

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

JEFERSON FIGUERÓ FEIJÓ

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA EXPERIMENTAL
PARA MEDIÇÃO DO PERÍODO DE SILÊNCIO EM SINAIS
MIOELÉTRICOS DOS MÚSCULOS MASSETER E
TEMPORAL**

Porto Alegre
(2010)

JEFERSON FIGUERÓ FEIJÓ

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA EXPERIMENTAL
PARA MEDIÇÃO DO PERÍODO DE SILÊNCIO EM SINAIS
MIOELÉTRICOS DOS MÚSCULOS MASSETER E
TEMPORAL**

Projeto de diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para Graduação em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Instrumentação Eletro-Eletrônica, Instrumentação Biomédica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre

(2010)

JEFERSON FIGUERÓ FEIJÓ

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA EXPERIMENTAL
PARA MEDIÇÃO DO PERÍODO DE SILÊNCIO EM SINAIS
MIOELÉTRICOS DOS MÚSCULOS MASSETER E
TEMPORAL**

Este projeto foi julgado adequado para fazer jus aos créditos da Disciplina de “Projeto de Diplomação”, do Departamento de Engenharia Elétrica e aprovado em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor em Engenharia Mecânica pela Universidade

Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor em Engenharia Mecânica

pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Prof. MSc. Tiaraju Vasconcellos Wagner, UFRGS

Mestre em Engenharia Elétrica

pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Eng. MSc. Danton Pereira da Silva Junior, HCPA

Mestre em Matemática

pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Porto Alegre, julho de 2010.

DEDICATÓRIA

*Dedico este trabalho aos meus pais, Zaira e João,
pelo amor, educação, dedicação
e apoio em todos os momentos difíceis.*

AGRADECIMENTOS

À minha família

pelo amor e apoio incondicionais.

Ao professor e orientador Dr. Alexandre Balbinot

pela orientação e por todo o conhecimento transmitido.

A todos os demais professores

pelos ensinamentos.

Aos colegas

pelo companheirismo durante o curso e apoio neste trabalho.

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Ao Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica (IEE).

E a todos que

direta ou indiretamente

contribuíram para a minha formação

e para a realização deste trabalho.

*O que fizemos apenas por nós mesmos
morre conosco;
o que fizemos pelos outros e pelo mundo
permanece e é imortal.*

Albert Pike

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema experimental que permite a aquisição do período de silêncio (PS) em sinais mioelétricos dos músculos masseter e temporal, gerado a partir de um impacto no queixo durante uma contração muscular voluntária. O estudo do PS pode ser utilizado para a caracterização de distúrbios na articulação temporomandibular. Neste trabalho é apresentado também o desenvolvimento de uma célula de carga para monitorar a intensidade do estímulo mecânico responsável pelo aparecimento do PS. Através de um eletromiógrafo são adquiridos, simultaneamente, os sinais mioelétricos. A célula de carga desenvolvida foi adaptada à munição de um atirador de brinquedo, utilizado para gerar os impactos no queixo, e *strain-gages* foram utilizados como sensores para a aquisição dos sinais destas colisões. Além disso, foram realizadas simulações da célula de carga desenvolvida para esta aplicação. O sistema foi testado em três voluntários. Eletrodos de superfície foram colocados nos músculos masseter direito, masseter esquerdo, temporal anterior direito e temporal anterior esquerdo. Os indivíduos foram solicitados a realizar a contração dos músculos estudados. O atirador foi posicionado próximo ao queixo do indivíduo e acionado para gerar o estímulo. Os dados adquiridos foram gravados em um computador. Os resultados das simulações são coerentes com os dados de projeto da célula de carga. Assim, confirma-se a adequação da célula de carga projetada a esta aplicação. Os resultados evidenciam que o sistema desenvolvido é capaz de gerar e adquirir o período de silêncio nos sinais mioelétricos. O mecanismo criado para gerar os impactos cumpriu satisfatoriamente a sua finalidade, assim como o condicionador e a célula de carga desenvolvida.

Palavras-chaves: Engenharia Biomédica. Eletromiografia. Período de Silêncio. Célula de carga. Instrumentação.

ABSTRACT

This paper presents the development of an experimental system that allows the acquisition of the silent period (SP) on myoelectric signals of the masseter and temporal muscles, generated from an impact in the jaw during a voluntary muscle contraction. The study of PS can be used for the characterization of temporomandibular joint disorders. It's also presented the development of a load cell to monitor the intensity of the mechanical stimulus responsible for the appearance of the SP. Through an electromyograph simultaneously are acquired the myoelectric signals. The developed load cell was adapted to the ammunition of a shooter toy, used to generate impacts on the chin, and strain gages were used as sensors for the acquisition of the signals from these collisions. In addition, simulations were performed of the load cell designed for this application. The system was tested on three volunteers. Surface electrodes were placed in the right masseter, left masseter, right anterior temporal and left anterior temporal. Subjects were asked to perform the contraction of the muscles. The shooter was positioned near the subject's chin and fired to generate the stimulus. The acquired data were recorded on a computer. The simulation results are consistent with the design data of the load cell. This confirms the adequacy of the load cell designed to this application. The results show that the system is able to generate and acquire the silent period in the myoelectric signals. The mechanism created to generate impacts satisfactorily fulfilled its purpose, as well as the conditioner and the load cell developed.

Keywords: Biomedical Engineering. Electromyography. Silent Period. Load Cell. Instrumentation.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
2.1	ELETROMIOGRAFIA	15
2.2	ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA MASTIGATÓRIO	19
3	METODOLOGIA EXPERIMENTAL	29
3.1	ARRANJO EXPERIMENTAL	29
3.2	PROJETO DO ATIRADOR, DA CÉLULA DE CARGA E DO CONDICIONADOR	34
3.3	ROTINA PARA AQUISIÇÃO DOS SINAIS	42
3.4	PROCEDIMENTO PARA AQUISIÇÃO DOS SINAIS	45
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	46
4.1	TESTE DO SISTEMA DE CONDICIONAMENTO	46
4.2	RESULTADOS DO PROCESSO DE CALIBRAÇÃO	47
4.3	RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES	50
4.4	RESULTADOS DOS ENSAIOS PARA AQUISIÇÃO DO PERÍODO DE SILÊNCIO	56
5	CONCLUSÕES	72
6	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	73
	REFERÊNCIAS	74

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Sinal mioelétrico apresentando o período de silêncio muscular.....	13
Figura 2.1 - Sinal mioelétrico.....	15
Figura 2.2 - Densidade espectral de potência do sinal mioelétrico.....	17
Figura 2.3 - Componentes esqueléticos que constituem o sistema mastigatório.....	19
Figura 2.4 - Vista inferior da maxila.....	20
Figura 2.5 - A mandíbula e os côndilos.....	20
Figura 2.6 - Articulação do côndilo com o osso temporal.....	21
Figura 2.7 - Músculo masseter.....	22
Figura 2.8 - Músculo temporal.....	23
Figura 2.9 - Músculo pterigóideo medial.....	23
Figura 2.10 - Músculos pterigóideo lateral superior e inferior.....	24
Figura 2.11 - Fuso Muscular.....	26
Figura 2.12 - Organização do músculo esquelético, do nível macroscópico ao molecular.....	27
Figura 3.1 - Esboço do sistema experimental desenvolvido para a aquisição do período de silêncio.....	29
Figura 3.2 - Sistema experimental desenvolvido para a aquisição do período de silêncio.....	30
Figura 3.3 - Eletromiógrafo utilizado no trabalho.....	31
Figura 3.4 - Posicionamento dos eletrodos.....	31
Figura 3.5 - Atirador de brinquedo utilizado no trabalho com a célula de carga adaptada a uma de suas munições.....	32
Figura 3.6 - Adaptação da célula de carga à munição.....	34
Figura 3.7 - Detalhe da célula de carga adaptada à munição original.....	35
Figura 3.8 - Ambiente de trabalho do programa SolidWorks® com a representação da célula de carga.....	37
Figura 3.9 - Esboço ilustrando as localizações dos <i>strain-gages</i> na célula de carga e conexões na ponte.....	37
Figura 3.10 - Detalhe da localização dos <i>strain-gages</i>	38
Figura 3.11 - Esquemático da configuração de ponte completa.....	38
Figura 3.12 - Esquemático do condicionador de sinais desenvolvido.....	40
Figura 3.13 - Condicionador de sinais desenvolvido.....	41
Figura 3.14 - Rotina para a aquisição dos dados na janela de diagrama de blocos do LabVIEW™.....	42
Figura 3.15 - Exemplo de arquivo gerado pelo LabVIEW™.....	43
Figura 3.16 - Rotina para leitura dos dados previamente obtidos.....	44
Figura 4.1 - Teste realizado com o condicionador.....	46
Figura 4.2 - Curva de calibração estática da célula de carga.....	47
Figura 4.3 - Gráfico do comportamento da célula de carga no domínio do tempo, sem a ponta de borracha, após excitação com uma barra metálica.....	48
Figura 4.4 - Gráfico do comportamento da célula de carga no domínio da frequência, sem a ponta de borracha, após excitação com uma barra metálica.....	49

Figura 4.5 - Gráfico do comportamento da célula de carga no domínio do tempo, com a ponta de borracha, após excitação com uma barra metálica.....	49
Figura 4.6 - Gráfico do comportamento da célula de carga no domínio da frequência, com a ponta de borracha, após excitação com uma barra metálica.....	49
Figura 4.7 - Ambiente de trabalho do programa SolidWorks® com a representação da célula de carga após simulação com o assistente de análise COSMOSXpress, material SAE 7075-T6.	51
Figura 4.8 - Momento inicial da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T6.....	52
Figura 4.9 - Momento intermediário da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T6.....	52
Figura 4.10 - Momento final da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T6.....	53
Figura 4.11 - Ambiente de trabalho do programa SolidWorks® com a representação da célula de carga após simulação com o assistente de análise COSMOSXpress, material SAE 7075-T73.	54
Figura 4.12 - Momento inicial da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T73.....	55
Figura 4.13 - Momento inicial da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T73.....	55
Figura 4.14 - Momento inicial da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T73.....	56
Figura 4.15 - Sinais mioelétricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário. .	57
Figura 4.16 - Ampliação dos sinais mioelétricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário.	57
Figura 4.17 - Sinal mioelétrico do músculo temporal direito e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário.	58
Figura 4.18 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário.	58
Figura 4.19 - Sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário.	59
Figura 4.20 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário.	59
Figura 4.21 - Sinal mioelétrico do músculo masseter direito e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário.	60
Figura 4.22 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário.	60
Figura 4.23 - Sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário.	61
Figura 4.24 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário.	61
Figura 4.25 - Sinais mioelétricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário. .	62
Figura 4.26 - Ampliação dos sinais mioelétricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário.	62

Figura 4.27 - Sinal mioelétrico do músculo temporal direito e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário.	63
Figura 4.28 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário.	63
Figura 4.29 - Sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário.	64
Figura 4.30 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário.	64
Figura 4.31 - Sinal mioelétrico do músculo masseter direito e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário.	65
Figura 4.32 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário.	65
Figura 4.33 - Sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário.	66
Figura 4.34 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário.	66
Figura 4.35 - Sinais mioelétricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário.	67
Figura 4.36 - Ampliação dos sinais mioelétricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário.	67
Figura 4.37 - Sinal mioelétrico do músculo temporal direito e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário.	68
Figura 4.38 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário.	68
Figura 4.39 - Sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário.	69
Figura 4.40 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário.	69
Figura 4.41 - Sinal mioelétrico do músculo masseter direito e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário.	70
Figura 4.42 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário.	70
Figura 4.43 - Sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário.	71
Figura 4.44 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário.	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Valores obtidos no processo de calibração da célula de carga.....	47
--	----

1 INTRODUÇÃO

Quando um músculo está executando uma contração isométrica máxima e um estímulo é aplicado, ocorre uma pausa na atividade elétrica com duração de algumas dezenas de milissegundos. Esta pausa durante o esforço muscular é denominada “período de silêncio” (PS), ilustrado na Figura 1.1 (PARK *et al.*, 2006; HIGGINS *et al.*, 1968).

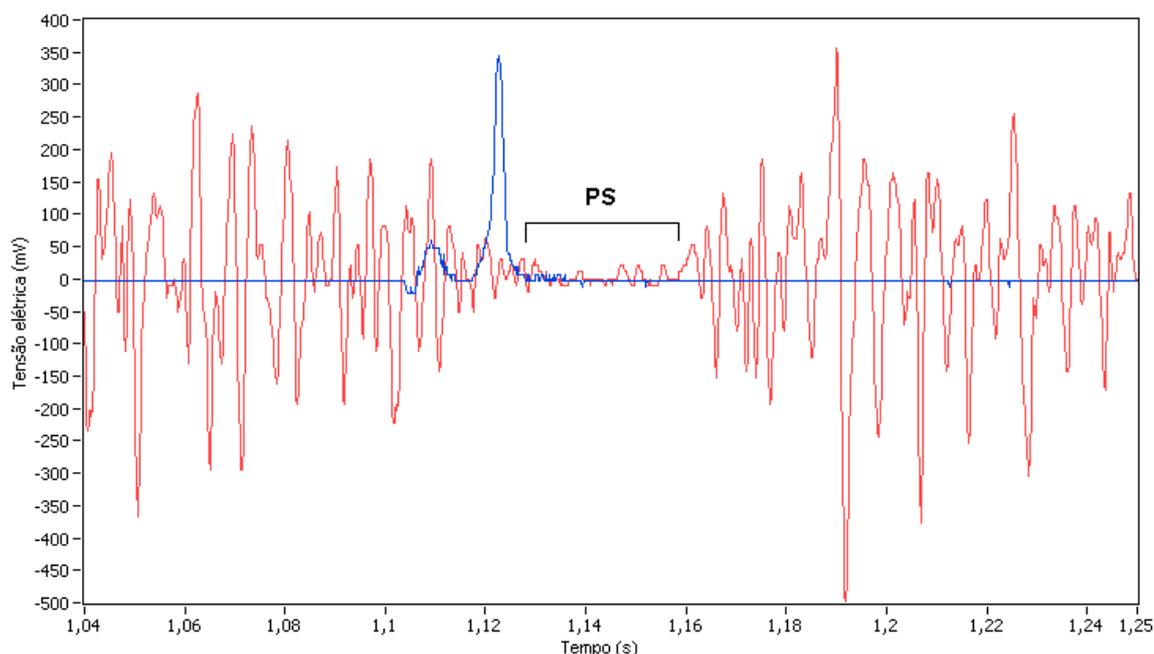


Figura 1.1 - Sinal mioelétrico (cor vermelha) apresentando o período de silêncio muscular (PS) gerado por um estímulo mecânico (cor azul).

Desde sua descoberta por Hoffmann, o PS tem sido analisado em diferentes condições clínicas como a espasticidade (DIETRICHSON P., 1971), esclerose múltipla, doenças do neurônio motor (LAXER; EISEN, 1975), síndromes hemiparéticas e parkinsonianas (HAUG *et al.*, 1992), síndrome do túnel carpal (NATHAN; KENISTON, 1993) e disfunções na articulação temporomandibular (BAILEY, 1977; BALBINOT, 1998), mas sua origem ainda não é bem compreendida.

A Eletromiografia Cinesiológica representa uma ferramenta sensível de avaliação das funções musculares e tem sido usada na área odontológica desde o primeiro estudo realizado

por Moyers, em 1948 (SANTOS *et al.*, 2004). Eletromiografia é o termo genérico que expressa o método de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza contração. Apresenta inúmeras aplicações, notadamente na clínica médica para diagnóstico de doenças neuromusculares; na reabilitação, para reeducação da ação muscular (*biofeedback* eletromiográfico); para a anatomia, com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos; e para a biomecânica como indicador de estresse, identificador de padrões de movimentos e parâmetros de controle do sistema nervoso (AMADIO, 1996). Desta forma, a eletromiografia cinesiológica tem se mostrado importante ferramenta auxiliar diagnóstica, pois permite a análise do comportamento muscular através de eletrodos não-invasivos ou invasivos. (SANTOS *et al.*, 2004).

Segundo Reis (1981), o advento da eletromiografia trouxe uma melhor compreensão sobre a participação dos músculos nos vários movimentos das partes do corpo. Na odontologia, a eletromiografia tem sido utilizada no estudo das alterações musculares provenientes de disfunções da articulação temporomandibular. Vários autores têm estudado o período de silêncio como parâmetro auxiliar na identificação de problemas na região da articulação temporomandibular, contudo, existem controvérsias sobre a utilidade deste parâmetro (Bessette *et al.*, 1973; McCall Jr. *et al.*, 1978; Skiba, 1981; McCarroll *et al.*, 1984).

Desta forma, o principal objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema experimental, focado nos músculos masseter e temporal, que possibilite a aquisição de sinais mioelétricos e que permita observar e medir o período de silêncio e suas características. Além disso, desenvolver uma célula de carga com o objetivo de monitorar a intensidade do estímulo responsável pela geração do período de silêncio e auxiliar no desenvolvimento da plataforma experimental do Grupo de Pesquisa em Instrumentação Biomédica do Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica (IEE).

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 ELETROMIOGRAFIA

Enoka (2000) define a eletromiografia como uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, e representa a medida dos potenciais de ação da membrana plasmática das células do tecido muscular, como efeito da tensão elétrica em função do tempo. O sinal mioelétrico (Figura 2.1), é dado pela soma algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como, pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais.

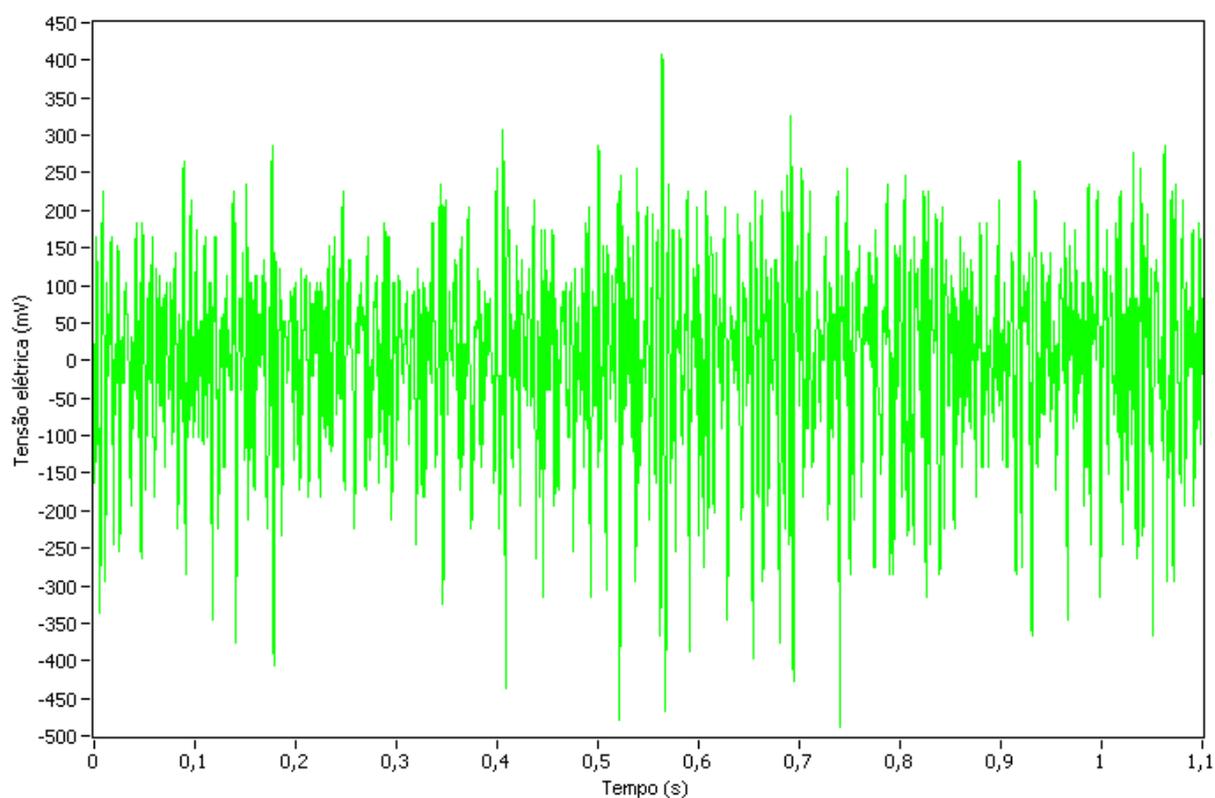


Figura 2.1 - Sinal mioelétrico.

Segundo Button (2002), os eletromiógrafos (EMG) são equipamentos que detectam, processam e registram a atividade elétrica dos músculos (potencial de ação composto). O

eletromiograma, ou sinal miográfico, é o registro, e pode indicar o estado fisiológico de um músculo ou grupo de músculos e dos nervos que controlam a contração muscular. O EMG pode ser usado na detecção da atividade elétrica muscular anormal que ocorre em condições patológicas, incluindo distrofia muscular, inflamação do músculo, pinçamento de nervos, lesões nervosas periféricas (em membros superiores e inferiores), esclerose lateral amiotrófica (ALS ou doença de Lou Gehrig), *miastenia gravis*, hérnia de disco, entre outras. Também pode ser utilizado em reabilitação muscular.

Como descreve Reis (1981), a eletromiografia é uma técnica de grande utilidade no estudo da dinâmica muscular, determinando a ação particular de um músculo esquelético, através de suas propriedades elétricas, em um determinado movimento. Historicamente, o interesse pela dinâmica muscular é antigo e o homem sempre demonstrou curiosidade em conhecer os órgãos responsáveis pela locomoção.

Perry (1954) descreve que, no processo de contração muscular, ocorrem mudanças físicas, químicas, térmicas e elétricas em cada fibra. Contanto que exista uma mudança elétrica associada a uma contração de células musculares e visto que o nível de contração muscular é definido pelo número de células contraídas, o registro da atividade elétrica de um músculo ativado será proporcional à força e ao movimento executado.

Buchanan e Piper (*apud* Moller, 1966) detectaram potenciais de ação nos músculos do antebraço e do masseter através de eletrodos de superfície e os registraram em papel fotográfico. Descobriram que a contração muscular estava associada a variações de potenciais elétricos que aumentavam sua amplitude conforme se intensificava a força de contração.

De acordo com Marchetti e Duarte (2006), dependendo do tipo de análise de interesse, certos parâmetros devem ser ajustados na aquisição do sinal EMG, como por exemplo: frequência de amostragem, tipo e configuração de eletrodos, amplificadores, filtros, conversores analógico-digital (A/D), além do equipamento para armazenamento dos dados.

Com base no Teorema de Nyquist, para uma adequada reconstrução do sinal EMG, deve-se utilizar uma frequência de amostragem de, no mínimo, o dobro de sua maior frequência. O sinal EMG de superfície pode ser composto por frequências de até 500Hz (DE LUCA, 2002), conforme exemplifica a Figura 2.2. Deste modo, pode-se considerar a frequência de 1000 Hz a mínima adequada para a amostragem do sinal.

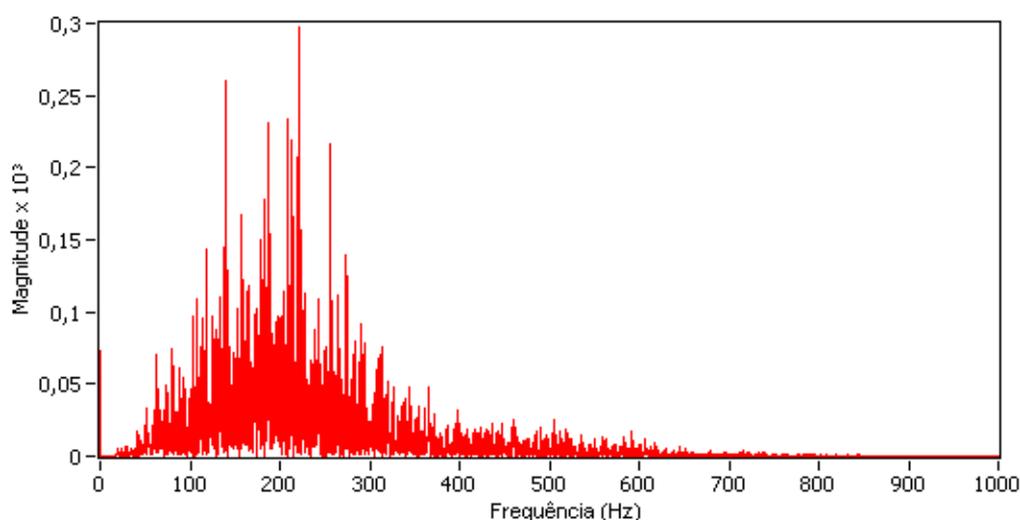


Figura 2.2 - Densidade espectral de potência do sinal mioelétrico da Figura 2.1.

Segundo De Luca (2006), dois tipos principais de eletrodos são utilizados na detecção do sinal EMG: o eletrodo de superfície e o eletrodo de inserção. Os eletrodos são tipicamente usados na forma monopolar (apenas um eletrodo) ou na bipolar (par de eletrodos). Ainda segundo o autor, o contato elétrico pode ser bastante melhorado com a aplicação de gel condutor entre o eletrodo e a pele. Por outro lado, a impedância pode ser reduzida através da remoção da camada superficial de células mortas da pele juntamente com seus óleos de proteção; isto pode ser realizado através de uma leve abrasão da pele.

No caso da configuração de detecção bipolar, dois eletrodos são usados para detectar dois potenciais no tecido muscular de interesse, cada um em relação a um eletrodo de referência. Os dois sinais são então enviados a um amplificador diferencial que amplifica a diferença dos dois sinais e elimina qualquer componente de “modo comum” entre eles.

Segundo De Luca (2008), a localização do eletrodo nas proximidades da origem do tendão, da zona de inervação e no perímetro do músculo resulta em sinais de baixa amplitude. As fibras da parte central do músculo têm diâmetro maior do que as das bordas do músculo ou próximas à origem dos tendões. Como a amplitude do potencial de ação é proporcional ao diâmetro da fibra, a amplitude do sinal EMG será maior na região central, ou ventral, do músculo. Logo, para a obtenção de um sinal com uma melhor relação sinal-ruído, o eletrodo deve ser posicionado nesta região.

De acordo com De Luca (2006), os amplificadores devem ser projetados para valores que causem o mínimo de distorção no sinal EMG adquirido pelos eletrodos. As ligações às entradas do amplificador devem ser as mais curtas possíveis e não devem ser suscetíveis a movimento. Isto pode ser alcançado através da instalação do primeiro estágio de amplificação próximo (até 10 cm) ao eletrodo. Para a redução do ruído presente no sinal EMG, De Luca (2008) recomenda o uso de filtro com frequência de corte de 450 Hz, para as altas frequências, e de 20 Hz, para as baixas.

2.2 ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA MASTIGATÓRIO

O sistema mastigatório é extremamente complexo. É composto, basicamente, de ossos, músculos, ligamentos e dentes. O movimento é regulado por um intrincado sistema de controle neurológico composto pelo cérebro, tronco cerebral e sistema nervoso periférico. Cada movimento é coordenado para maximizar a função e, ao mesmo tempo, minimizar danos a qualquer estrutura. São necessários movimentos precisos da mandíbula pela musculatura para movimentar os dentes eficientemente sobre si mesmos durante a função. A mecânica e a fisiologia deste movimento são básicas para o estudo da função mastigatória (OKESON, 2008).

