



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E
ENGENHARIA DE MATERIAIS



JOSÉ ALBERTO CAMPOS DA SILVA JÚNIOR

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO PARA MONITORAMENTO VISUAL
NEUROFISIOLÓGICO INTRAOPERATÓRIO

CAMPINA GRANDE

2015

JOSÉ ALBERTO CAMPOS DA SILVA JÚNIOR

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO PARA MONITORAMENTO VISUAL
NEUROFISIOLÓGICO INTRAOPERATÓRIO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências e Engenharia de Materiais, da Universidade Federal de Campina Grande, área de concentração: polímeros, como exigência final para obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Gelmires de Araújo Neves

Orientador: Prof. Dr. Marcus Vinicius Lia Fook

CAMPINA GRANDE

2015

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCG

S586d Silva Júnior, José Alberto Campos da.
Desenvolvimento de um protótipo para monitoramento visual neurofisiológico intraoperatório / José Alberto Campos da Silva Júnior. – Campina Grande, 2015.
65 f. : il. color.

Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia, 2015.

"Orientação: Prof. Dr. Gelmires de Araújo Neves, Prof. Dr. Marcus Vinicius Lia Fook".

Referências.

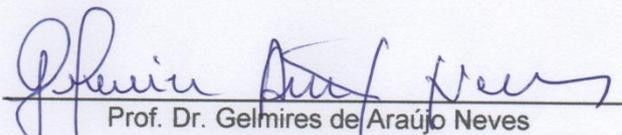
1. Potencial Evocado Visual. 2. Dispositivo Intraoperatório.
3. PLA. I. Neves, Gelmires de Araújo. II. Fook, Marcus Vinicius Lia. III. Título.

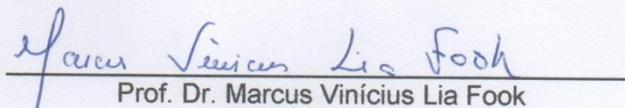
CDU 678.7(043)

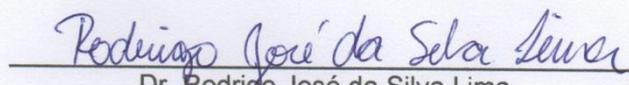
DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO PARA MONITORAMENTO
NEUROFISIOLÓGICO INTRAOPERATÓRIO VISUAL

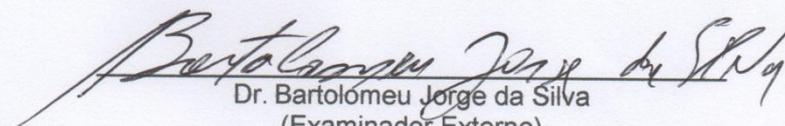
JOSÉ ALBERTO CAMPOS DA SILVA JÚNIOR

Dissertação aprovada em 17/03/2015 pela banca examinadora constituída dos
seguintes membros.


Prof. Dr. Gelmires de Araújo Neves
(Orientador)
PPG-CEMat/UAEMa/UFCG


Prof. Dr. Marcus Vinícius Lia Fook
(Orientador)
PPG-CEMat/UAEMa/UFCG


Dr. Rodrigo José da Silva Lima
(Examinador Externo)
UFCG


Dr. Bartolomeu Jorge da Silva
(Examinador Externo)

CAMPINA GRANDE

2015

DEDICATÓRIA

*Dedico este trabalho a Deus a minha esposa e filhos
como a todas as pessoas que acreditaram no meu
potencial e contribuíram neste trabalho.*

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Alberto e Simone, pelas orientações e oportunidades que foram dadas ao longo da minha formação educacional.

Ao Doutor Rodrigo José da Silva Lima pelo apoio, sabedoria e amizade.

Ao Doutor Bartolomeu Jorge da Silva pela disponibilidade e contribuição.

Ao professor Alexandre Vasconcelos pelo apoio e contribuição no desenvolvimento dessa pesquisa.

Aos Doutorandos Márcio Cardoso e Klaidson Farias pela ajuda neste trabalho, pois sem eles este trabalho não seria possível.

Ao Professor Doutor Marcus Vinícius Lia Fook que acreditou na minha ideia depositando confiança e apoiando a realização do projeto.

A valiosa colaboração dos voluntários: Alexandre Vasconcelos, Karine Oliveira, Sérgio Pereira e Rayane Santa Cruz.

A Associação Médica da Paraíba pela parceria com a pós-graduação em Ciências e Engenharia de Materiais.

A Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais (UAEMa/UFCG) e ao Laboratório de Avaliação e desenvolvimento de Biomateriais do Nordeste (CERTBIO) pela disponibilização dos laboratórios para preparação e caracterização das amostras.

A todos do Laboratório de Avaliação e desenvolvimento de Biomateriais do Nordeste (CERTBIO), funcionários, graduandos e pós-graduandos pelo companheirismo.

Enfim, a todos que direta ou indiretamente contribuíram para realização desta pesquisa.

RESUMO

O monitoramento neurofisiológico intraoperatório (MNIO) é uma metodologia que agrega diferentes testes neurofisiológicos para uso simultâneo ou alternado num mesmo paciente durante o procedimento cirúrgico, podendo avaliar a neurofisiologia clínica em três campos: eletroencefalografia (EEG), eletromiografia (EMG) e potenciais evocados (PE). O potencial evocado visual (PEV) permite avaliar a função e integridade das estruturas corticais e subcorticais da via visual. Este exame é realizado cotidianamente nos laboratórios de neurofisiologia, auxiliando o esclarecimento de diferentes tipos de acometimentos da visão, seja por doença ou traumatismos. Este trabalho tem como objetivo desenvolver um protótipo para o monitoramento do PEV para avaliação da integridade das vias visuais durante cirurgias neurofisiológicas. Foram realizadas várias etapas para o desenvolvimento do protótipo do dispositivo ocular: simulação computacional; estudo das características do olho humano; prototipagem rápida; caracterização do Biopolímero ácido polilático (PLA) utilizado na prototipagem; desenvolvimento de um protótipo de dispositivo ocular com sistema de iluminação integrado por LEDs a realização dos testes de PEV com o protótipo desenvolvido. O PLA utilizado na prototipagem para o desenvolvimento de partes do dispositivo ocular foi caracterizado por Difração de Raios X (DRX), Espectroscopia na Região do Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR), Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC), Microscopia Ótica (MO), Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS), esses resultados mostraram que a prototipagem rápida não alterou as propriedades físico-químicas e morfológicas do PLA. A simulação computacional forneceu parâmetros adequados ao desenvolvimento do dispositivo ocular que possibilitou uma maior eficiência na montagem do circuito eletrônico. Os resultados dos testes de PEV foram realizados em diferentes pacientes, com os olhos fechados e os mostraram-se promissores para uso em pacientes anestesiados.

