e *temporal* esquerdo; 11,1% no reconhecimento do músculo *temporal* direito e 33,4% no reconhecimento do músculo *masséter* direito, sugerindo que o aumento da amostra, que significa o fornecimento de maiores variáveis da atividade eletromiográfica normal nesta situação mandibular, permitiu à Rede Neural melhor capacidade de generalização.

Para a situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL observou-se o contrário, isto é, ocorreu um aumento percentual no reconhecimento da atividade muscular quando utilizou-se amostra de 6

voluntárias (amostra menor). Assim, o músculo *temporal* direito teve um aumento percentual de 22,2%, o *temporal* esquerdo de 27,8%, o *masséter* direito teve um aumento percentual de 11,1% no reconhecimento e o músculo *masséter* esquerdo permaneceu com 0% de reconhecimento. Estas variações percentuais podem estar relacionadas a uma possível representatividade maior da atividade (sinal) eletromiográfica destas voluntárias, e que para a Rede implica também em maior capacidade de generalização, mesmo em uma amostra menor. Neste sentido, o aumento da amostragem significa também aumento das variáveis fisiológicas individuais normais do sinal eletromiográfico (**AHLGREN, 1985; AHLGREN 1986; THROCKMORTON, 1990**), que são necessárias a fim de que a Rede Neural Artificial possa avaliar e aprender um maior conjunto representativo destes sinais.

Alguns outros fatores como o comprimento muscular, o grau e o tipo de contração, o tipo de objeto mastigado, olhos abertos ou fechados modelo e a localização dos eletrodos, entre outros fatores, tem colaborado para que nenhuma relação definitiva possa ser estabelecida no que se refere à amplitude do sinal mioelétrico, relacionado às variações de carga ou peso muscular aplicado (**SEPULVEDA, 1993**).

A espessura da camada adiposa da pele (**WINTER, 1994**), além das variáveis anatômicas dos músculos (**WIDMALM, 1985**),

também se constituem em variáveis que promovem alterações na amplitude do sinal eletromiográfico.

Assim, já está consagrada que a eletromiografia representa o exame auxiliar mais importante no diagnóstico de alterações da atividade muscular, todavia ela requer rigoroso protocolo padrão de registro para que não ocorram interferências. Além das variáveis já conhecidas, como o tipo e o modelo dos eletrodos, posicionamento da cabeça, afastamento inter-eletrodo e tipo de alimento mastigado, deve-se incluir também as variáveis olhos abertos ou fechados (**PANCHERZ, 1981; WINNBERG & PANCHERZ, 1983; BOYD, 1987; WIDMALM & ERICSON, 1983 e HOLMGREN, 1985**) e o posicionamento dental específico durante a situação de mordida isotônica ou isométrica (**THROCKMORTON, 1990**).

Considerando estes fatores de envolvimento múltiplo nos registros eletromiográficos, a implementação de programas de Redes Neurais Artificiais, tem a vantagem de processar os dados, produzindo estatística de análise e de comparatividade simultaneamente, apesar das muitas variáveis e interferências características dos sinais eletromiográficos. Desta forma, o objetivo de tais programas está em ampliar a validade e reprodutibilidade dos sinais, reduzindo ou limitando as interferências que prejudicam a interpretação dos dados.

Os sistemas inteligentes de diagnóstico computadorizado como o **MUNIN — *Muscle and Nerve Inference Network***, o **PC-KANDID** e

mais recentemente o Programa Assistente de Eletrodiagnóstico, representam exemplos de grandes avanços tecnológicos capazes de relacionar a patologia com os achados eletromiográficos, pois tem permitido a análise e aquisição de muitos parâmetros eletrofisiológicos possíveis para o eletrodiagnóstico clínico (**JAMIESON, 1990**).

A obtenção e quantificação do sinal eletromiográfico nos músculos normais e patológicos, em virtude do grau de informações que podem produzir, caracteriza a eletromiografia como um exame de diagnóstico básico que associada aos programas inteligentes, constituem valioso acréscimo no estudo da eletrofisiologia muscular (**PATTICHIS, 1995**).

CONCLUSÕES

CONCLUSÕES

A utilização das Redes Neurais Artificiais aplicadas, aos sinais eletromiográficos da musculatura mastigatória revelou que:

➤ A utilização da Rede Neural Artificial permitiu caracterizar as 3 situações mandibulares estudadas, separando-as em grupos cujos padrões de valores da atividade muscular permitiu definir a Posição de REPOUSO MANDIBULAR, a situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL, e a situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL.

➤ A Posição de REPOUSO MANDIBULAR obteve o melhor reconhecimento pela Rede Neural Artificial quando comparada à Situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL e Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL.

➤ As dificuldades de reconhecimento dos diferentes músculos, nas situações de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL e Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL estão provavelmente relacionadas às variadas condições anatômicas individuais, tipo de objeto mastigado dentre outros envolvimento, associados possivelmente a amostragem reduzida de dados de voluntárias.

➤ A análise percentual comparativa dos testes realizados com 9 e 6 voluntárias, mostrou-se satisfatória com reconhecimento da Posição de REPOUSO MANDIBULAR para ambos os grupos; na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL os valores percentuais foram maiores para o grupo de 6 voluntárias e na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL os valores percentuais foram maiores para o grupo de 9 voluntárias.

➤ Assim, parece que um aumento na amostra de dados (voluntárias) poderá conduzir a uma maior diversidade de achados eletromiográficos que permitirão à Rede Neural Artificial, melhor capacidade de generalização, aumentando o percentual de aprendizagem nos testes de músculos individuais.

➤ Os sistemas inteligentes quando aplicados a eletromiografia da musculatura mastigatória, parecem ter potencial suficiente para serem utilizados como uma valiosa ferramenta alternativa de reconhecimento, classificação e padronização dos sinais eletromiográficos.

➤ Com estas considerações, a aplicação do programa de Rede Neural Artificial na análise eletromiográfica de voluntários portadores de Desordens Craniomandibulares, é uma possibilidade de prosseguimento deste trabalho.

FIGURAS

Figura 1 : Gráfico dos valores das saídas e das médias dos treinamentos da Rede Neural - MLP, com alvo 0 e 0, para 3 e 6 voluntárias na posição de REPOUSO MANDIBULAR dos músculos masséter e temporal, direito e esquerdo (MD, ME, TD, TE)

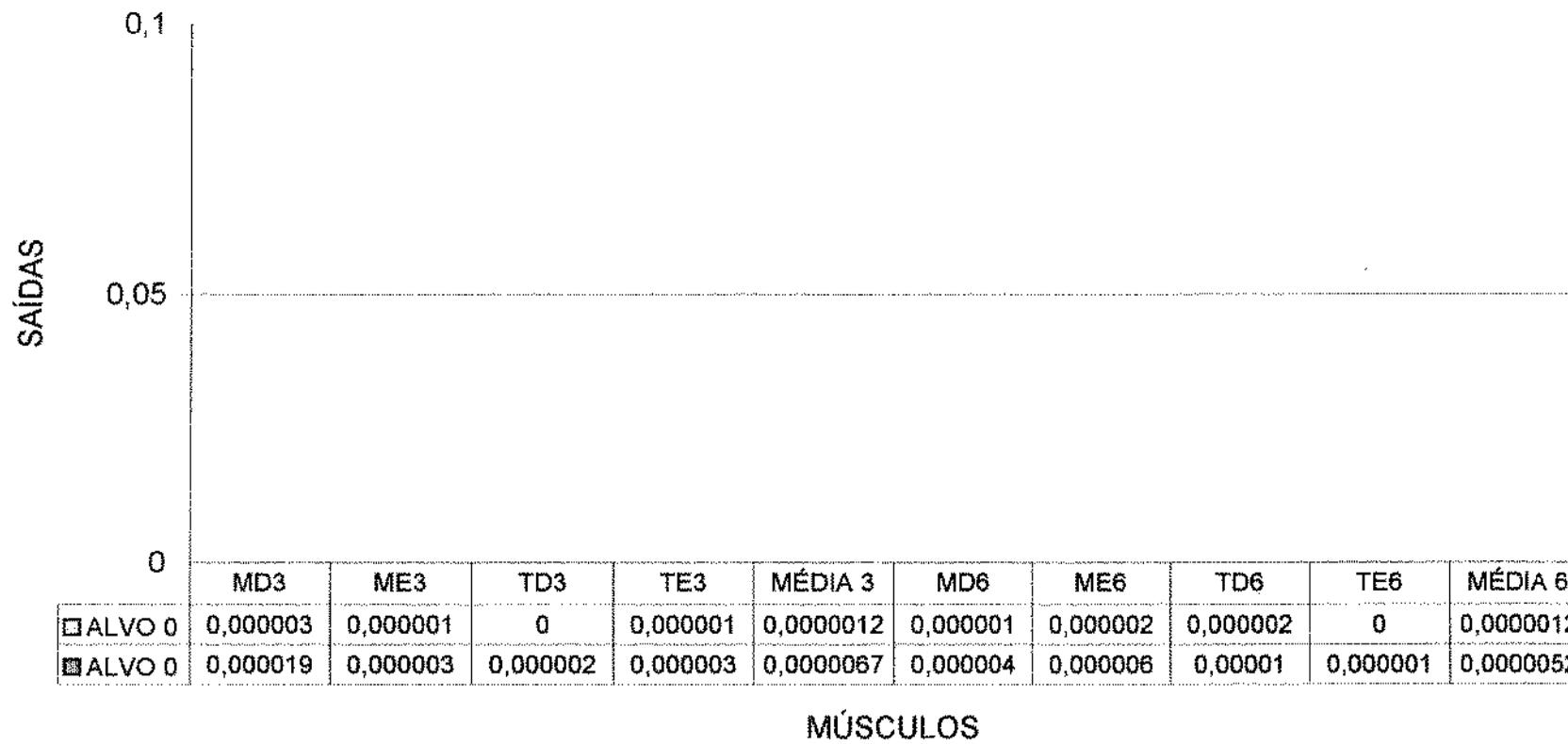


Figura 2 : Gráfico dos valores das saídas e das médias dos treinamentos da Rede Neural - MLP, com alvo 0 e 1, para 3 e 6 voluntárias na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL dos músculos masséter e temporal, direito e esquerdo (MD, ME, TD, TE)

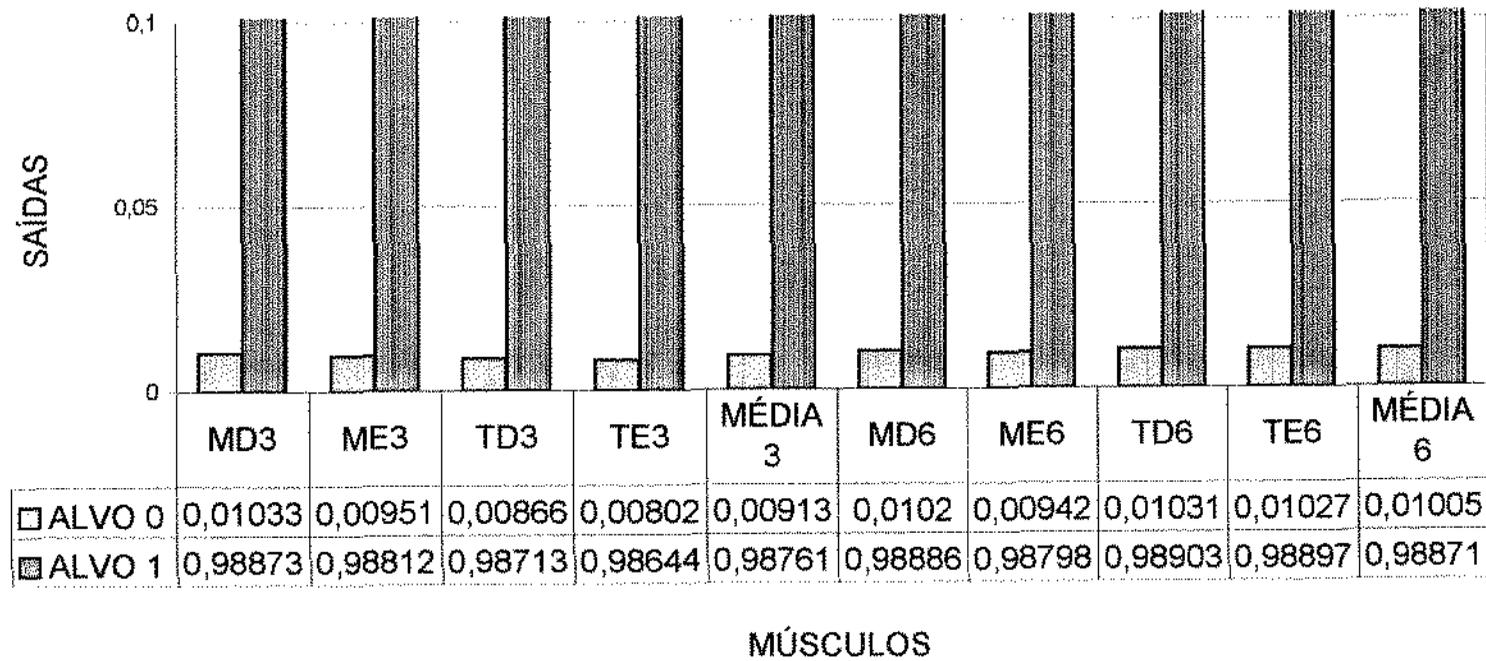


Figura 3 : Gráfico dos valores das saídas e das médias dos treinamentos da Rede Neural - MLP, com alvo 1 e 1, para 3 e 6 voluntárias na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL dos músculos masséter e temporal, direito e esquerdo (MD, ME, TD, TE)

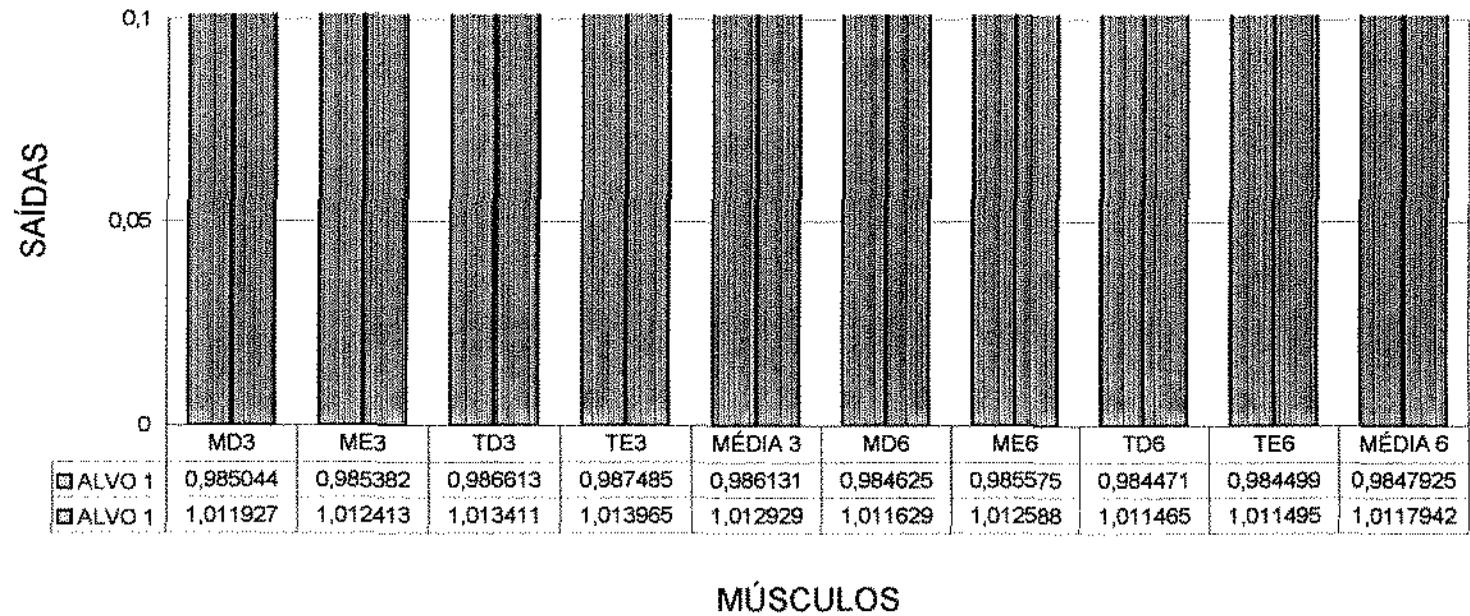


Figura 4 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0 e 0, para 9 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo MASSÉTER DIREITO (RMD)