Segundo Okeson (2008), são três os principais componentes esqueléticos que constituem o sistema mastigatório (Figura 2.3):

- Maxila: sua borda se estende superiormente para formar o assoalho da cavidade nasal, assim como o assoalho de cada órbita. Desta forma, compõe a maior parte do esqueleto facial superior (Figura 2.4).

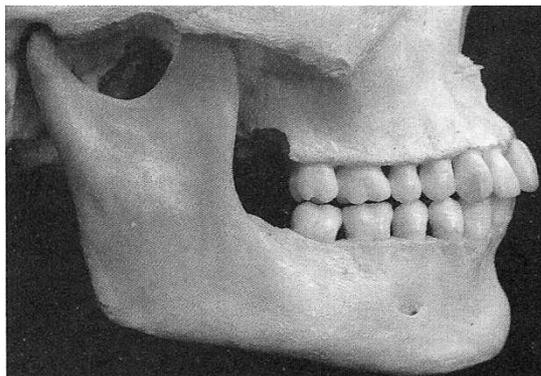


Figura 2.3 - Componentes esqueléticos que constituem o sistema mastigatório.

Fonte - OKESON, 2008.

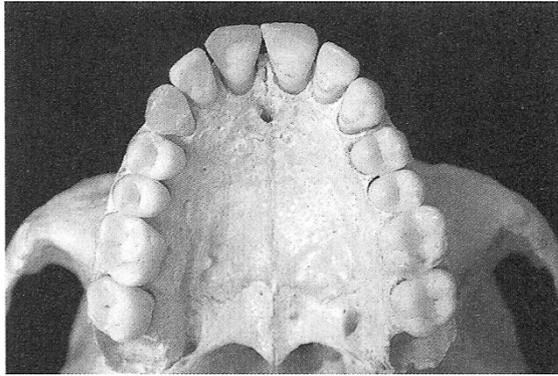


Figura 2.4 - Vista inferior da maxila.

Fonte - adaptado de OKESON, 2008.

- **Mandíbula:** é um osso em forma de U que sustenta os dentes inferiores e constitui o esqueleto facial inferior. Não tem ligação óssea com o crânio e é sustentada abaixo da maxila pelos músculos, ligamentos e outros tecidos moles, que possibilitam a mobilidade necessária para o funcionamento com a maxila. O côndilo é a porção da mandíbula que se articula com o crânio, ao redor do qual ocorre o movimento (Figura 2.5).

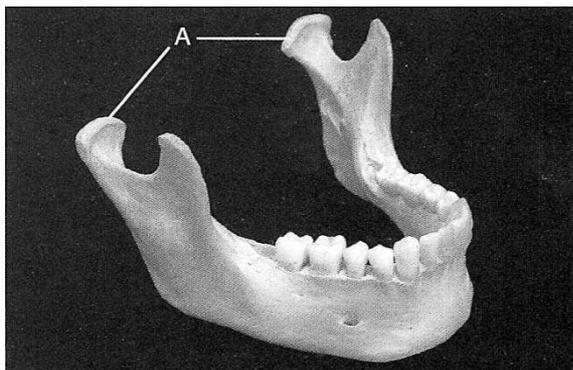


Figura 2.5 - A mandíbula e os côndilos (A).

Fonte - adaptado de OKESON, 2008.

- **Ossos temporais:** o côndilo mandibular articula-se na base do crânio com a porção escamosa do osso temporal. Esta porção é composta pela fossa mandibular côncava, na qual o côndilo se situa (Figura 2.6).

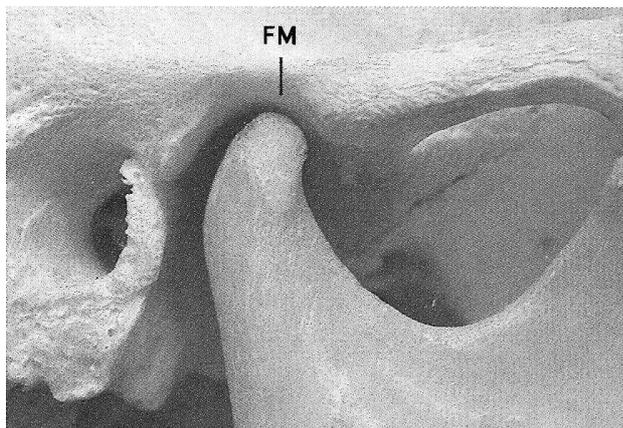


Figura 2.6 - Articulação do côndilo com o osso temporal (vista lateral). *FM*, fossa mandibular.

Fonte - adaptado de OKESON, 2008.

Segundo Okeson (2008), A área onde a mandíbula se articula com o crânio, denominada articulação temporomandibular (ATM), é uma das articulações mais complexas do corpo. É formada pelo côndilo mandibular posicionado dentro da fossa mandibular do osso temporal.

Os componentes esqueléticos do corpo são mantidos juntos e movidos pelos músculos esqueléticos. Quatro pares destes músculos compõem um grupo chamado músculos da mastigação (OKESON, 2008):

- **Masseter:** é um músculo retangular que se origina do arco zigomático e se estende para baixo até o aspecto lateral da borda inferior do ramo da mandíbula (Figura 2.7). Possui duas porções ou cabeças: a porção superficial, que consiste de fibras que se dirigem para baixo e suavemente para trás, e a porção profunda, que consiste de fibras que correm numa direção predominantemente vertical.

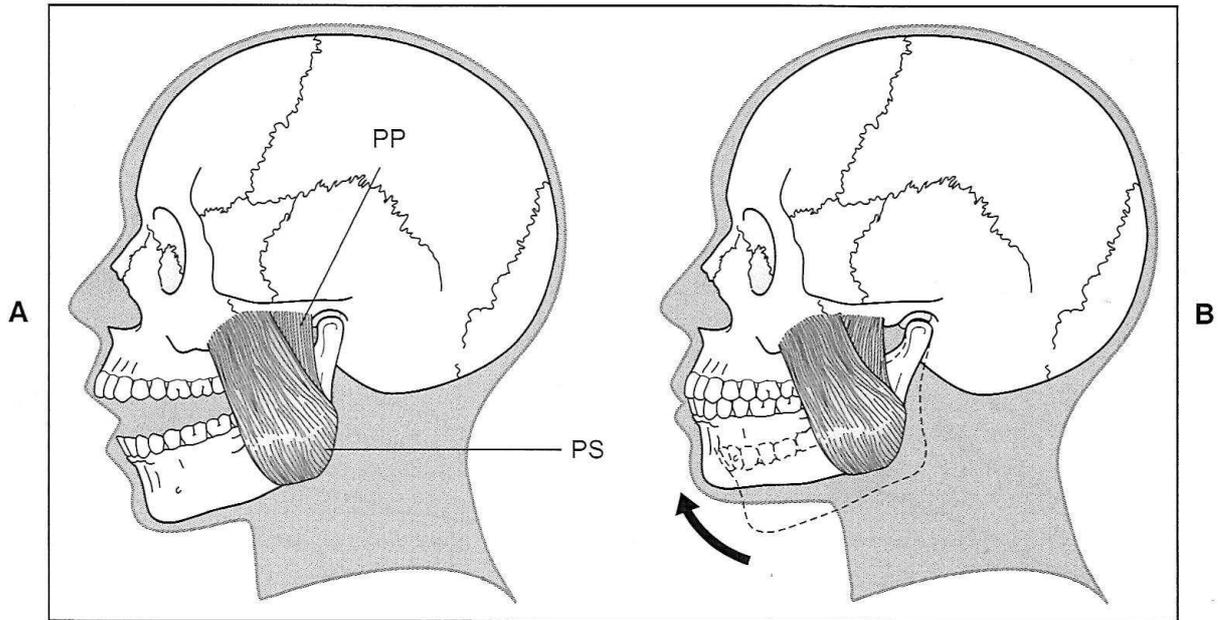


Figura 2.7 - A, Músculo masseter. PP, porção profunda; PS, porção superficial. B, Função: elevação da mandíbula.

Fonte - OKESON, 2008.

- **Temporal:** é um músculo grande em forma de leque que se origina da fossa temporal e da superfície lateral do crânio. Pode ser dividido em três áreas distintas de acordo com a direção das fibras e função primordial (Figura 2.8). Como a angulação de suas fibras varia, o temporal é capaz de coordenar os movimentos de fechamento. Dessa forma, é um importante músculo posicionador da mandíbula.

- **Pterigóideo Medial:** é um músculo interno que se origina da fossa pterigóidea e se estende para baixo, para trás e para fora para se inserir ao longo da superfície medial do ângulo mandibular (Figura 2.9). Forma, juntamente com o masseter, um suspensório muscular que suporta a mandíbula na altura do ângulo mandibular.

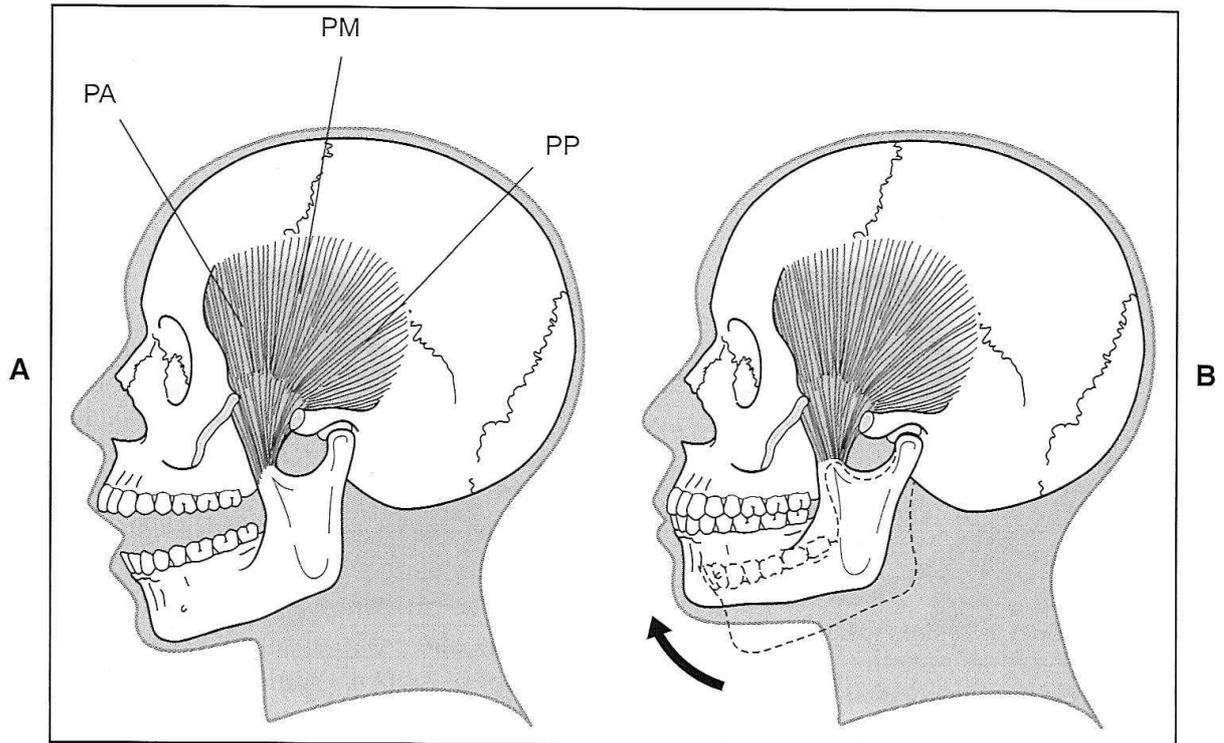


Figura 2.8 - A, Músculo temporal. PA, porção anterior; PM, porção média; PP, porção posterior. B, Função: elevação da mandíbula. O movimento exato é determinado pela localização das fibras ou porção que está sendo ativada.

Fonte - OKESON, 2008.

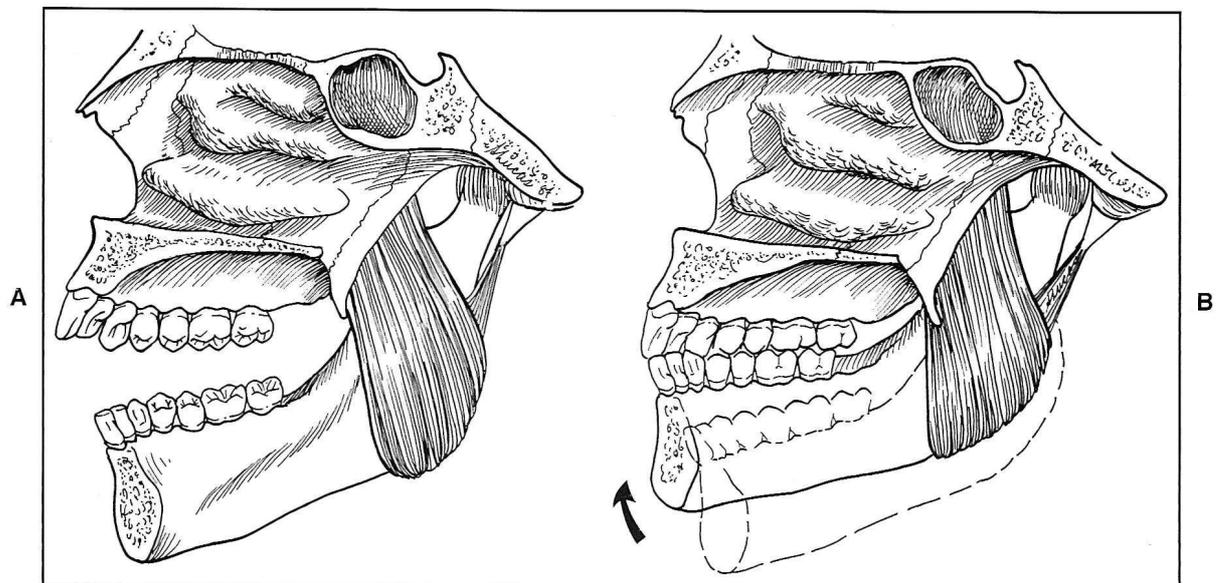


Figura 2.9 - A, Músculo pterigóideo medial. B, Função: elevação da mandíbula.

Fonte - OKESON, 2008.

- **Pterigóideo Lateral:** apesar de aparentar ser único em estrutura, é composto por dois ventres que possuem funções bem distintas. Desta forma pode ser dividido e identificado como dois músculos diferentes e distintos, o que é apropriado, pois suas funções são quase opostas. São descritos como pterigóideo lateral inferior e pterigóideo lateral superior. O pterigóideo lateral inferior se origina na superfície externa da lâmina pterigóidea lateral e se estende para trás, para cima e para fora, até sua inserção primariamente no colo do côndilo (Figura 2.10). São responsáveis, dentre outros, pelo movimento de protração da mandíbula. O pterigóideo lateral superior é consideravelmente menor do que o inferior e se origina na superfície infratemporal da asa maior do esfenóide, se estendendo para trás e para fora para se inserir na cápsula articular. O pterigóideo lateral superior é ativo, especialmente quando há força de resistência e quando os dentes são mantidos juntos.

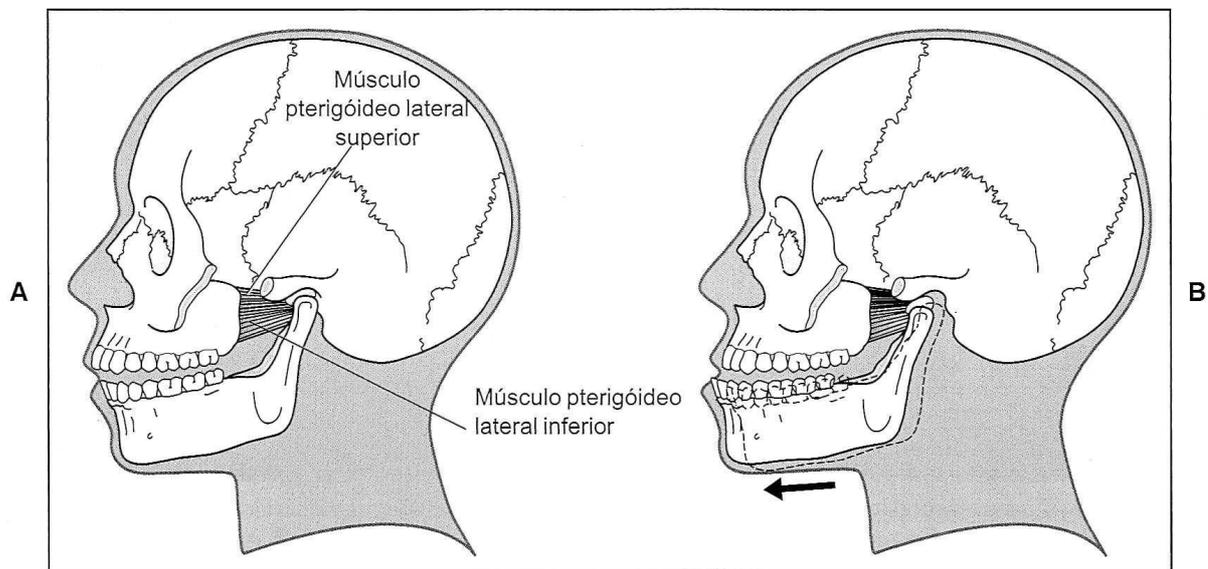


Figura 2.10 - A, Músculos pterigóideo lateral superior e inferior. B, Função do pterigóideo lateral inferior: protração da mandíbula.

Fonte - OKESON, 2008.

De acordo com Okeson (2008), um sistema de controle neurológico altamente refinado regula e coordena as atividades de todo o sistema mastigatório. Consiste, primariamente, de nervos e músculos, de onde vem o termo *sistema neuromuscular*. Este sistema é dividido em dois componentes principais: as estruturas neurológicas e os músculos.

A unidade estrutural básica do sistema nervoso é o neurônio. Muitos neurônios se agrupam para formar uma fibra nervosa. Esses neurônios são capazes de transferir impulsos elétricos e químicos ao longo de seus eixos, permitindo que a informação passe tanto para dentro quanto para fora do Sistema Nervoso Central (SNC). Os neurônios aferentes conduzem o impulso nervoso ao SNC, enquanto os neurônios eferentes, ou motores, transportam os impulsos nervosos de forma periférica para produzir efeitos musculares ou de secreção.

Os receptores sensoriais são estruturas neurológicas localizadas em todos os tecidos corporais, que fornecem informações para o SNC, por meio de neurônios aferentes, sobre o estado destes tecidos. Assim como em outras áreas do corpo, vários tipos de receptores sensoriais estão localizados por todos os tecidos que constituem o sistema mastigatório. Os nociceptores são receptores específicos para o desconforto e dor. Já os proprioceptores fornecem informação sobre a posição e o movimento da mandíbula e das estruturas orais associadas.

Os músculos esqueléticos consistem de dois tipos de fibras musculares. O primeiro são as fibras extrafusais, que são contráteis e constituem a massa do músculo; o outro são as fibras intrafusais, que se contraem muito pouco. Um feixe de fibras musculares intrafusais unidas por um invólucro de tecido conjuntivo é chamado fuso muscular (Figura 2.11). Os fusos musculares, basicamente, monitoram a tensão dentro dos músculos esqueléticos. Dois tipos de nervos aferentes suprem as fibras intrafusais. Aqueles que terminam na região central das fibras intrafusais são o grupo maior (Ia, A alpha). Os que terminam fora da região central são o grupo menor (II, A beta).

As fibras intrafusais recebem inervação eferente por meio de fibras nervosas fusimotoras. Estas fibras são chamadas de fibras gama ou eferentes gama para diferenciá-las das fibras nervosas alfa, que suprem as fibras extrafusais. Sob o ponto de vista funcional, o fuso muscular atua como um sistema que monitora o comprimento, informando constantemente ao SNC sobre o estado de alongamento ou de encurtamento do músculo.

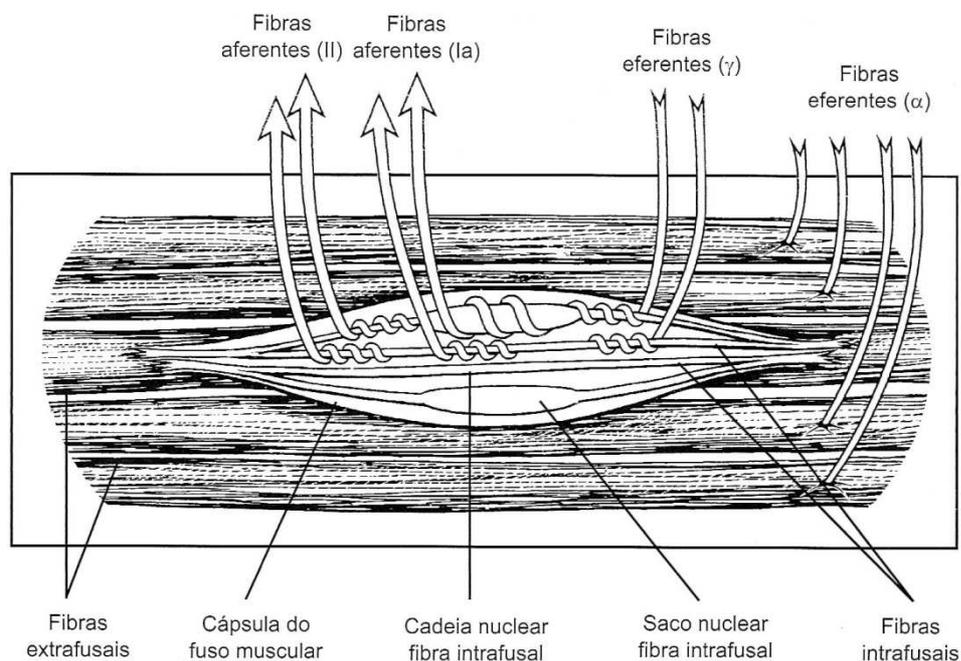


Figura 2.11 - Fuso Muscular.

Fonte - OKESON, 2008.

O componente básico do sistema neuromuscular é a unidade motora, composta por um número de fibras musculares que são inervadas por um neurônio motor. Cada neurônio liga-se à fibra muscular através da placa motora. Quando um neurônio é ativado, a placa motora é estimulada a liberar pequenas quantidades de acetilcolina (neurotransmissor), que inicia a despolarização das fibras musculares. A despolarização causa o encurtamento, ou contração, das fibras musculares.

A Figura 2.12 mostra a organização do músculo esquelético e sua composição por numerosas fibras, com diâmetro de 10 a 80 micrômetros. Cada uma dessas fibras é formada por subunidades sucessivamente ainda menores. Na maioria dos músculos esqueléticos, cada fibra se prolonga por todo o comprimento do músculo. Exceto 2%, que são, em geral, inervadas por apenas uma terminação nervosa, situada perto do meio da fibra (GUYTON, 2006).

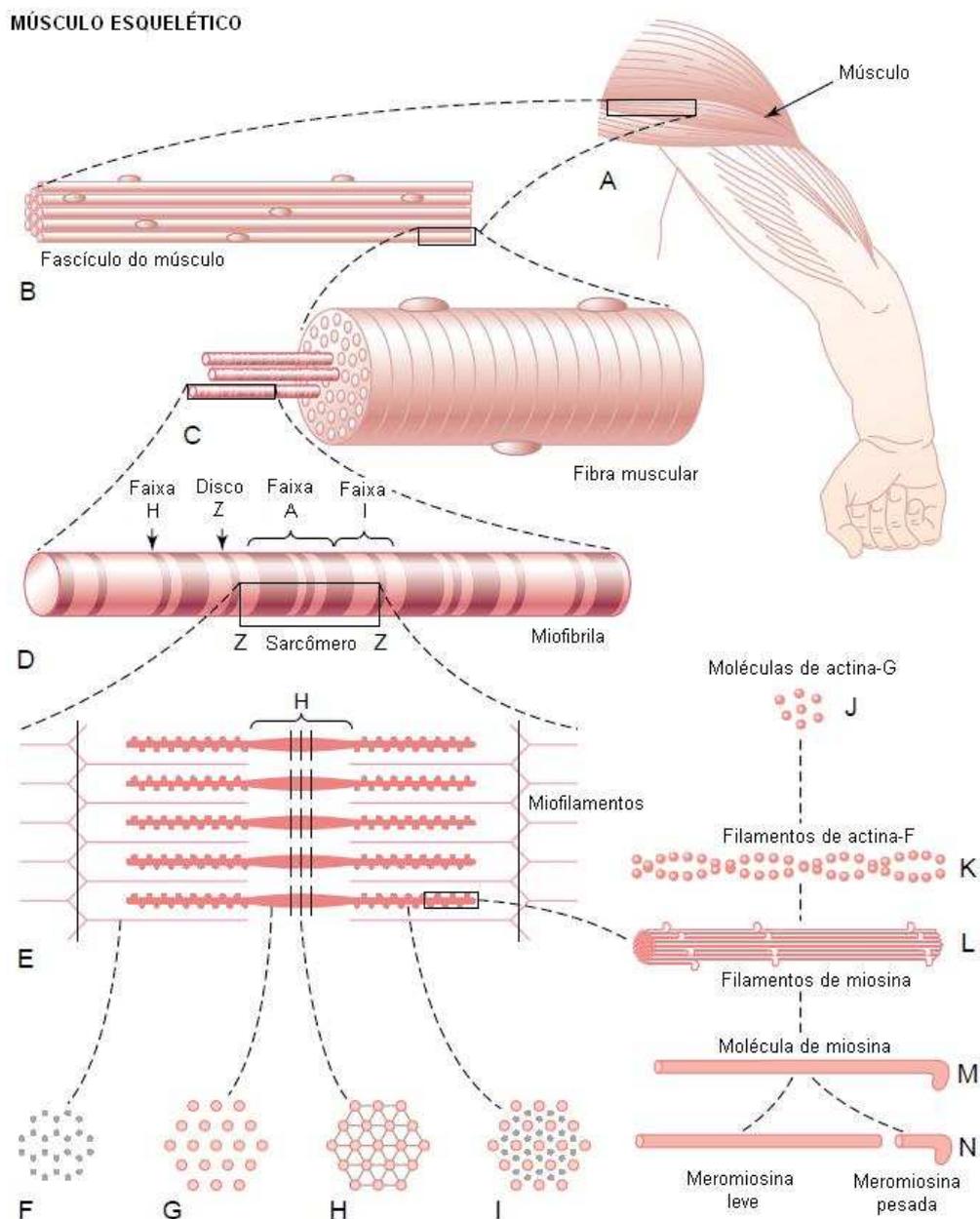


Figura 2.12 - Organização do músculo esquelético, do nível macroscópico ao molecular. As letras *F, G, H e I* são cortes transversais nos níveis indicados.

Fonte - Adaptado de GUYTON, 2006.