Palavras-chaves: Potencial Evocado Visual. Dispositivo intraoperatório. PLA.

ABSTRACT

Intraoperative neurophysiological monitoring (MNIO) is a methodology that combines different neurophysiological tests for simultaneous or alternating in the same patient during the surgical procedure can evaluate the clinical neurophysiology in three fields: electroencephalography (EEG), electromyography (EMG) and evoked potential (EP). The visual evoked potential (VEP) evaluates the function and integrity of cortical and subcortical structures of the visual pathway. This test is performed daily in neurophysiology laboratories, helping the clarifying of different types of bouts vision, whether by disease or trauma. This study aimed to develop a prototype for monitoring the VEP to assess the integrity of the visual pathways during neurophysiological surgeries. Several steps were performed for the prototype ocular device: computer simulation; study of the characteristics of the human eye; rapid prototyping; Biopolymer characterization of polylactic acid (PLA) used in prototyping; development of an ocular device prototype with integrated lighting system and VEP achievement tests with the prototype. The PLA used in the prototype for the development of parts of the device eye was characterized by X-ray diffraction (XRD), Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR), differential scanning calorimetry (DSC), optical microscopy (OM), Scanning Electron Microscopy (SEM) and Energy Dispersive Spectroscopy (EDS), these results showed that the rapid prototyping did not change the physical-chemical and morphological PLA. The computer simulation provides appropriate parameters for the development of ocular device that allowed greater efficiency in the assembly of electronic circuit. The results of ENP tests were performed in different patients, with closed eyes and have shown promise for use in anesthetized patients.

Keywords: Visual Evoked Potential. Intraoperative Device. PLA.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	OBJETIVOS	14
2.1	<i>Objetivo geral</i>	14
2.2	<i>Objetivos específicos</i>	14
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	15
3.1	<i>Monitoração Neurofisiológica Intraoperatória</i>	15
3.2	<i>Potencial Evocado Visual – PEV</i>	16
3.3	<i>Sistema Visual</i>	17
3.4	<i>Prototipagem Rápida</i>	21
3.5	<i>Polímeros</i>	25
3.5.1	<i>Biopolímero ácido polilático – PLA</i>	26
3.6	<i>LED (Light Emitting Diode)</i>	27
3.6.1	<i>Princípio de funcionamento do LED</i>	27
3.7	<i>Arduino</i>	31
4	MATERIAIS E MÉTODOS	33
4.1	<i>Local da Pesquisa</i>	33
4.2	<i>Materiais</i>	33
4.3	<i>Metodologia Experimental</i>	33
4.3.1	<i>Simulação Computacional</i>	33
4.3.2	<i>Desenvolvimento do Protótipo</i>	35
4.3.2.2	<i>Dispositivo ocular com sistema de iluminação integrado</i>	35
4.3.2.3	<i>Arduino</i>	36
4.4	CARACTERIZAÇÕES	36
4.4.1	<i>Difração de Raios X (DRX)</i>	36
4.4.2	<i>Espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)</i>	37
4.4.3	<i>Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)</i>	38
4.4.4	<i>Microscopia Ótica (MO)</i>	38
4.4.5	<i>Microscopia Eletrônica de Varredura - (MEV) com Mapeamento por (EDS)</i>	39
4.4.6	<i>Testes de Potencial Evocado Visual</i>	40

4.4.6.1	<i>Obtenção das curvas de Potencial Evocado Visual</i>	40
4.4.6.2	<i>Determinação dos limites das condições de integridade das vias visuais</i>	40
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	41
5.1	<i>Simulação Computacional</i>	41
5.2	<i>Desenvolvimento do Protótipo</i>	41
5.3	CARACTERIZAÇÕES DO POLÍMERO	44
5.3.1	<i>Difração de Raios X (DRX)</i>	44
5.3.2	<i>Espectroscopia de Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)</i>	46
5.3.3	<i>Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)</i>	48
5.3.4	<i>Microscopia Ótica (MO)</i>	49
5.3.5	<i>Microscopia Eletrônica de Varredura - (MEV) com Mapeamento por (EDS)</i>	51
5.4	TESTES DE POTENCIAL EVOCADO VISUAL	55
6	CONCLUSÃO	57

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Representação do globo ocular.	18
Figura 2 - Córtex visual e lobo occipitais.	20
Figura 3 - Áreas de brodmann no cerebro.	21
Figura 4 - Estrutura química do PLA.	26
Figura 5 – Representação esquemática da emissão de fótons de luz em um LED. .	28
Figura 6 - Esquema do espectro eletromagnético.	29
Figura 7 - Esquema de emissão para diferentes tipos de LEDs.	29
Figura 8 - Esquema de emissão para tipos de LEDs brancos.	30
Figura 9 - Esquema do circuito eletrônico de iluminação e recepção.	34
Figura 10 - Gerador de ondas.	34
Figura 11 - Gerador de ondas exibindo o sinal detectado.	35
Figura 12 – Difratorômetro DRX-7000 Shimadzu.	37
Figura 13 – Espectrômetro FTIR - Perkin Elmer Spectrum 400.	37
Figura 14 – Calorímetro DSC-8500 Perkin Elmer.	38
Figura 15 – Microscópio ótico - Hirox KH-1300.	39
Figura 16 – Microscópio Eletrônico Phenon TM Pro X.	40
Figura 17 - Esquema do circuito eletrônico com a placa suporte dos óculos.	42
Figura 18 – Configuração de suporte de PLA para LEDs dos óculos.	42
Figura 19 - Sistema de controle dos LEDs (Arduino).	43
Figura 20 - Fonte de alimentação.	43
Figura 21 - Circuito eletrônico e suporte para LEDs.	44
Figura 22 - Difratoogramas das superfícies lisa e rugosa do PLA.	45
Figura 23 - Fórmula química do ácido polilático - PLA.	46
Figura 24 - Espectroscopia do ácido polilático - PLA obtida pelo FTIR.	47
Figura 25 - Curva do PLA processado por prototipagem rápida.	49
Figura 26 - Superfície lisa do ácido polilático - PLA.	50
Figura 27 - Superfície rugosa do ácido polilático - PLA.	51
Figura 28 - Micrografia da superfície lisa do PLA.	52
Figura 29 - Micrografia da superfície rugosa do PLA.	53
Figura 30 - Espectroscopia de Energia Dispersiva - EDS da superfície lisa do PLA.	54