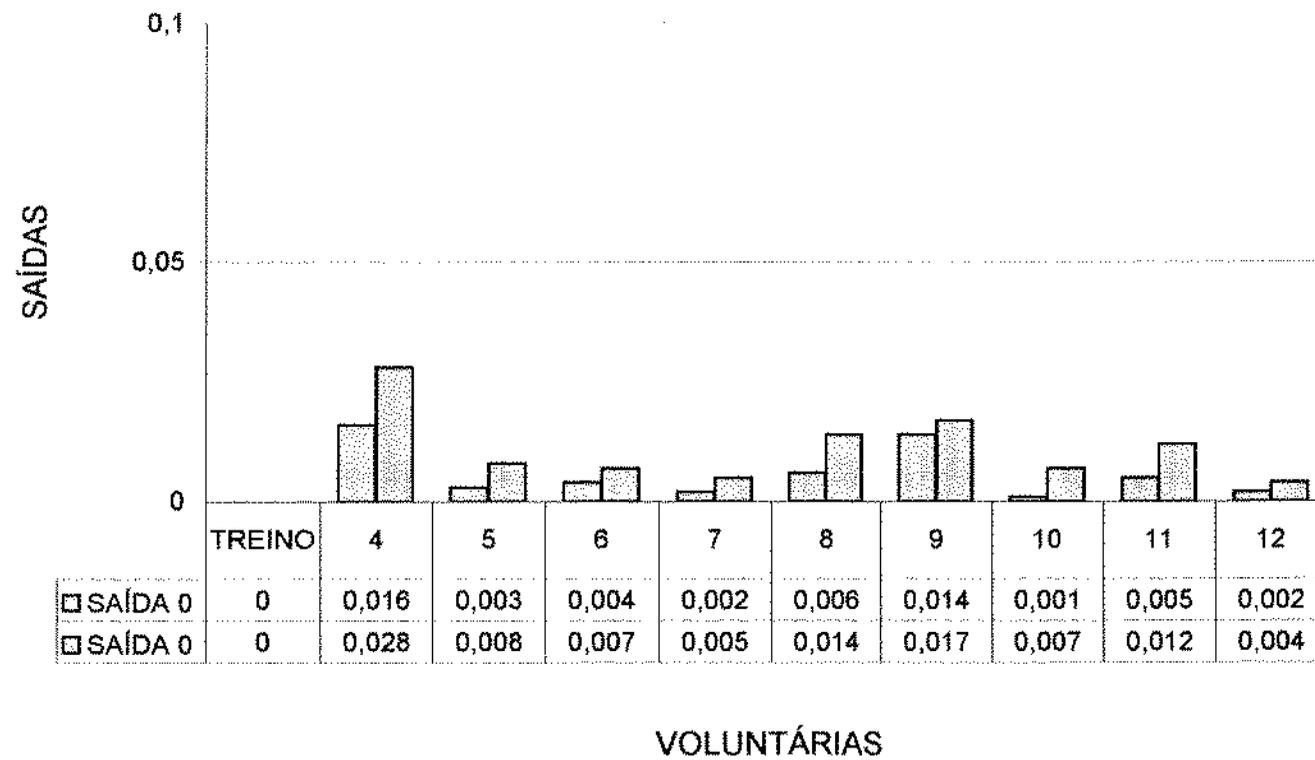


Figura 5 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,01 e 0,988 para 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo MASSÊTER DIREITO (ITMD)

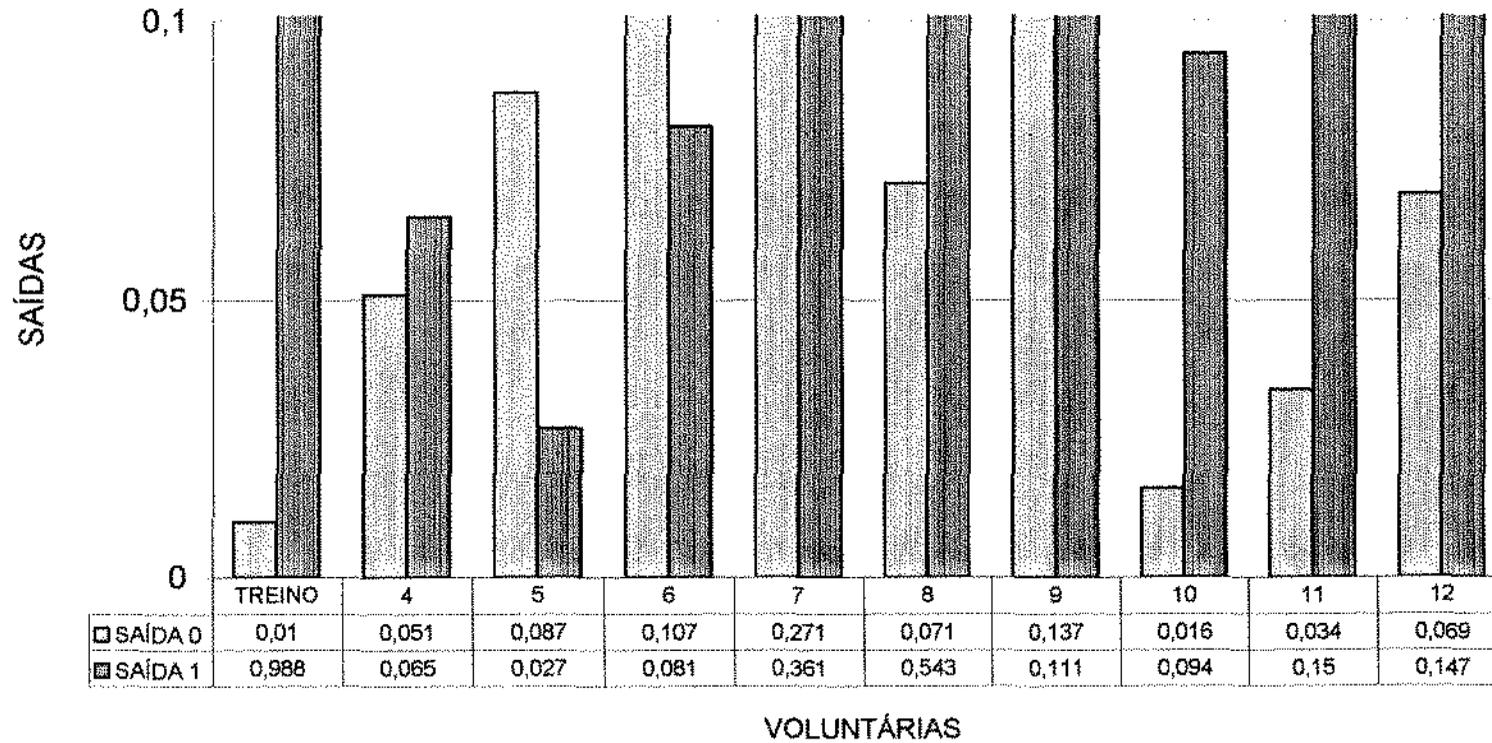


Figura 6 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,985 e 1,011 para 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATEAL do músculo MASSÉTER DIREITO (IMMD)

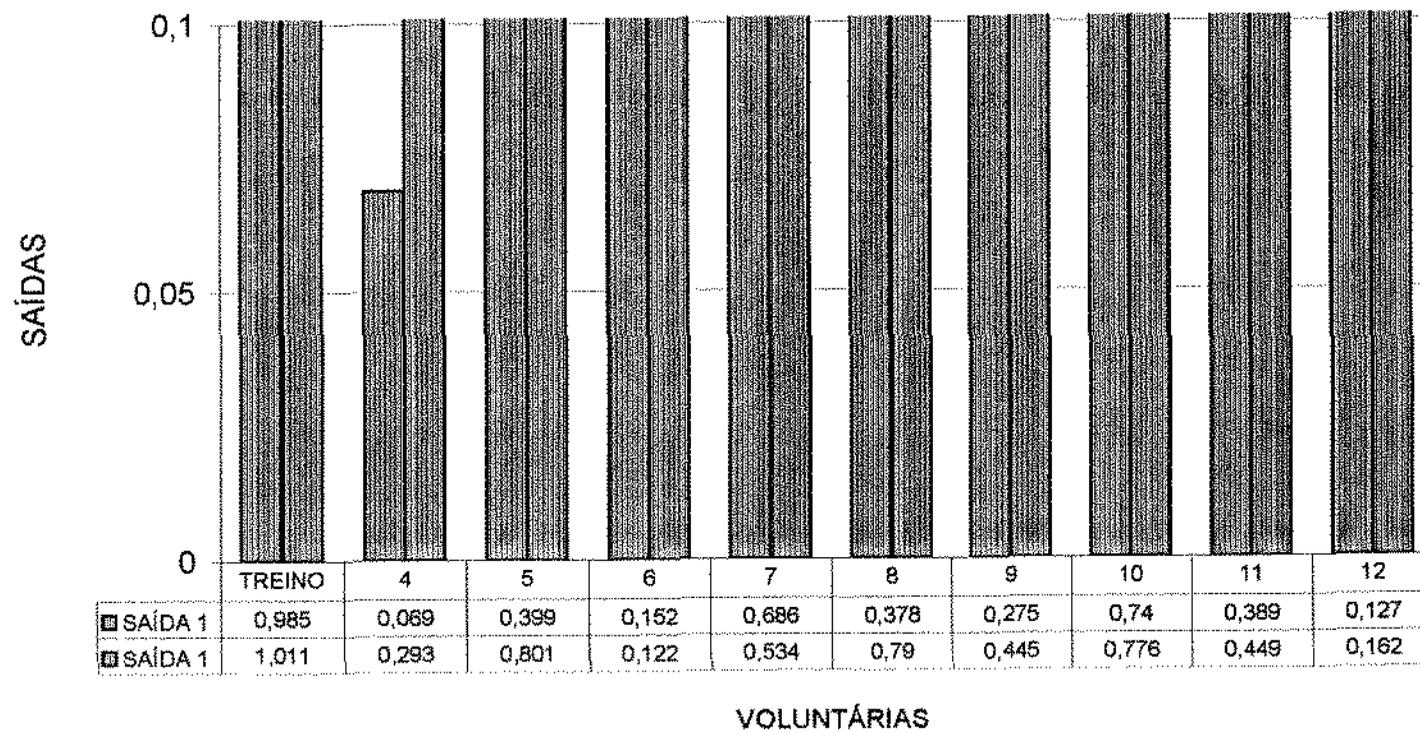


Figura 7 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0 e 0, para 9 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo MASSÉTER ESQUERDO (RME)

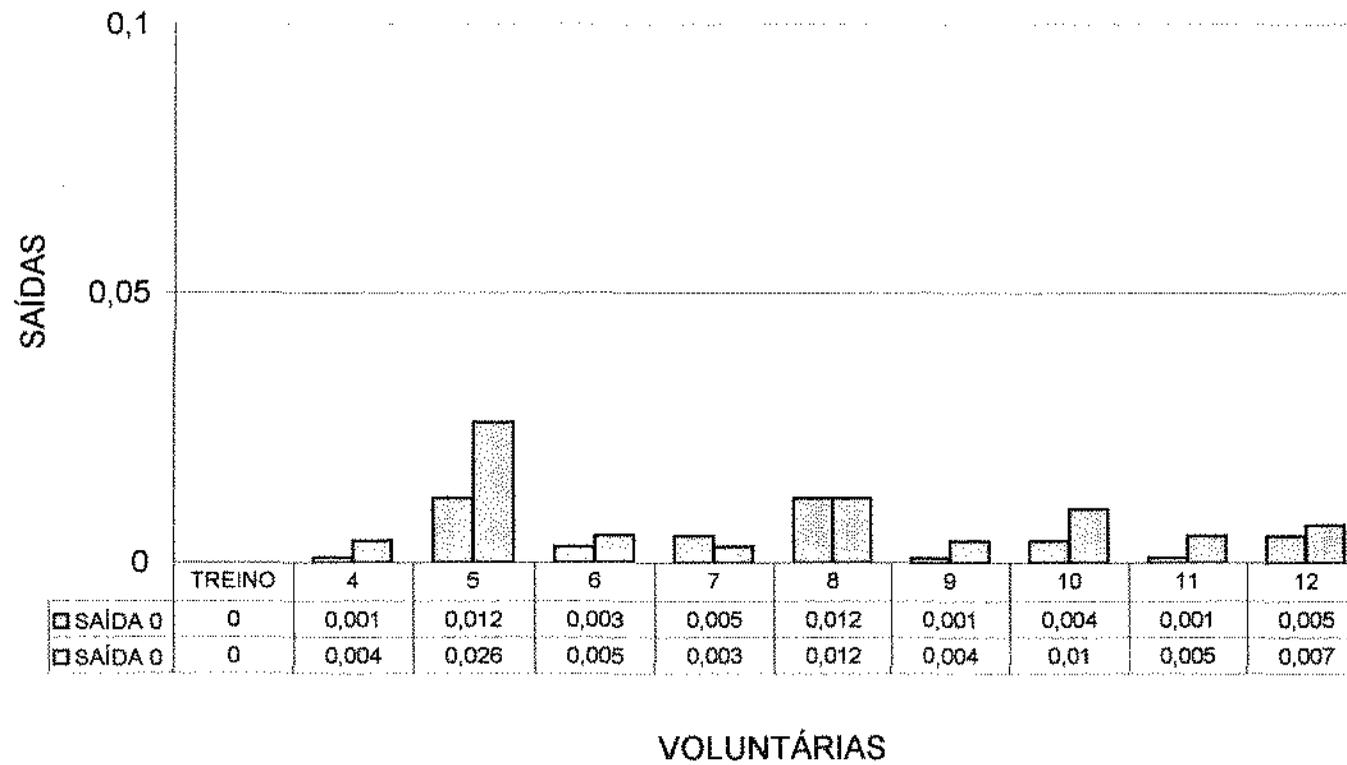


Figura 8 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,009 e 0,988 para 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo MASSÉTER ESQUERDO (ITME)

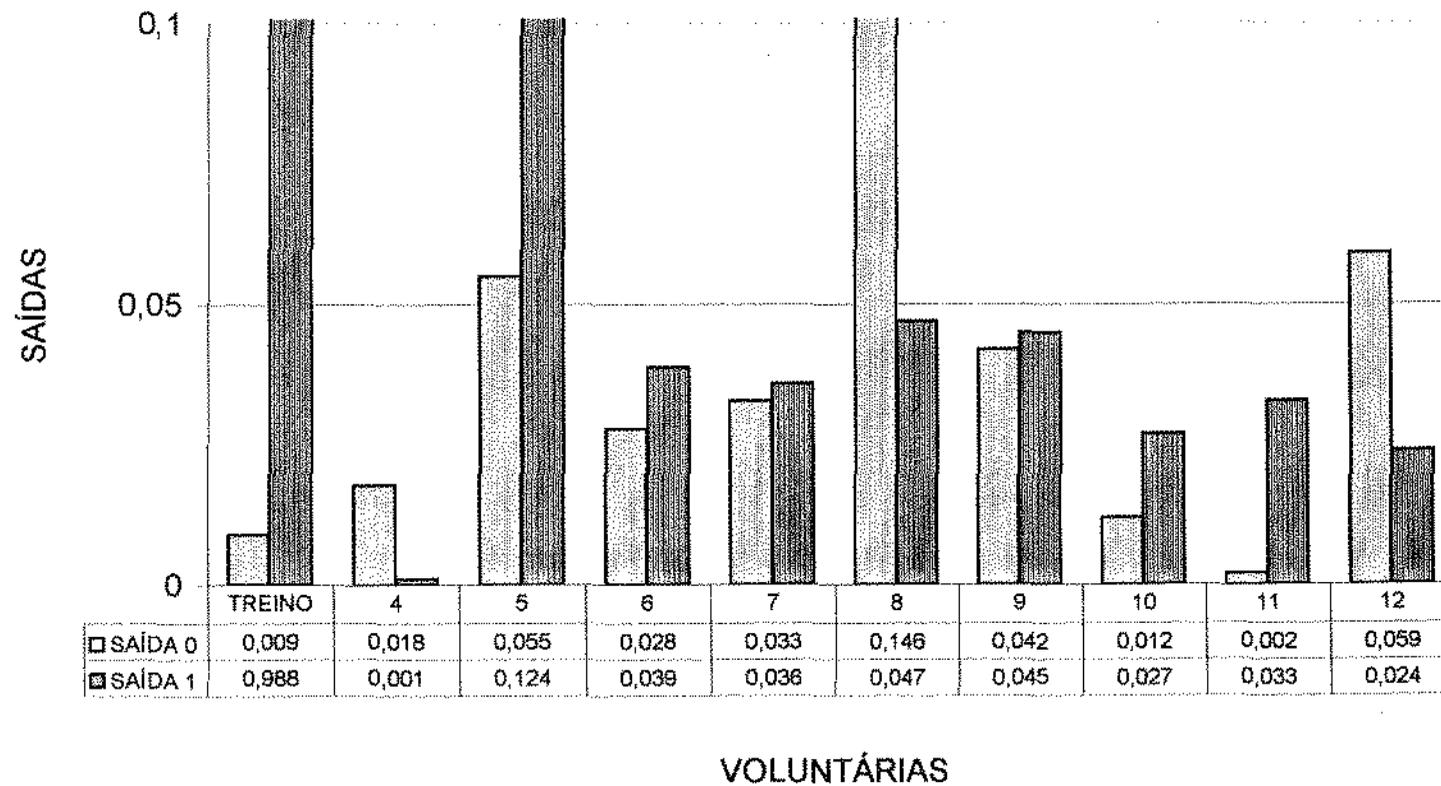


Figura 9 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,985 e 1,012 para 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo MASSÉTER ESQUERDO (IMME)