Guyton (2006) resume o mecanismo geral da contração muscular nas seguintes etapas sequenciais:

1. os potenciais de ação trafegam pelo nervo motor até suas terminações nas fibras musculares;
2. em cada terminação, o nervo secreta pequena quantidade da substância neurotransmissora *acetilcolina*;
3. a acetilcolina age em uma área local da membrana da fibra muscular para abrir múltiplos canais “regulados pela acetilcolina” por meio de moléculas de proteína que flutuam na membrana;
4. a abertura dos canais regulados pela acetilcolina permite a difusão de grande quantidade de íons sódio para o lado interno da membrana das fibras musculares. Isso desencadeia o potencial de ação na membrana;
5. o potencial de ação se propaga por toda a membrana da fibra muscular do mesmo modo como o potencial de ação cursa pela membrana das fibras nervosas;
6. o potencial de ação despolariza a membrana muscular e grande parte da eletricidade flui pelo centro da fibra muscular. Com isso, faz com que o retículo sarcoplasmático libere grande quantidade de íons cálcio que estavam armazenadas nesse retículo;
7. os íons cálcio ativam as forças atrativas entre os filamentos de miosina e actina, fazendo com que deslizem ao lado um do outro, o que constitui o processo contrátil;
8. após uma fração de segundo, os íons cálcio são bombeados de volta para o retículo sarcoplasmático, onde permanecem armazenados até que se inicie novo potencial de ação muscular.

3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

3.1 ARRANJO EXPERIMENTAL

O sistema experimental projetado para a aquisição do período de silêncio muscular é baseado no trabalho de Balbinot (1998) e pode ser observado na Figura 3.1 e na Figura 3.2. Projetado para permitir a aquisição do período de silêncio nos músculos do sistema mastigatório, permitindo também sua caracterização. Concomitante a isso, o sistema permite a aquisição do sinal do impacto, produzido pelo estimulador desenvolvido, e a força produzida por este.

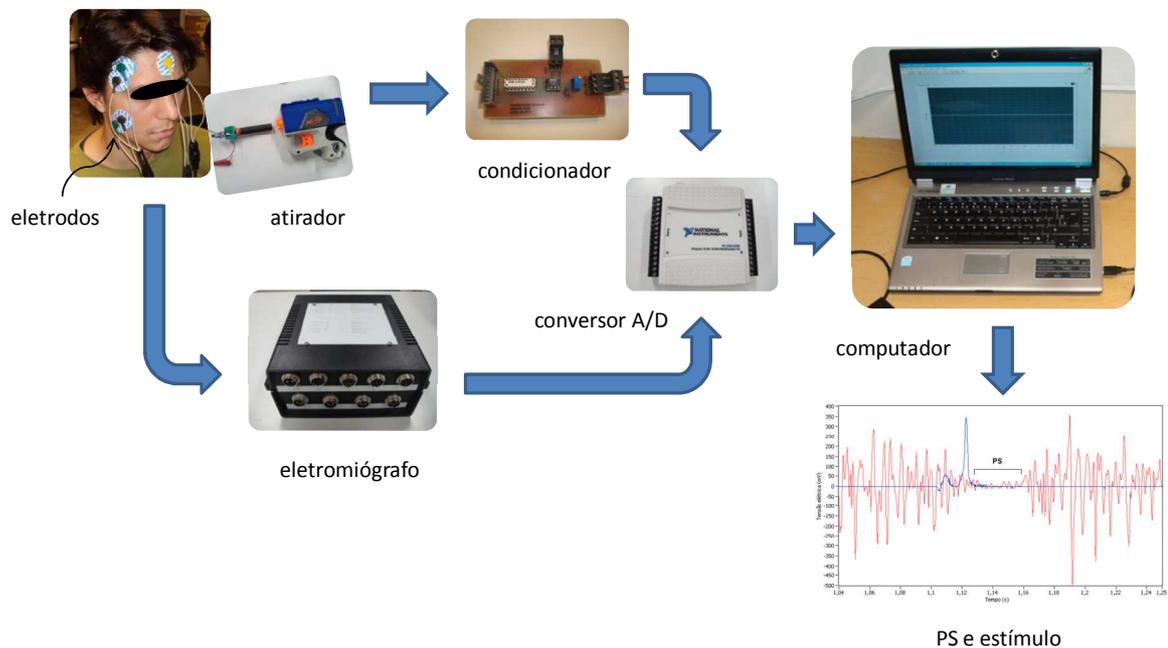


Figura 3.1 - Esboço do sistema experimental desenvolvido para a aquisição do período de silêncio.

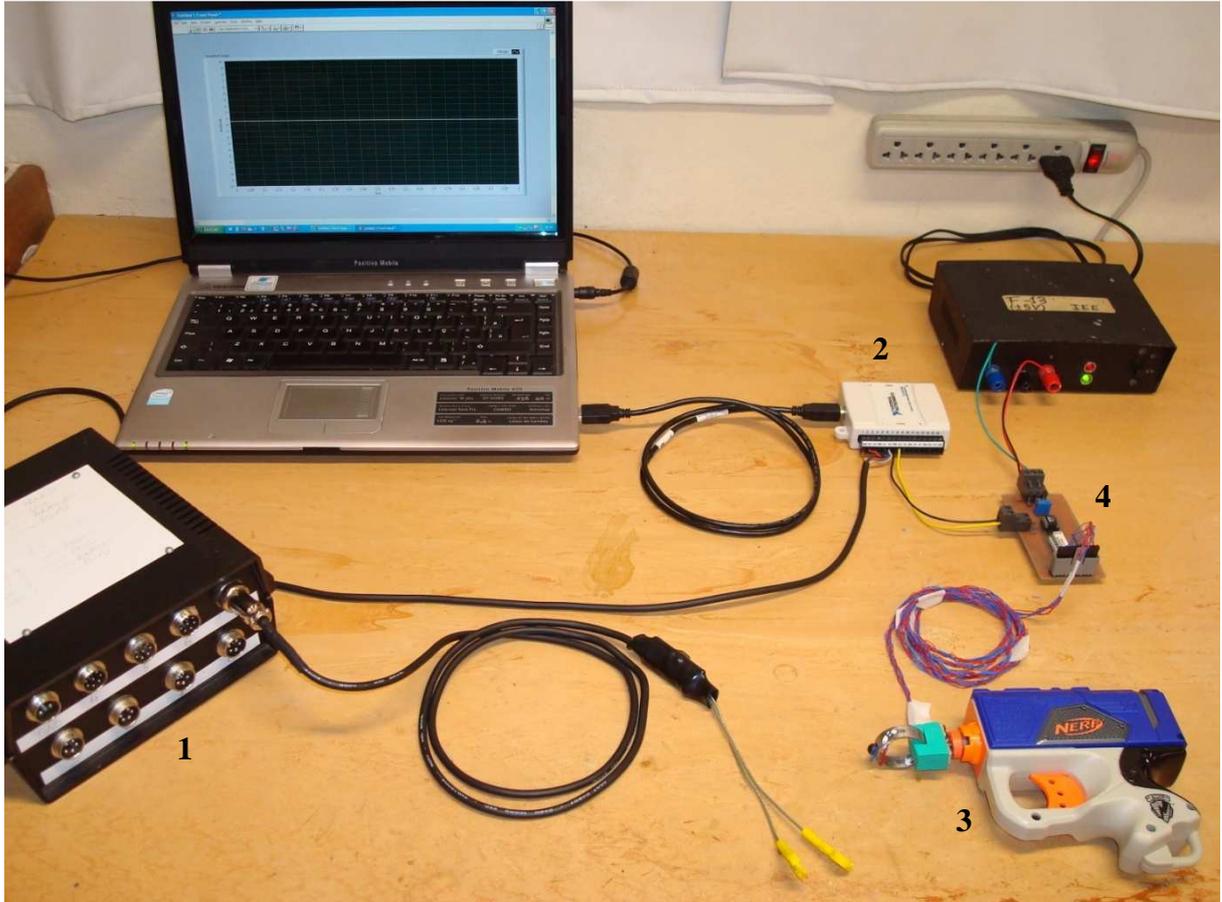


Figura 3.2 - Sistema experimental desenvolvido para a aquisição do período de silêncio: 1 – o eletromiógrafo, 2 – a placa conversora A/D, 3 – o atirador e 4 – o condicionador.

Constitui o sistema experimental um eletromiógrafo que utiliza eletrodos de superfície para captação do sinal mioelétrico que é convertido, pela placa conversora A/D, e finalmente transmitido ao computador para ser visualizado e armazenado. Uma célula de carga acoplada ao elemento responsável pelo impacto permite que seja adquirido o sinal, mostrando o momento do impacto e sua intensidade. Este sinal passa por um condicionador e após é também convertido em sinal digital para ser adquirido e processado no computador.

O eletromiógrafo utilizado possui 8 canais e é constituído de dois filtros passa-baixas de segunda ordem Butterworth cascadeados, com frequência de corte em 800 Hz, e dois filtros passa-altas de segunda ordem Butterworth cascadeados, com frequência de corte em 20 Hz, com ganho de mil vezes (Figura 3.3). Foram utilizados eletrodos monopares descartáveis Medi-Trace™ 200 da Tyco Healthcare, colocados nos músculos masseter direito, masseter

esquerdo, temporal anterior direito, temporal anterior esquerdo e um de referência na região central da testa (Figura 3.4).



Figura 3.3 - Eletromiógrafo utilizado no trabalho.

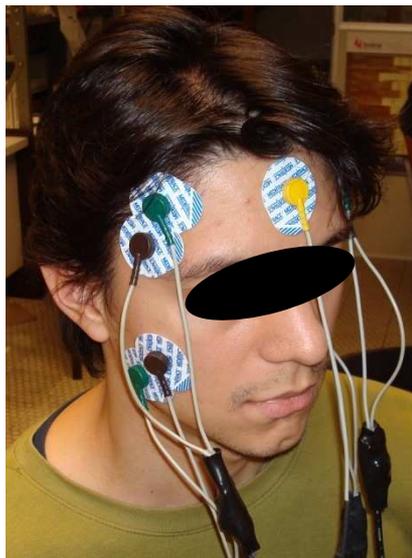


Figura 3.4 - Posicionamento dos eletrodos.

Para aquisição dos dados foi utilizada a placa de baixo custo da National Instruments™, NI USB-6008. Além do baixo custo, esta placa possui ainda a vantagem de se comunicar com o computador através de uma porta USB, o que a torna flexível já que a grande maioria dos computadores atuais tem portas com esse padrão de comunicação. A placa

possui oito entradas analógicas com resolução de 12 bits e taxa de amostragem de 10 kS/s, com tensão nas entradas limitada à faixa de -10 a 10 V.

Com o objetivo de gerar os sinais provenientes do impacto responsável por originar o período de silêncio muscular, foi desenvolvida uma célula de carga em formato de anel, para suportar até 12 kgf (117,7 N), adaptada a uma das munições de um atirador de brinquedo infantil encontrado no comércio de brinquedos (Figura 3.5). Os sinais gerados passam por um condicionador composto por um amplificador de instrumentação, INA114, com ganho de 500 vezes. Detalhes do projeto da célula de carga, do atirador e do condicionador são dados no próximo tópico.

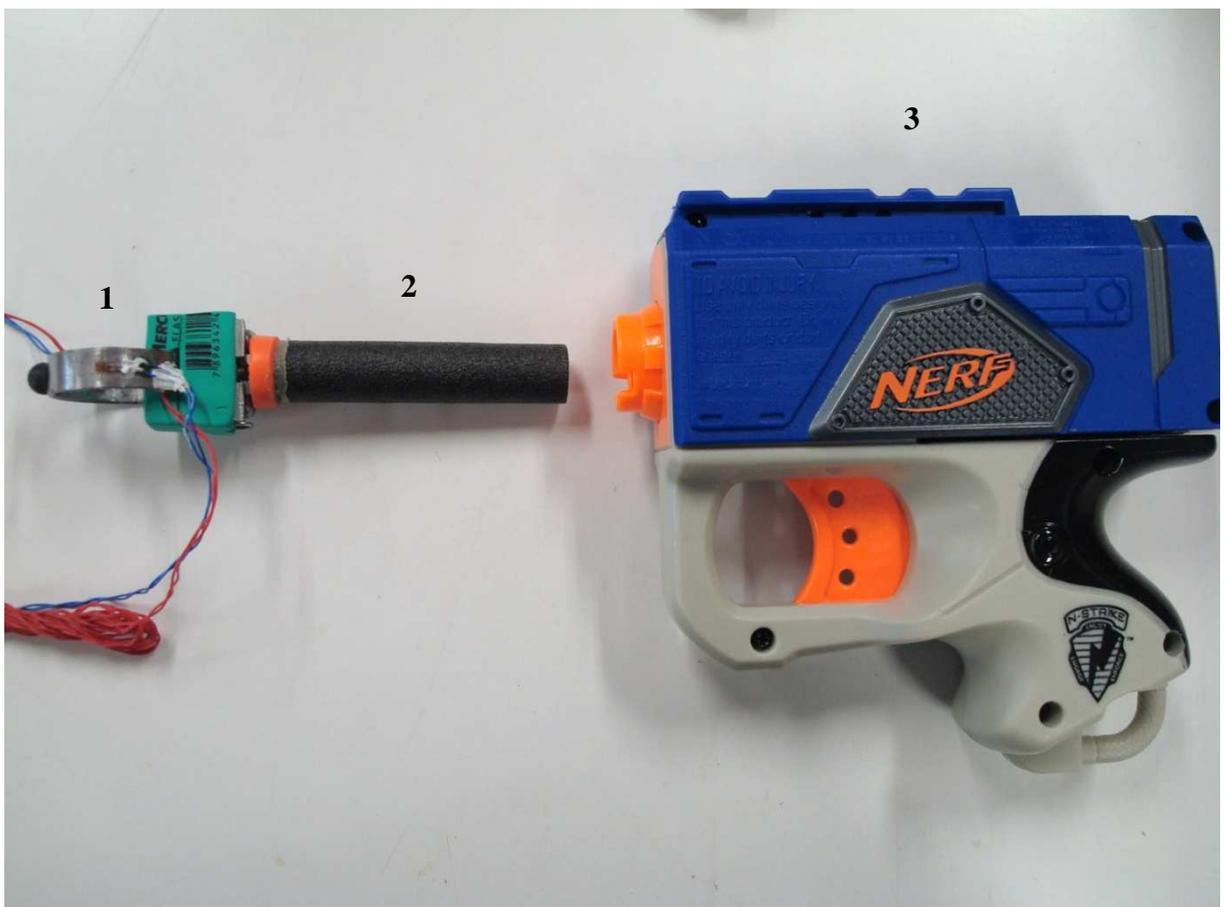


Figura 3.5 - Atirador de brinquedo utilizado no trabalho com a célula de carga adaptada a uma de suas munições: 1 – em detalhe a célula de carga, 2 – a munição adaptada e 3 – o atirador.

O programa LabVIEW™ (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) da National Instruments™ foi utilizado para a aquisição dos sinais no computador. Para a simulação da célula de carga, foi utilizado o programa SolidWorks® da Dassault Systèmes SolidWorks Corp.

3.2 PROJETO DO ATIRADOR, DA CÉLULA DE CARGA E DO CONDICIONADOR

Para utilização como gerador do impacto que origina o período de silêncio, optou-se, neste trabalho, pelo desenvolvimento baseado em um atirador de brinquedo, por ser de fácil manuseio e com mecanismo de disparo manual. O modelo de atirador escolhido possui ainda a características de ser compacto e ser facilmente encontrado no comércio de brinquedos. A célula de carga foi adaptada a uma das munições, não sendo necessárias adaptações no corpo do atirador (Figura 3.6 e Figura 3.7).

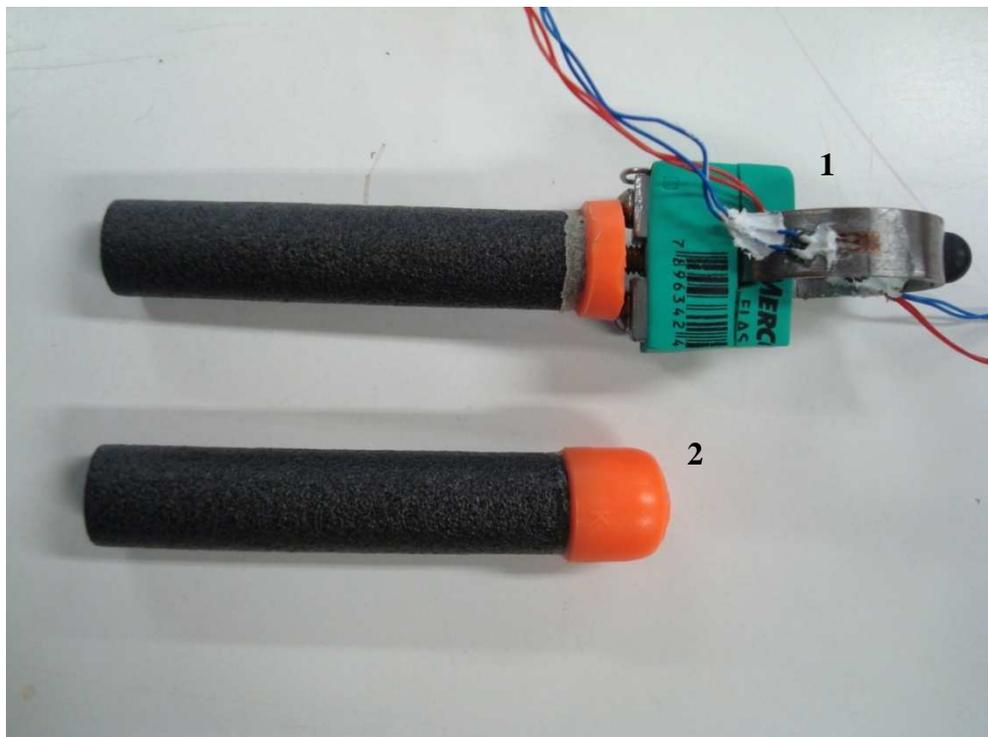


Figura 3.6 - Adaptação da célula de carga à munição: 1 – a célula de carga adaptada à munição e 2 – a munição original.

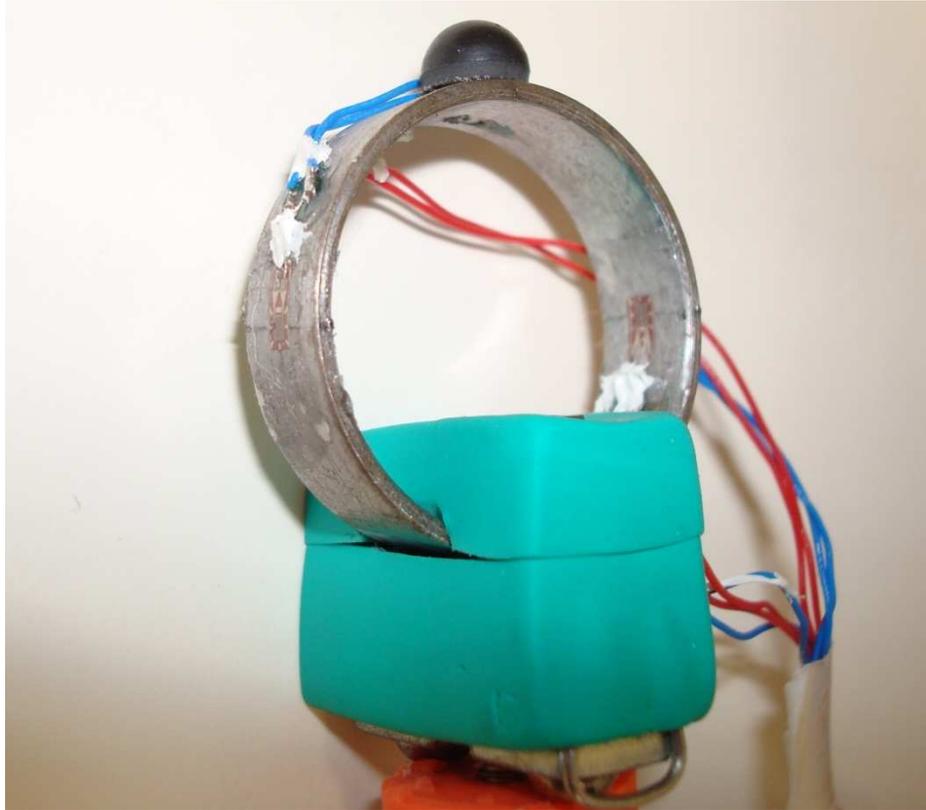


Figura 3.7 - Detalhe da célula de carga adaptada à munição original.

A célula empregada é uma réplica da que foi desenvolvida por Balbinot (1998) em seu trabalho; projetada, a partir das Equações (1), para suportar forças de até 12 kgf (117,7 N).

$$\varepsilon_e = \frac{3FR}{Eae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) \quad (1)$$

$$\varepsilon_i = \frac{-3FR}{Eae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right)$$

sendo ε_e a deformação longitudinal exterior, ε_i a deformação longitudinal interior, a a largura, e a espessura da célula, F a força aplicada, R o raio médio da célula e E o módulo de elasticidade do material constituinte da célula de carga.

Conforme descreve Balbinot (1998), a especificação desta força foi baseada em grande parte pelo material disponível em laboratório, mas principalmente a partir do estudo de algumas referências que descrevem que forças da ordem de 4 kgf (39,2 N) tornam-se

agressivas aos pacientes, logo, a célula de carga desenvolvida suporta forças muito maiores do que o limite tolerável por estes.

Para a construção da célula de carga deste trabalho, foi usada a liga de alumínio SAE 7075 com as seguintes dimensões: espessura de 1,3 mm, largura de 8 mm, diâmetro interno de 25,4 e diâmetro externo de 28,0 mm.

No presente trabalho, fez-se uma simulação da célula de carga no programa SolidWorks®. Primeiramente, a partir das medidas conhecidas, a célula de carga foi desenhada no programa (Figura 3.8). Após sua finalização, foi executada uma simulação com o auxílio do assistente de análise COSMOSXpress, presente na aba “Avaliar”. Através deste devem ser inseridos, para realização da análise, dados como tipo de material, locais de aplicação de restrições e forças, as magnitudes das forças aplicadas e a resolução da análise a ser realizada. Nas simulações foram usadas as propriedades físicas das ligas de alumínio, SAE 7075-T6 e SAE 7075-T73, encontradas no Handbook da SAE (1997). Foi adicionada uma restrição na parte inferior da célula de carga e, em oposição a esta, foi adicionada uma força de compressão de 1 N. Este valor foi escolhido pois o resultado fornecido pela análise é o fator de segurança, logo, basta multiplicar a intensidade da força aplicada por este valor, para termos como resultado a força máxima aplicável antes do início do rompimento da estrutura. Para uma maior precisão da análise, o nível de resolução foi definido como máximo.

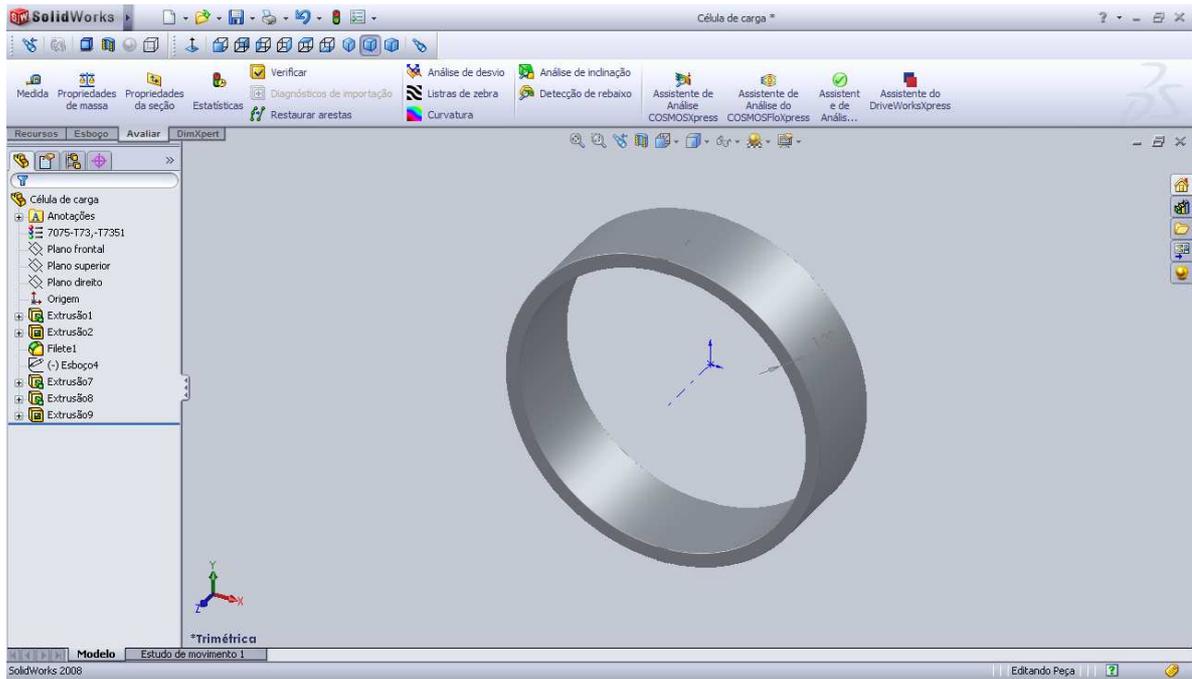


Figura 3.8 - Ambiente de trabalho do programa SolidWorks® com a representação da célula de carga.

Foram usados quatro *strain-gages* do fabricante KIOWA, modelo KFG-1-120-C1-11, como sensores; instalados e conectados para formar uma configuração de ponte completa (Figura 3.9 e Figura 3.10).

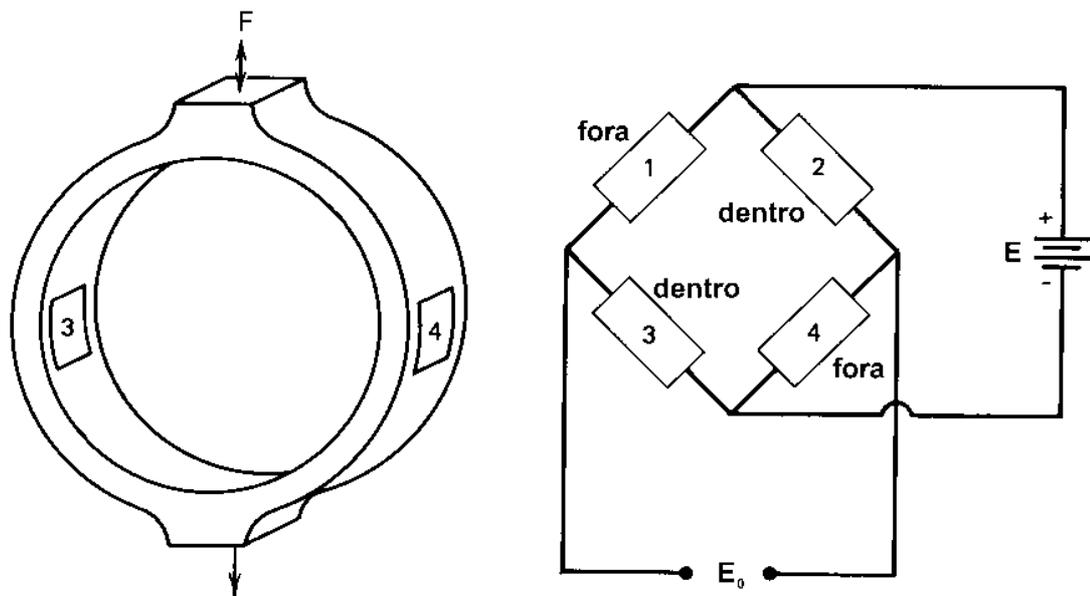


Figura 3.9 - Esboço ilustrando as localizações dos *strain-gages* (retângulos numerados) na célula de carga e conexões na ponte. F, força aplicada; E, tensão de alimentação; E_0 , tensão de saída da ponte.