Figura 31 - Espectroscopia de Energia Dispersiva - EDS da superfície rugosa do PLA.	54
Figura 32 - Composição Química do PLA.	54
Figura 33 - Prototipo ocular e eletrodos posicionandos no paciente.	55
Figura 34 – Equipamento de potencial evocado visual da Medtronic modelo keypoint.	55
Figura 35 - Teste realizados no CERTBIO com o dispositivo ocular.....	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais vantagens e inconvenientes dos cinco principais processos de Prototipagem Rápida.....	23
Tabela 2 - Modelos de Arduino.	31
Tabela 3 - Cristalinidade da superfície lisa do PLA.	46
Tabela 4 - Cristalinidade da superfície rugosa do PLA.	46
Tabela 5 - Grupos funcionais e seus respectivos comprimentos de onda do ácido polilático - PLA.	48

1 INTRODUÇÃO

A monitoração neurofisiológica intraoperatória (MNIO) foi desenvolvida para auxiliar em diferentes tipos de cirurgias que trazem riscos ao tecido nervoso envolvido ou adjacente à patologia. (UNIMED, 2012). Indicado para reduzir o risco de déficits neurológicos pós-operatórios a o paciente. Uma ferramenta intraoperatória importantíssima, propondo-se a identificar alterações neurológicas num momento em que elas podem ser reversíveis. Este procedimento faz com que a cirurgia tome um rumo mais seguro e, muitas vezes, mais abrangente e resolutivo. Definir a severidade de um dano já instalado precocemente para que se possa intervir antes que o mesmo piore; constatar, quantificar e correlacionar à alteração neurofisiológica com o déficit (caso ocorra) resultante no paciente (BARROS, M. R., MAGLIANO, P. 2011).

A MNIO é uma metodologia que agrega diferentes testes neurofisiológicos para uso simultâneo ou alternado num mesmo paciente durante o procedimento cirúrgico podendo avaliar a neurofisiologia clínica em três campos: eletroencefalografia (EEG), eletromiografia (EMG) e potenciais evocados (PE) (UNIMED, 2012; JASPER R.DAUBE, CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY).

O potencial evocado visual (PEV) permiti avaliar a função e integridade das estruturas corticais e subcorticais da via visual. A principal indicação dos PEV consiste do diagnóstico de enfermidades que produzam lesões no nervo óptico. Entre essas a esclerose múltipla e acidentes vasculares cerebrais (NETO, A D'A, 2012). Dessa forma o potencial evocado visual ajuda a definir a distribuição anatômica de um processo patológico e permitir a monitorização objetiva de mudanças de estado do paciente (CHIAPPA, 1997).

Como em alguns procedimentos cirúrgicos o posicionamento do paciente pode colocar em risco a visão, devido à compressão do globo ocular em graus de diferentes intensidades, sangramento, hipotensão e, juntamente com outros fatores que poderão levar a trombose da artéria oftálmica com conseqüente isquemia do nervo oftálmico e perda completa e irreversível da visão.

2 OBJETIVOS

2.1 *Objetivo geral*

Desenvolver um protótipo para o monitoramento visual do potencial evocado para avaliação da integridade das vias visuais durante cirurgias neurofisiológicas.

2.2 *Objetivos específicos*

- Simular um programa computacional para geração da fonte luminosa e o sistema de detecção;
- Estudar as características do olho humano, quanto à sensibilidade em comprimento de onda e intensidade, para otimização das características da fonte luminosa e sistema de detecção;
- Construir o protótipo de dispositivo ocular com sistema de iluminação integrado;
- Realizar testes de potencial evocado visual com o protótipo desenvolvido e avaliar sua eficiência com os exames atualmente utilizados.
- Determinar quais os valores do sinal detectado e assim definir um padrão para os limites das condições de integridade das vias visuais durante a cirurgia.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 *Monitoração Neurofisiológica Intraoperatória*

A monitoração neurofisiológica intraoperatória (MNIO) foi desenvolvida para auxiliar em cirurgias neurológicas e ortopédicas, que trazem risco ao tecido nervoso envolvido ou adjacente à patologia. A técnica monitora a função e auxilia na definição anatômica, permitindo uma correlação entre a manipulação cirúrgica e alterações neurofisiológicas, identificando situações de risco de desenvolvimento de déficits neurológicos pós-cirúrgicos. A indicação da tecnologia está baseada em que o conhecimento das alterações dos padrões neurofisiológicos, que se correlacionam com déficits imediatos no pós-operatório, confere segurança e confiabilidade à técnica cirúrgica. A MNIO é uma metodologia que agrega diferentes testes neurofisiológicos para uso simultâneo ou alternado num mesmo paciente durante o procedimento cirúrgico (Sistema Multimodal de Acompanhamento Neurofisiológico Transcirúrgico - SMANT), podendo avaliar a neurofisiologia clínica em três campos: eletroencefalografia (EEG), eletromiografia (EMG) e potenciais evocados (PE) (DAUBE, 2009; UNIMED, 2012).

A técnica de MNIO foi iniciada no Brasil nos anos 90 pelo médico neurofisiologista Dr. Ricardo Ferreira no serviço de ortopedia do hospital AACD (Associação de Assistência à Criança Deficiente), empregada em cirurgias neurofisiológicas tais como as: corticais e subcorticais; tronco cerebral; medula e canal espinhal e plexos e nervos periféricos. A MNIO tem como objetivos: reduzir o risco de déficits neurológicos pós-operatórios para o paciente; auxiliar o cirurgião a identificar estruturas neurológicas específicas; identificar alterações neurofisiológicas irritativas e reversíveis, fazendo com que a cirurgia tome rumo mais seguro e, muitas vezes, mais abrangente e resolutivo; definir a severidade de um dano já instalado precocemente para que se possa intervir antes que o mesmo piore; constatar, quantificar e correlacionar à alteração neurofisiológica com o déficit (caso ocorra) resultante no paciente (BARROS, M. R., MAGLIANO, P. 2011).

Algumas das técnicas de MNIO mais utilizadas nas diversas cirurgias são: potencial evocado somatossensitivo de membros superiores e inferiores; potencial

evocado gênito-cortical; reflexo bulbocarvernos; reflexo H; potencial evocado somatossensitivo cortical reverso; potencial evocado motor transcraniano com captação medular; potencial evocado motor transcraniano com captação muscular; potencial evocado motor com estimulação direta cortical ou medular; eletromiografia contínua; eletromiografia com estimulação de raízes nervosa, nervos ou de material de instrumentação (BARROS, M. R., MAGLIANO, P. 2011).