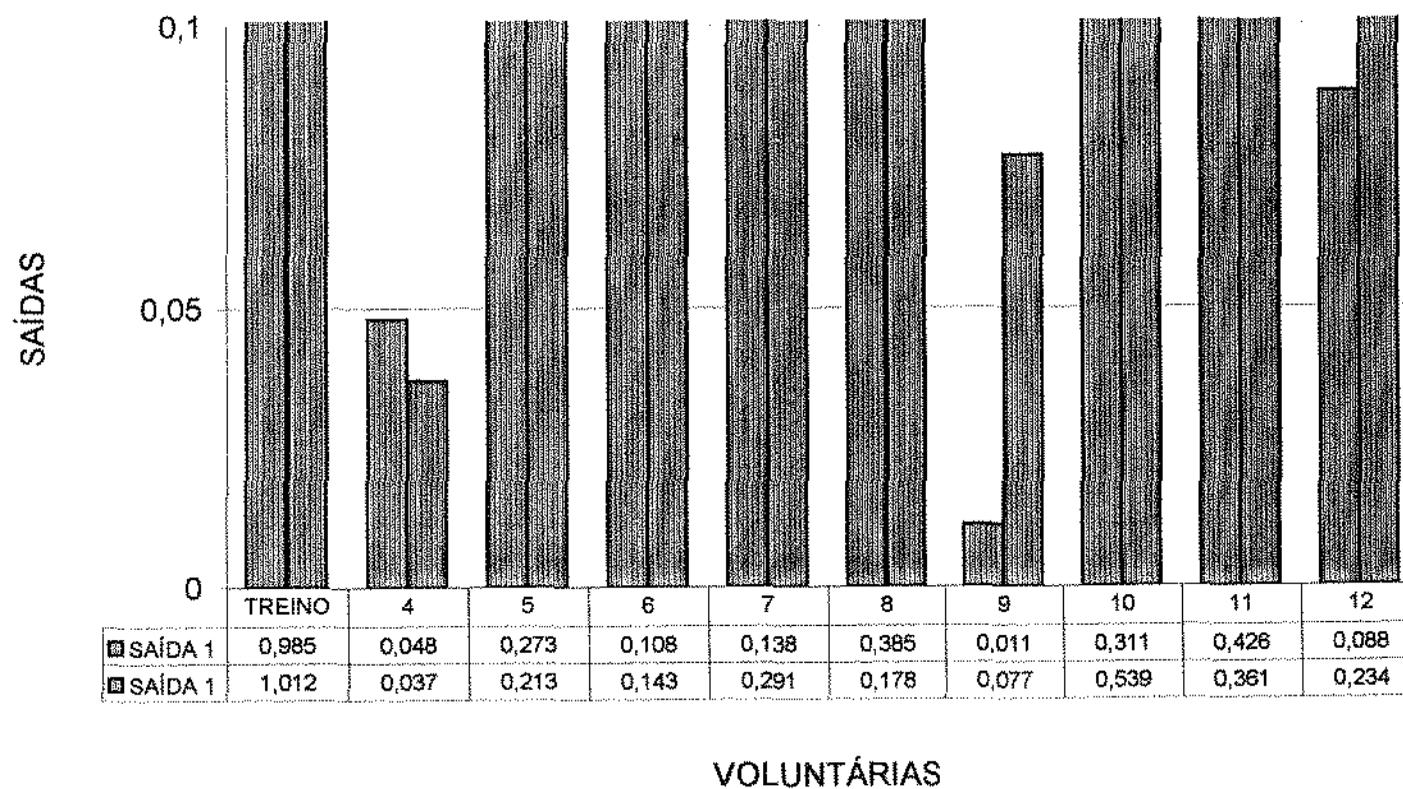


Figura 10 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0 e 0, para 9 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo TEMPORAL DIREITO (RTD)

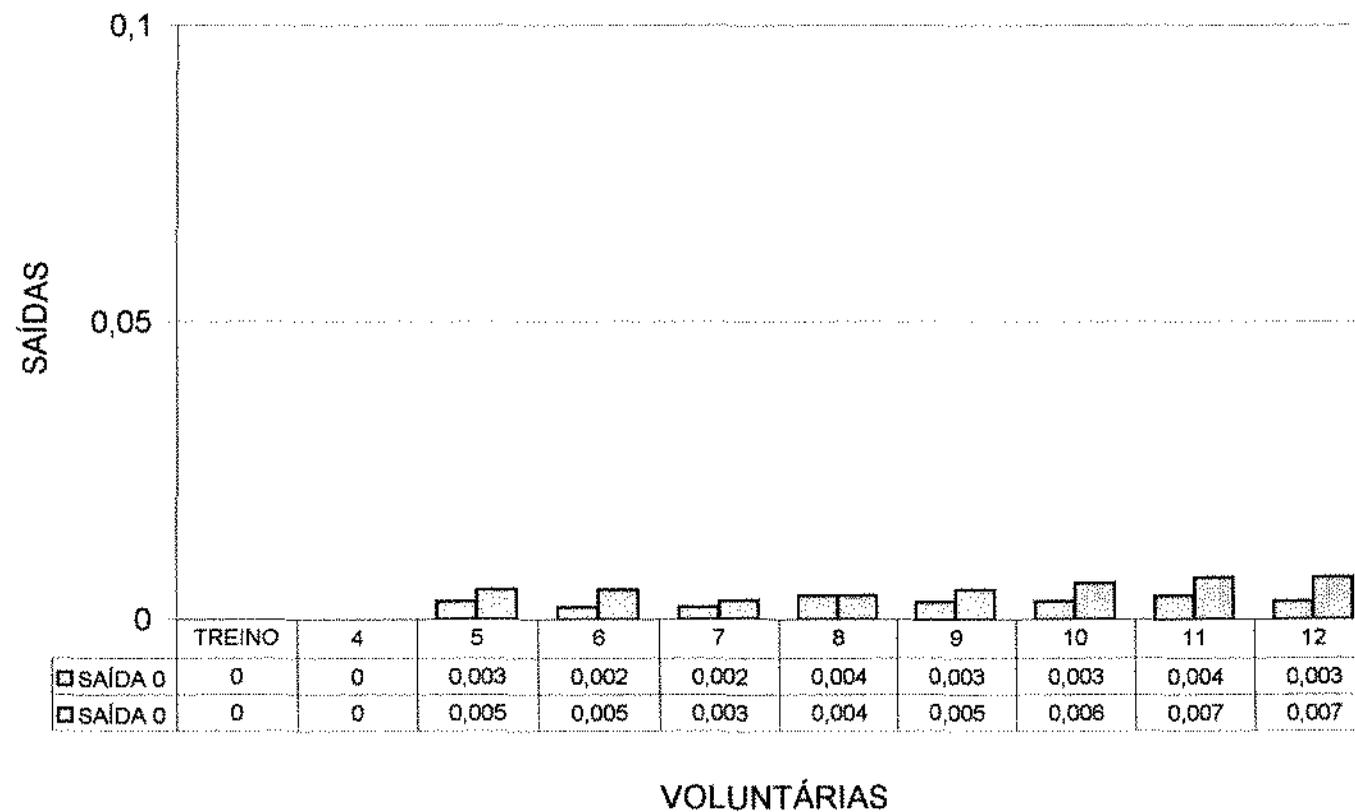


Figura 11 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,008 e 0,987 para 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo TEMPORAL DIREITO (ITTD)

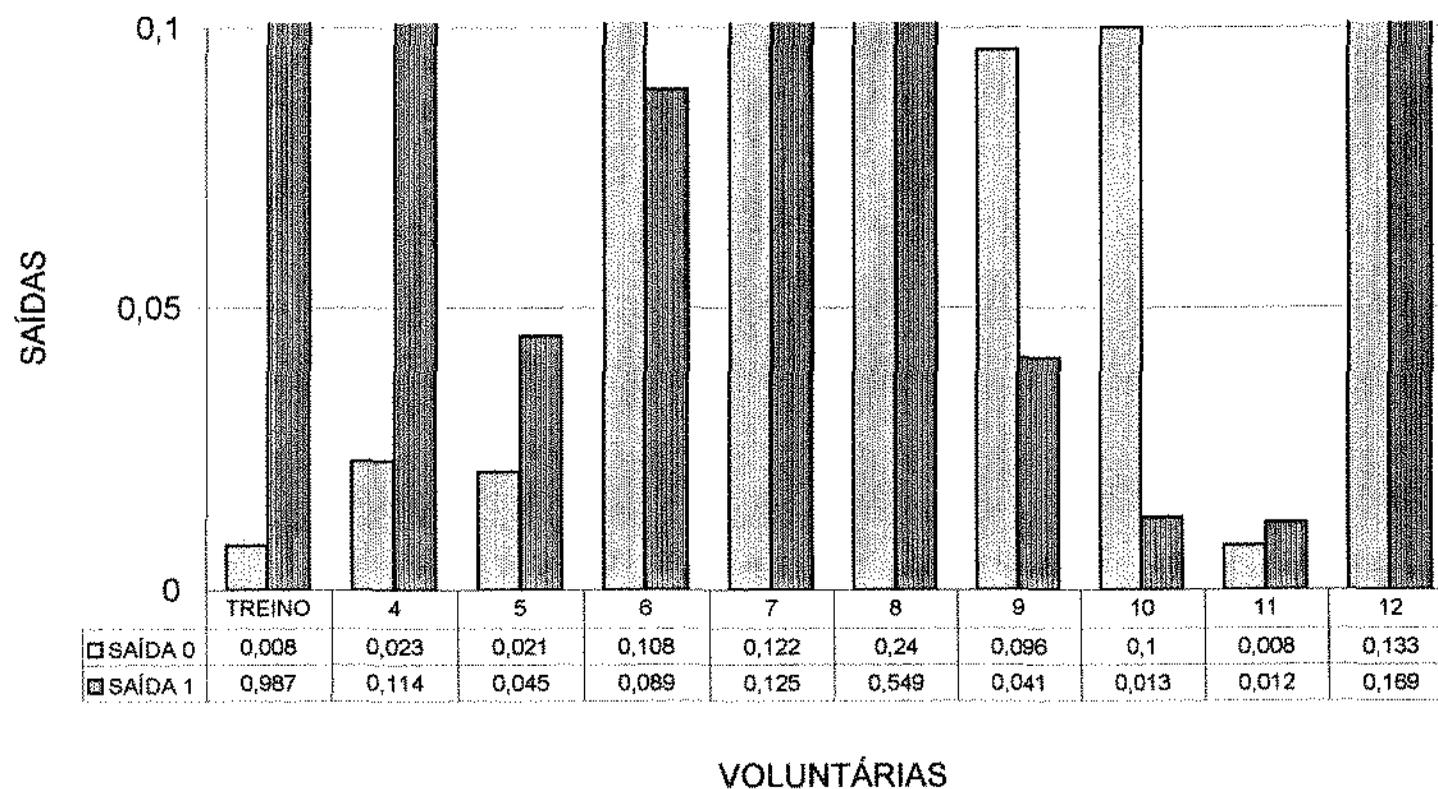


Figura 12 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,986 e 1,013 para 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo TEMPORAL DIREITO (IMTD)

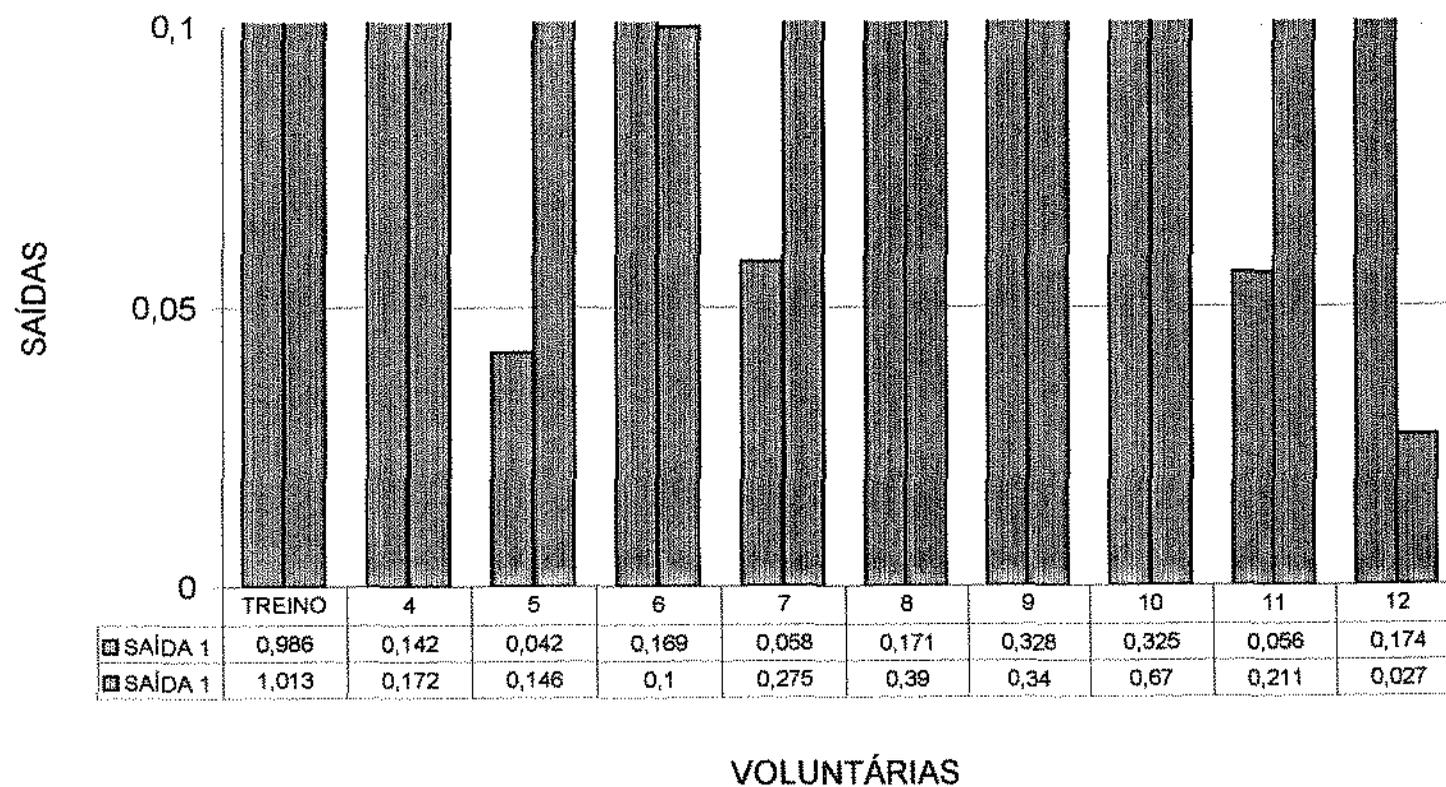


Figura 13 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0 e 0, para 9 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo TEMPORAL ESQUERDO (RTE)

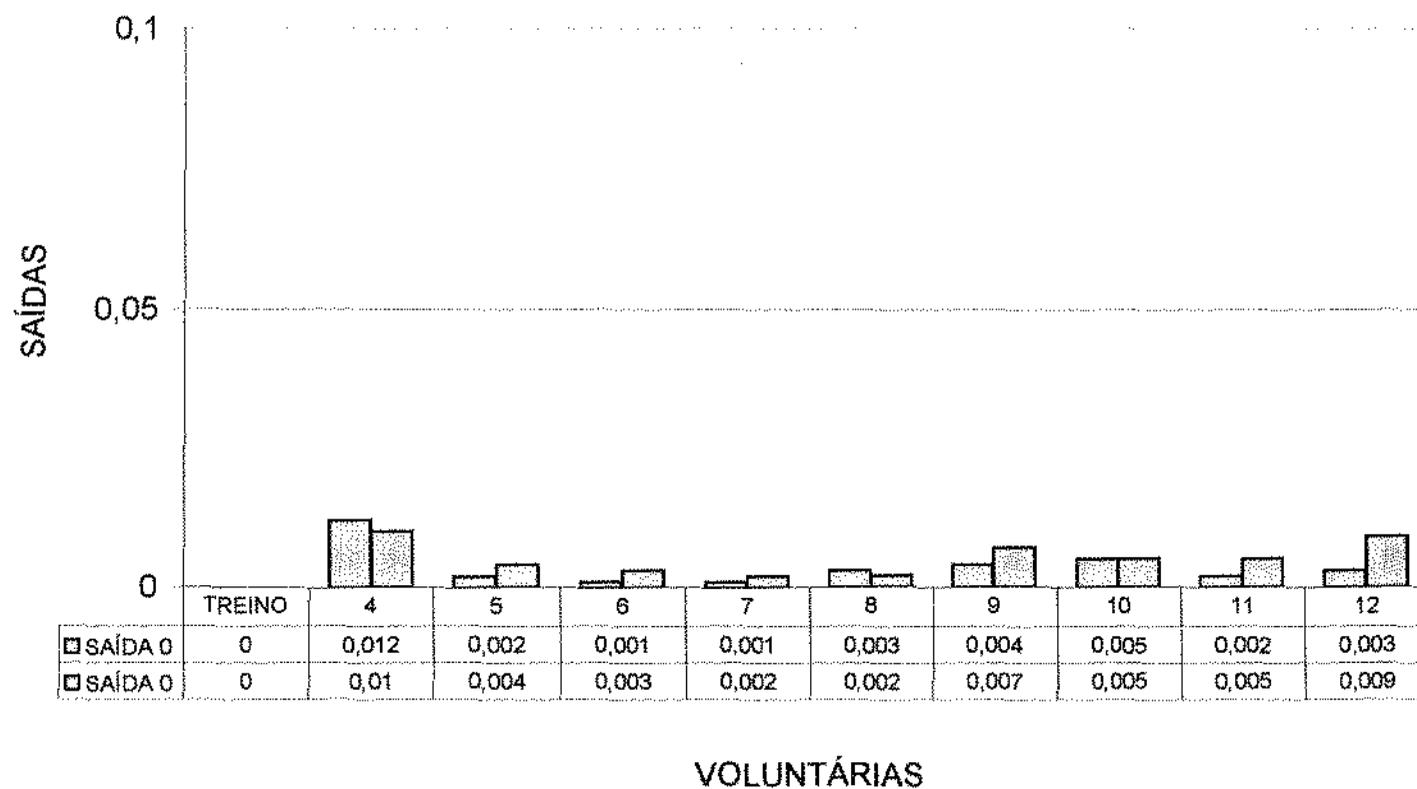


Figura 14 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,008 e 0,986 para 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo TEMPORAL ESQUERDO (ITTE)