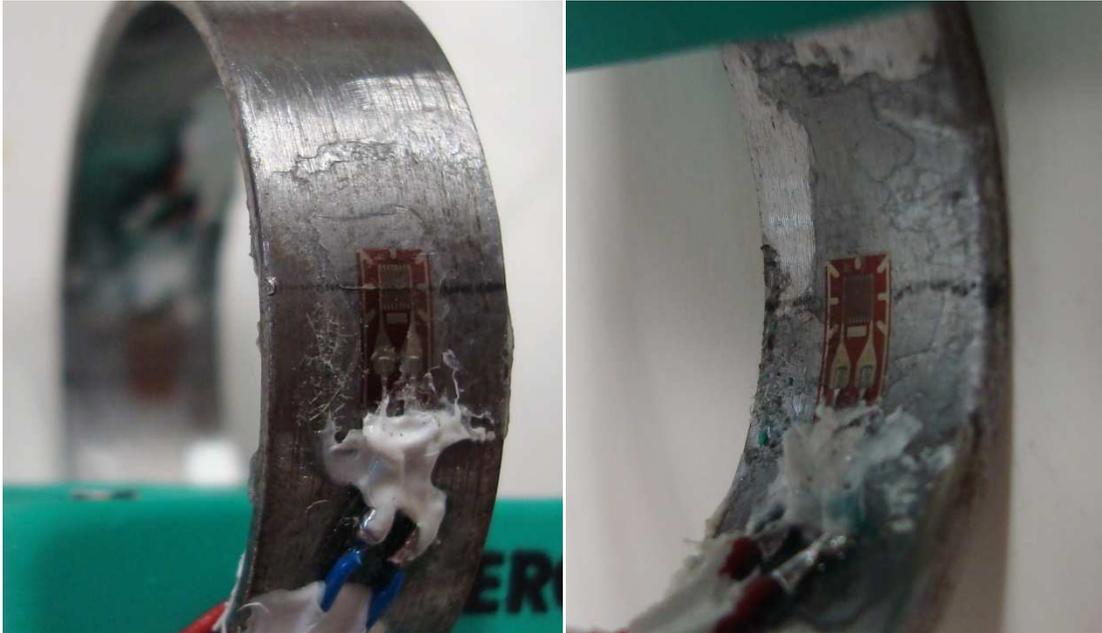


Figura 3.10 - Detalhe da localização dos *strain-gages*. À esquerda, externo; à direita, interno.

A Equação (2) representa a relação entre a entrada e a saída da ponte, como função da deformação relativa, deduzida a partir do circuito da Figura 3.11.

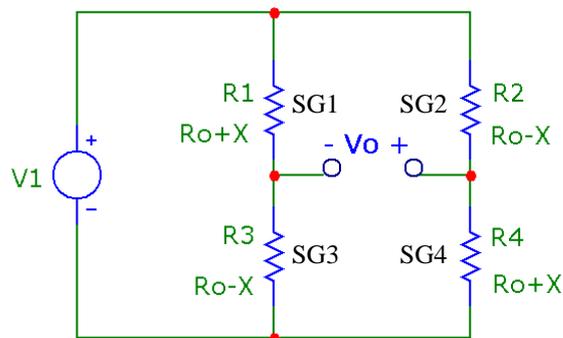


Figura 3.11 - Esquemático da configuração de ponte completa.

$$\frac{V_0}{V_1} = \left(\frac{R_4}{R_4 + R_2} - \frac{R_3}{R_3 + R_1} \right)$$

$$\frac{V_0}{V_1} = \left(\frac{R_0 + X}{R_0 + X + R_0 - X} - \frac{R_0 - X}{R_0 - X + R_0 + X} \right)$$

$$\frac{V_0}{V_1} = \left(\frac{2X}{2R_0} \right)$$

$$\frac{V_0}{V_1} = \frac{X}{R_0}$$

o fator do extensômetro, K , é definido como:

$$K = \frac{X/R_0}{\varepsilon}$$

$$\frac{X}{R_0} = K\varepsilon$$

logo, temos que:

$$\frac{V_0}{V_1} = K\varepsilon \times 10^{-3} [\text{mV}/\text{V}] \text{ com } \varepsilon \text{ em } \textit{microstrains}. \quad (2)$$

sendo V_0 a tensão de saída da ponte, V_1 a tensão de alimentação, R_0 a resistência inicial, X a variação de resistência nos *strain-gages* e ε a deformação relativa.

A calibração da célula de carga foi realizada estática e dinamicamente. Na calibração estática, fixou-se adequadamente a célula e sobre esta foram adicionados pesos conhecidos; criando uma força de compressão e estimulando os sensores. Os valores de tensão elétrica gerados, após passarem pelo condicionador, foram medidos com auxílio de um multímetro digital. Para a calibração dinâmica a célula foi novamente fixada e, impactos isolados, foram executados com uma pequena barra metálica. O objetivo era obter a frequência de ressonância da célula de carga. Ensaios foram realizados também após a instalação da ponta de borracha, colocada para proteção dos indivíduos. Utilizou-se o *software* LabVIEW™ para a aquisição dos dados.

A Figura 3.12 mostra o esquemático do condicionador de sinais desenvolvido com o auxílio do *software* EAGLE da CadSoft Computer.

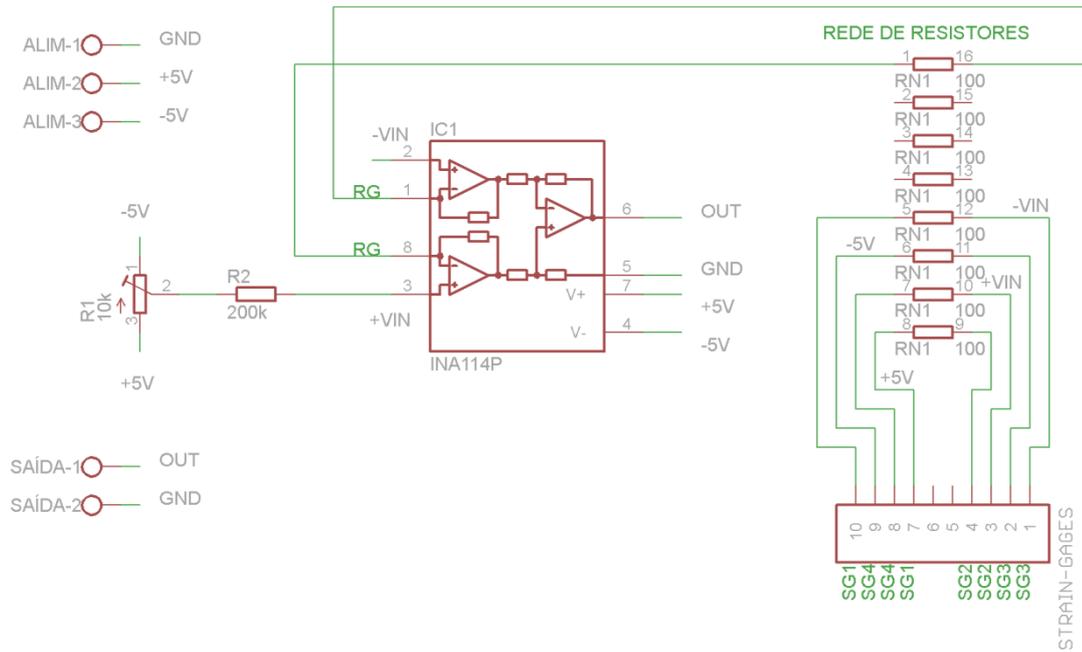


Figura 3.12 - Esquemático do condicionador de sinais desenvolvido.

Resistores de $100\ \Omega$ foram colocados em série com cada um dos *strain-gages*, para limitar suas respectivas correntes. As variações de resistência nos sensores, causadas pela deformação da célula de carga, são amplificadas pelo amplificador de instrumentação, INA114, que foi configurado para produzir um ganho de 500 vezes, através do resistor de $100\ \Omega$ conectado entre os pinos 1 e 8. Através do potenciômetro pode ser ajustado o balanceamento da ponte. O condicionador desenvolvido pode ser visualizado na Figura 3.13.

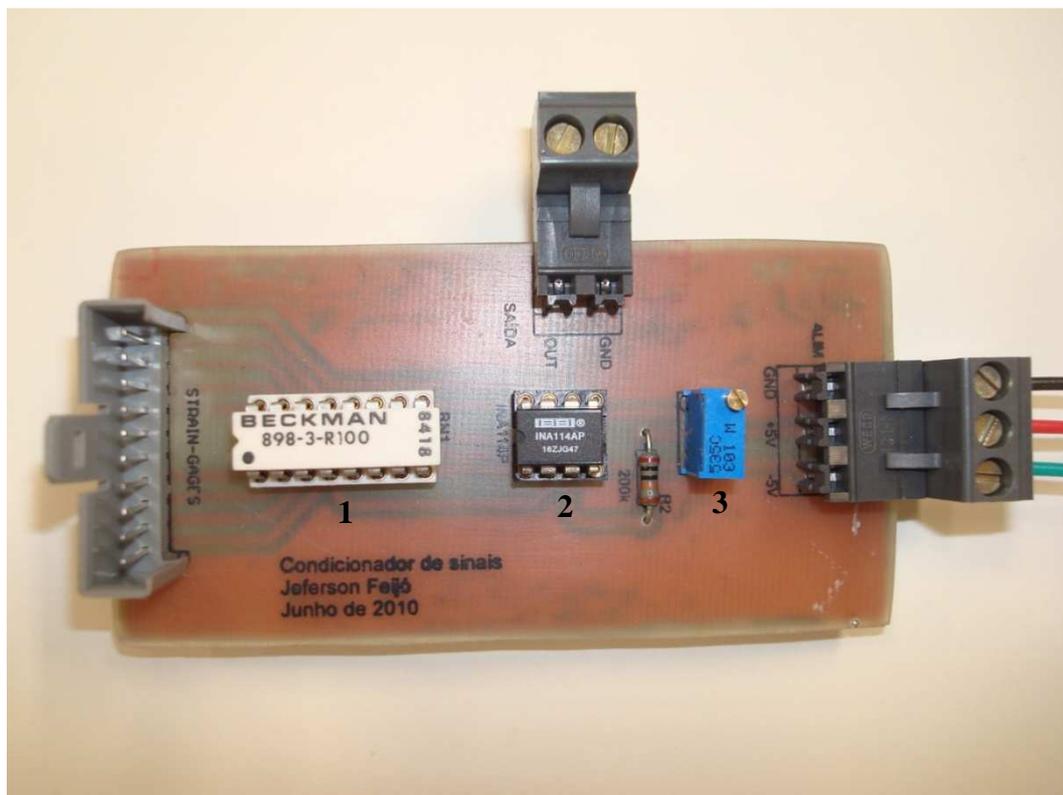


Figura 3.13 - Fotografia do condicionador de sinais desenvolvido: 1 – a rede de resistores, 2 – o amplificador INA114 e 3 – o potenciômetro.

Foi realizado um teste do condicionador, aplicando-se uma função seno de baixa frequência e amplitude à entrada.

3.3 ROTINA PARA AQUISIÇÃO DOS SINAIS

Para a realização da aquisição dos dados foi criada uma rotina no *software* LabVIEW™ (Figura 3.14). A rotina recebe os dados adquiridos pela placa NI USB-6008 e os registra em um arquivo com extensão “.lvm”. Da forma como foi desenvolvida, a rotina armazena os dados dos diferentes canais em um único arquivo. Neste, são salvas diversas informações em um cabeçalho e os dados dos canais são separados em colunas (Figura 3.15).

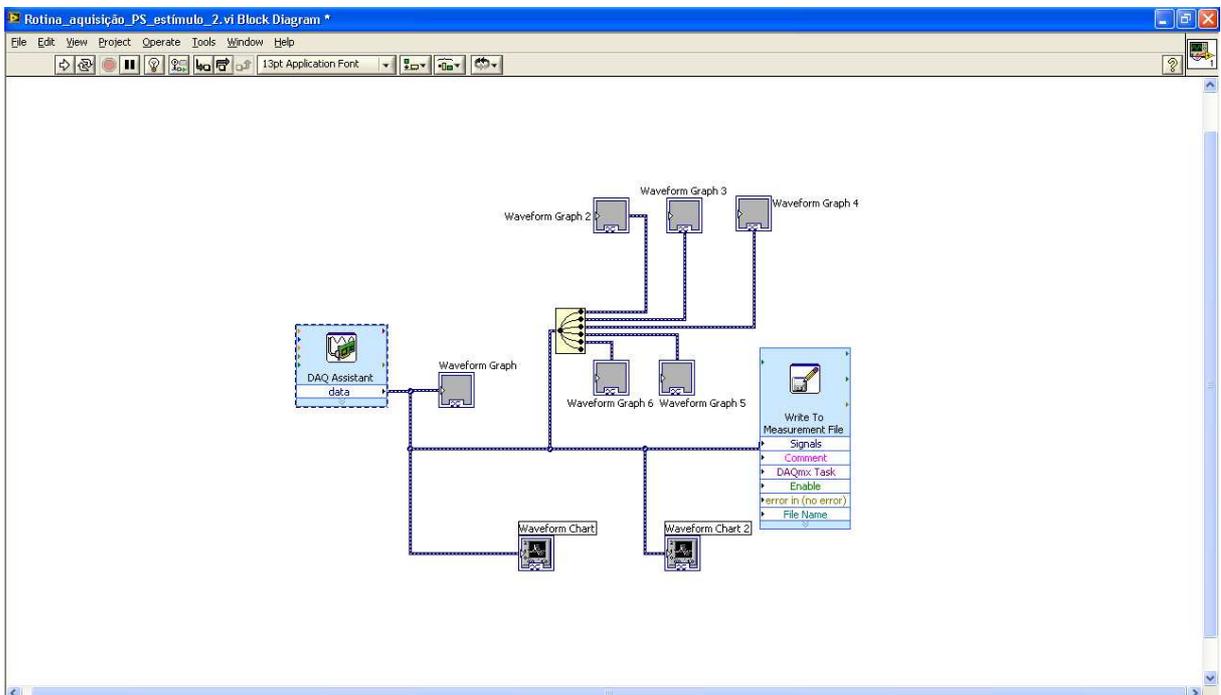


Figura 3.14 - Rotina para a aquisição dos dados na janela de diagrama de blocos do LabVIEW™.

```

PS - Bloco de notas
Arquivo  Editar  Formatar  Exibir  Ajuda
LabVIEW Measurement
Writer_Version 0.92
Reader_Version 1
Separator Tab
Multi_Headings No
X_columns One
Time_Pref Absolute
Operator guilherme
Date 2010/06/22
Time 20:15:16.879654
***End_of_Header***

Channels 5
Samples 6000 6000 6000 6000 6000
Date 2010/06/22 2010/06/22 2010/06/22 2010/06/22 2010/06/22 2010/06/22
Time 20:15:19.888154 20:15:19.888154 20:15:19.888154 20:15:19.888154 20:15:19.888154 20:15:19.888154
Y_Unit_Label Volts Volts Volts Volts Volts
X_Dimension Time Time Time Time Time
X0 0.000000000000000E+0 0.000000000000000E+0 0.000000000000000E+0 0.000000000000000E+0 0.000000000000000E+0 0.000000000000000E+0
Delta_X 0.000500 0.000500 0.000500 0.000500 0.000500 0.000500
***End_of_Header***

X_Value Estimulo Masseter Esquerdo Masseter Direito Temporal Esquerdo Temporal Direito Comment
0.000000 -0.013944 0.018089 0.010861 -0.063779 1.345198
0.000500 -0.013944 0.007893 0.000670 -0.033190 1.406344
0.001000 -0.013944 -0.012500 0.010861 -0.033190 1.436916
0.001500 -0.013944 -0.002304 0.010861 -0.022993 1.416535
0.002000 -0.013944 -0.002304 0.010861 -0.033190 1.447107
0.002500 -0.013944 -0.002304 -0.019714 -0.053582 1.406344
0.003000 -0.024142 0.007893 -0.019714 -0.002601 1.396153
0.003500 -0.013944 0.018089 0.000670 0.038185 1.416535
0.004000 -0.013944 0.018089 0.010861 0.017792 1.406344
0.004500 -0.013944 0.007893 0.010861 0.017792 1.406344
0.005000 -0.013944 0.018089 0.000670 0.038185 1.426726
0.005500 -0.013944 0.007893 -0.009522 0.058578 1.406344
0.006000 -0.013944 0.007893 0.000670 0.089167 1.416535

```

Figura 3.15 - Exemplo de arquivo gerado pelo LabVIEW™.

Como a frequência do sinal mioelétrico fica limitada a valores inferiores a 500 Hz, com base no Teorema de Nyquist, para a adequada amostragem do sinal, foi utilizada a frequência de amostragem de 2 kHz, que é o dobro da mínima exigida pelo teorema. Garantindo-se assim, a possibilidade de reconstrução do sinal com um mínimo de perdas de informação. A rotina mostrada na Figura 3.16 foi desenvolvida para a geração dos gráficos com os dados previamente adquiridos.

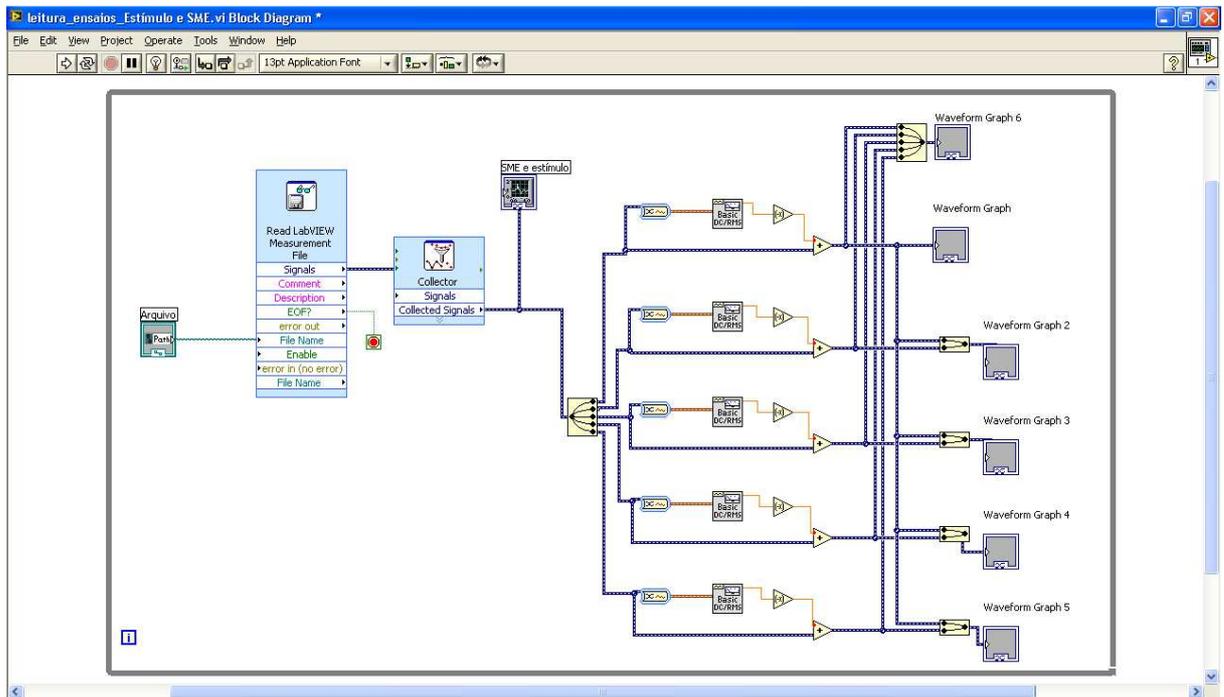


Figura 3.16 - Rotina para leitura dos dados previamente obtidos.

3.4 PROCEDIMENTO PARA AQUISIÇÃO DOS SINAIS

O procedimento utilizado para a aquisição dos sinais mioelétricos e da célula de carga envolve as seguintes etapas:

- preparação do sistema, envolvendo a inicialização do programa LabVIEW™ com a rotina de aquisição de sinais;
- limpeza da pele do voluntário onde serão colocados os eletrodos;
- acomodação do voluntário confortavelmente em um assento;
- colocação dos pares de eletrodos em cada um dos quatro músculos, masseter direito, masseter esquerdo, temporal anterior direito e temporal anterior esquerdo, além de um eletrodo de referência na parte central da testa;
- preparação do atirador, com a célula de carga adaptada à munição, posicionando-o próximo ao queixo do voluntário;
- solicitar ao voluntário que execute e sustente contração dos músculos durante a aquisição dos dados;
- início da aquisição dos sinais no programa;
- acionamento do gatilho do atirador, lançando a munição e gerando o impacto no queixo;
- armazenamento dos dados gerados.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 TESTE DO SISTEMA DE CONDICIONAMENTO

A Figura 4.1 apresenta um teste realizado no condicionador, em que a entrada é uma função seno de baixa frequência e amplitude; os sinais foram filtrados digitalmente para melhor visualização.

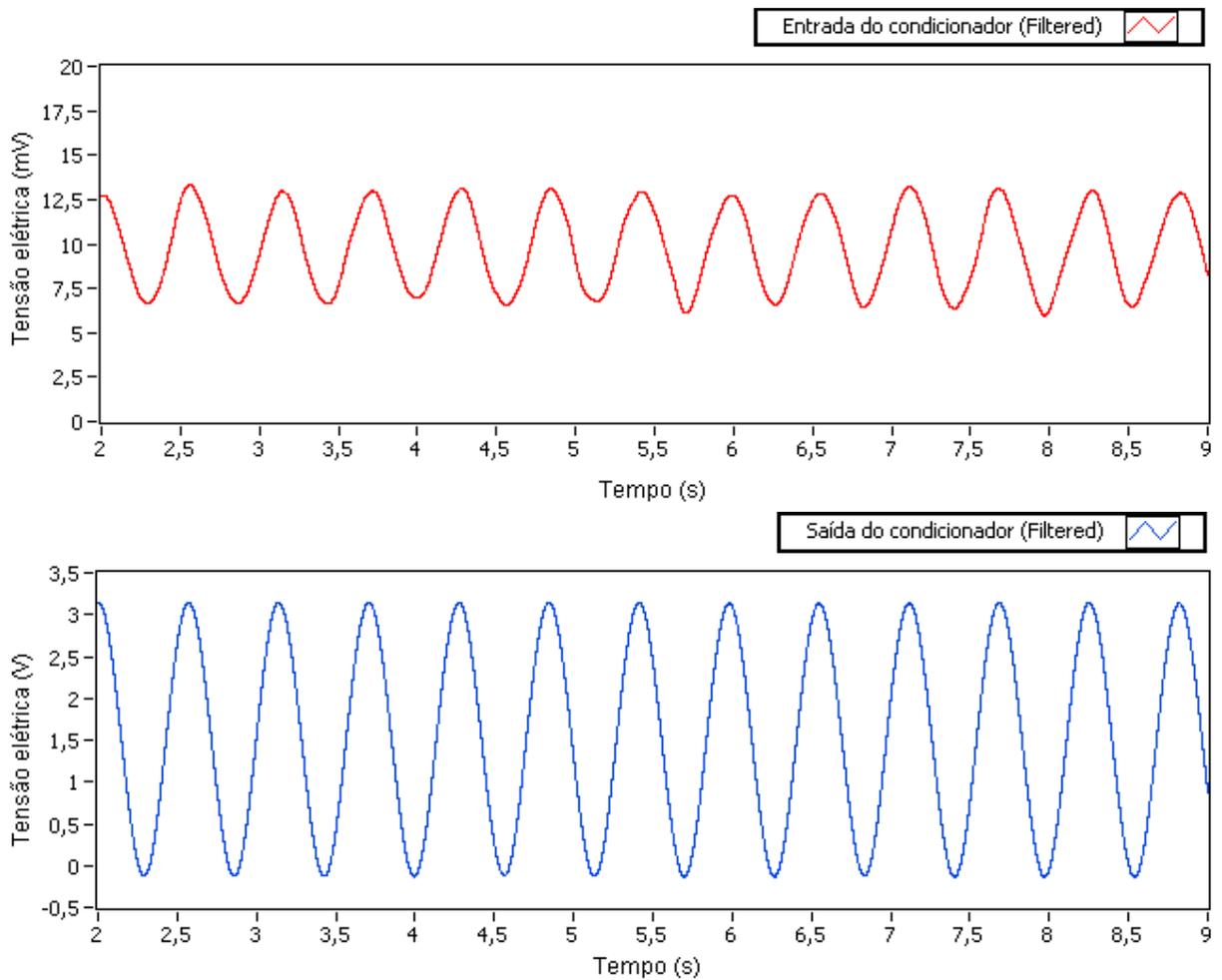


Figura 4.1 - Teste realizado com o condicionador. Acima, sinal de entrada; abaixo, sinal de saída.

4.2 RESULTADOS DO PROCESSO DE CALIBRAÇÃO

A Tabela 4.1 mostra os dados obtidos na calibração estática utilizados para gerar o gráfico da Figura 4.2.

Tabela 4.1 - Valores obtidos no processo de calibração da célula de carga alimentada com 10 Volts.

Peso (kgf)	Tensão (mV)
0	0
0,2	66
0,4	117
0,6	171
0,8	247
1	296
1,2	372
1,4	436
1,6	502
1,8	552
2	634
3	937
4	1288

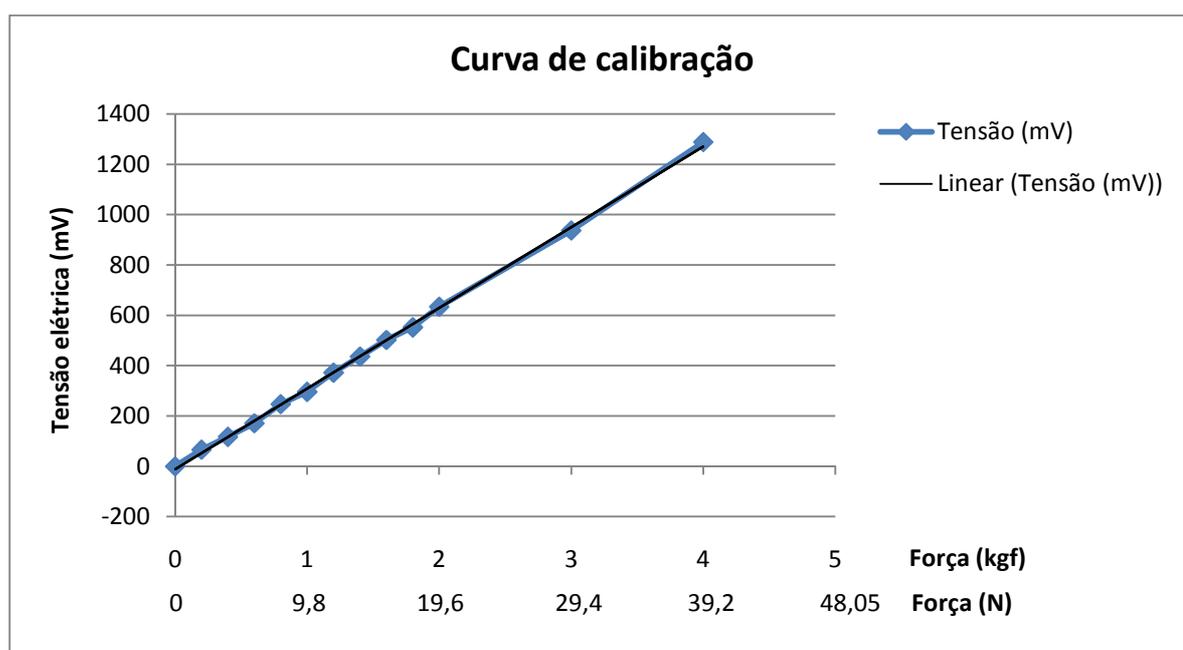


Figura 4.2 - Curva de calibração estática da célula de carga.