3.2 **Potencial Evocado Visual – PEV**

Os potenciais evocados visuais (PEVs) é um método não invasivo. Os estudos medem as respostas evocadas a estímulos visuais e avaliam as conduções visuais e trajetos através dos nervos ópticos e cérebro. Os PEVs permitem uma determinação quantitativa da função visual e são altamente sensíveis a lesões do nervo óptico e quiasma anterior (DAUBE, 2009).

O potencial evocado visual (PEV) permitir avaliar a função e integridade das estruturas corticais e subcorticais da via visual. A principal indicação dos PEV consiste do diagnóstico de enfermidades que produzam lesões desmielinizantes no nervo óptico entre essas a esclerose múltipla. A atividade elétrica cerebral é constituída por correntes geradas por fontes bioquímicas em nível celular. As células que constituem o córtex cerebral, região cuja atividade pode ser medida no escalpo, são os neurônios e as células gliais. Estas células apresentam um potencial de repouso em torno de -70 mV em relação ao meio extracelular (BEAR et al., 2002). Este potencial sofre flutuações em função da atividade celular, principalmente em função das sinapses. Caso a célula nervosa seja excitada, esta pode gerar pulsos denominados potenciais de ação (PA) que se propagam para outras células por meio de sinapses. Os potenciais sinápticos são considerados de importância fundamental na geração dos campos elétricos extracelulares, que somados espacialmente e temporalmente conformam o sinal de eletroencefalograma (EEG) medido no escalpo (NETO, A D'A, 2012).

As descargas elétricas no córtex apresentam amplitudes na faixa de 500 a 1500 μ V, enquanto a atividade registrada no escalpo tem seus valores restritos a faixa de 10 a 100 μ V (NIEDERMEYER, 2005).

A área de potenciais evocados (PE) corresponde ao ramo da eletroencefalografia que estuda as respostas corticais decorrentes da estimulação sensorial. A importância dos PE advém de sua capacidade em: demonstrar uma função anormal do sistema sensorial; revelar a presença de disfunção associada a doenças desmielinizantes; ajudar a definir a distribuição anatômica de um processo patológico e permitir a monitorização objetiva de mudanças de estado do paciente (CHIAPPA, 1997).

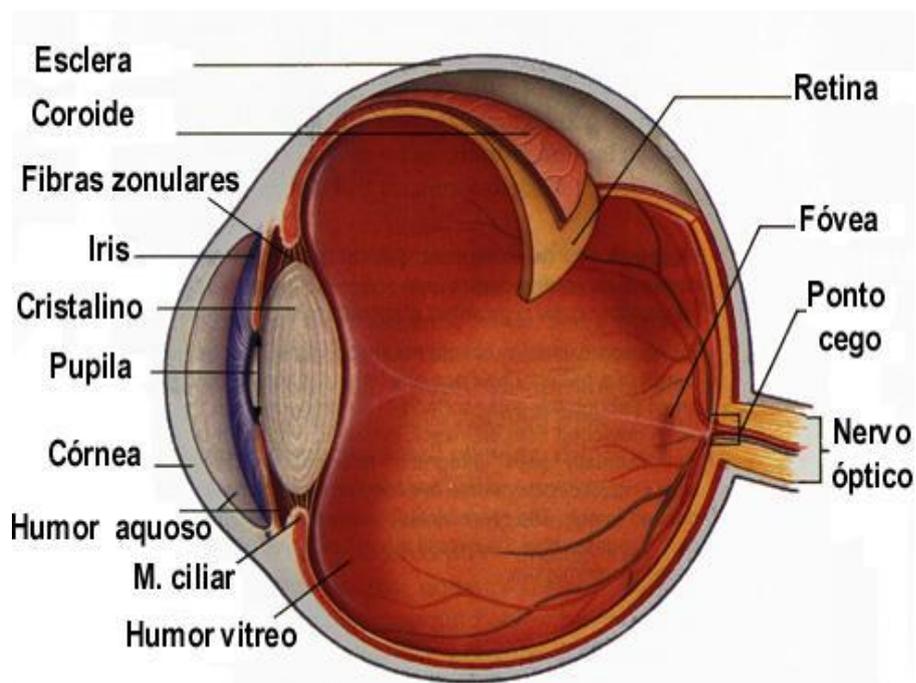
Na técnica básica de processamento para realçar o PEV, denominada média coerente, trechos de EEG registrados sincronicamente ao estímulo são somados temporalmente, de forma que o sinal médio resultante pode ser assumido como uma estimativa do potencial evocado, visto que a média do EEG de fundo não sincronizado ao estímulo tende a zero. Técnicas quantitativas no domínio do tempo também têm sido utilizadas para detecção de potenciais evocados auditivos, com maior ou menor sucesso (MIRANDA DE SÁ, et al., 2009).

3.3 Sistema Visual

A luz visível faz parte do espectro da radiação eletromagnética e se encontra entre os 380 e 760nm de comprimento, esse espectro corresponde à sensibilidade do olho. Esta porção do espectro foi essencial, não só para possibilitar o sentido da visão, mas primariamente para desencadear a vida em nosso planeta. O olho além de possibilitar a análise do ambiente à distância, permite discriminar os objetos quanto a suas formas, se estão perto ou longe, se estão em movimento e dependendo da espécie, se são coloridos (NISHIDA, S. M. 2012).

O olho órgão responsável pela visão é constituído de um dispositivo óptico e um neuronal (CELESIA, PEACHEY 2005). A Figura 1 ilustra um globo ocular com seus principais componentes (lente, íris, córnea, retina, pupila, humor aquoso, humor vítreo, fóvea, músculo ciliar, esclera e nervo óptico).

Figura 1 - Representação do globo ocular.



Fonte: NISHIDA, S. M 2012.

O globo ocular é aproximadamente esférico, com raio da ordem de 1,2cm em sua maior parte é opaco, com exceção de uma região frontal, onde está a córnea, que é transparente, cujo índice de refração é da ordem de 1,38, tem um raio de curvatura de aproximadamente 0,80cm na sua parte anterior e por volta de 0,65cm na parte posterior. Sua espessura é de cerca de 0,06cm na parte central (o polo, sobre o eixo principal) e um pouco maior na parte lateral. Após a córnea, há uma lente interna, chamada de cristalino, tem raios de curvatura que podem variar, permitindo focar imagens mais próximas ou mais distantes. A região interna do globo ocular é preenchida por materiais transparentes: entre a córnea e a lente há um líquido, o humor aquoso; depois da lente, o globo ocular é preenchido pelo humor vítreo. Ambos os humores têm índices de refração 1,34, muito próximos ao da água (que é igual a 1,33) (HELENE, O. HELENE, A. F. 2011).