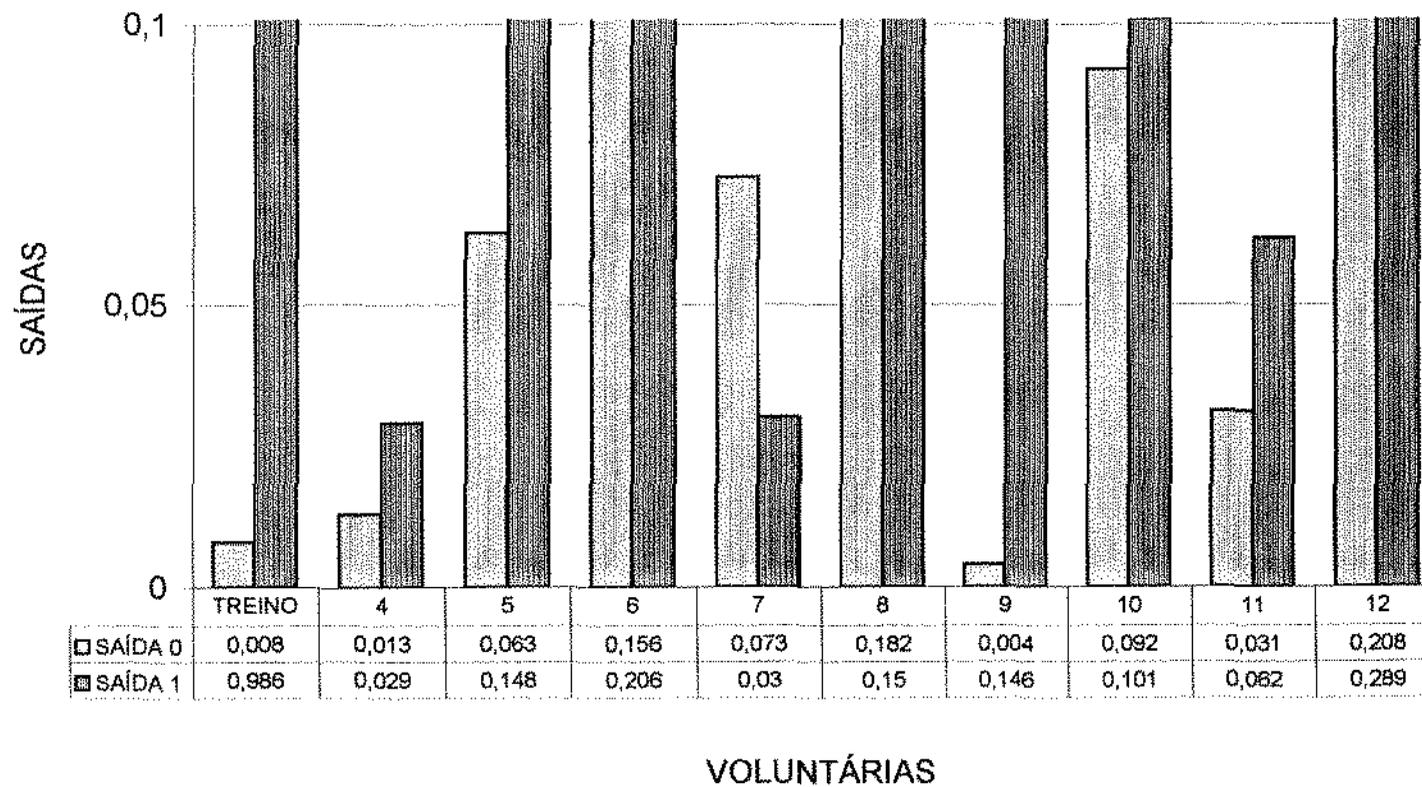


Figura 15 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,987 e 1,013 para 9 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo TEMPORAL ESQUERDO (IMTE)

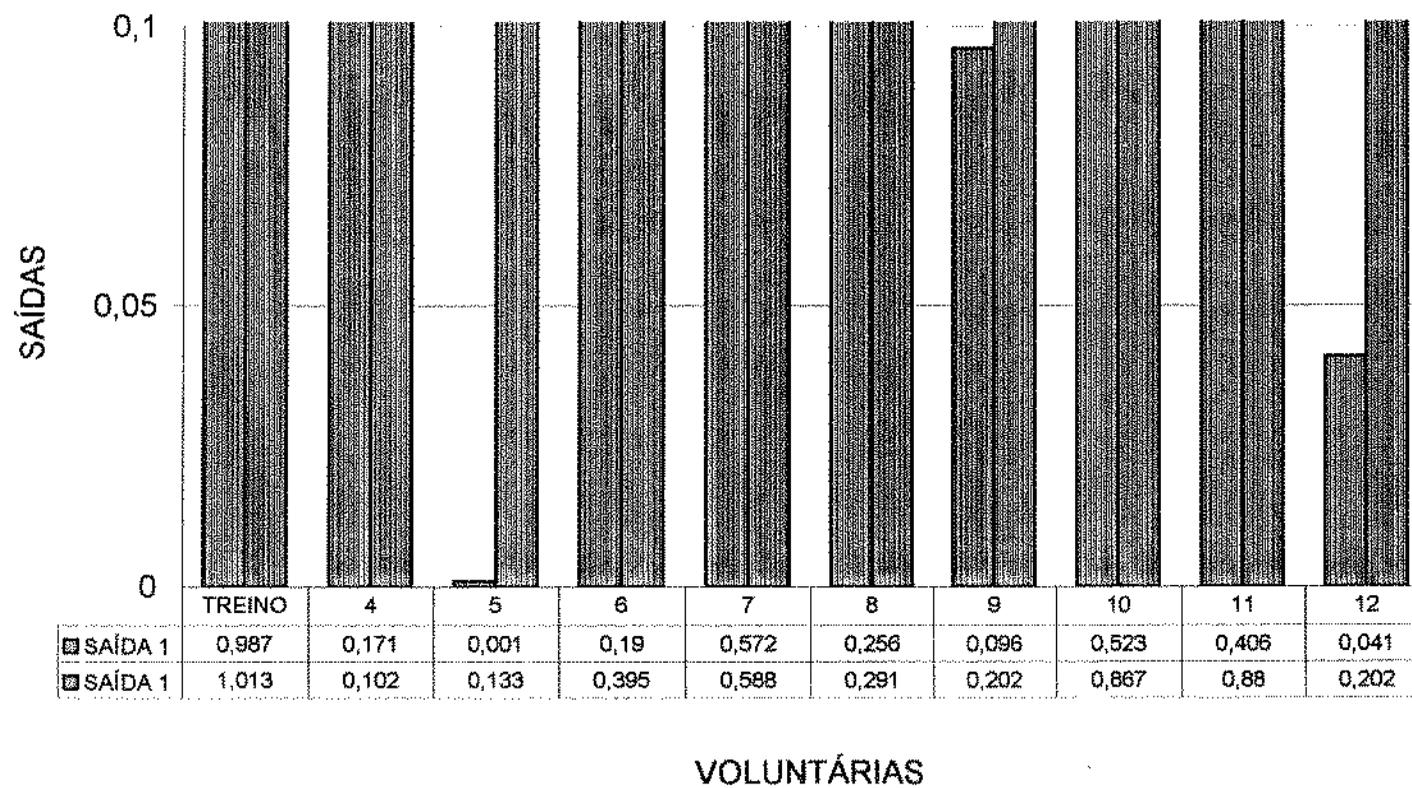


Figura 16 : Gráfico dos valores das saídas médias dos testes da Rede Neural - MLP, com 9 voluntárias na posição de REPOUSO MANDIBULAR, situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL e Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL, considerando os músculos estudados.

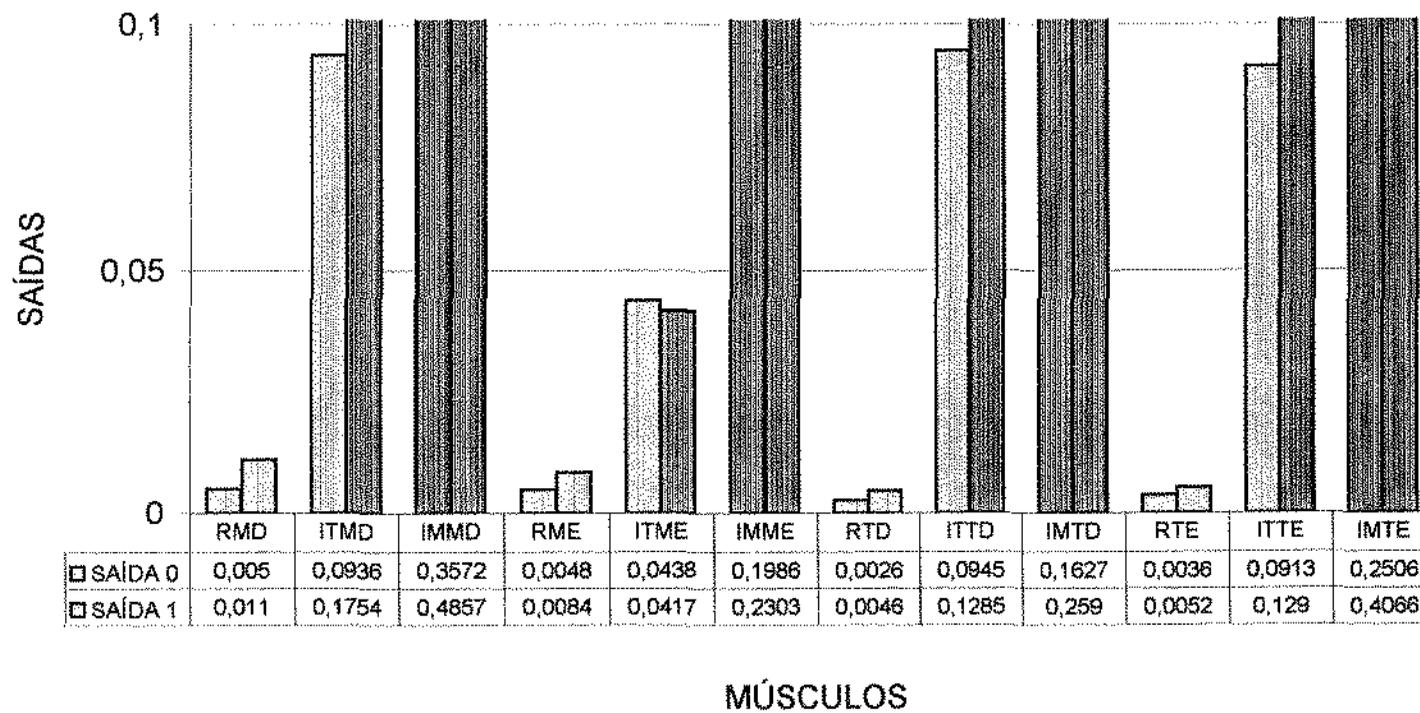


Figura 17 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0 e 0, para 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo MASSÉTER DIREITO (RMD)

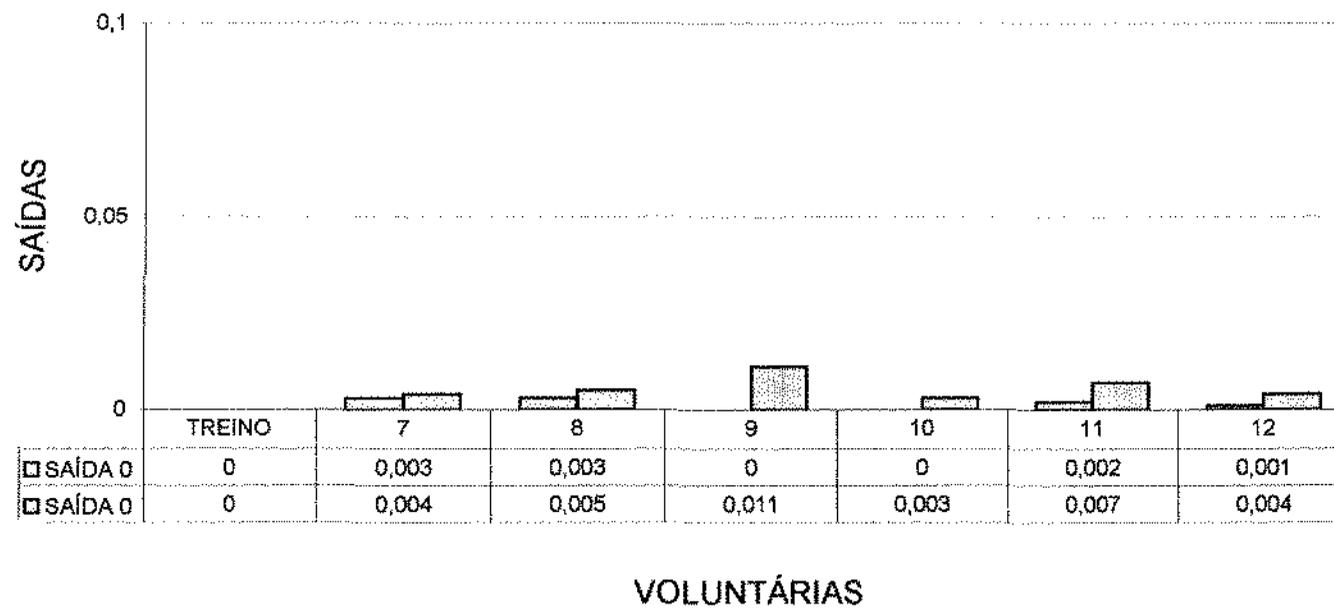


Figura 18 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,01 e 0,988 para 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo MASSÉTER DIREITO (ITMD)

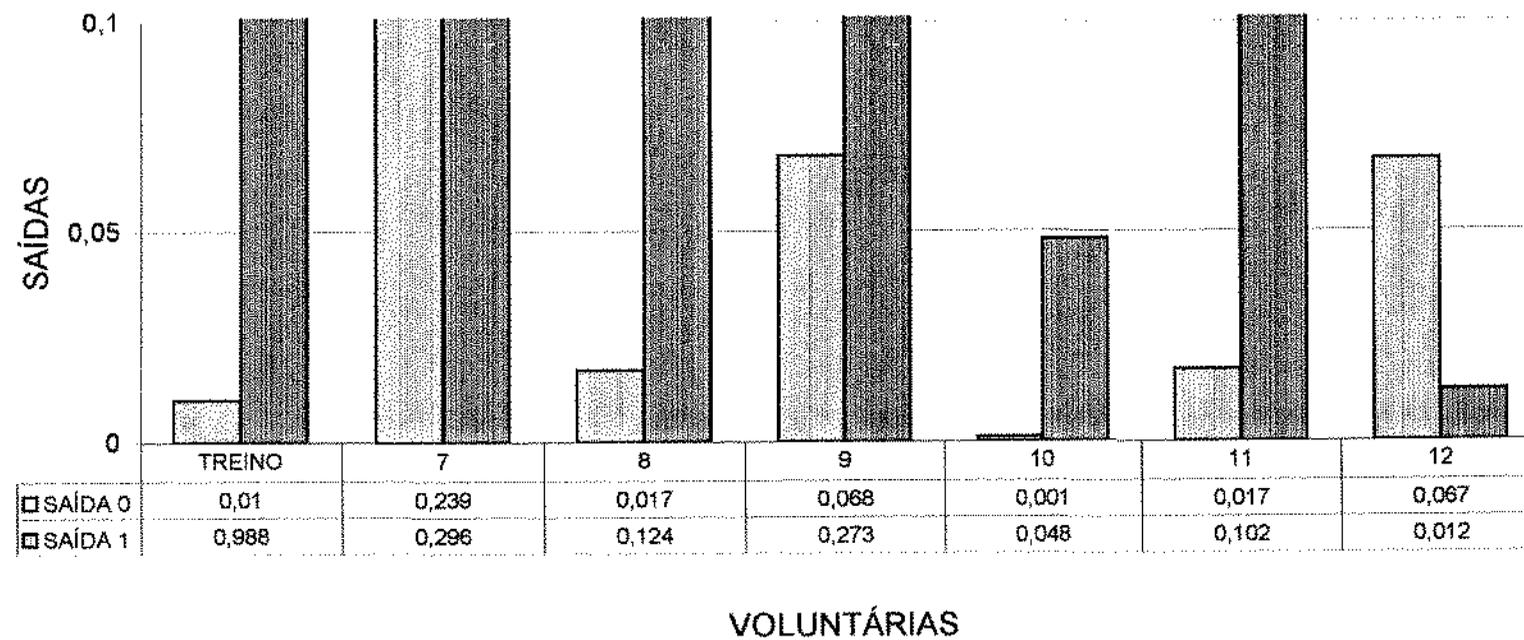


Figura 19 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,984 e 1,011 para 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo MASSÉTER DIREITO (IMMD)