A Equação (3) apresenta o ajuste linear da curva de calibração da Figura 4.2, considerando-se os valores de força em Newtons.

$$y(x) = 33,335x - 18,53 \text{ mV} \quad (3)$$

A sensibilidade da célula de carga, definida como a razão da variação na saída pela variação da entrada, é dada por:

$$S = \frac{dy}{dx} = 33,335 \text{ mV/N}$$

As Figuras 4.3 e 4.4 mostram o comportamento da célula de carga, sem a ponta de borracha, no domínio do tempo e da frequência, respectivamente, e as Figuras 4.5 e 4.6 mostram os mesmos tipos de gráficos para o comportamento da célula de carga, agora com a ponta de borracha instalada.

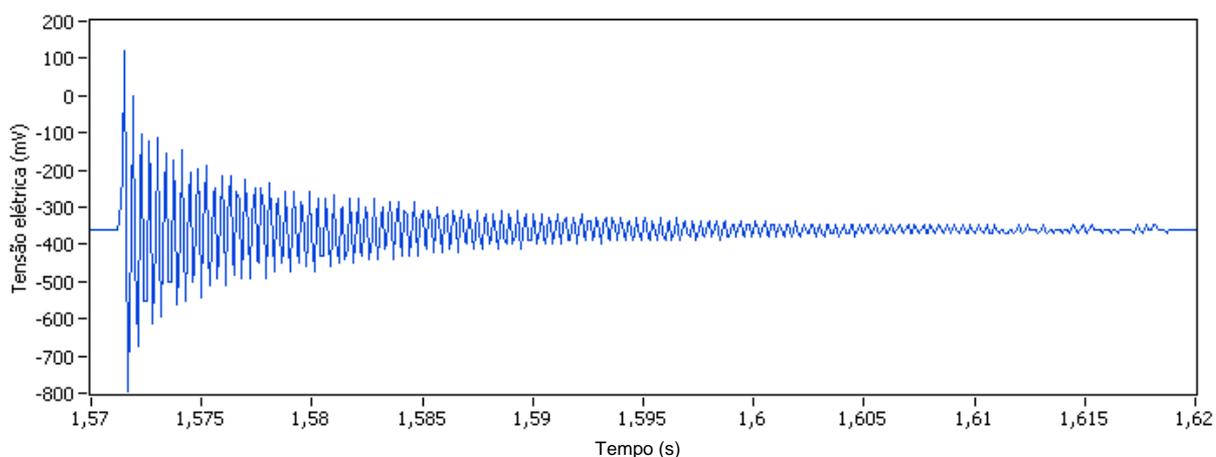


Figura 4.3 - Gráfico do comportamento da célula de carga no domínio do tempo, sem a ponta de borracha, após excitação com uma barra metálica.

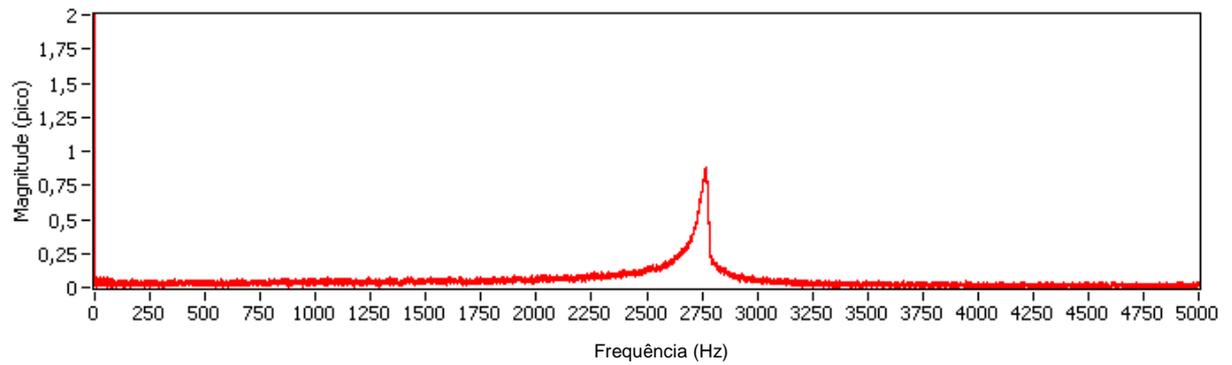


Figura 4.4 - Gráfico do comportamento da célula de carga no domínio da frequência, sem a ponta de borracha, após excitação com uma barra metálica.

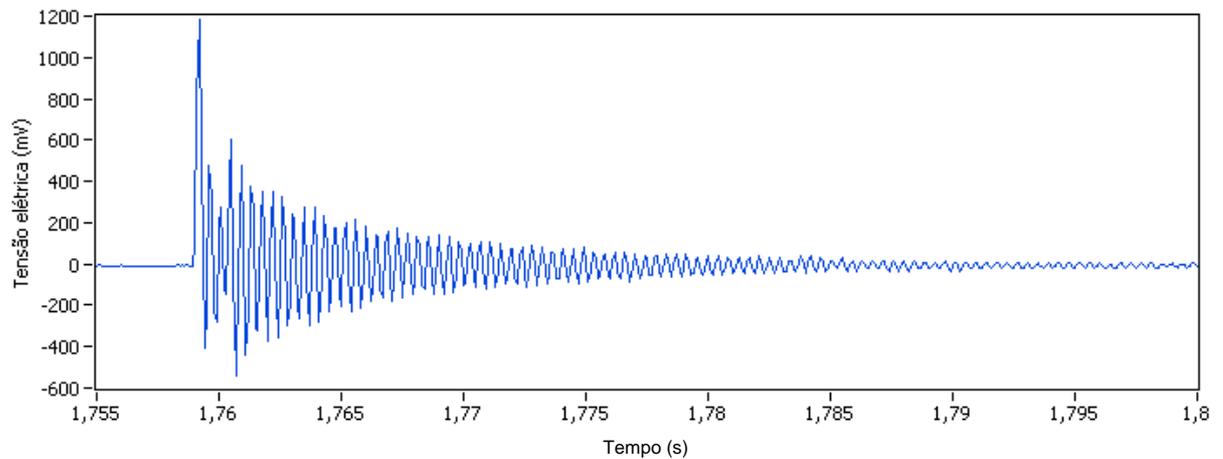


Figura 4.5 - Gráfico do comportamento da célula de carga no domínio do tempo, com a ponta de borracha, após excitação com uma barra metálica.

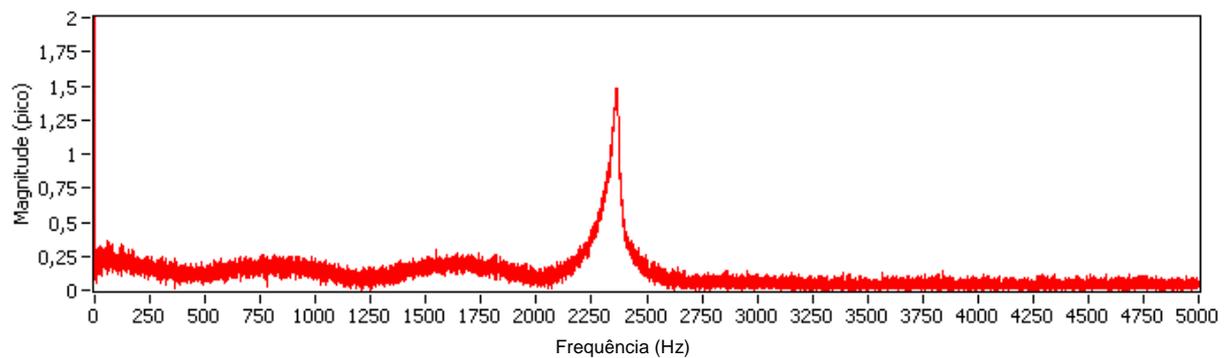


Figura 4.6 - Gráfico do comportamento da célula de carga no domínio da frequência, com a ponta de borracha, após excitação com uma barra metálica.

Analisando-se os gráficos das Figuras 4.4 e 4.6, foram obtidas as seguintes frequências de ressonância para a célula de carga sem a ponta de borracha e com a ponta de borracha: 2767 Hz e 2365 Hz, respectivamente.

4.3 RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES

As Figuras 4.7 a 4.14 mostram os resultados das simulações da célula de carga realizadas no programa SolidWorks®. Como não foi possível identificar o tipo de têmpera da liga SAE 7075 utilizada na construção da célula de carga, optou-se pela simulação desta liga com os parâmetros de dois tipos de têmpera, disponíveis no Handbook da SAE (1997). As quatro primeiras figuras são referentes à liga SAE 7075-T6 e as outras quatro à liga SAE 7075-T73.

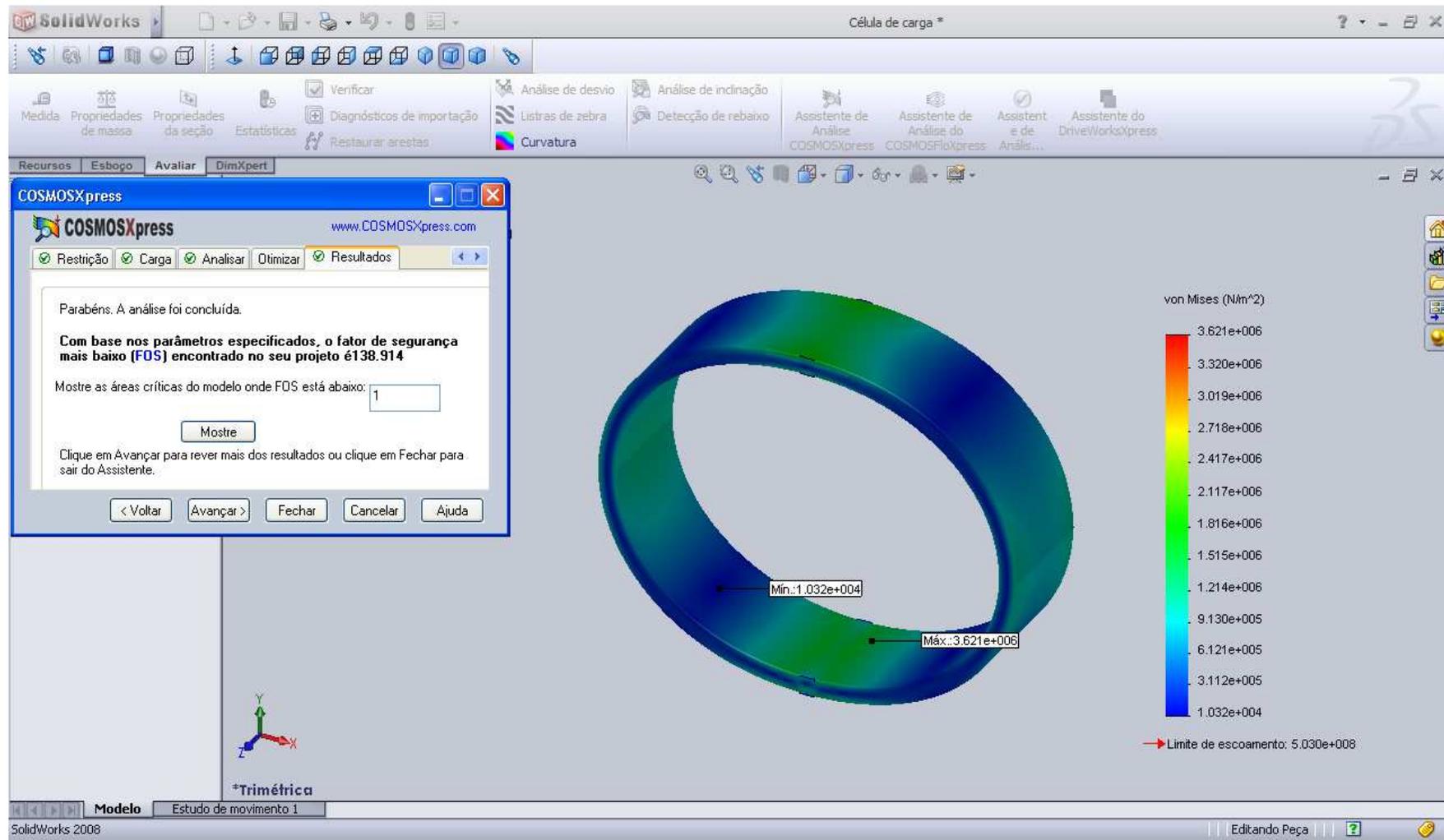


Figura 4.7 - Ambiente de trabalho do programa SolidWorks® com a representação da célula de carga após simulação com o assistente de análise COSMOSXpress, com uma força aplicada de 1 Newton e material SAE 7075-T6.

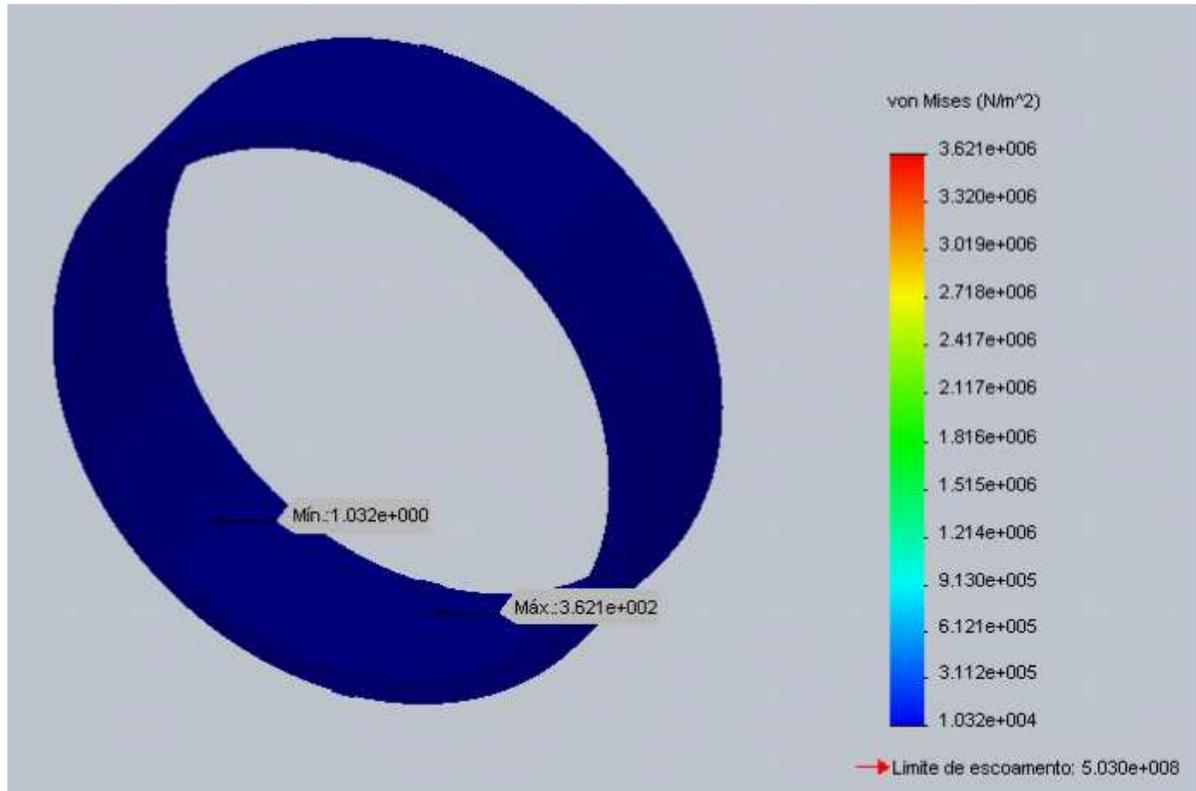


Figura 4.8 - Momento inicial da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T6.

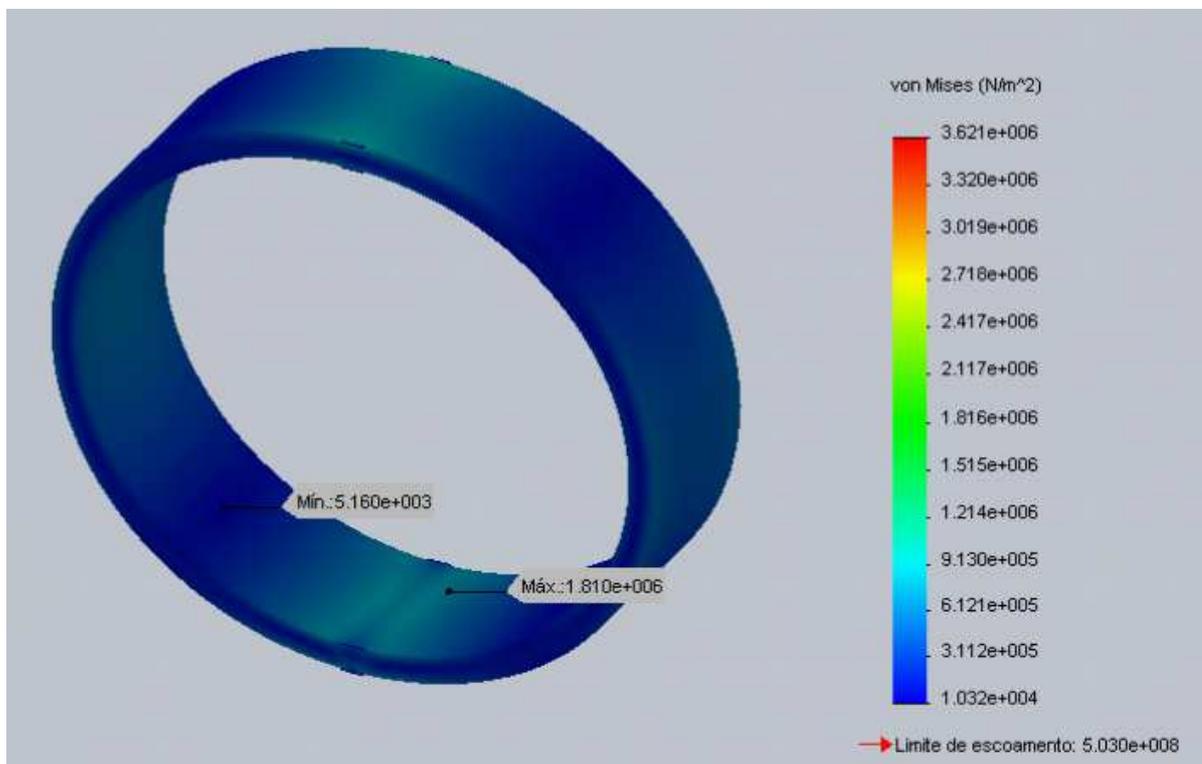


Figura 4.9 - Momento intermediário da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T6.

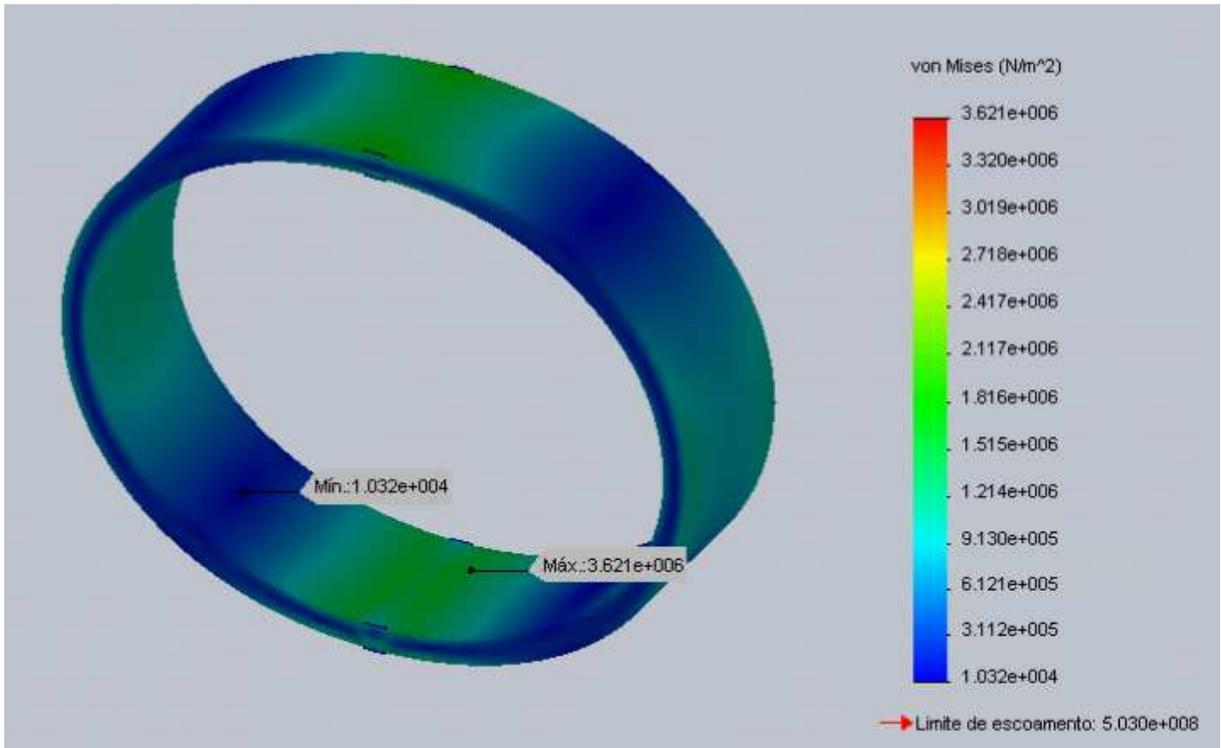


Figura 4.10 - Momento final da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T6.

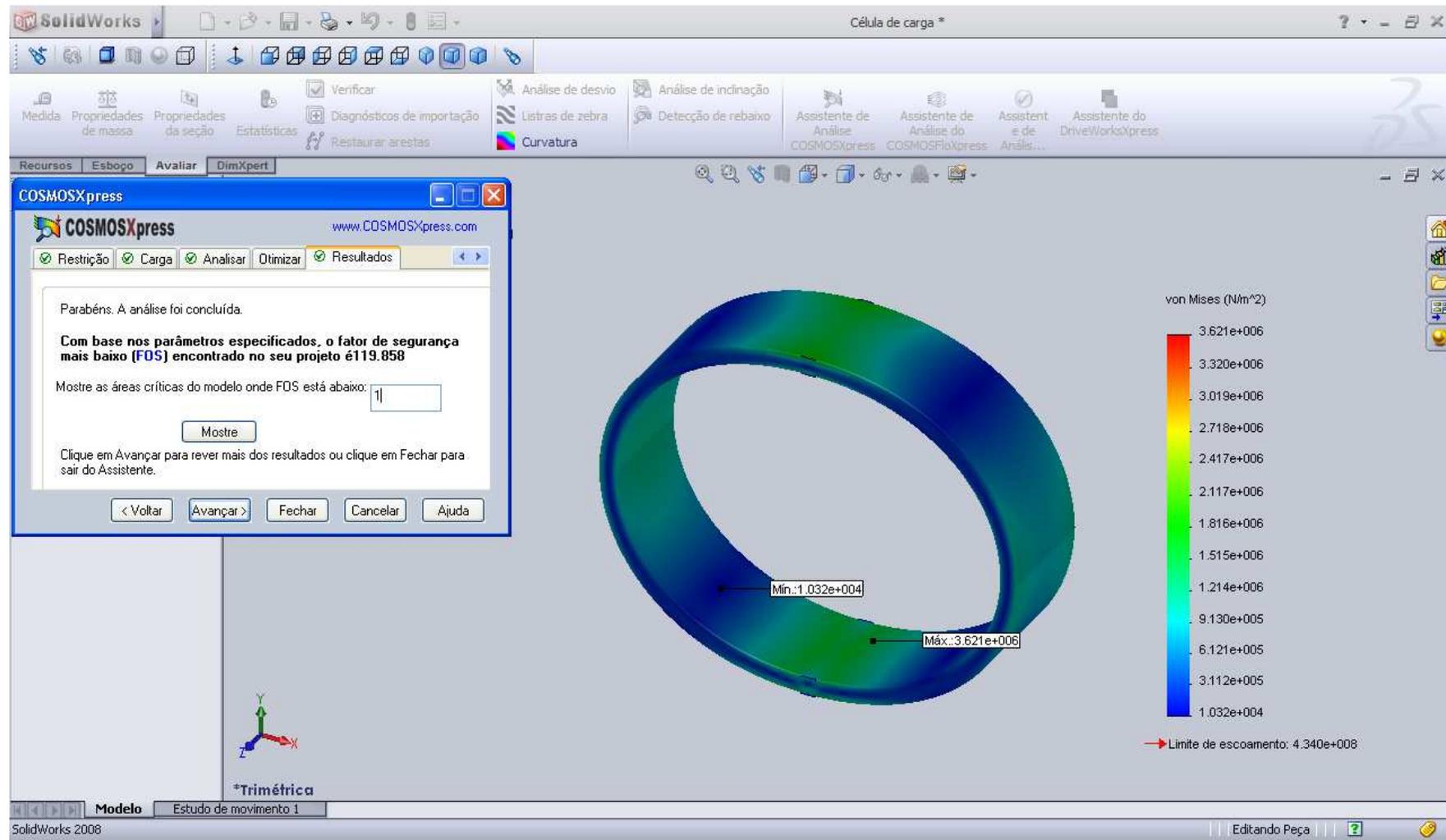


Figura 4.11 - Ambiente de trabalho do programa SolidWorks® com a representação da célula de carga após simulação com o assistente de análise COSMOSXpress, com uma força aplicada de 1 Newton e material SAE 7075-T73.