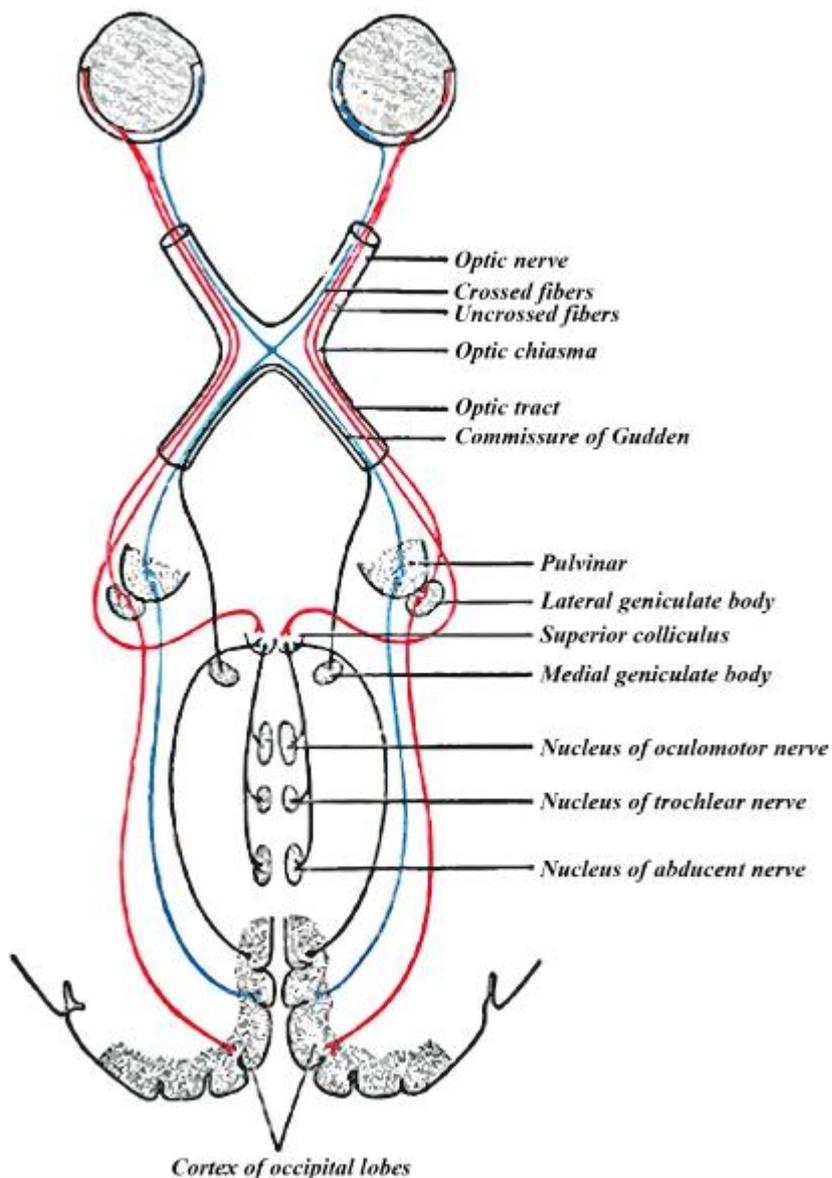
Na parte interna do olho, logo após a córnea, há uma pequena abertura por onde penetra a luz, a pupila, cujo diâmetro é variável. Diâmetros entre 2mm e 6mm, dependendo da iluminação, são bastante típicos. A abertura da pupila é controlada pelos músculos da íris, uma estrutura circular cuja cor da parte externa pode variar (marrom, azul e verde são as cores mais comuns). A focalização da imagem é formada pelo sistema óptico do olho deve estar sobre a retina, em especial em uma

região muito densa de células sensíveis à luz, a fóvea, a qual fica na direção frontal do olho, ao longo de seu eixo principal (HELENE, O. HELENE, A. F. 2011).

Na retina de vertebrados, existem duas classes de fotorreceptores: os cones e os bastonetes. A retina humana é dominada por bastonetes, contendo apenas cerca de 5 % de cones (CELESIA, PEACHEY, 2005). Os fotorreceptores possuem três seções funcionais. O segmento externo contém os fotopigmentos sensíveis à luz, juntamente com a máquina de fototransdução organizada em uma série de discos membranosos formados por duplas camadas lipídicas. Os segmentos internos possuem o núcleo e organelas celulares responsáveis pela manutenção da estrutura celular. O terminal dos fotorreceptores contém as áreas de sinapses, onde o neurotransmissor glutamato permite a comunicação com neurônios de segunda ordem (BEAR et al., 2002). Todos os bastonetes contêm o mesmo tipo de pigmento visual, a rodopsina. Os três tipos de cones uma sensível a um tipo de comprimento de onda (vermelho 558nm, verde 531nm ou azul 419nm) são diferenciados pelo foto pigmentos contidos no segmento externo (CELESIA, PEACHEY, 2005).

A manipulação de estímulos visuais permite a avaliação da integridade funcional de fotorreceptores e circuitos neuronais da retina. As funções do sistema visual em vários níveis começam na retina e encerra em várias regiões do córtex cerebral. Cada imagem é projetada nos olhos para ambos os lobos occipitais através do cruzamento dos axônios da metade nasal de cada retina. Estruturas importantes envolvidas na condução visual incluem a mácula, nervo óptico, quiasma óptico, trato óptico, corpo geniculado lateral do tálamo, vias talâmicas e córtex cerebral visual, conforme mostrado na Figura 2.

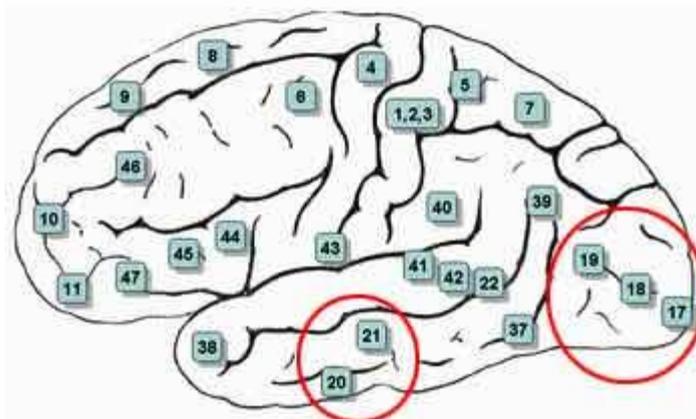
Figura 2 - Córtex visual e lobo occipitais.



Fonte: WIKIPEDIA, 2015.