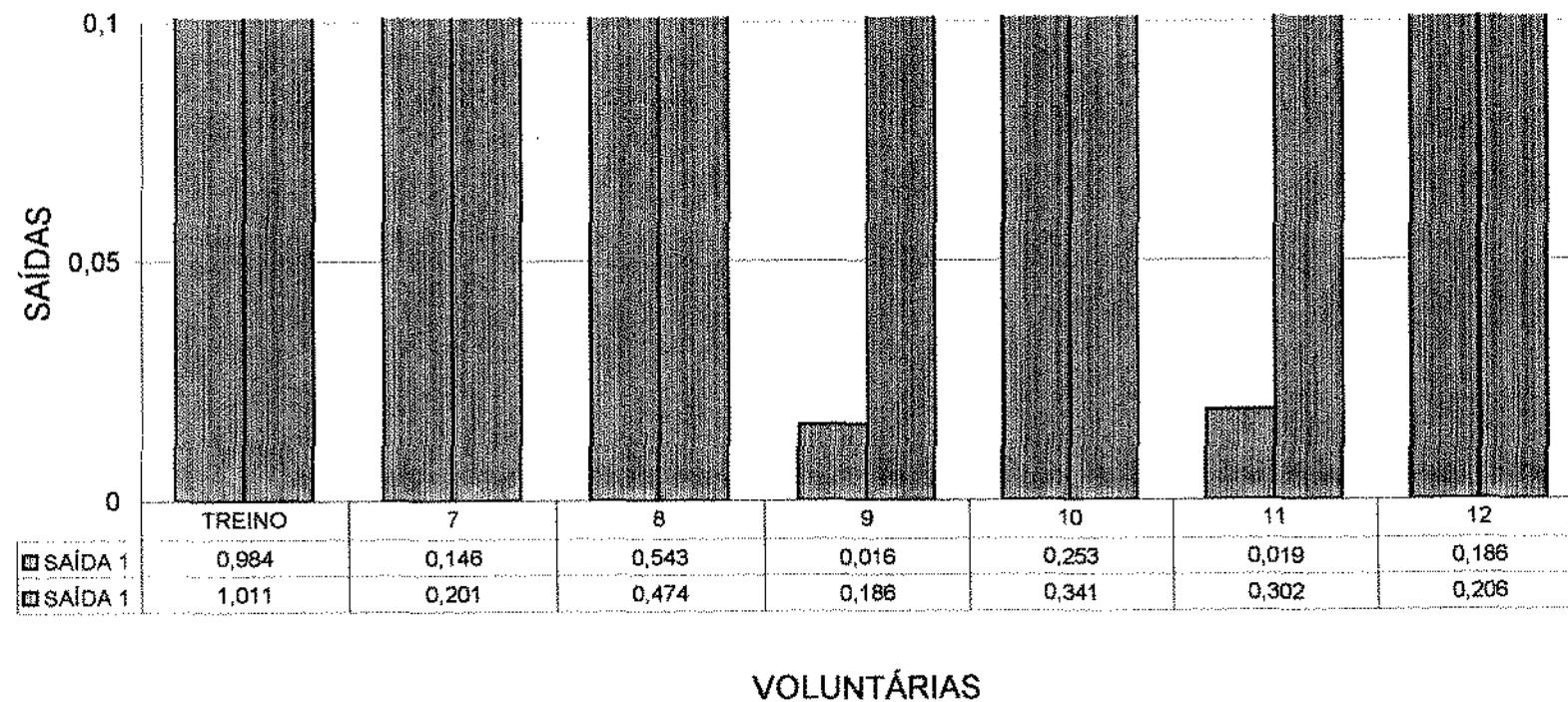


Figura 20 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0 e 0, para 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo MASSÉTER ESQUERDO (RME)

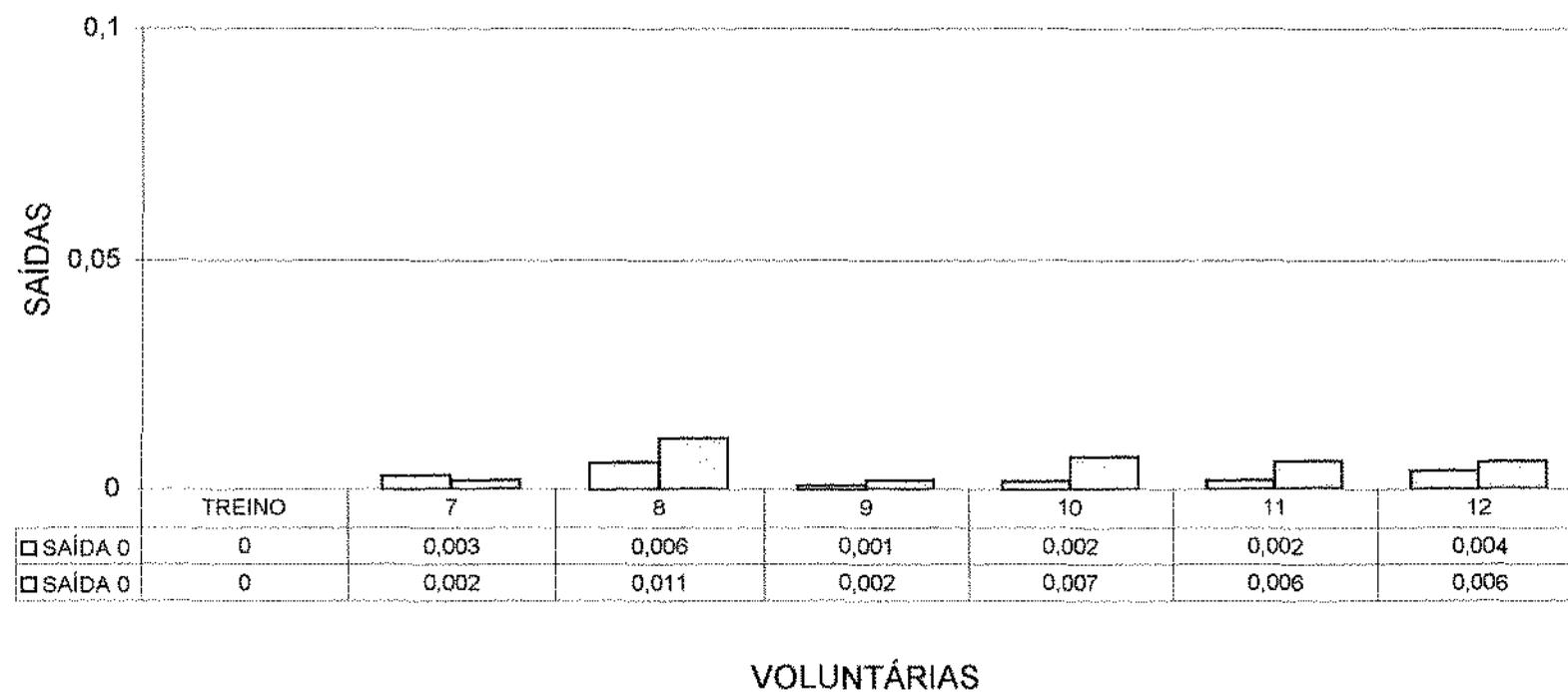


Figura 21 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,009 e 0,987 para 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo MASSÉTER ESQUERDO (ITME)

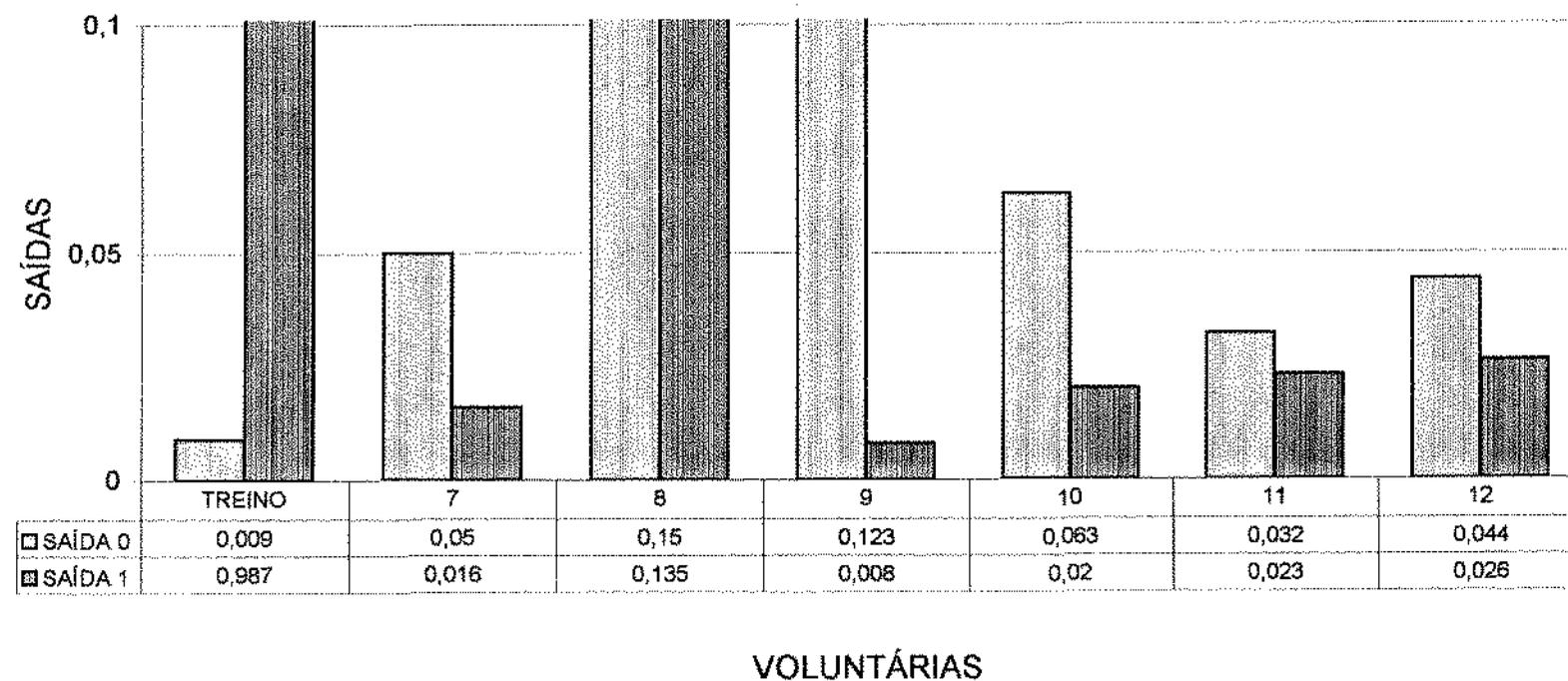


Figura 22 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,985 e 1,012 para 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo MASSÉTER ESQUERDO (IMME)

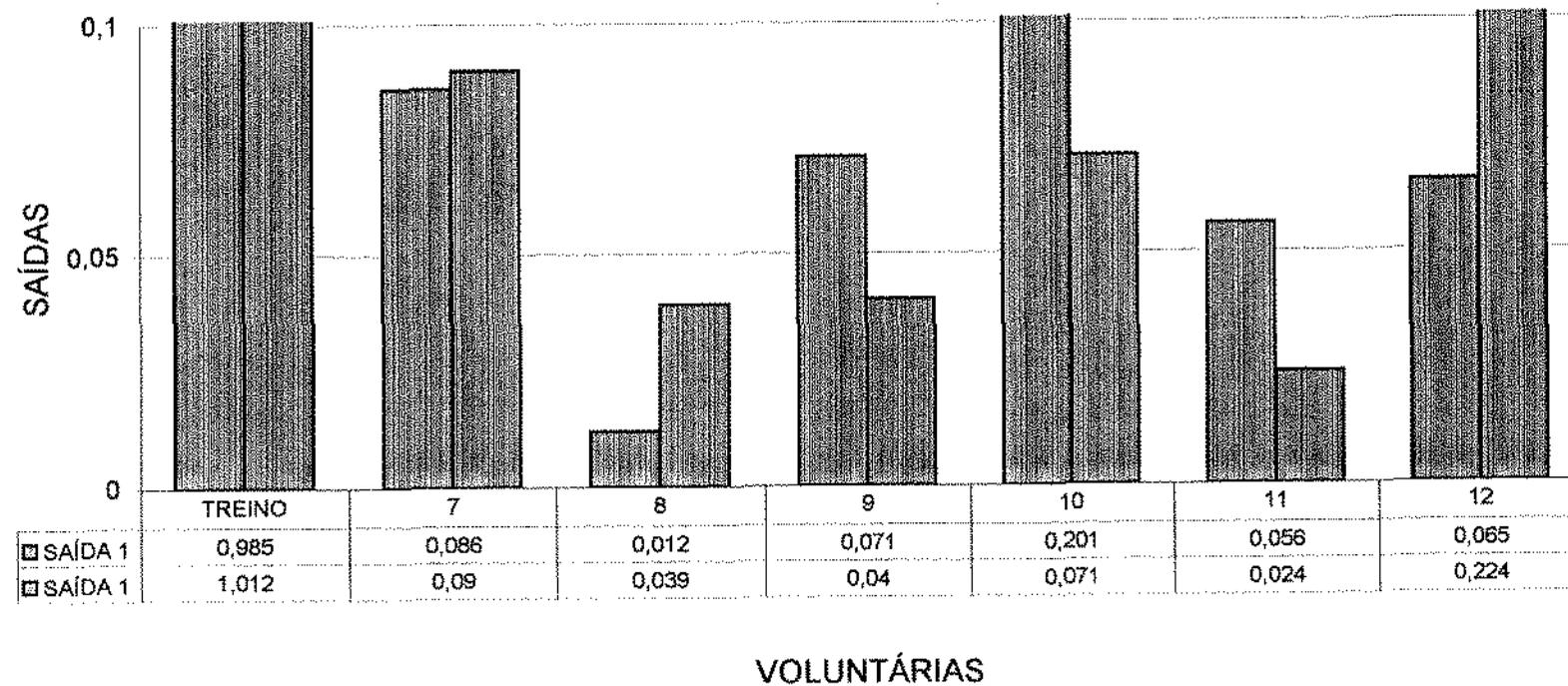


Figura 23 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0 e 0, para 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo TEMPORAL DIREITO (RTD)

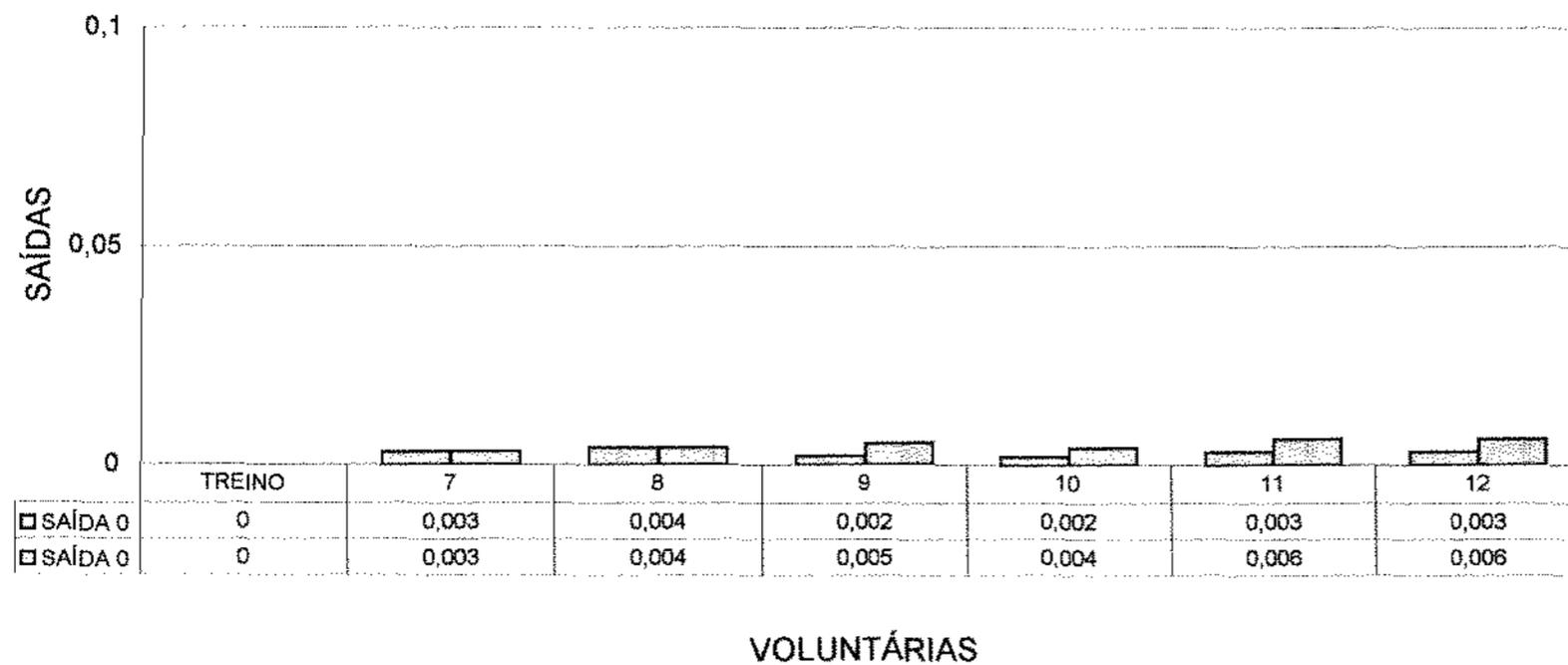


Figura 24 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,01 e 0,989 para 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo TEMPORAL DIREITO (ITTD)