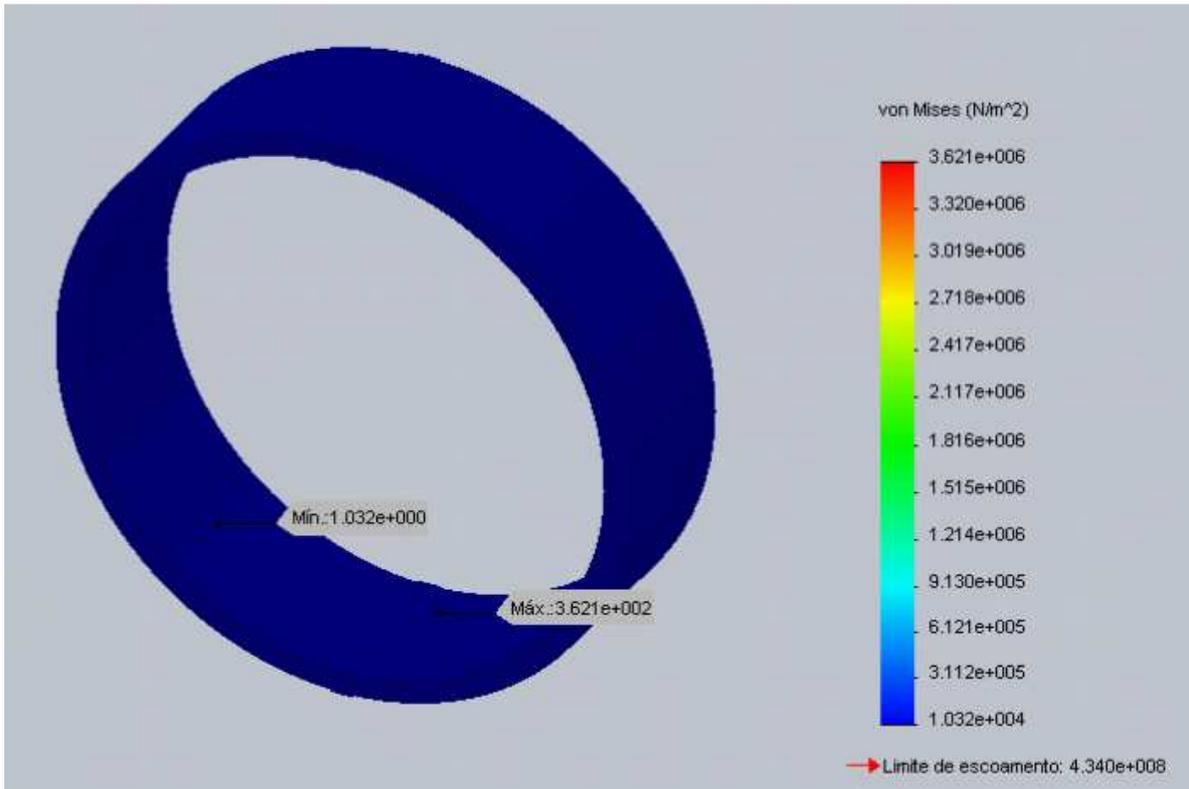


Figura 4.12 - Momento inicial da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T73.

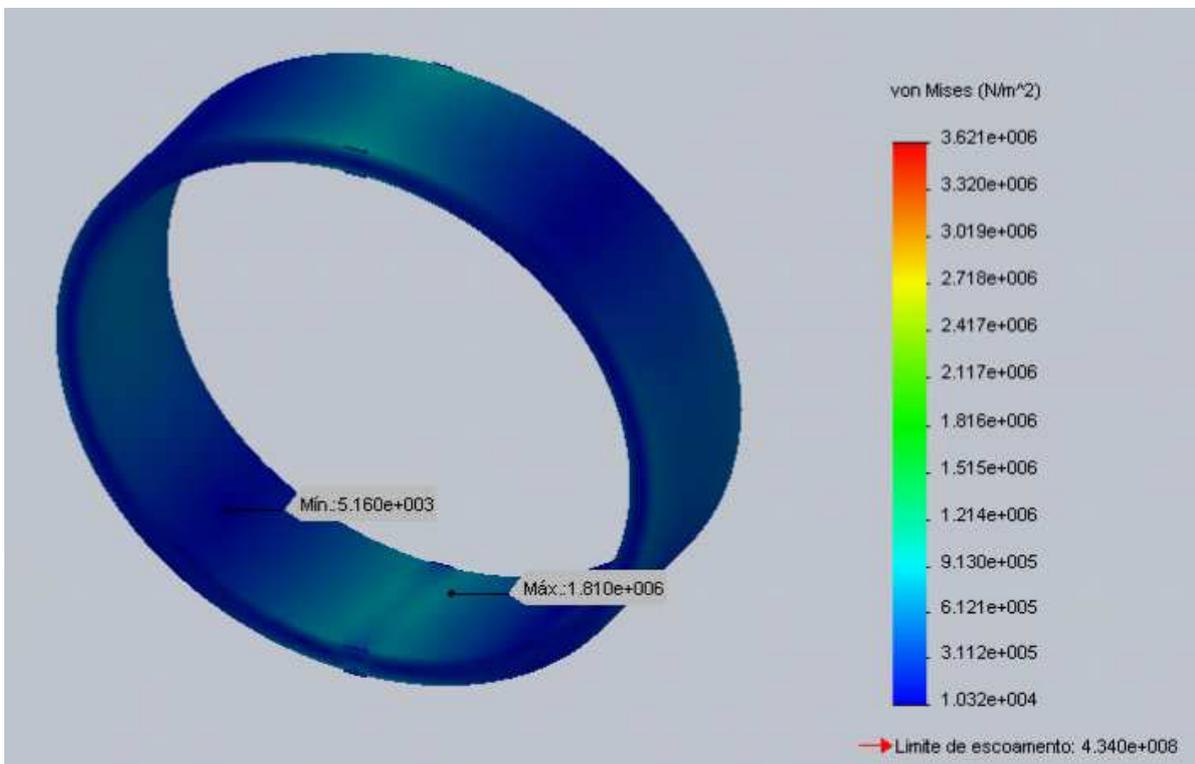


Figura 4.13 - Momento intermediário da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T73.

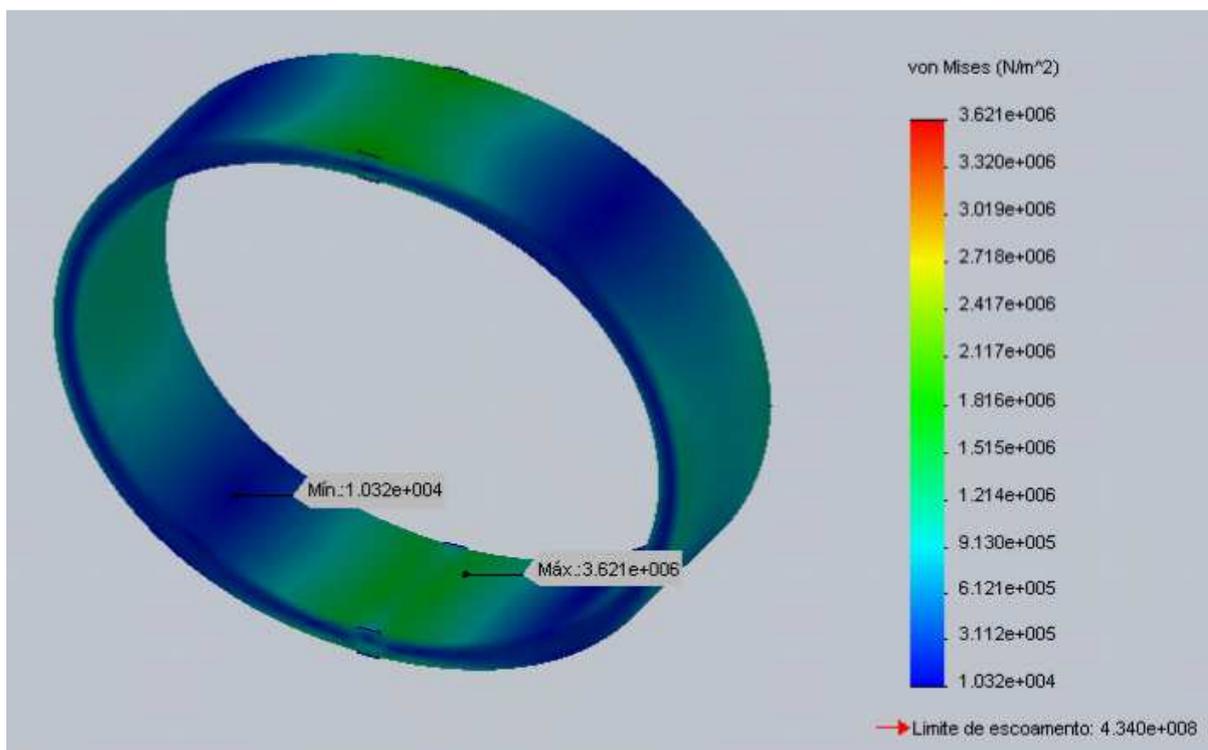


Figura 4.14 - Momento final da simulação representando a distribuição de forças e a ilustração da deformação na célula de carga; material SAE 7075-T73.

As simulações demonstraram que os valores máximos de força suportada pela célula, antes do rompimento da estrutura, para as ligas de alumínio, SAE 7075-T6 e SAE 7075-T73, são respectivamente, 14,072 kgf (138,914 N) e 12,135 kgf (119,858 N) valores que são próximos do valor para o qual foi projetada a célula de carga e, conseqüentemente, bem acima do limite de força considerada agressiva para os pacientes (Figura 4.7 e Figura 4.11).

4.4 RESULTADOS DOS ENSAIOS PARA AQUISIÇÃO DO PERÍODO DE SILÊNCIO

As Figuras 4.15 a 4.44 mostram os resultados dos ensaios, obtidos a partir do procedimento descrito no capítulo anterior, realizados em três voluntários.

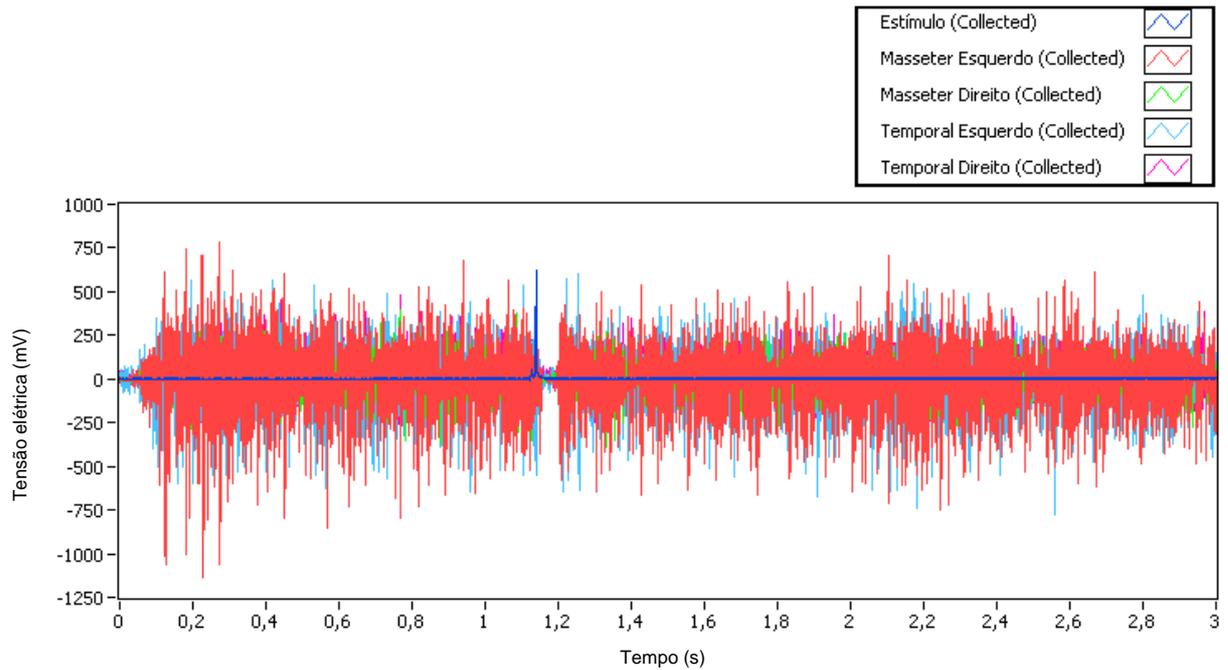


Figura 4.15 - Sinais miométricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário. Cores conforme legenda.

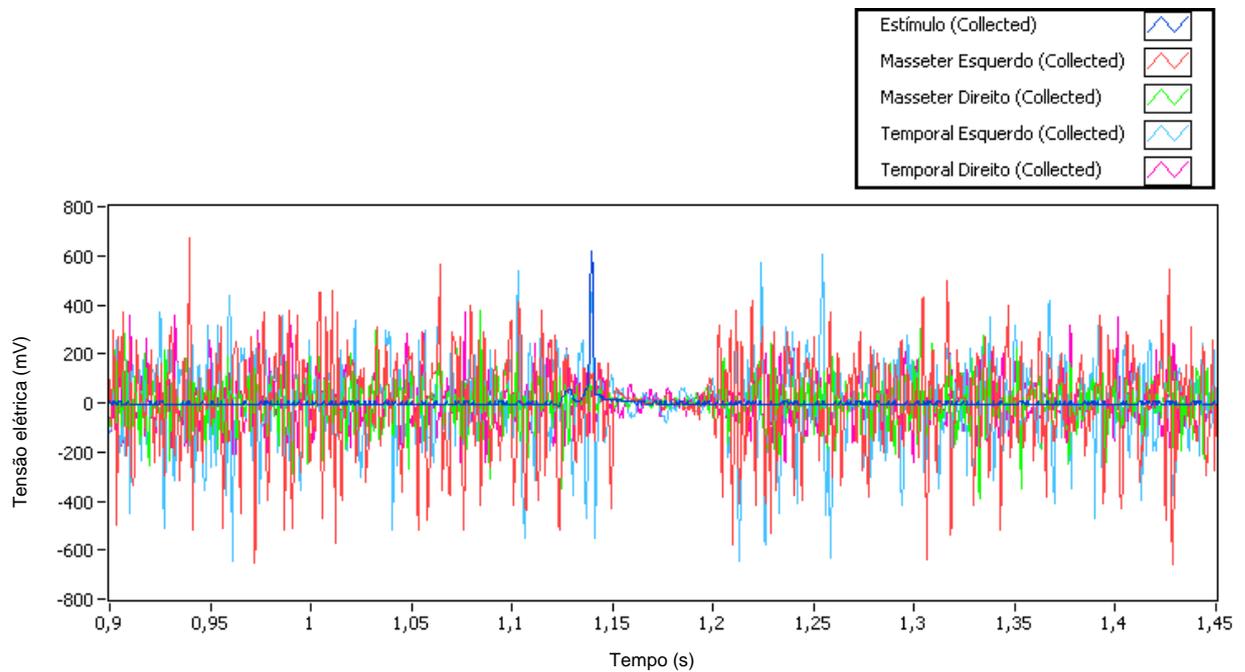


Figura 4.16 - Ampliação dos sinais miométricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário. Cores conforme legenda.

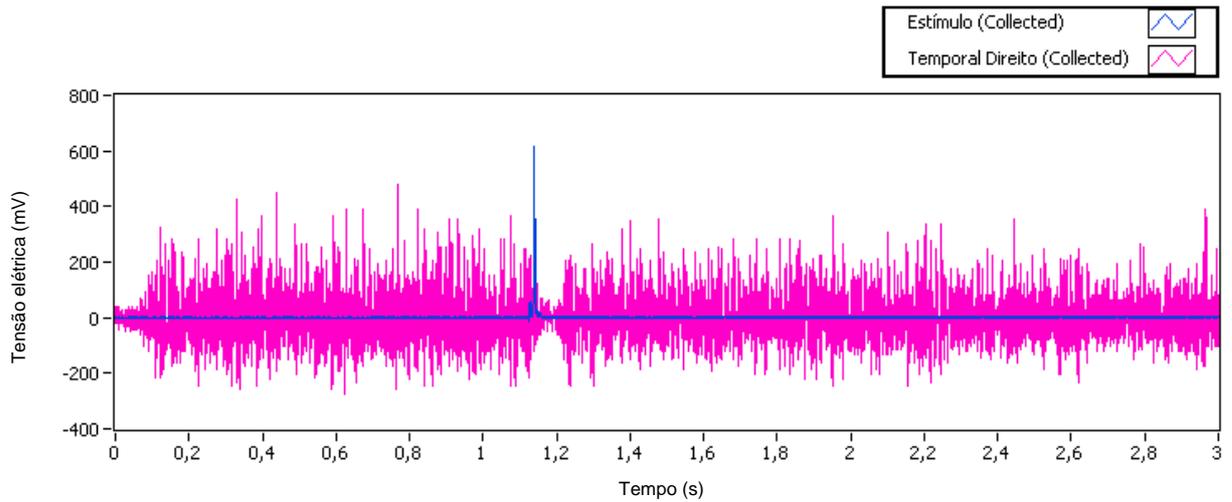


Figura 4.17 - Sinal mioelétrico do músculo temporal direito e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário. Cores conforme legenda.

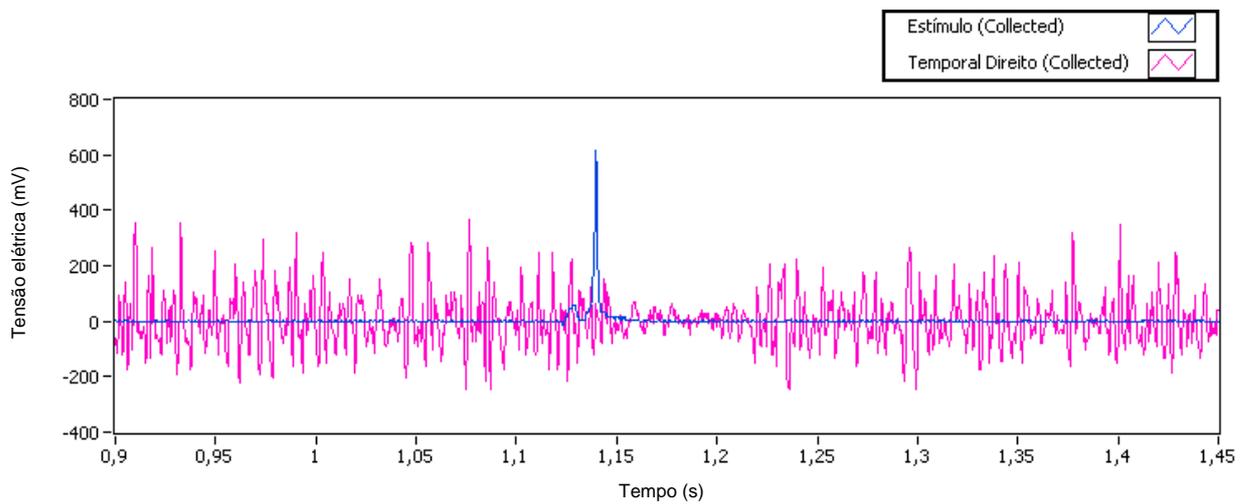


Figura 4.18 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário. Cores conforme legenda.

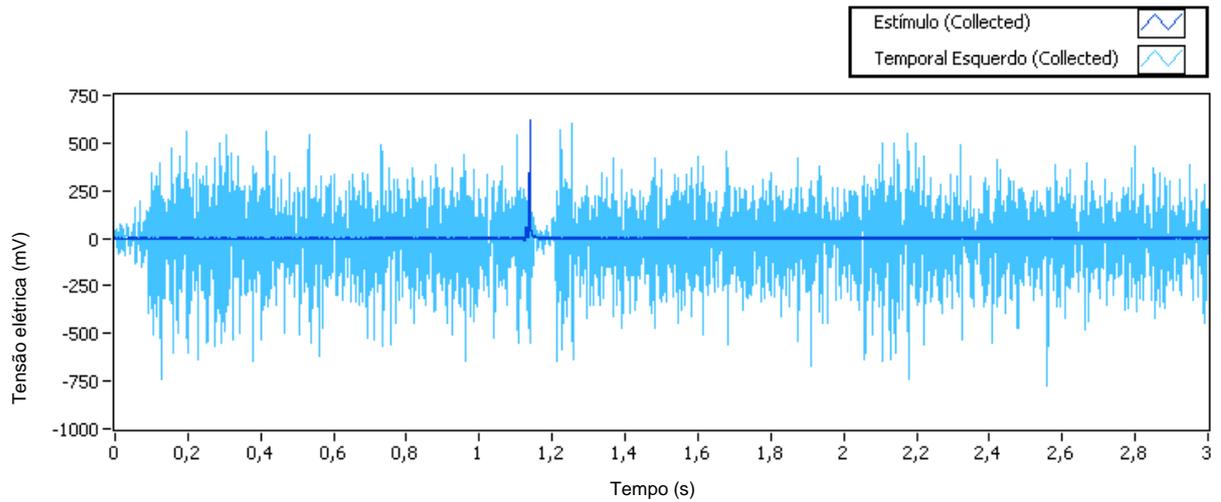


Figura 4.19 - Sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário. Cores conforme legenda.

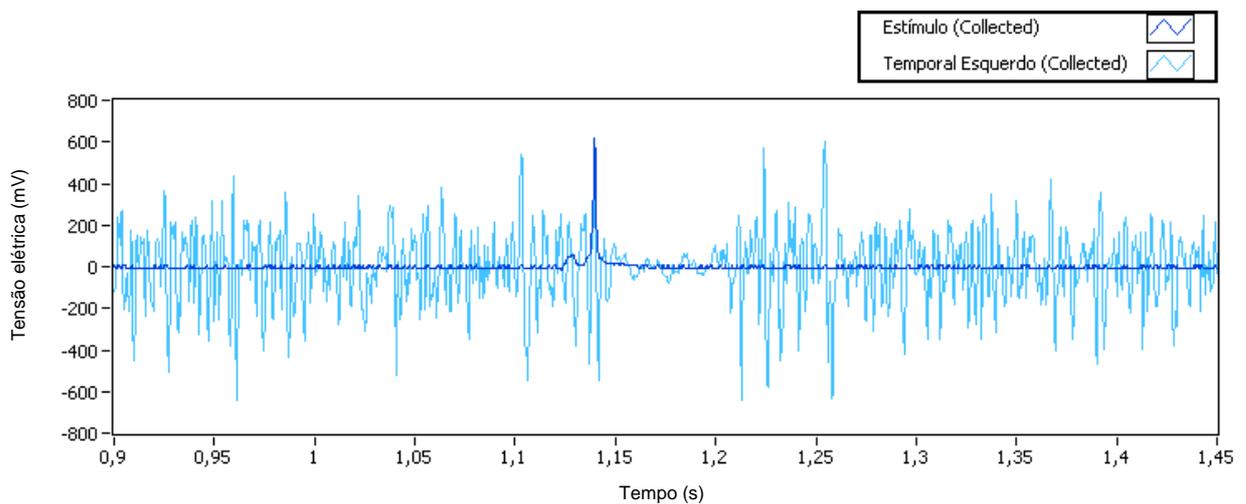


Figura 4.20 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário. Cores conforme legenda.

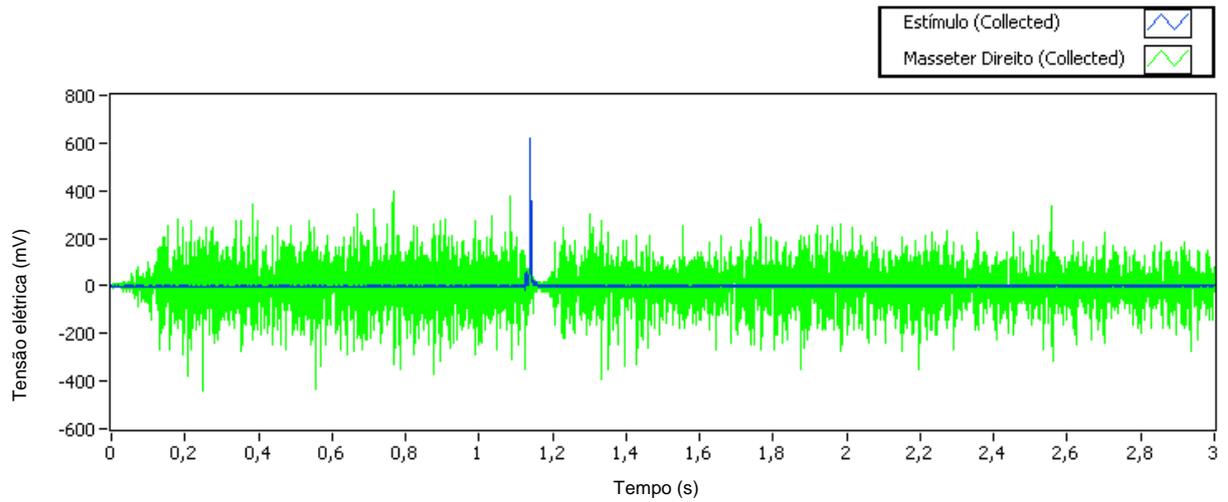


Figura 4.21 - Sinal mioelétrico do músculo masseter direito e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário. Cores conforme legenda.

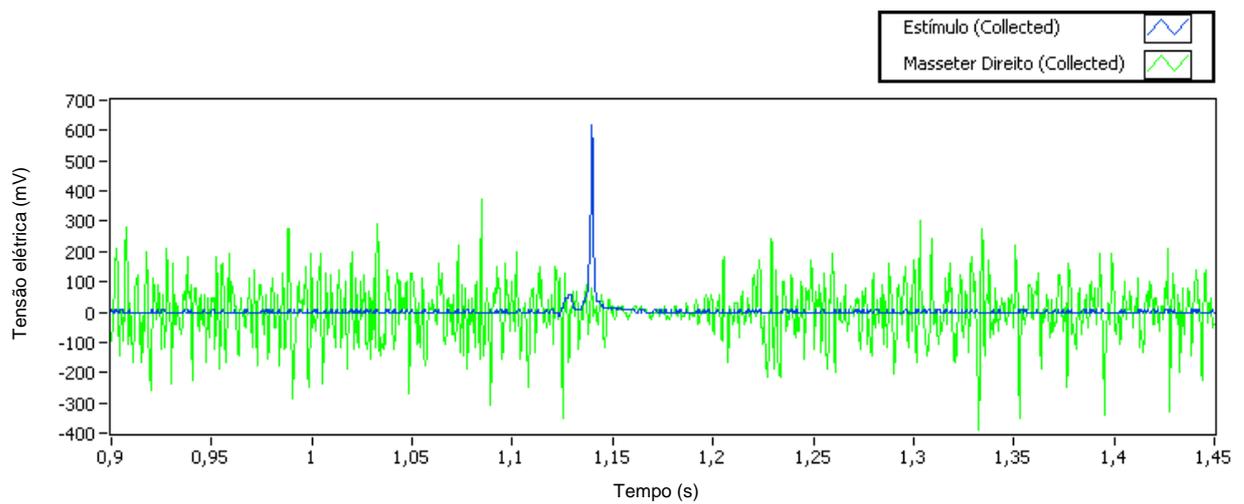


Figura 4.22 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário. Cores conforme legenda.

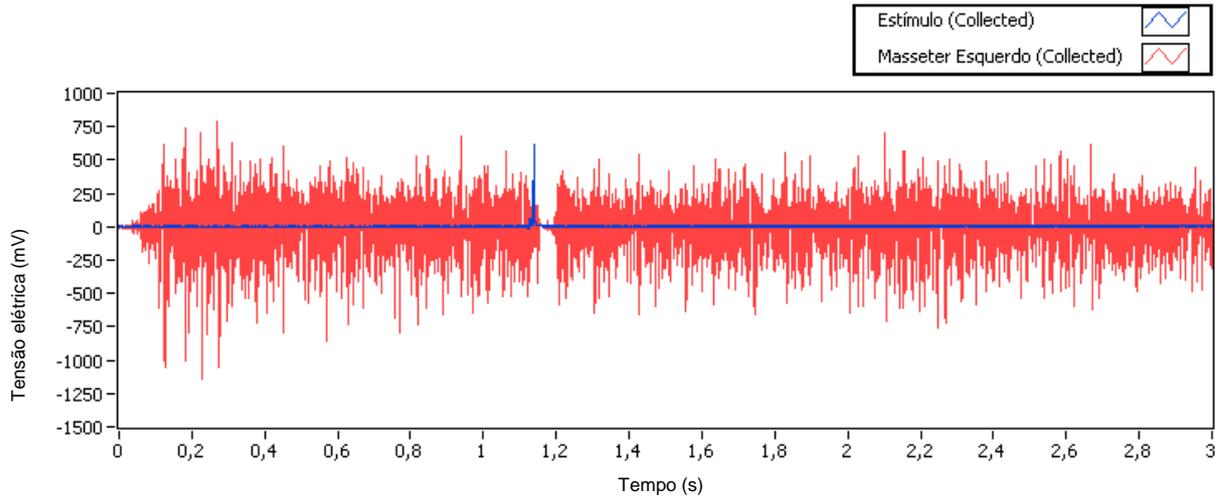


Figura 4.23 - Sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário. Cores conforme legenda.