A mácula no polo posterior da retina é especializada para de alta acuidade da visão central. O sistema visual primário projeta-se para áreas estriadas e peri-estriadas do córtex occipital (áreas de Brodmann 17, 18 e 19) que são apresentadas na Figura 3.

Figura 3 - Áreas de brodmann no cérebro.



Fonte: WIKIPEDIA, 2015.

Os neurônios visuais respondem seletivamente a padrões visuais progressivamente mais complexos, em níveis crescentes na hierarquia cortical. Neurônios individuais podem ser seletivamente sensíveis à orientação, movimento, largura, comprimento, velocidade e contraste de objetos. Cada neurônio deve ser considerado um dispositivo de codificação multicanal, ou seja, possui diversas entradas de informação capaz de responder a informações específicas apresentadas em um estímulo visual. A manipulação de estímulos visuais permite a avaliação da integridade funcional de fotorreceptores e circuitos neuronais da retina (NETO, A. D'A. 2012).

3.4 **Prototipagem Rápida**

A prototipagem rápida (PR) é um processo de fabricação através da adição de material em forma de camadas planas, sucessivas, isto é, baseado no princípio de manufatura por camadas. Esta tecnologia permite fabricar componentes (protótipos, modelos, etc) físicos em 3 dimensões, com informações obtidas diretamente a partir do modelo geométrico CAD (computer-aided design), de forma rápida, automatizada e totalmente flexível (CARVALHO, et al. 2007).

Todos os processos de prototipagem rápidas atualmente existentes são constituídos por cinco etapas básicas: Criação de um modelo CAD da peça que está sendo projetada; Conversão do arquivo CAD em formato STL, próprio para estereolitografia; Fatiamento do arquivo STL em finas camadas transversais; Construção física do modelo, empilhando-se uma camada sobre a outra; Limpeza e acabamento do protótipo (GORNI, 2001).

Os principais sistemas de prototipagem rápida usados na fabricação de modelos estão descritos a seguir:

Estereolitografia (SLA): este processo pioneiro constrói modelos tridimensionais a partir de polímeros líquidos sensíveis à luz, que se solidificam quando expostos à radiação ultravioleta.

Manufatura de Objetos em Lâminas (LOM): nesta técnica camadas de material, na forma de tiras revestidas de adesivo, são grudadas umas nas outras se formando o protótipo.

Sinterização Seletiva a Laser (SLS): esta técnica usa um raio de laser para fundir, de forma seletiva, materiais pulverulentos, tais como náilon, elastômeros e metais, num objeto sólido.

Modelagem por Deposição de Material Fundido (FDM): aqui filamentos de resina termoplástica aquecida são extrudadas a partir de uma matriz em forma de ponta que se move num plano X-Y.

Cura Sólida na Base (SGC): é um processo bastante similar a estereolitografia, pois ambos usam radiação ultravioleta para endurecer, de forma seletiva, polímeros fotossensíveis, contudo, ao contrário da estereolitografia, este processo cura uma camada inteira de uma vez.

Impressão por Jato de Tinta (MJT): os protótipos são construídos sobre uma plataforma situada num recipiente preenchido com material pulverulento e um cabeçote de impressão por jato de tinta "imprime" seletivamente um agente ligante que funde e aglomera o pó nas áreas desejadas.

Conformação Próxima ao Formato Final via Laser (LENS): um gerador de raio laser de alta potência é usado para fundir pó metálico fornecido coaxialmente ao foco do raio laser, através de um cabeçote de deposição (GORNI, 2001, JUNIOR, et al, 2007, LINO, et al., 2014).

A Tabela 1 mostra dentre os 5 principais processos de prototipagem rápida suas vantagens e desvantagens.

Tabela 1 - Principais vantagens e inconvenientes dos cinco principais processos de Prototipagem Rápida.

Processo	Vantagens	Desvantagens
SL ou SLA	<ul style="list-style-type: none"> • É dos melhores processos em termos de precisão dimensional e permite obter as formas mais complexas, detalhes mais finos e bom acabamento (após lixagem e polimento); • Permite a obtenção de modelos parcialmente ocos (70-80% de porosidade). 	<ul style="list-style-type: none"> • Elevado custo das matérias primas e dos modelos; • Fraca resistência mecânica dos modelos; • Tempo de fabricação relativamente elevado e necessidade de pós cura; • Propenso a empenos.
LOM	<ul style="list-style-type: none"> • Precisão dimensional e geométrica superior ao SLS, especialmente em X e Y; • Capacidade para produzir, numa única vez, modelos de elevadas volumetrias (até 800x500x500mm); • Possibilidade de se usarem modelos LOM para o processo de modelos perdidos; • Rapidez de execução e baixo custo do processo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Instabilidade do papel na presença de humidade; • Fraca precisão dimensional no eixo dos ZZ e dificuldade em obter pequenas espessuras (<2mm) em peças de grande dimensão (>200x200x200mm); • Necessidade de mão de obra elevada para a descubicagem, impermeabilização e acabamento. •
	<ul style="list-style-type: none"> • Obtenção de bons protótipos funcionais • Termoplásticos (apenas superável 	<ul style="list-style-type: none"> • Modelos com superfícies rugosas e com porosidade; • Precisão dimensional inferior

SLS	pelo FDM); <ul style="list-style-type: none"> Resistências mecânicas e térmicas elevadas, 60-70% da dos materiais equivalentes injetados; Mais rápido do que a SL e o FDM; Não necessita de suportes, nem pós-cura (quando se usam termoplásticos). 	à SL e ao LOM; <ul style="list-style-type: none"> Elevado custo das matérias primas (50 a 60 contos/Kg).
TDP	<ul style="list-style-type: none"> Pode utilizar diferentes tipos de materiais e utilizá-los simultaneamente recorrendo a diferentes cabeças com ligante; Não necessita de suportes; Produz carapaças cerâmicas (DSPC) para obtenção direta de modelos metálicos. 	<ul style="list-style-type: none"> Os modelos apresentam rugosidade elevada e em verde são relativamente frágeis e porosos; Por vezes é difícil remover o pó não ligado em modelos com formas intrincadas.
FDM	<ul style="list-style-type: none"> Permite obter as propriedades mecânicas mais elevadas (para termoplásticos); É o melhor processo para a conversão metálica por investment casting (com modelos em cera); Processo de grande precisão dimensional em X, Y e Z; Permite o uso simultâneo de dois materiais; 	<ul style="list-style-type: none"> É mais lento que a SL, o SLS e o LOM; O valor do investimento no equipamento é dos mais elevados assim como o custo global dos modelos.