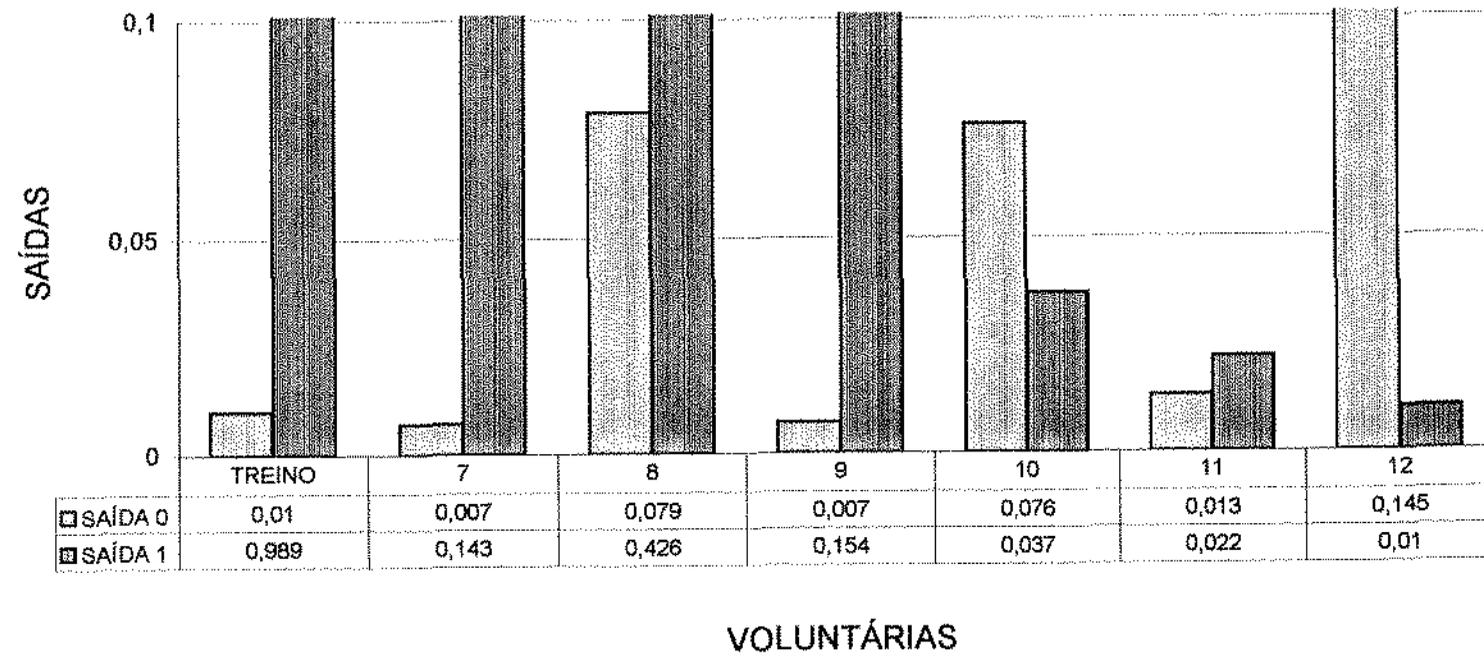


Figura 25 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,984 e 1,011 para 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo TEMPORAL DIREITO (IMTD)

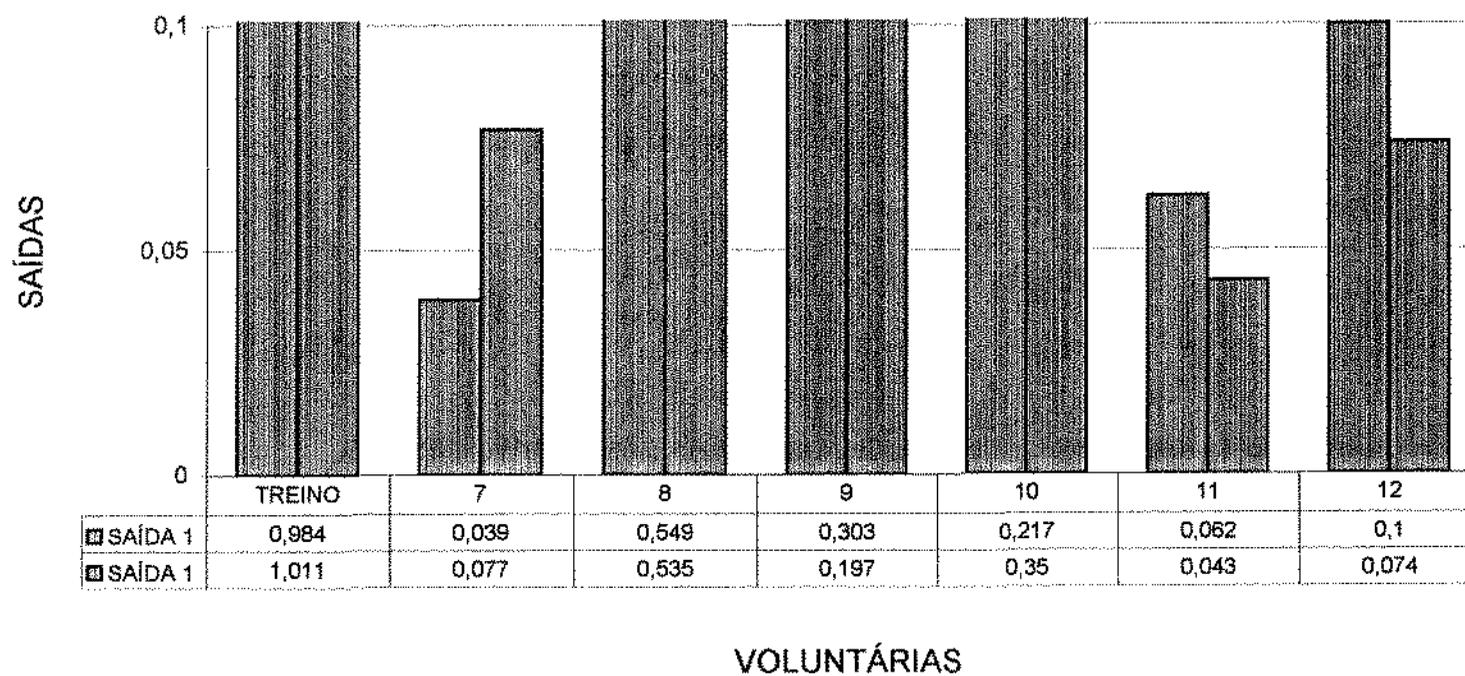


Figura 26 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0 e 0, para 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR do músculo TEMPORAL ESQUERDO (RTE)

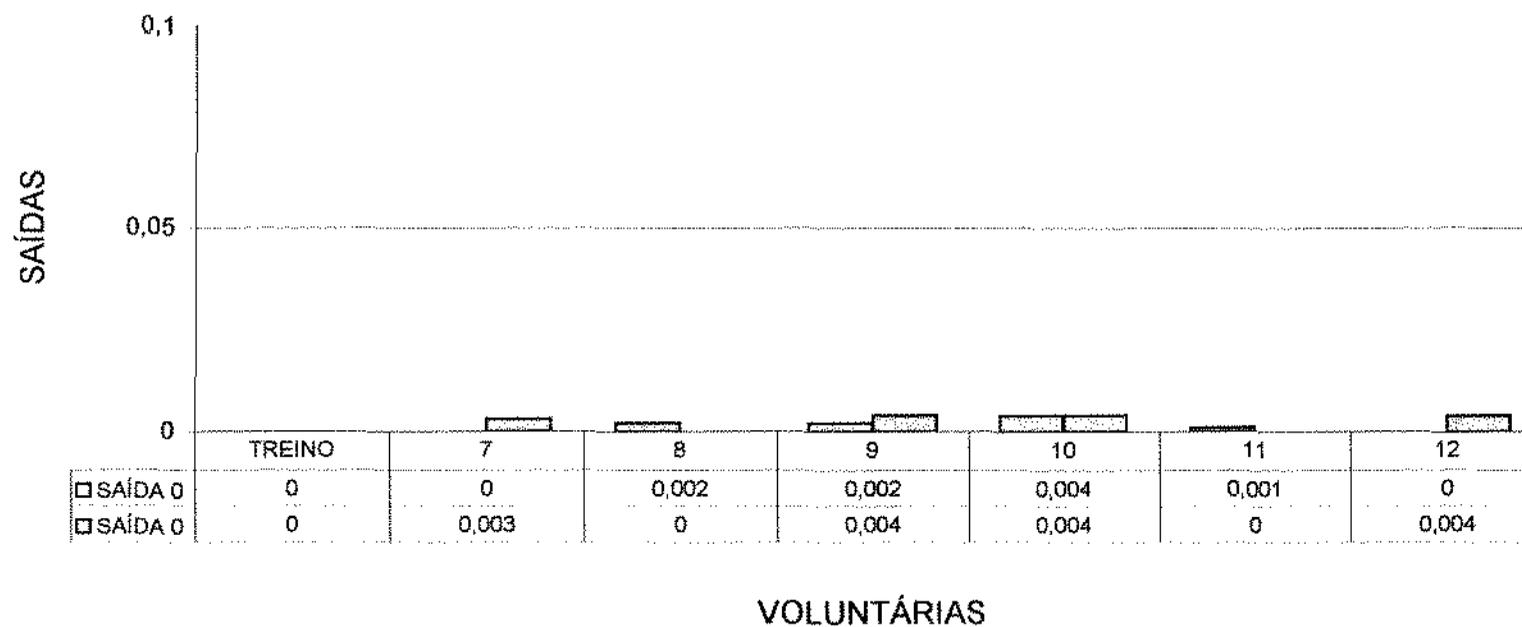


Figura 27 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,01 e 0,988 para 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL do músculo TEMPORAL ESQUERDO (ITTE)

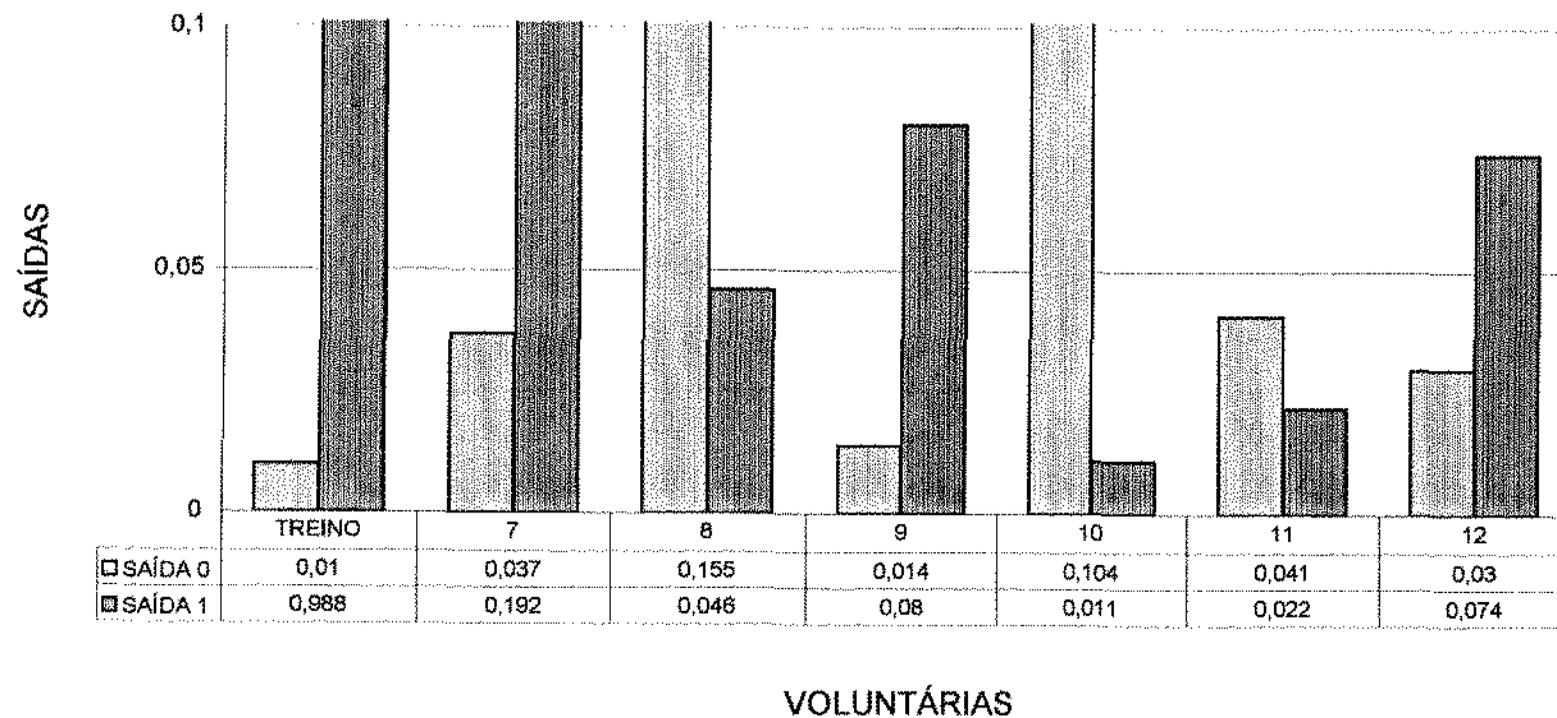


Figura 28 : Gráfico dos valores das saídas dos testes da Rede Neural - MLP, com treino 0,984 e 1,011 para 6 voluntárias, na situação de Mordida ISOMÉTRICA BILATERAL do músculo TEMPORAL ESQUERDO (IMTE)

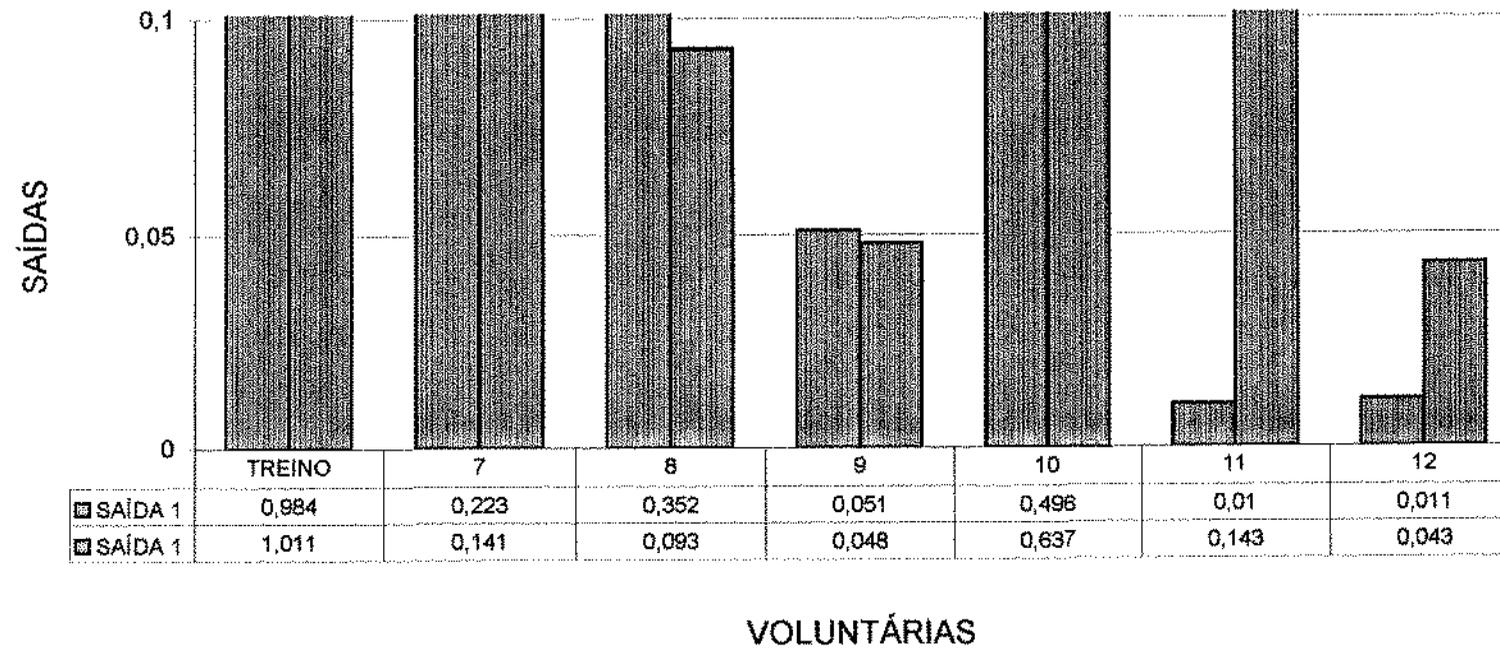


Figura 29 : Gráfico dos valores das saídas médias dos testes da Rede Neural - MLP, com 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR, e Mordidas ISOTÔNICA BILATERAL e ISOMÉTRICA BILATERAL dos músculos estudados