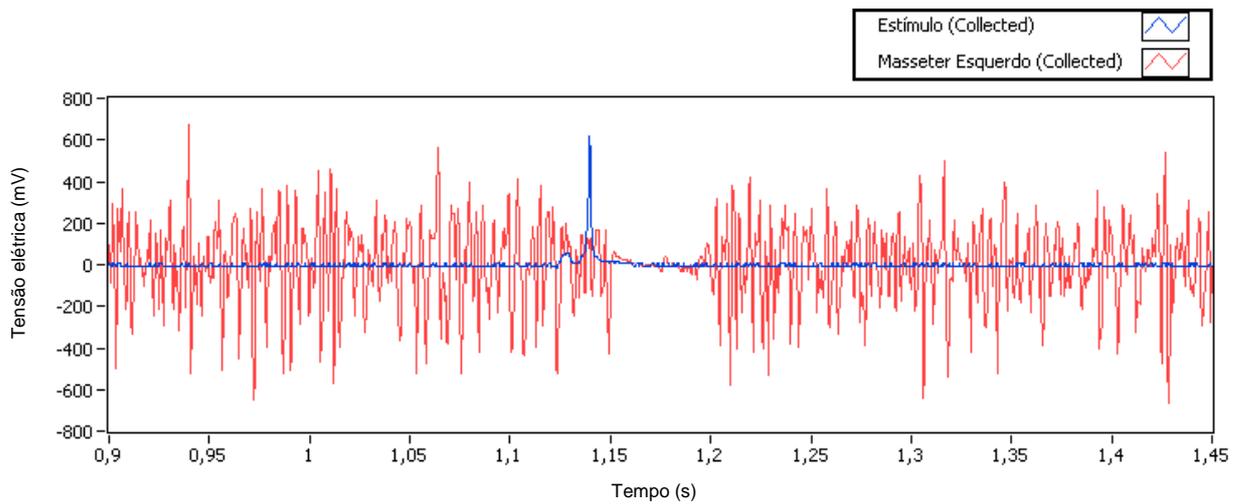


Figura 4.24 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao primeiro voluntário. Cores conforme legenda.

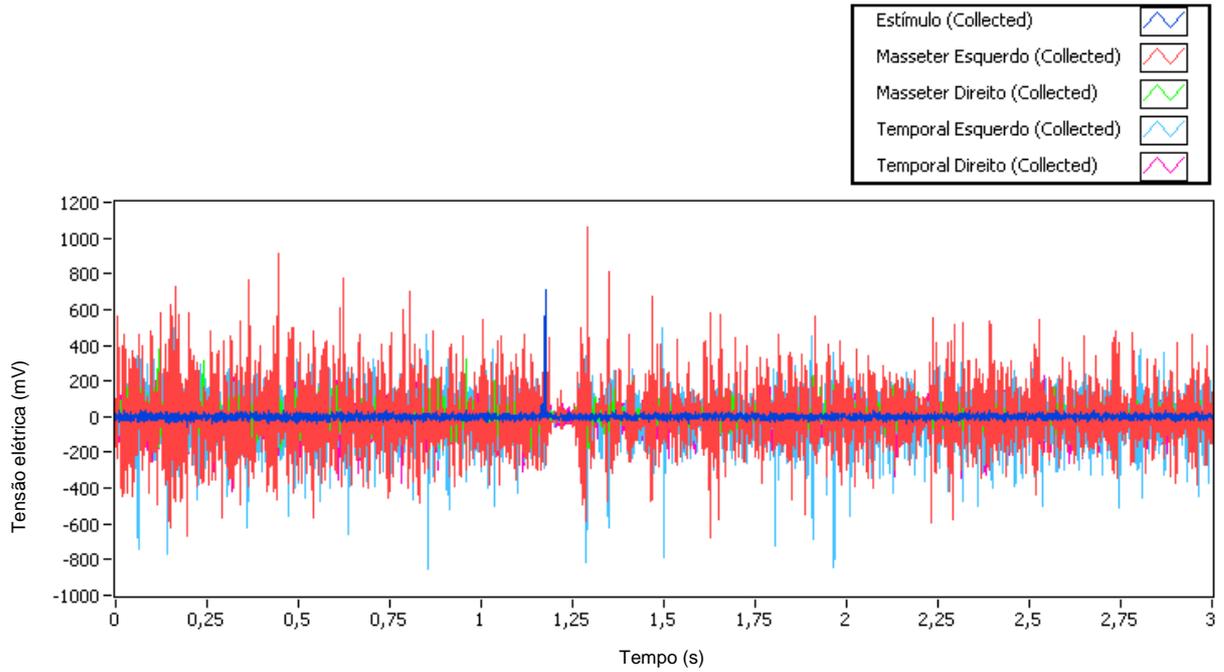


Figura 4.25 - Sinais mioelétricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário. Cores conforme legenda.

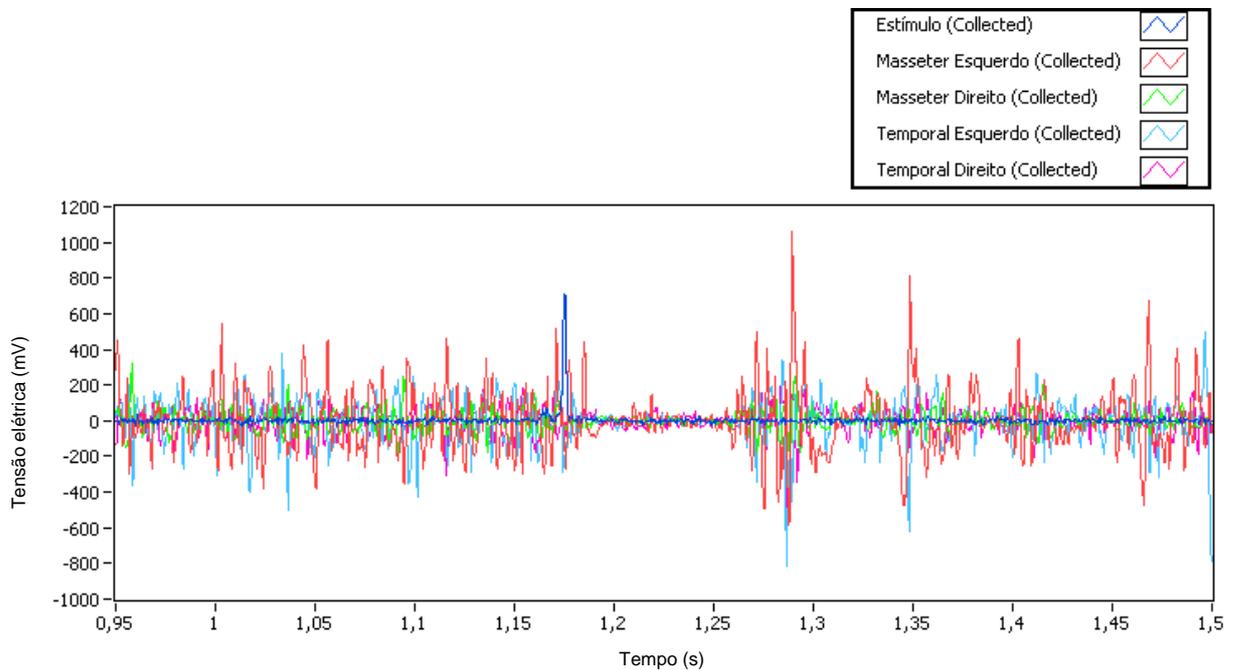


Figura 4.26 - Ampliação dos sinais mioelétricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário. Cores conforme legenda.

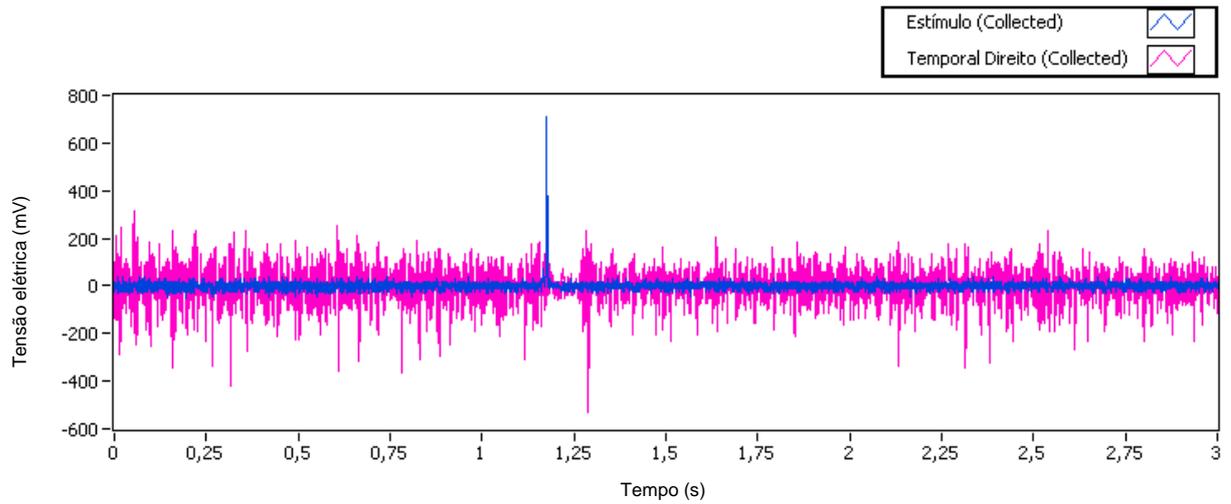


Figura 4.27 - Sinal mioelétrico do músculo temporal direito e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário. Cores conforme legenda.

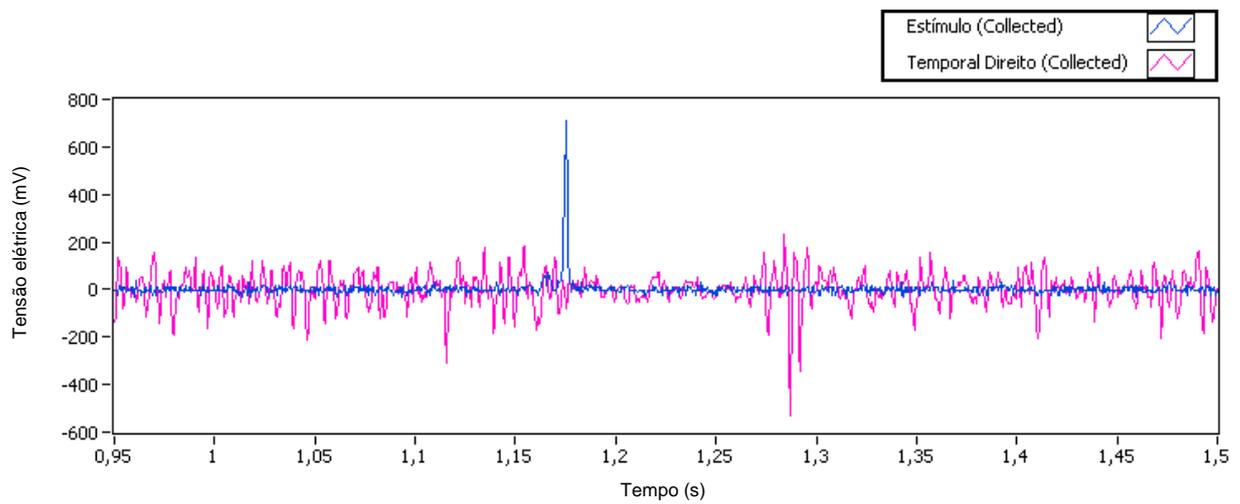


Figura 4.28 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário. Cores conforme legenda.

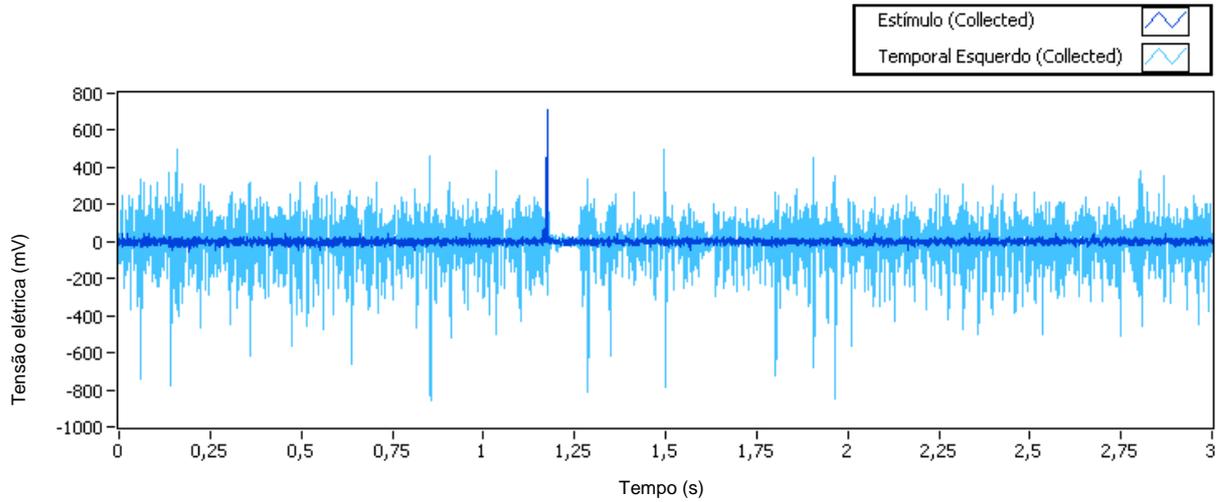


Figura 4.29 - Sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário. Cores conforme legenda.

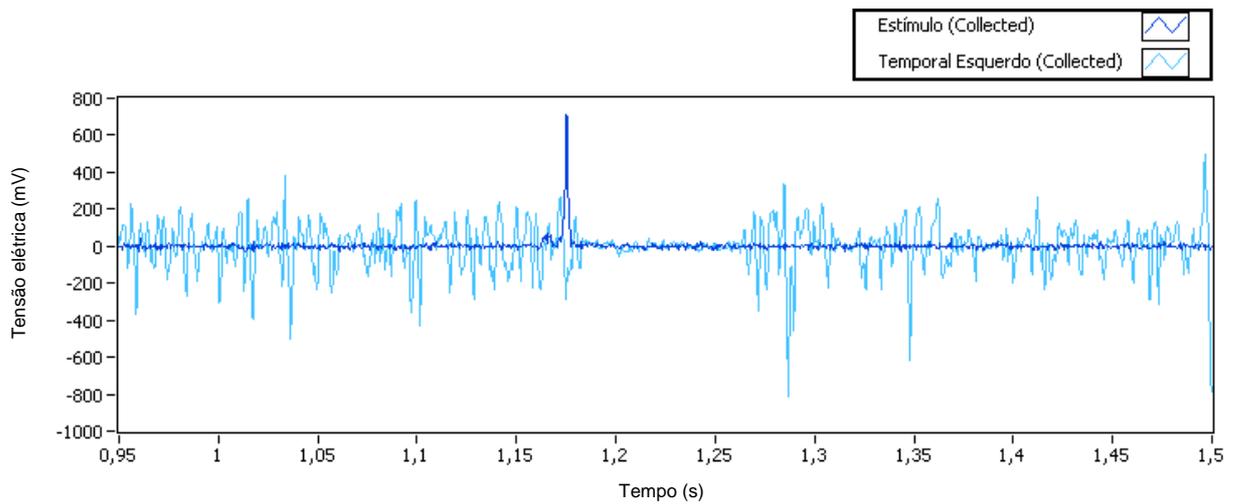


Figura 4.30 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário. Cores conforme legenda.

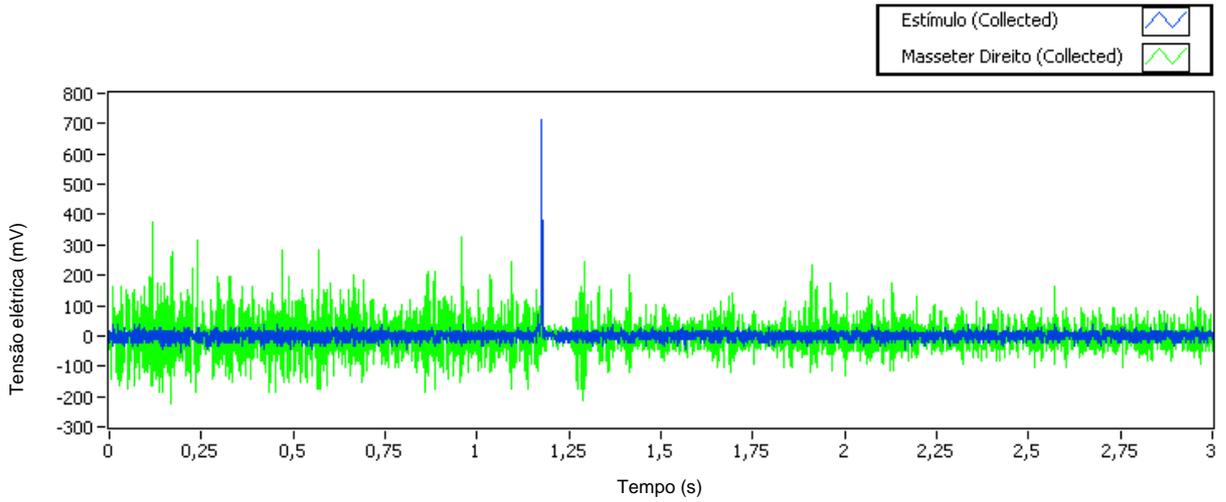


Figura 4.31 - Sinal mioelétrico do músculo masseter direito e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário. Cores conforme legenda.

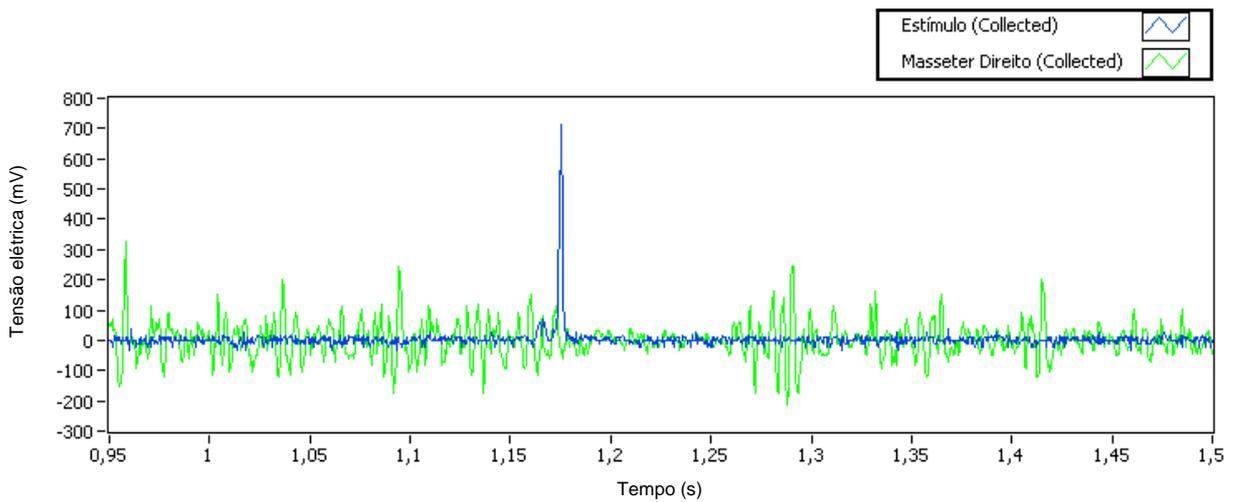


Figura 4.32 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário. Cores conforme legenda.

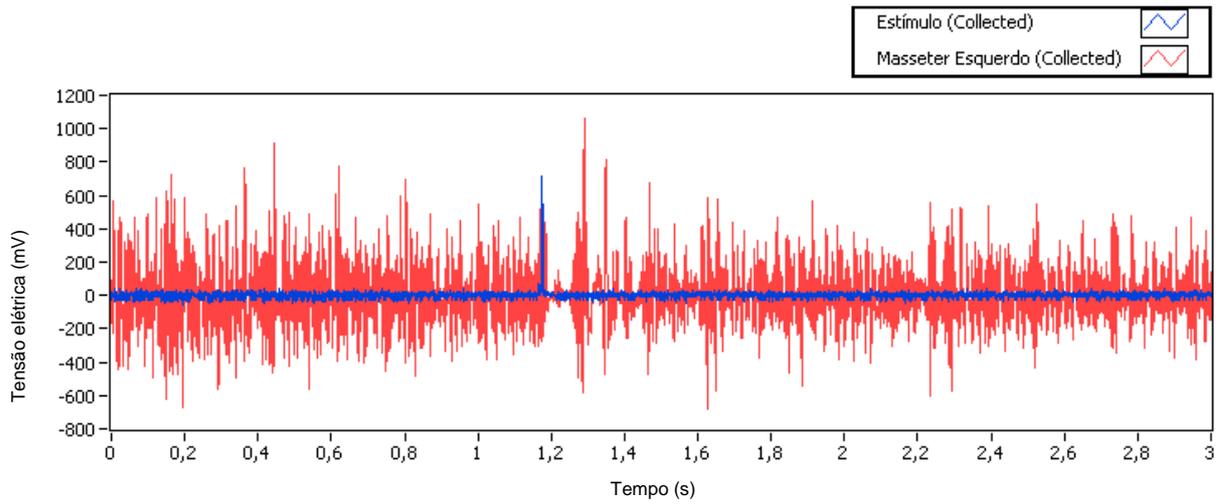


Figura 4.33 - Sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário. Cores conforme legenda.

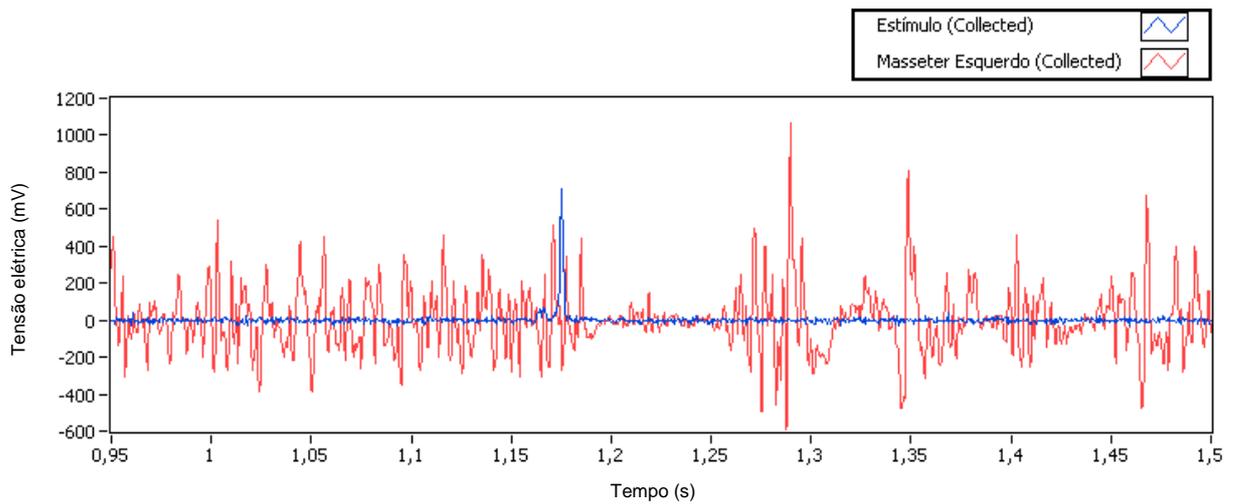


Figura 4.34 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao segundo voluntário. Cores conforme legenda.

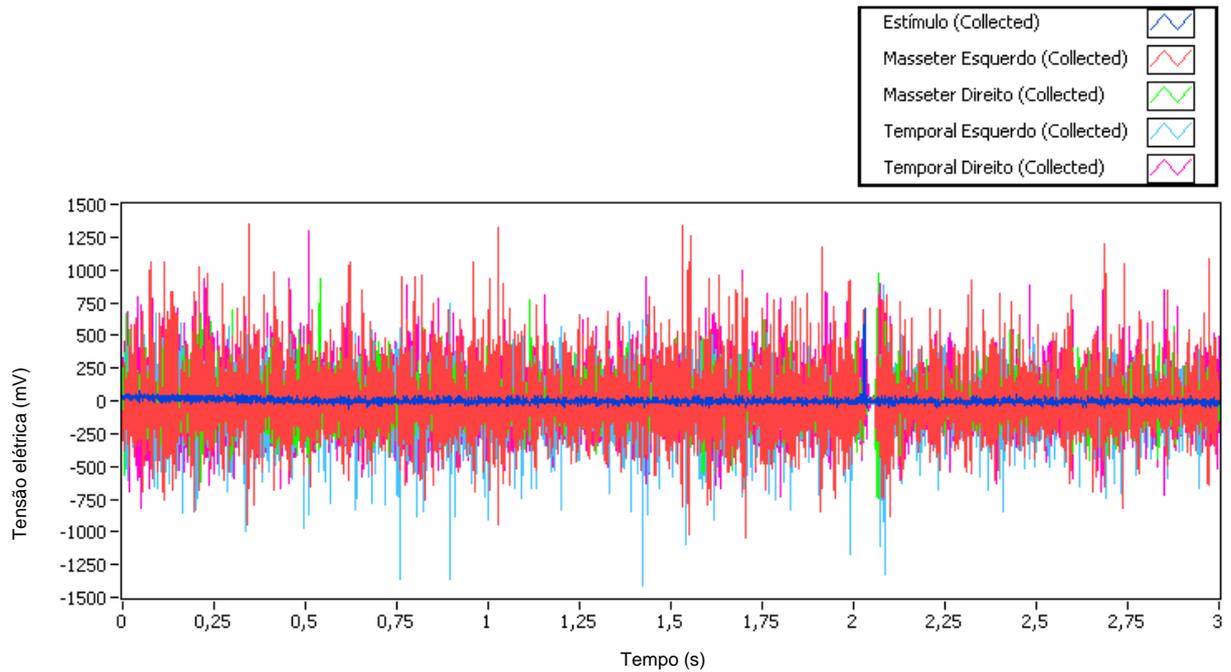


Figura 4.35 - Sinais miométricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário. Cores conforme legenda.