Atualmente é um instrumento imprescindível ao desenvolvimento de novos produtos nos mais variados setores industriais. Os profissionais da área da saúde perceberam que é possível encurtar significativamente os tempos de intervenção cirúrgica, criar ferramentas personalizadas, facilitar o diálogo com os pacientes e simultaneamente explorar as potencialidades que esta tecnologia oferece em termos de design de próteses personalizadas. Apesar de serem já muito variados os casos de intervenções de sucesso, a sua utilização é ainda relativamente recente, e como tal tem sido alvo de bastante investigação (ANTAS, et al. 2008).

A prototipagem rápida (PR) tem vindo a afirmar-se como uma tecnologia de grande relevância no sector da saúde devido às suas enormes potencialidades, nomeadamente, no auxílio de procedimentos cirúrgicos complexos, moldes para guias cirúrgicos, planeamento de tratamentos, visualização de alguma estrutura anatómica específica, fabricação de próteses, tratamento de tumores, planeamento de radioterapia, diagnósticos, design de implantes, design de instrumentos médicos (por ex. bisturis) e outras aplicações (ANTAS, et al. 2008).

3.5 **Polímeros**

A palavra polímero origina-se do grego poli (muitos) e mero (unidade de repetição). Assim, um polímero é uma macromolécula composta por muitas unidades de repetição (meros) unidas por ligações covalentes (MANO, MENDES, 2001; CANEVAROLO, 2004). São compostos tanto orgânicos quanto inorgânicos, naturais ou sintéticos de alta massa molar (da ordem de 10^4 a 10^6 g/mol), caracterizado por seu tamanho, estrutura química e interações intra e intermoleculares (AKCELRUD, 2007).

Em relação à estrutura química, os polímeros podem ser classificados quanto a estrutura química do mero - cadeia carbônica: poliolefinas; polímeros de dienos; polímeros estirênicos; polímeros clorados; polímeros fluorados; polímeros acrílicos; polivinil ésteres e poli(fenol-formaldeído), cadeias heterogêneas: poliéteres; poliésteres; policarbonatos; poliamidas; poliuretanos; amino plásticos; derivados da celulose e silicones; número de diferentes meros presentes: copolímero ou homopolímero; forma da cadeia polimérica linear, ramificado, ligações cruzadas e rede; configuração da cadeia: cabeça-cabeça e cabeça-cauda; isomerismo geométrico: cis e trans; estéreo isomerismo: sindiotática, isotática e atática. Quanto ao comportamento mecânico podem ser termoplásticos, termorrígidos ou elastômeros; e quando ao método de preparação, os polímeros podem ser de adição ou cadeia e polímeros de condensação ou etapa (VLACK, 1970; PADILHA, 2000; CALLISTER, 2007; PEREIRA, 2009).

Os materiais poliméricos receberam crescente interesse ao longo do século XX e têm sido usados em um vasto número de aplicações médicas e farmacêuticas

como implantes ortopédicos, dentários ou mamários, órgãos artificiais, marca-passos, suturas, enxertos vasculares, válvulas cardíacas, lentes intraoculares e de contato, dialisadores renais e outros dispositivos, sistemas de liberação controlada de fármacos ou na reconstrução de tecidos (WONG, 2007).

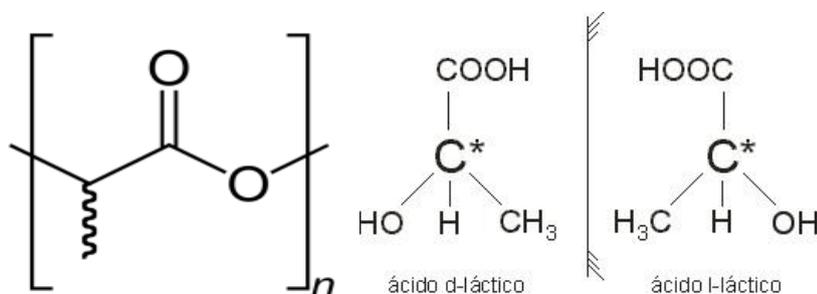
3.5.1 Biopolímero ácido polilático – PLA

O Ácido Polilático (PLA) é um poliéster relativamente hidrofóbicos, termoplástico, instáveis em condições úmidas e biodegradável aos subprodutos atóxicos (ácido lático, ácido glicólico, dióxido de carbono e água), baixa densidade, produzidos a partir de recursos renováveis e facilmente (SOARES, et al., 2005).

O PLA pode ser construído a partir de um monômero quiral que existe em duas formas opticamente ativas: **L - ácido lático** ou o **D - ácido lático** (Figura 4), possuindo assim dois estereoisômeros: poli (L – ácido lático) (PLLA) e o poli (D – ácido lático) (PDLA), sua mistura racêmica gera o poli (D, L – ácido lático) (PDLLA) (VERT, et al., 1992).

Devido às suas propriedades de biodegradabilidade e biocompatibilidade, o biopolímero PLA tem encontrado inúmeras aplicações e possui uma ampla gama de propriedades do estado amorfo para o estado cristalino; propriedades que podem ser alcançados por meio da manipulação de misturas de isômeros D e L, peso molecular e da copolimerização (OLIVERIA, 2008; NAIR, et al, 2007).

Figura 4 - Estrutura química do PLA.



As propriedades físicas e mecânicas dependem da composição do polímero, do seu peso molecular e cristalinidade. A cristalinidade pode ser ajustada a partir de um valor de 0% a 40%, sob a forma de homopolímeros e os copolímeros lineares ou

ramificados, a temperatura de transição vítrea de 60-65 °C, temperatura de fusão 173-178 ° C e um módulo de elasticidade de 2,7-16GPa (SODERGARD, 2002; MIDDELTON, 2000).

Mesmo possuindo boas propriedades, o PLA ainda encontra limitações para determinadas aplicações, sendo necessárias modificações na morfologia e composição do polímero (LIM, et al., 2008). O PLA é aplicado em filmes, embalagens, produtos para higiene, suturas e clips, fixação ortopédica (parafusos), implantes, fibras têxteis, catering, na prototipagem rápida etc.

3.6 ***LED (Light Emitting Diode)***

Os Diodos Emissores de Luz (LEDs) são dispositivos semicondutores que surgiram por volta da década de 60 (BULLOUGH, 2003). Assim como os diodos tradicionais, o LED permite a passagem de corrente elétrica em apenas um sentido. Esta polarização direta resulta na emissão de luz. Os LEDs podem ser classificados em três categorias: indicativos, de alto brilho e de potência, devido a sua área de ampliação.