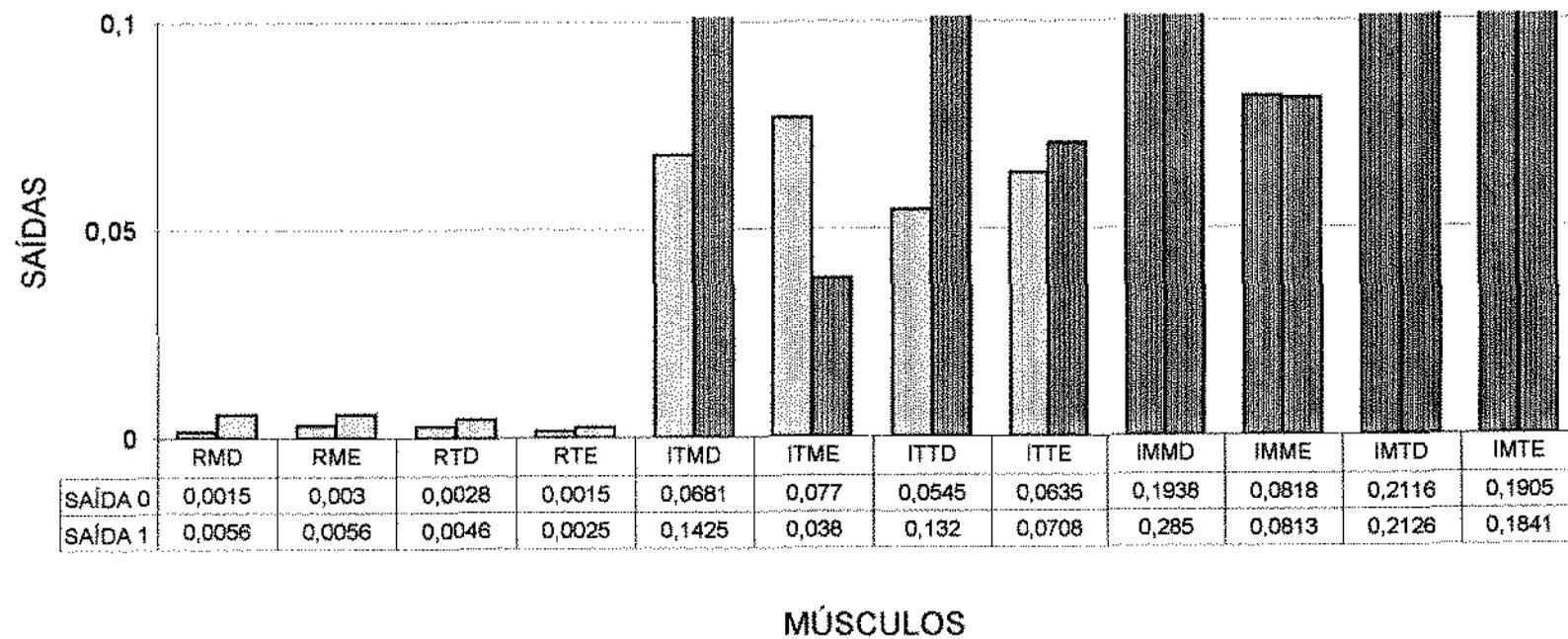


Figura 30 : Gráfico das porcentagens de acerto nos testes da Rede Neural - MLP, com 9 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR, e mordidas ISOTÔNICA BILATERAL e ISOMÉTRICA BILATERAL dos músculos estudados

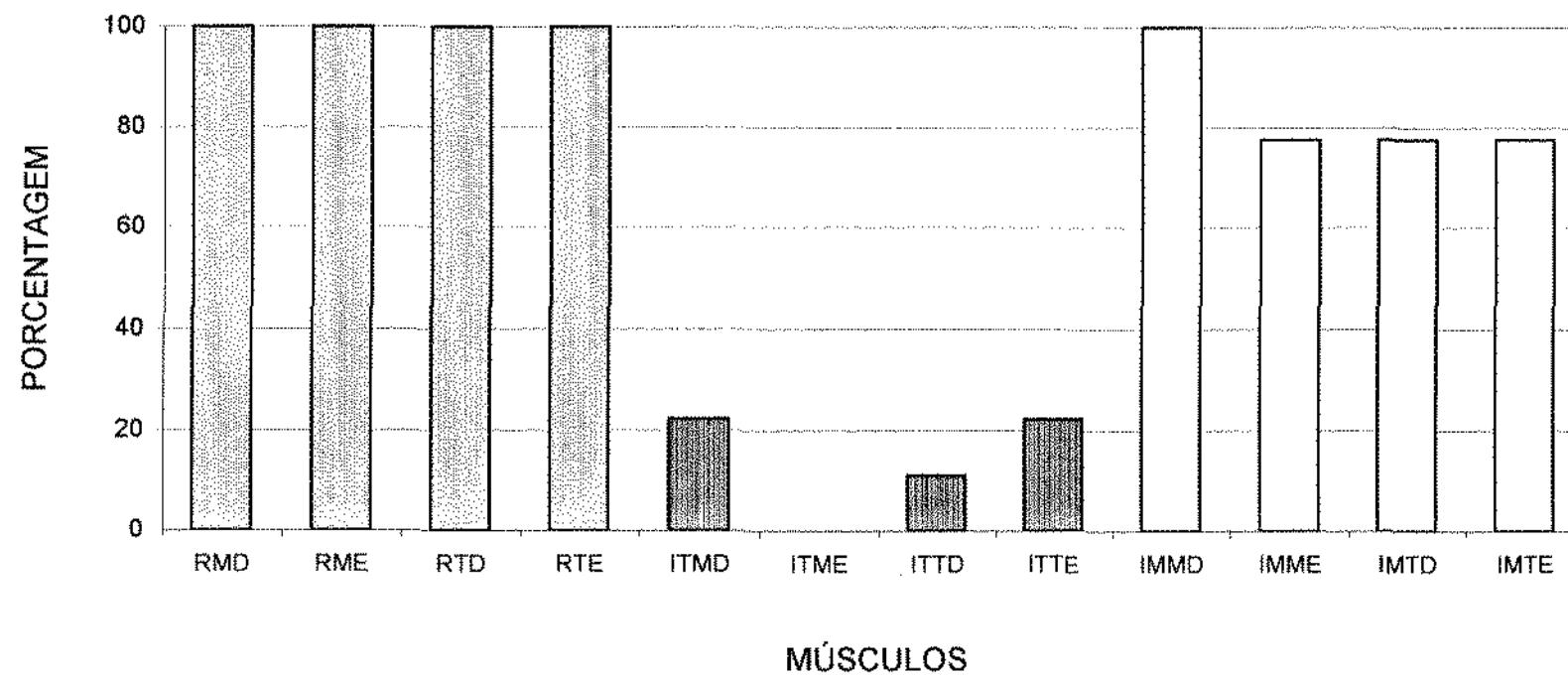


Figura 31 : Gráfico das porcentagens de acerto nos testes da Rede Neural - MLP, com 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR, e nas situações de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL e ISOMÉTRICA BILATERAL dos músculos estudados

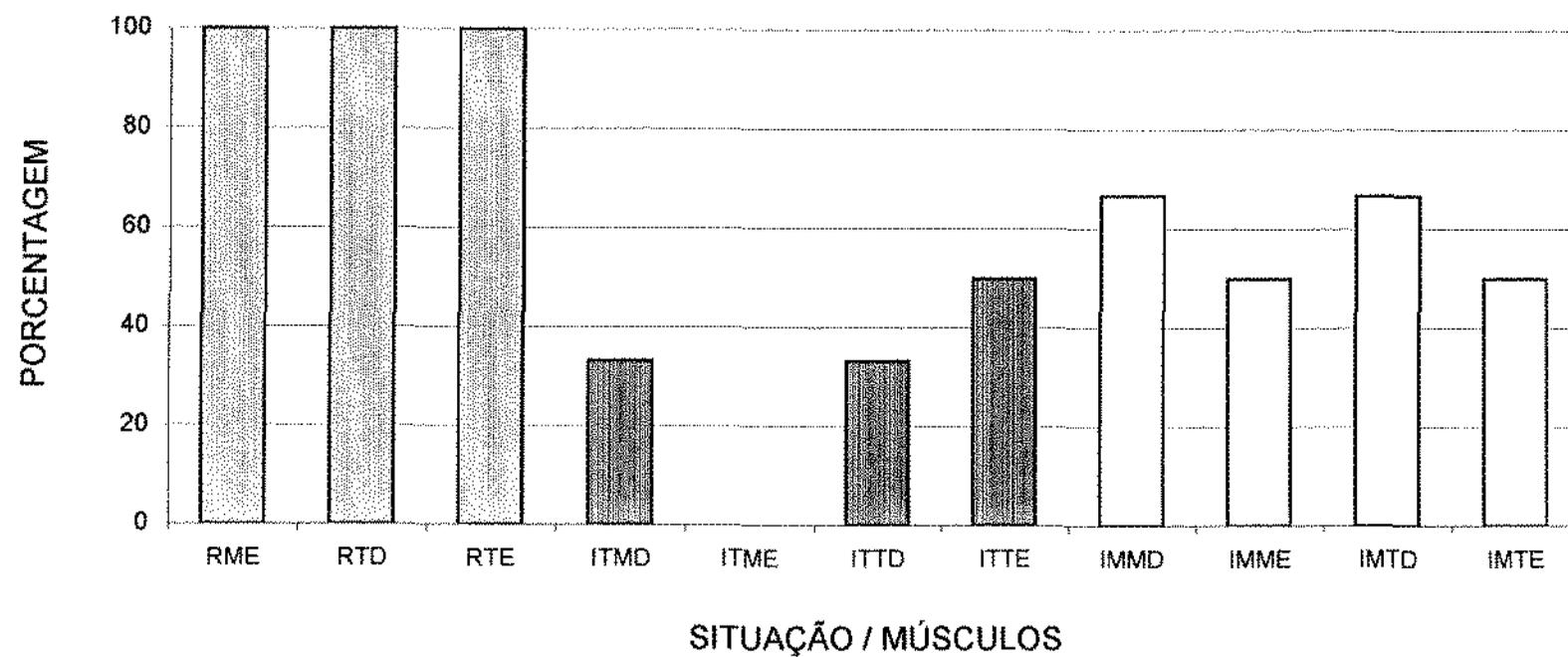


Figura 32 : Gráfico comparativo das porcentagens de acerto nos testes da Rede Neural - MLP, com 9 e 6 voluntárias, na posição de REPOUSO MANDIBULAR, e nas situações de Mordida ISOTÔNICA BILATERAL e ISOMÉTRICA BILATERAL dos músculos estudados

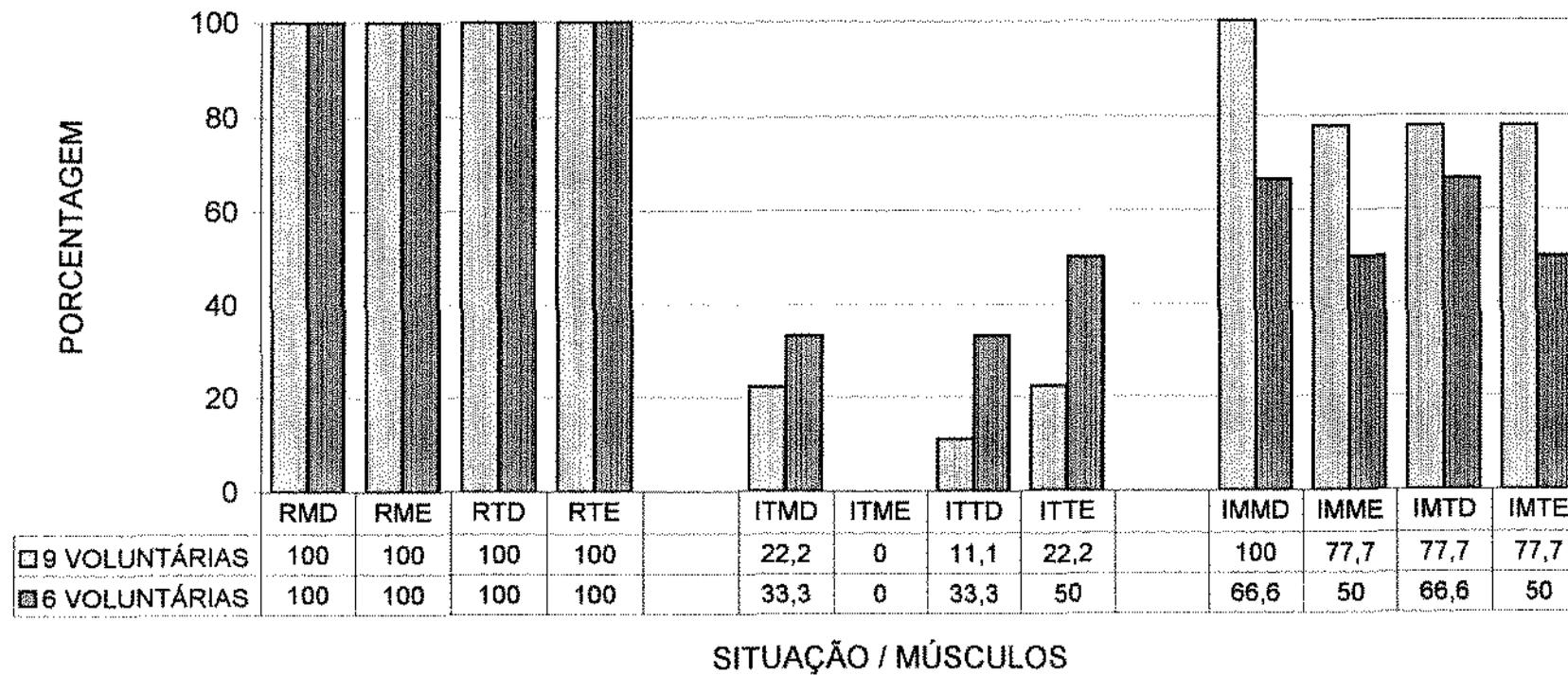
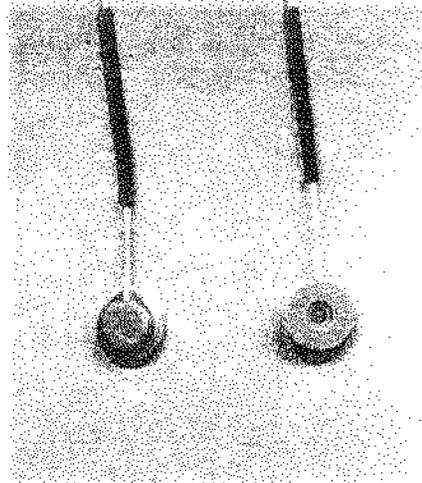


FIGURA 33

Fotografia da disposição dos eletrodos sobre os músculos masséter e temporal durante o exame eletromiográfico (a) e eletrodos tipo Beckman utilizados durante o exame eletromiográfico (b).



A



B

Figura 34

Desenho esquemático de um modelo de Rede Neural Artificial com n entradas e duas saídas.

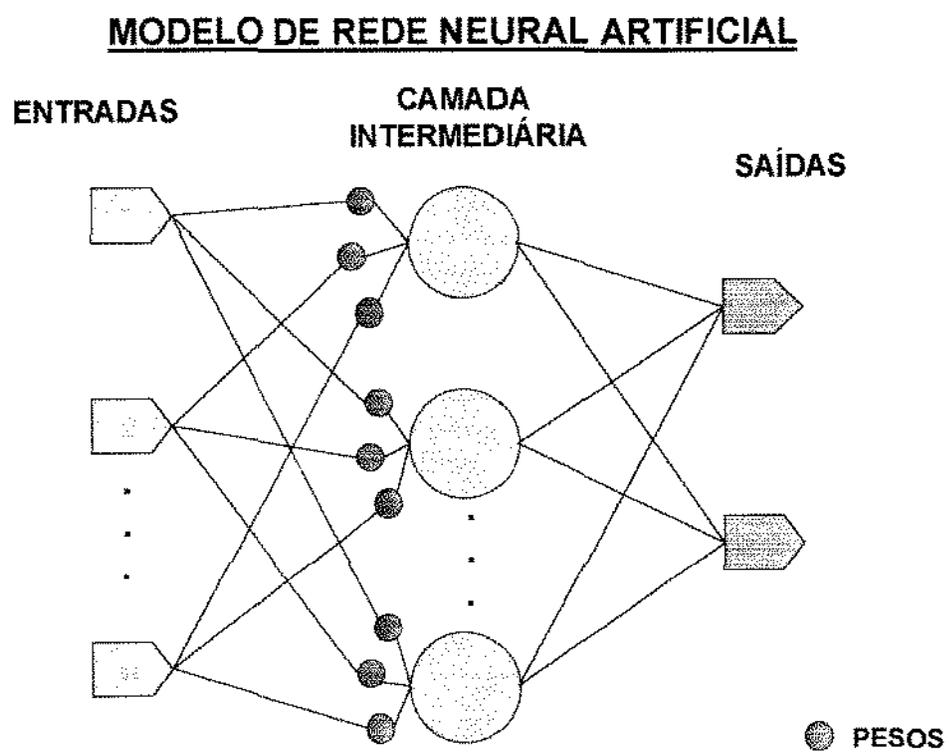
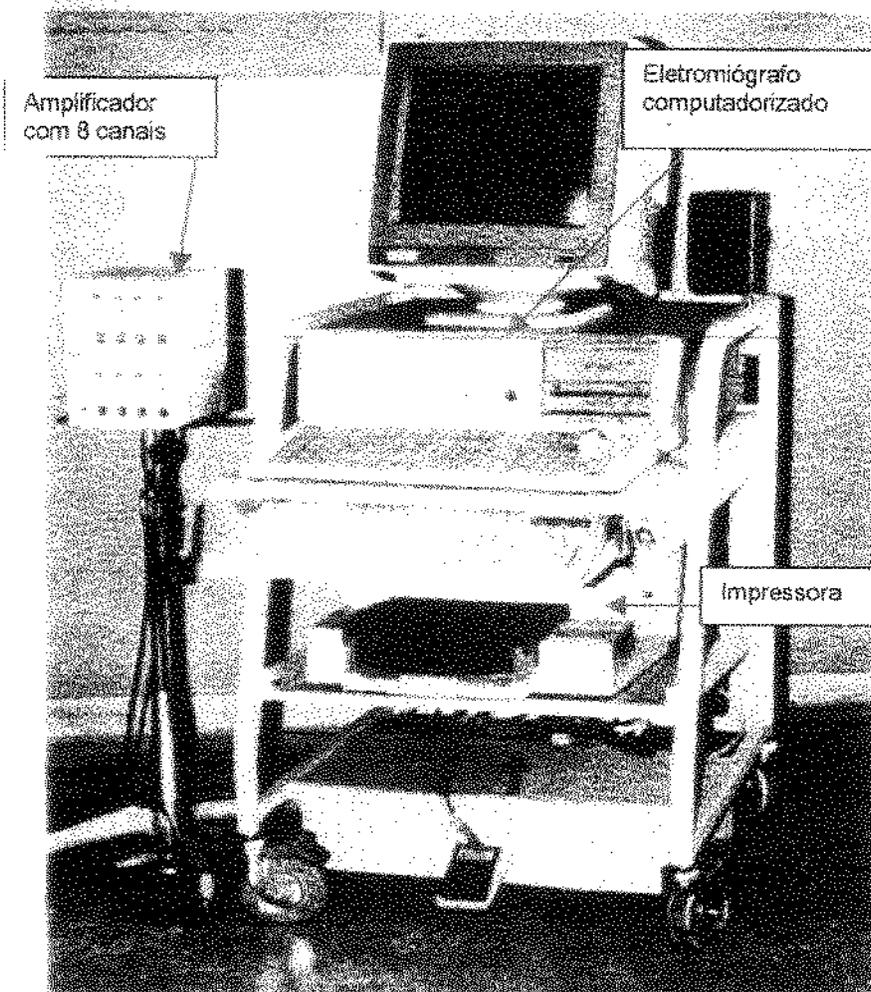


Figura 35

Eletromiógrafo modelo Viking II - Nicolet, composto por um eletromiógrafo computadorizado, impressora, e amplificador.