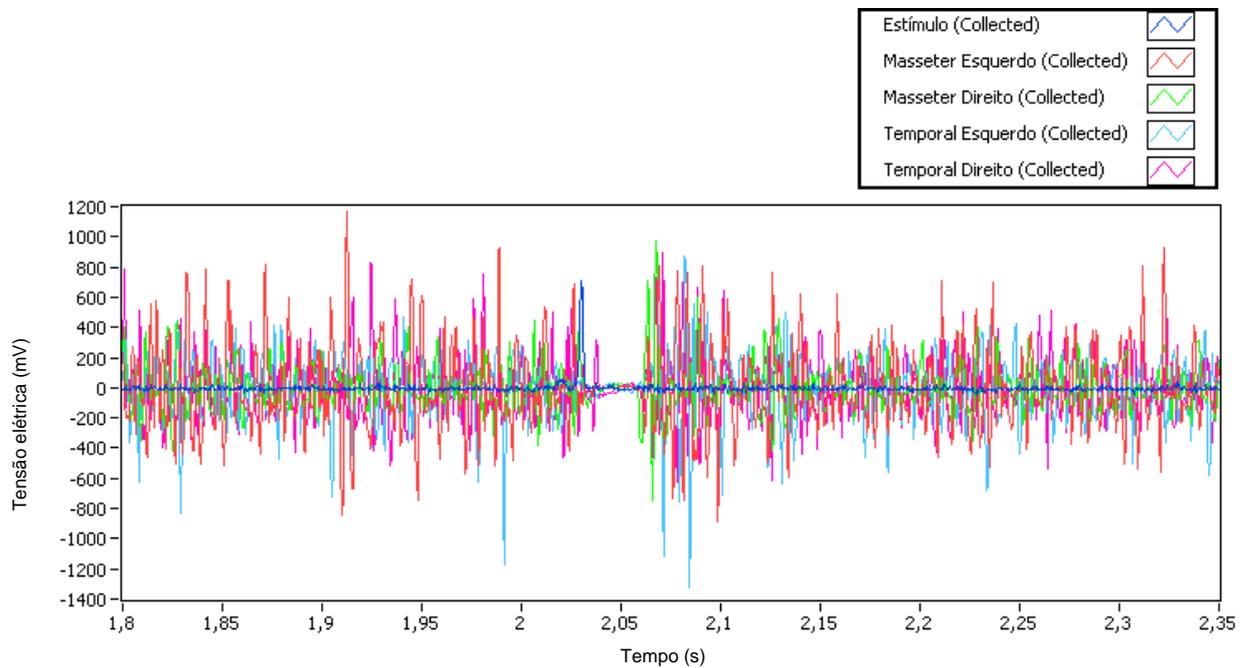


Figura 4.36 - Ampliação dos sinais miométricos sobrepostos dos quatro músculos estudados, durante contração sustentada, e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário. Cores conforme legenda.

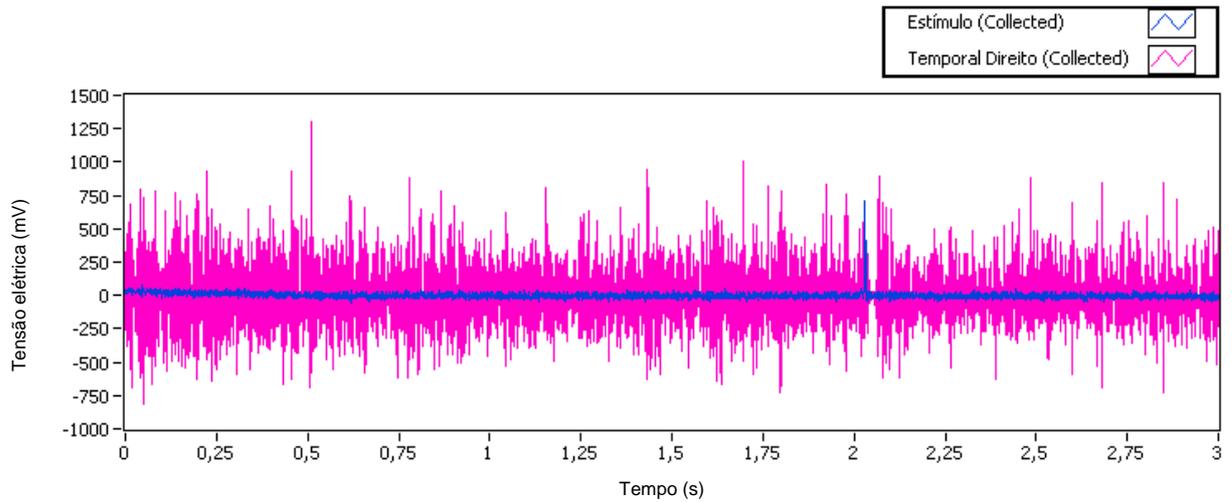


Figura 4.37 - Sinal mioelétrico do músculo temporal direito e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário. Cores conforme legenda.

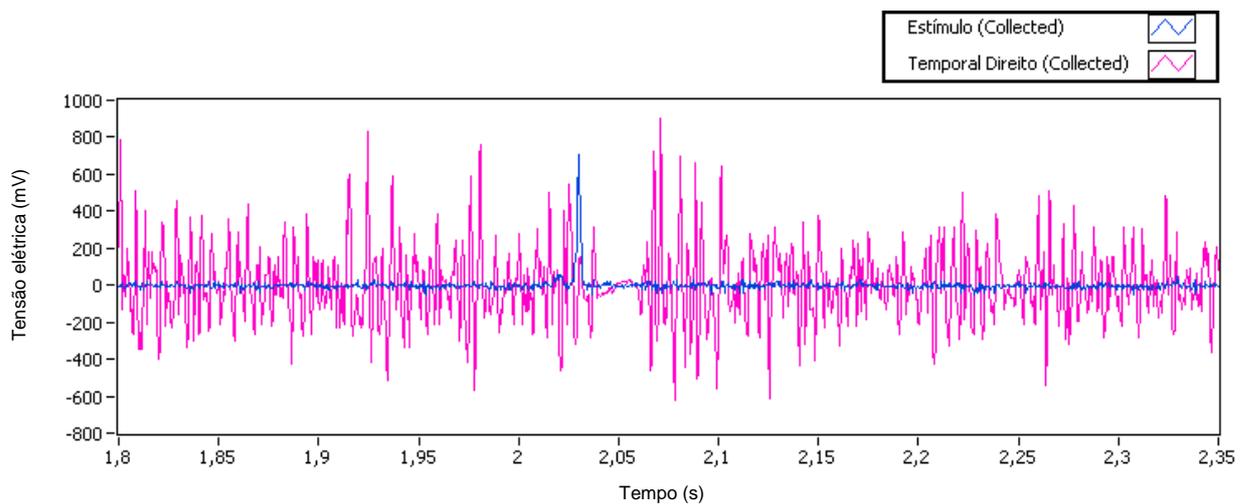


Figura 4.38 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário. Cores conforme legenda.

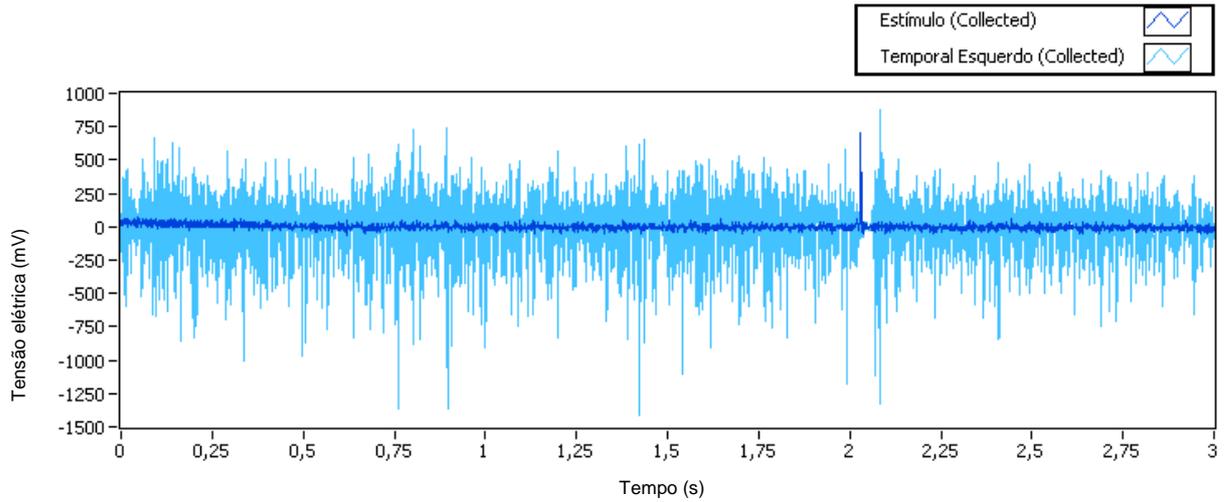


Figura 4.39 - Sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário. Cores conforme legenda.

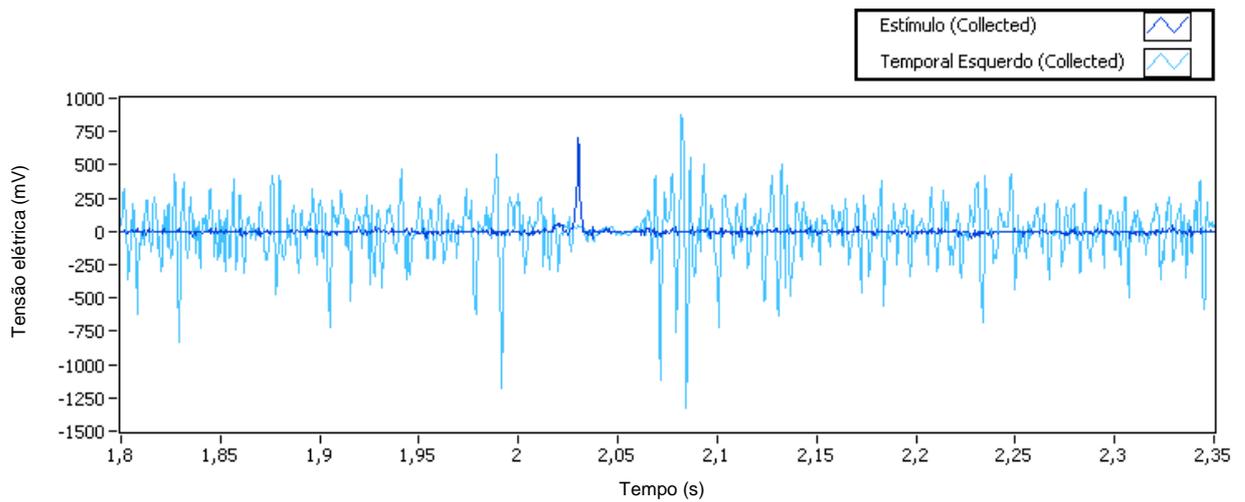


Figura 4.40 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo temporal esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário. Cores conforme legenda.

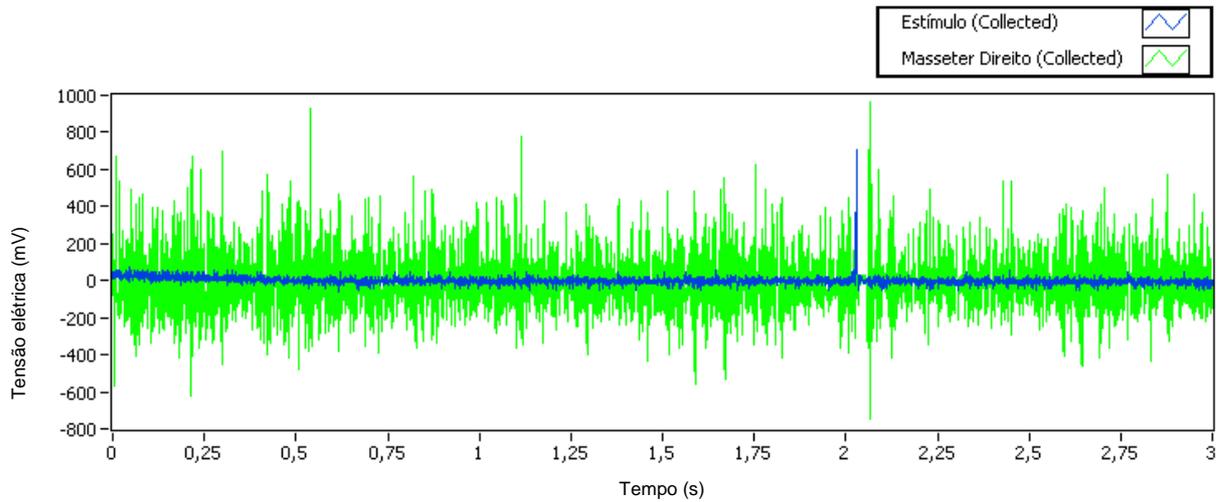


Figura 4.41 - Sinal mioelétrico do músculo masseter direito e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário. Cores conforme legenda.

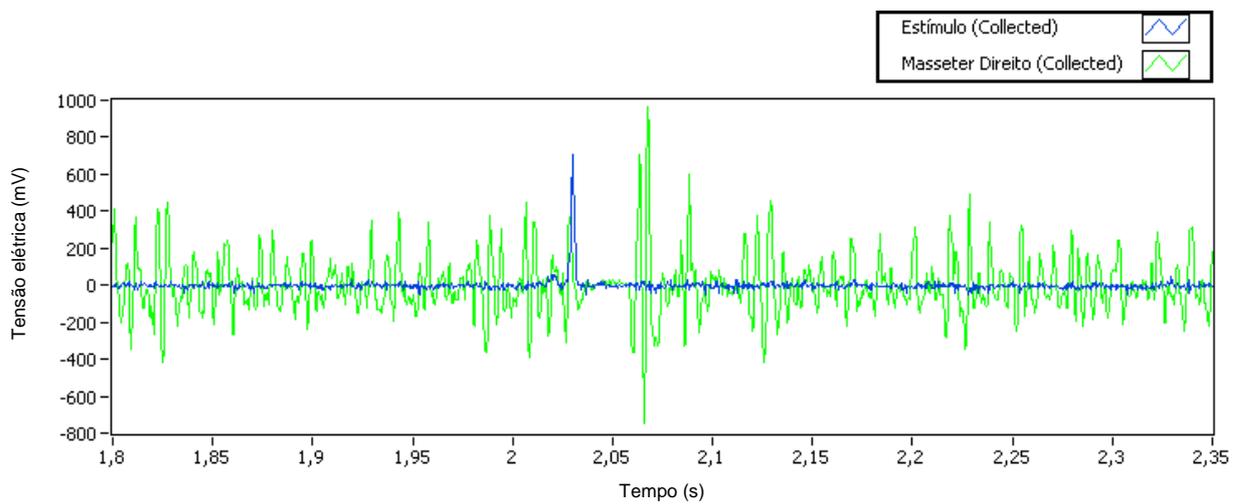


Figura 4.42 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter direito e do sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário. Cores conforme legenda.

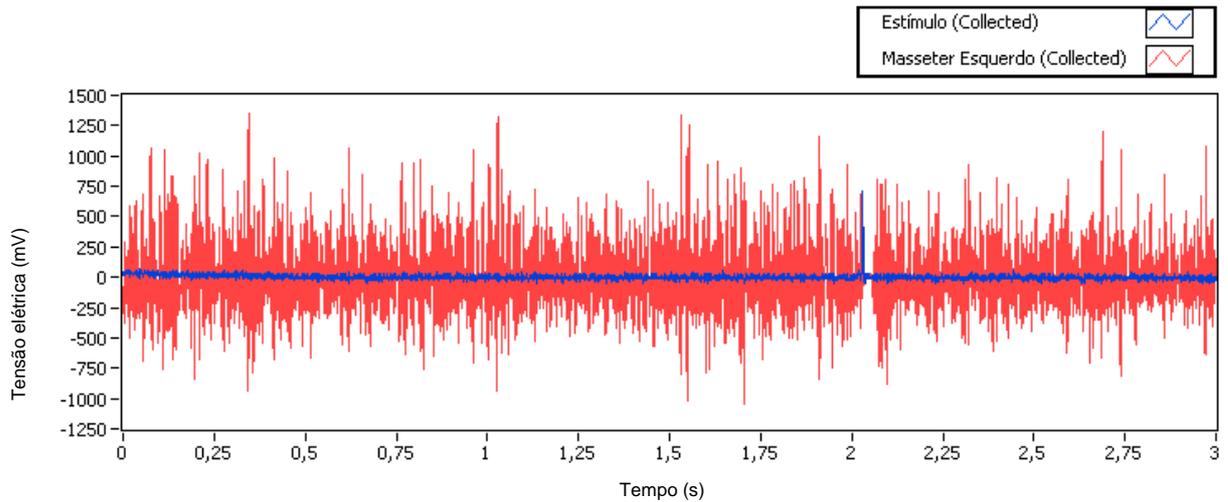


Figura 4.43 - Sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário. Cores conforme legenda.

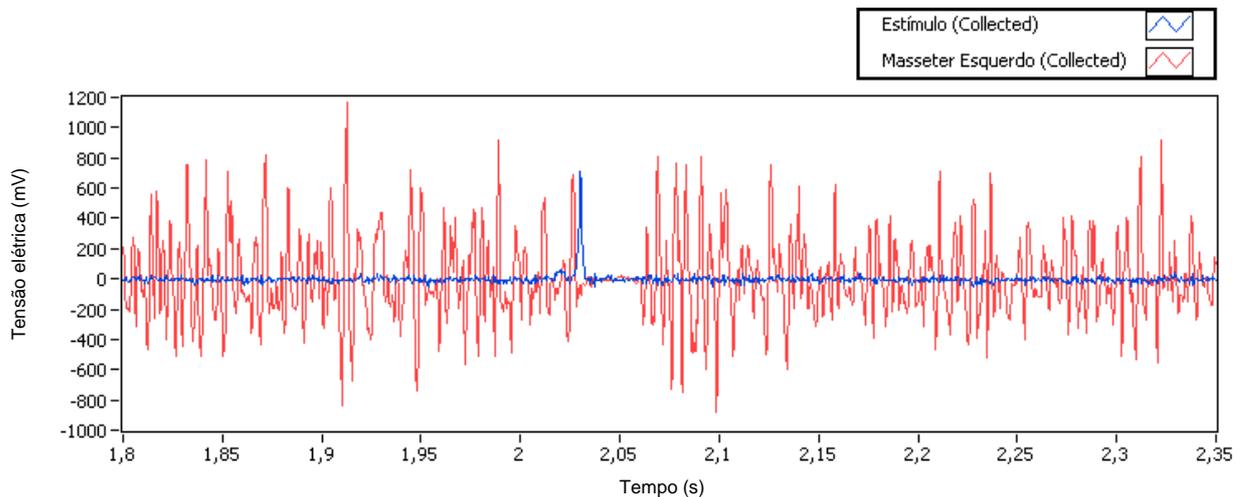


Figura 4.44 - Ampliação do sinal mioelétrico do músculo masseter esquerdo e do sinal do impacto gerado, referentes ao terceiro voluntário. Cores conforme legenda.

Analisando-se as Figuras 4.15 a 4.44 percebe-se que todos os três voluntários apresentaram o período de silêncio em cada um dos quatro músculos estudados, logo após a aplicação do impacto no queixo do voluntário. Em alguns casos, como o da Figura 4.28, por exemplo, que mostra o sinal mioelétrico do músculo temporal direito do segundo voluntário, o período de silêncio, mesmo que visualmente identificável, é menos claro do que os apresentados pelos músculos do terceiro voluntário. Diversos fatores, como o nível de intensidade de mordida, a limpeza da pele e o posicionamento dos eletrodos podem ter sido responsáveis por essas diferenças.

5 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos neste trabalho, é possível concluir que o sistema desenvolvido pode ser utilizado para a aquisição do período de silêncio muscular. Além disso, permite a aquisição, juntamente com os sinais mioelétricos, dos sinais provenientes dos *strain-gages* da célula de carga, o que possibilita a identificação do momento e da intensidade com que é executado o impacto no queixo do indivíduo.

Os resultados das simulações utilizando-se as propriedades das ligas de alumínio, SAE 7075-T6 e SAE 7075-T73, apresentaram valores próximos dos dados de projeto, comprovando a utilidade do programa SolidWorks® e mostram que a célula de carga desenvolvida suporta valores de força muito maiores do que os indicados por outros estudos como agressivos aos pacientes. A célula de carga apresenta característica aproximadamente linear na faixa de valores de 0 à 39,2 N, conforme o ensaio de calibração estática

O conjunto estimulador mostrou-se eficaz na geração do período de silêncio. Em alguns casos o posicionamento e a fixação incorretos dos eletrodos impediam a aquisição dos sinais mioelétricos, principalmente na aquisição dos sinais dos músculos temporal esquerdo e direito, pois envolve a fixação dos eletrodos em uma região que possui cabelos. Nos poucos casos apresentados, este tipo de dificuldade foi solucionado através da substituição dos eletrodos.

Com o sistema desenvolvido neste trabalho é possível caracterizar o período de silêncio muscular e estes dados podem servir, por exemplo, para a caracterização de distúrbios na articulação temporomandibular.

Este trabalho será encaminhado para o Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica em 2010 (CBEB).

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Pode ser realizado em um próximo trabalho o desenvolvimento de rotinas de processamento de sinais que possam identificar o período de silêncio, mostrando a sua duração, a força do impacto gerado e a intensidade da contração muscular realizada pelo indivíduo durante o ensaio. A partir disso, podem ser realizados estudos sobre as relações entre estes diversos parâmetros. Além disso, o condicionamento pode ser aprimorado através da colocação de filtros, tanto na entrada de alimentação do circuito quanto na saída do condicionador.

Outra sugestão é o desenvolvimento de um mecanismo que garanta uma distância conhecida entre o queixo e a ponta responsável pelo impacto. Assim, é possível estudar, por exemplo, a relação entre a duração do período de silêncio e a intensidade do estímulo.

Em um próximo estudo pode ser modelado o comportamento de toda a estrutura responsável pelo impacto, ou seja, a célula de carga, a munição adaptada e a borracha utilizada para a fixação destas, para verificar o amortecimento deste sistema e qual a sua relação com o estímulo gerado.

Novos mecanismos para gerar impactos podem ser desenvolvidos. Podem ser utilizados, por exemplo, acelerômetros para a caracterização do estímulo gerado e também auxiliar na modelagem citada anteriormente. Além disso, seria interessante o desenvolvimento de células de carga com um sistema sem fio acoplado.

É importante dar continuidade aos estudos referentes às desordens da articulação temporomandibular, pois a utilidade do período de silêncio como parâmetro auxiliar diagnóstico nesta aplicação, permanece controversa.

REFERÊNCIAS

AMADIO, A. C. et al. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento**. São Paulo: Laboratório de biomecânica/EEFUSP, 1996. 162p.

BAILEY Jr., J. O.; McCALL Jr., W. D.; ASH Jr., M. M. Electromyographic silent periods and jaw motion parameters: quantitative measure of temporomandibular joint dysfunction. **Journal Dent. Res.**, pp. 294-53, 1976.

BAILEY Jr., J. O.; McCALL Jr., W. D.; ASH Jr., M. M. The influence of mechanical input parameters on the duration of the mandibular joint electromyographic silent period in man. **Archs Oral Biol.**, pp. 619-23, 1977.

BALBINOT, A. **Desenvolvimento de um Sistema para Gerar e Medir o Período de Silêncio em Pacientes com Problemas na Articulação Temporo-Mandibular**. 1998. 97 p. Dissertação (Mestrado em engenharia) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1998.

BESSETE, R. W.; DUDA, L.; MOHL, N. D.; BISHOP, B. Effect of biting force on the duration of the masseteric silent period. **Journal Dent. Res.**, pp. 426-30, 1971.

BUTTON, Vera L. S. N. Notas de aula: **Instrumentação Biomédica**. Depto. Engenharia Biomédica, FEEC/UNICAMP, abr. 2002.

CATUNDA, J. M. Y.; GARCIA, M. A. C.; FARINA, P. D.; PINO, A. V.; SOUZA, M. N. Período de silêncio do músculo flexor radial do carpo em diferentes intensidades de eletroestimulação. **In: 21º Cong. Bras. Eng. Biom.**, pp. 470-473, 2008.

DAHLSTRÖM, L. Electromyographic studies of craniomandibular disorders: a review of literature. **Journal of Oral Rehab.**, pp. 1-20, 1989.

DE LUCA, C. J. A Practicum on the Use of sEMG Signals in Movement Sciences. **Delsys Inc.**, 2008.

DE LUCA, C. J. Electromyography. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. (John G. Webster, Ed.) John Wiley Publisher, pp. 98-109, 2006.

DE LUCA, C. J. Surface electromyography: detection and recording. **Delsys Inc.**, 2002.

DIETRICHSON, P. The silent period in spastic, rigid and normal subjects during isotonic and isometric muscle contractions. **Acta Neurol. Scand.**, 47: 183-193, 1971.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole. 2000.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006. 1115 p. ISBN: 978-85-352-1641-7.

HAUG, B. A. *et al.* Silent period measurement revives as a valuable diagnostic tool with transcranial magnetic stimulation. **Electroenceph. clin. Neurophysiol.**, 85: 158-160, 1992.

HERMAN, R.; MAYER, N. H. The silent period and control of isometric contraction of the triceps surae muscle. **Electromyogr. clin. Neurophysiol.**, 8: 79-84, 1968.

HIGGINS, D. C.; LIEBERMAN J.S. The muscle silent period: variability in normal man. **Electroenceph. clin. Neurophysiol.**, 24: 176-182, 1968.

LAXER, K.; EISEN A. Silent period measurement in the differentiation of central demyelination and axonal degeneration. **Neurology**, 25: 740-744, 1975.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em Eletromiografia**. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, 29 p., 2006.

McCARROLL, R. S.; NAEIJE, M.; ZORN, H. A standardized system for evoking reflexes in human jaw elevator muscles. **Journal of Oral Rehab.**, pp. 361-372, 1984.

MOLLER, E. The chewing apparatus. An eletromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. **Acta Physiol. Scand.**, s. 280:1-229, 1966.

MURRAY, G. L.; KLINEBERG, I. J. A standardized system for evoking reflexes in human jaw elevator muscles. **Journal of Oral Rehab.**, pp. 361-372, 1984.

NATHAN, P. A.; KENISTON R. C. Carpal tunnel syndrome and its relation to general physical condition. **Hand. Clin.**, 9:253, 1993.

OKESON, J. P. **Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. 515 p. ISBN: 978-85-352-2880-9.

PARK, J. H.; KIM D. Y.; KIM S. H. **Silent Period Generation Models in Carpal Tunnel Syndrome**. In: IFMBE Proceedings Vol. 14/1, pp. 131-134, 2006.

PERRY, H. T.; HARRIS S. C. Role of the neuromuscular system in functional activity of the mandible. **Journal Amer. Dent. Ass.**, pp. 665-73, 1954.

RESENDE, L. A. L. *et al.* Silent period in carpal tunnel syndrome. **Electromyogr. clin. Neurophysiol.**, vol 4, pp. 31-36, 2000.

SANTOS, M. T. B. R.; BIASOTTO-GONZALEZ, D. A.; BÉRZIN, F. Avaliação eletromiográfica dos músculos temporal anterior e masseter em pacientes com seqüela de acidente vascular encefálico isquêmico. **Pesq. Bras. Odontoped. Clin. Integr.**, João Pessoa, v. 4, n. 1, p. 15-18, jan./abr. 2004.

SOCIETY OF AUTOMOTIVE ENGINEERS. **SAE handbook**. vol 1, 1997.