SUMMARY

SUMMARY

An electrical activity pattern for the masticatory muscle is controvertible, because the variability of record methods, different electromyographic equipment, electrical and electromagnetic interference, selection of electrodes and volunteers, to try for obtainment several results, that become difficult establishment of real EMG data, able to represent normal electrical activity. The possibility of use an Artificial Neural Network (ANN) in digital processing correspond an important instrument to optimize this methodology. The aim of this study was to investigate the possible existence of a pattern in muscular activity of Temporalis and Masseter muscle in clinically normal volunteers by using the digital processing of electromyographic signals (Artificial Neural Network). We selected randomly 12 female volunteers, aging 17-21 years, with no signals and symptoms of craniomandibular disorders. The electromyographic signals was obtained by surface Beeckman electrodes, using Nicolet Electromyograph Viking II. All volunteers were instructed to the obtainment three types of mandibular situation: Rest Mandibular Position (R), Bilateral Isotonic Bite (IT), Bilateral Isometric Bite (IM). The electromyograph was calibrated in 200 microvolts for amplitude and

200 milliseconds for time. The electromyographic signals was stored in flexible disc 33^{1/2}" in ASC II language, transformed in DOS language by SISDIN program and that temporal arrangement allowed the analysis in Artificial Neural Network (ANN) program, type Multi-Layer Perceptron – MLP (Copyright © Rational Systems, Inc, 1990-1991, Version 1.4), with three layers, in supervised learning; using back-propagation algorithm, with dual exit. The analysis of electromyographic signals in ANN was divided into 2 stages: training stage and test stage. The training of ANN was realized with archives of 3 and 6 volunteers for each one of 4 muscles involved, and in the test stage we used the volunteers was not submitted to the training stage. The results of training stage of ANN showed that was reached the anticipated value for the 3 mandibular situation studied for 3 and 6 volunteers. The result of the test stage showed the capacity of ANN by recognize the 3 different types of mandibular situation, with some degree of accuracy, and the Rest Mandibular Position was the most distinguished of the others mandibular situations. Apparently due muscle and anatomical variable, an increased sample would permit to ANN a bigger capacity of generalization (learning), improving the recognition of muscles activities in the bilateral isotonic and isometric bites situations. We concluded that ANN will can be used how an important tool in study of electrical activity of muscle, as well as in differential diagnosis of muscles pathologies. However, the

implementation of the ANN in study of biomedical signals, require much more investigation.

Key Words: Artificial Neural Network; Electromyographic Signals; Masticatory Muscles.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AHLGREN, J. An intercutaneous needle electrode for kinesiologic EMG studies. **Acta odont. scand.** Oslo, v.25, n.1, p.15-19, June, 1967.

_____. EMG pattern of temporalis in normal occlusion. **Eur. J. Orthod.** Malmö, v.8, n.3, p.185-191, Aug, 1986.

_____. et al. An electromyographic analysis of the temporalis function of normal occlusion. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v.87, n.3, p.230-239, Mar., 1985.

ALVES, E. **Anatomia odontológica.** Rio de Janeiro: Atheneu, 1962. 526p.

ASH, M. J. **Wheeler's anatomia dental, fisiologia e oclusão dental.** São Paulo: Ed. Santos, 1987. 445p.

ATTIKIOUZEL, Y., SILVA, C.J.S. Applications of neural network in medicine. **Australasian Physical & Engineering Science in Medicine**, v.18,n.3, p.158-165, 1995.

BARRET, R.H., HANSON, M.L. **Oral myofunctional disorders**. 2.ed. Saint Louis: Mosby, 1978. 378p.

BASMAJIAN, J.V. **Electrofisiología de la acción muscular**. Buenos Aires: Panamericana, 1976. 427p.

BAXT, W.G. Application of artificial neural network to clinical medicine. **Lancet**, London v.346, n.8983, p.1135-1138, Oct, 1995.

BISSCHOP, J.D.G. Saber interpretar o electrodiagnóstico neuromuscular e o electromiograma. 2.ed. São Paulo: Organização Andrei, 1975. 123p.

BLINOWSKA, K. J. et al. The analysis of single EMG potentials by means of multivariate methods. **Electromyogr. clin. Neurophysiol.**, Beauvechain, v.20, p.105-125, 1980

BOYD, C. H. et al. The effect of head positions on electromyographic evaluation of representative mandibular positioning muscle groups. **J. Craniomandib. Pract.** v.5,n.1,p. 50-54 Jan, 1987

CLARK, J.W. apud MILLER, A.S. et al. Review of neural network applications in medical imaging and signal processing. **Med. & Biol. Eng & Comput.**, v.30, p. 449-464, Sept, 1992.

COATRIEUX, J.L. et al. Automatic classification of electromyographic signals. **Electroenceph. clin. Neurophysiol.** v. 55, p. 333-341, Elsevier, 1983.

DEL NERO, H.S. **Do behaviorismo às redes neurais.** São Paulo: USP, 1993. (Série Ciências Cognitivas, 12)

FERRARIO, V.F. et al. Electromyography activity of human masticatory muscle in normal young people. Statistical evaluation of reference values for clinical applications. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.20, n.3, p.271-280, May, 1993.

FIGÚN, M.E., GARINO, R.R. **Anatomia odontológica funcional e aplicada.** 3.ed., São Paulo: Ed.Panamericana, 1986. cap.3, 668p.

FIROOZABADI, S.M.P. et al. Modeling of electromyogram signal using radial basis function neural networks. In: **World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering**. Rio de Janeiro, 1994.

FORSSTRÖM, J.J., DALTON, K.J. Artificial Neural Network for decision support in clinical medicine. **Ann. Med.**, Oxford, v.27, n.5, p. 509-517, Oct., 1995.

FRIDLUND, A.J., CACIOPPO, J.T. Guidelines for human electromyographic research. **Psychophysiol.**, Madison, v.23, n.5, p.567-589, Sept, 1986.

GELB, H., BERNSTEIN, I. Clinical evaluation of two hundred patients with temporomandibular joint syndrome. **J. prosth. dent.** Saint Louis, v.49, n.2, p.234-243, Feb, 1983.

GORNI, A.A. Redes neurais artificiais: uma abordagem revolucionária em inteligência artificial. **Revta Micro sist.**, São Paulo, v. 13, n.133, p.14-25, Nov, 1993.

GREGOR, R.J. Estrutura e função do músculo esquelético. In: RASCH, P.J. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1991. cap.3, p.22-32.

GUTTA, S.V.R. et al. Neural sistem. **IEEE Potentials**, New York, p.19-20, Oct, 1993.

GUYTON, A.C. **Fisiologia Humana**. 6ª ed. São Paulo:Ed Interamericana, 1985, 564p.

HAMMERSTRON, D. Working with neural network. **IEEE Spectrum**, New York, v.30, n.7, p.46-53, July, 1993.

HASSOUN, M.H. et al. NNERVE: neural network extraction of repetitive vectors of electromyograph – part I: algorithm. **IEEE Trans. biomed. Engng**, New York, v.41, n.11, p.1039-1052, Nov, 1994.

HEBB, D. apud GUTTA, S.V.R., et al. Neural sistem. **IEEE Potentials**, New York, p.19-20, Oct, 1993.

HOLMGREN, K. et al. An electromyographic study of the immediate effect of an occlusal splint on the postural activity of the anterior

temporal and masseter muscle in different body positions with and without visual input. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.12, n.6, p.483-490, Nov,1985. [Abstracts].

ITCHHAPORIA, D. et al. Artificial Networks: Current status in cardiovascular medicine. **J. Am. Coll. Cardiol.**,v.28,n.2,p.515-521,Elsevier, 1996.

JAMIESON, P.W. Computerized interpretation of electromyographic data. **Electroenceph. clin. Neurophysiol.**, Elsevier, v.75, p.392-400, 1990.

KELLY, M.F. et al. The application of neural networks to myoelectric signal analysis: a preliminary study. **IEEE Trans. biomed. Engng**, New York, v.37, n.3, p.221-229, Mar,1990.

KOIKE, Y., KAWATO, M. Estimation of dynamic joint torques and trajectory formation from surface electromyography signals using a neural network model. **Biol. Cybern.**, v.73, n.4, p.291-300, Sept, 1995.

KÖNIG JUNIOR, B. Morfologia funcional da ATM. In: BARROS, J.J. **Tratamento das disfunções craniomandibulares**. São Paulo, Ed. Santos, 1995. cap. 4, p.27-34.

KOOLE, P. et al. A comparative study of electromyograms of the masseter, temporalis and anterior digastric muscle obtained by surface and intramuscular electrodes: raw- EMG. **J. Craniomandib. Pract.**, v.9, n.3, p.228-240, July, 1991.

KOVÁCS, Z.L. **Redes Neurais Artificiais – Fundamentos e Aplicações**. São Paulo: Edição Acadêmica, 1996. 163p.

_____ **O Cérebro e a sua Mente – Uma Introdução à Neurociência Computacional**. São Paulo: Edição Acadêmica. 1997. 214p.

LE FEVER, R.S., DE LUCA, C.J. A procedure for decomposing the into its constituent action potentials - part I: technique, theory, and implementation. **IEEE Trans. biomed. Engng**, New York, v.BME-29, n.3, p.149-157, Mar, 1982.

LOEB, G.E.; GANS, C. **Electromyography for experimentalists**. The University of Chicago Press: Chicago, 1986, 373p.

LUND, J.P., WIDMER, C.G. An evaluation of the use of surface electromyography in the diagnosis, documentation, and treatment of dental patients. **J. Craniomandib. Disord. Facial Oral Pain.** , Lombard, v.3,n.3,p.125-137,1989.

McCULLOUGH, W., PITTS, W. apud GORNI, A.A. Redes neurais artificiais: uma abordagem revolucionária em inteligência artificial. **Revta Micro sist.**, São Paulo, v. 13, n.133, p.14-25, Nov, 1993.

_____ apud KOVÁCS, Z.L. **Redes Neurais Artificiais – Fundamentos e Aplicações**. São Paulo: Edição Acadêmica, 1996. 163p.

McNEILL, C. et al. Temporomandibular disorders: diagnosis management education and research. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.120, p.253-263, Mar, 1990.

MILLER, A.S. et al. Review of neural network applications in medical imaging and signal processing. **Med. & Biol. Eng & Comput.**, v.30, p. 449-464, Sept, 1992.

MOSS, J.P., GREENFIELD, B.E. An electromyographic investigation and survey of class III cases. **J. Pract., Bristol**, v.16, n.9, p.349-358, May, 1966.

NAKAZAWA, K., KAMIMURA, K. **Anatomical atlas of the temporomandibular joint**. Chicago: Quintessence, 1991. 116p.

OSÓRIO, P. **Anatomia aplicada da cabeça**. Rio de Janeiro: Científica, 1957. 349p.

PAESANI, D.A. et al. Evaluation of the reproducibility of rest activity of the anterior temporal and masseter muscles in asymptomatic and symptomatic temporomandibular subjects. **J. Orofacial Pain**, Carol Stream, v.8,n.4, p.402-406, Fall, 1994.

PANCHERZ, H., WINNBERG, A. Reliability of EMG registration – A quantitative analysis of masseter muscle activity. **Electromyogr. clin. Neurophysiol.**, Malmo, v.21, n.1, p.67-81, Jan, 1981.

PATTICHIS, C.S. et al Neural network models in EMG diagnosis. **IEEE**

Trans. biomed. Engng, New York, v.42, n.5, p.486-496, May, 1995.

PERTES, R.A., GROSS, S.G. Clinical management of

temporomandibular disorders and orofacial pain. Chicago:

Quintessence, 1995. 368 p.

QUIRCH, J.S. Interpretación de registros electromiográficos en relación

con la oclusión. **Revta Assoc. Odont. Argentina**, Buenos Aires,

v.53, n.9, p.307-312, Sept, 1965.

RADKE, J.C. A computer " brain " for dentistry? **J. Craniomandib.**

Pract., v.10,n.4,p.267-8, Oct, 1992.

ROSENBLATT, F. apud GORNI, A.A. Redes neurais artificiais: uma

abordagem revolucionária em inteligência artificial. **Revta Micro**

sist., São Paulo, v. 13, n.133, p.14-25, Nov, 1993.

_____ apud KOVÁCS, Z.L. **Redes Neurais Artificiais –**

Fundamentos e Aplicações. São Paulo: Edição Acadêmica, 1996.

163p.

RUMMELHART, D.E. et al. apud MILLER, A.S. et al. Review of neural network applications in medical imaging and signal processing. **Med. & Biol. Eng & Comput.**, v.30, p. 449-464, Sept, 1992.

_____. apud SEPULVEDA, F., et al. A neural network representation of electromyography and joint dynamics in human gait. **J. biomech.**, Elmsford, v.26, n.2, p.101-109, Feb, 1993.

SADIKU, M.; MAZZARA, M. Computing with neural network. **IEEE potentials**, p.14-16, Oct, 1993.

SANTOS, J.J. **Oclusão: seus fundamentos e conceitos**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1982. 181p.

SCHUMANN, N-P. et al. An topographical analysis of spectral electromyographic data of the human masseter muscle under diferent functional conditions in healthy subjects. **Archs. oral Biol.**, Oxford, v.39, n.5, p.369-377, May, 1994.

SEPULVEDA, F. et al. A neural network representation of electromyography and joint dynamics in human gait. **J. biomech.**, Elmsford, v.26, n.2, p.101-109, Feb, 1993.

SHARPE, P.K.; CALEB, P. Artificial neural networks within medical decision support systems. **Scand. J. Clin. Lab. Invest.**, Oxford, v.54, suppl 219,p.3-11, 1994.

SICHER, H. Functional anatomy of the temporomandibular joint. In: SARNAT, B.G. **The temporomandibular joint.** Illinois: Springfield, 1964. cap.2, p. 42-58.

_____, DU BRULL, E.L. **Anatomia bucal.** 6.ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1977. cap.3, 511p.

SOLOMONOW, M. Standars for Reporting EMG Data. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, Elsevier, v.7,n.2, p. I-II, June, 1997.

SOUSA, G.C. **Eletromiografia:uma visão histórica.** Exame de qualificação. Curso de pós-graduação em Biologia e Patologia buco-dental da FOP-UNICAMP, Nov. 1995. 12p.

SRINIVASAN, S. et al. A movement pattern generator model using artificial neural networks. **IEEE Trans. Biomed. Engng.** New York v.39,n.7, p. 716-722 July, 1992.

- THROCKMORTON, G.S. et al. Muscle activity patterns and control of temporomandibular joint loads. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.63, n.6, p 685-695, June, 1990.
- TU, J.V. Advantages and disadvantages of using artificial neural network versus logistic regression for predicting medical outcomes. **J. Clin. Epidemiol.**, Elsevier, v.49,n.11,p.1225-1231, 1996.
- VIG, P. Electromyography in dental science: a review. **Aust. Dent. J.**, Saint Leonard, v.8, n.4, p.315-322, Aug, 1963.
- VITTI, M. Músculos da face, músculos da mastigação, articulação temporomandibular. Piracicaba: FOP-UNICAMP, 1989. 31p.
- _____, KÖNIG JUNIOR, B. Electromyographic analysis of the musculus temporalis (pars anterior) and its relationship to the musculus masseter (pars profunda). **Electromyography**, Louvain, v.10, n.3, p.253-260, Sept.Oct, 1970.
- WERBOS, P. apud GORNI, A.A. Redes neurais artificiais: uma abordagem revolucionária em inteligência artificial. **Revta Micro sist.**, São Paulo, v. 13, n.133, p.14-25, Nov, 1993.

WIDMALM, S-E, et al. The anatomy and electrical activity of the platysma muscle. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.12, n.1, p.17-22, jan, 1985.

_____, ERICSSON, S.G. The influence of eye closure on muscle activity in the anterior temporal region. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.10, n.1, p.25-29, Jan, 1983.

WIDROW, B., LEHR, M.A. apud MILLER, A.S. et al. Review of neural network applications in medical imaging and signal processing. **Med. & Biol. Eng & Comput.**, v.30, p. 449-464, Sept, 1992.

WINNBERG, A., PANCHERZ, H. Head posture and masticatory muscle function: an EMG investigation. **Eur. J. Orthod.**, Malmö, v.5, n.3, p.209-217, Aug, 1983.

WINTER, D.A. et al. Crosstalk in surface electromyography: theoretical and practical estimates. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, Elsevier, v.4,n.1, p.15-26, Mar, 1994.

* * *