- Os LEDs indicativos são largamente utilizados em aparelhos eletrônicos para indicação de certas funções e também para pequenas iluminações como visores de rádios e etc.

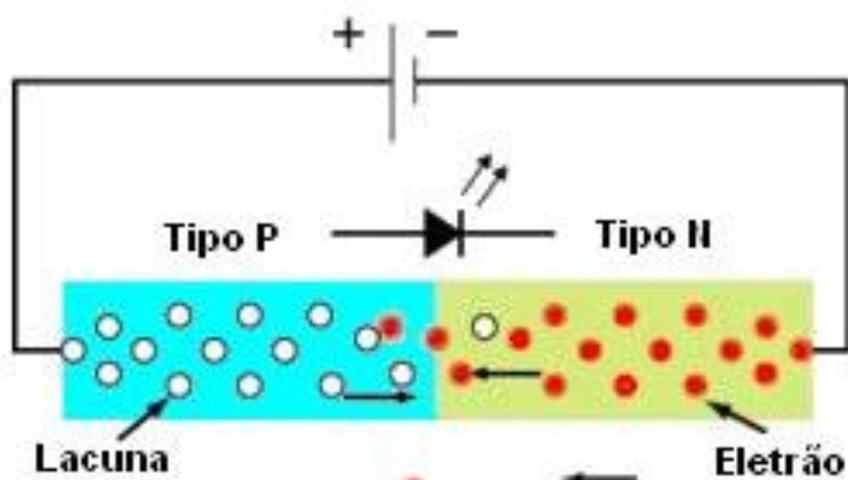
- Os avanços tecnológicos permitiram a produção de LEDs com maior potência e melhor eficiência luminosa, tornando possível o uso como sinalizadores e em iluminação decorativa, como exemplo, semáforos, iluminação de emergência, lanternas e etc. Esses avanços foram mais efetivos com a tecnologia para emissão de luz branca (BULLOUGH, 2003).

3.6.1 ***Princípio de funcionamento do LED***

O LED é composto por dois materiais distintos formando uma junção P-N comum em dispositivos semicondutores. Nesta junção, o lado P contém vacâncias (falta de elétrons) e o lado N contém cargas negativas (excesso de elétrons).

Quando polarizado por uma diferença de potencial, os elétrons e lacunas se movimentam em direção ao mesmo ponto, gerando com essa combinação a emissão de fótons (BULLOUGH, 2003). A Figura 5 mostra o esquema do processo.

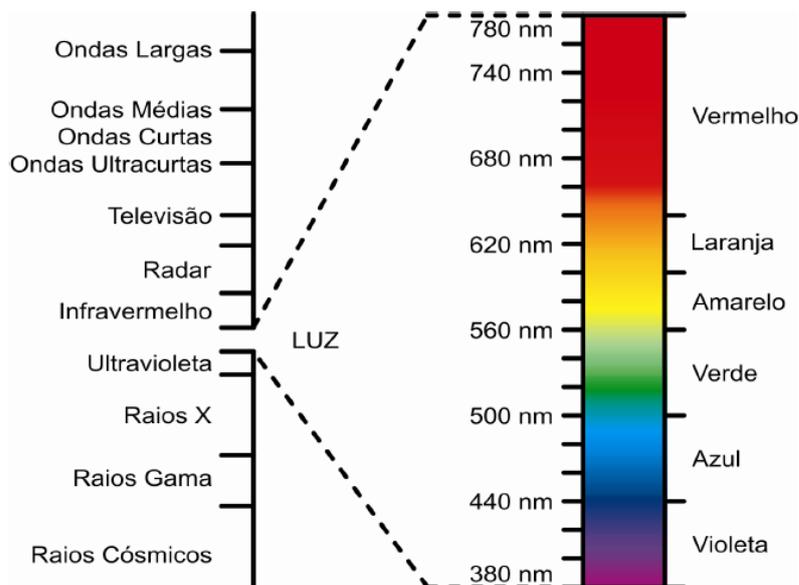
Figura 5 – Representação esquemática da emissão de fótons de luz em um LED.



Fonte: ELETRONICA, 2015.

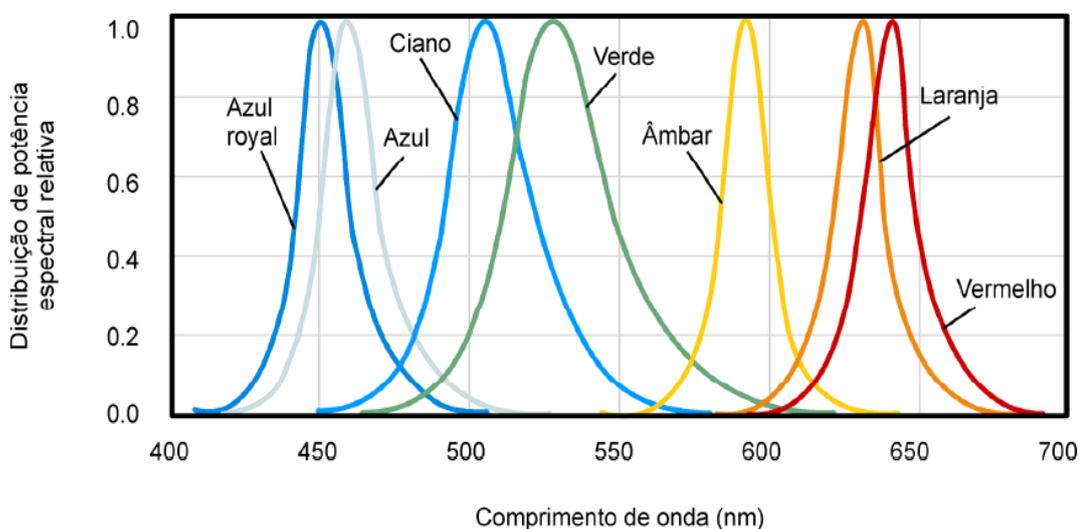
A luz emitida pelo LED é monocromática e o comprimento de onda está associado material utilizado na composição do semiconductor. Nesse sentido, o cristal semiconductor pode ser dopado com gálio, alumínio, fósforo e etc., com o propósito de produzir um comprimento de onda (cor) numa ampla faixa do espectro eletromagnético. A Figura 6 mostra qual a região visível do espectro eletromagnético com as cores correspondentes (PINTO, 2008). A Figura 7 mostra as faixas de emissão em comprimentos de onda características para diferentes modelos de LED (PINTO, 2008).

Figura 6 - Esquema do espectro eletromagnético.



Fonte: LUXEON, 2015.

Figura 7 - Esquema de emissão para diferentes tipos de LEDs.

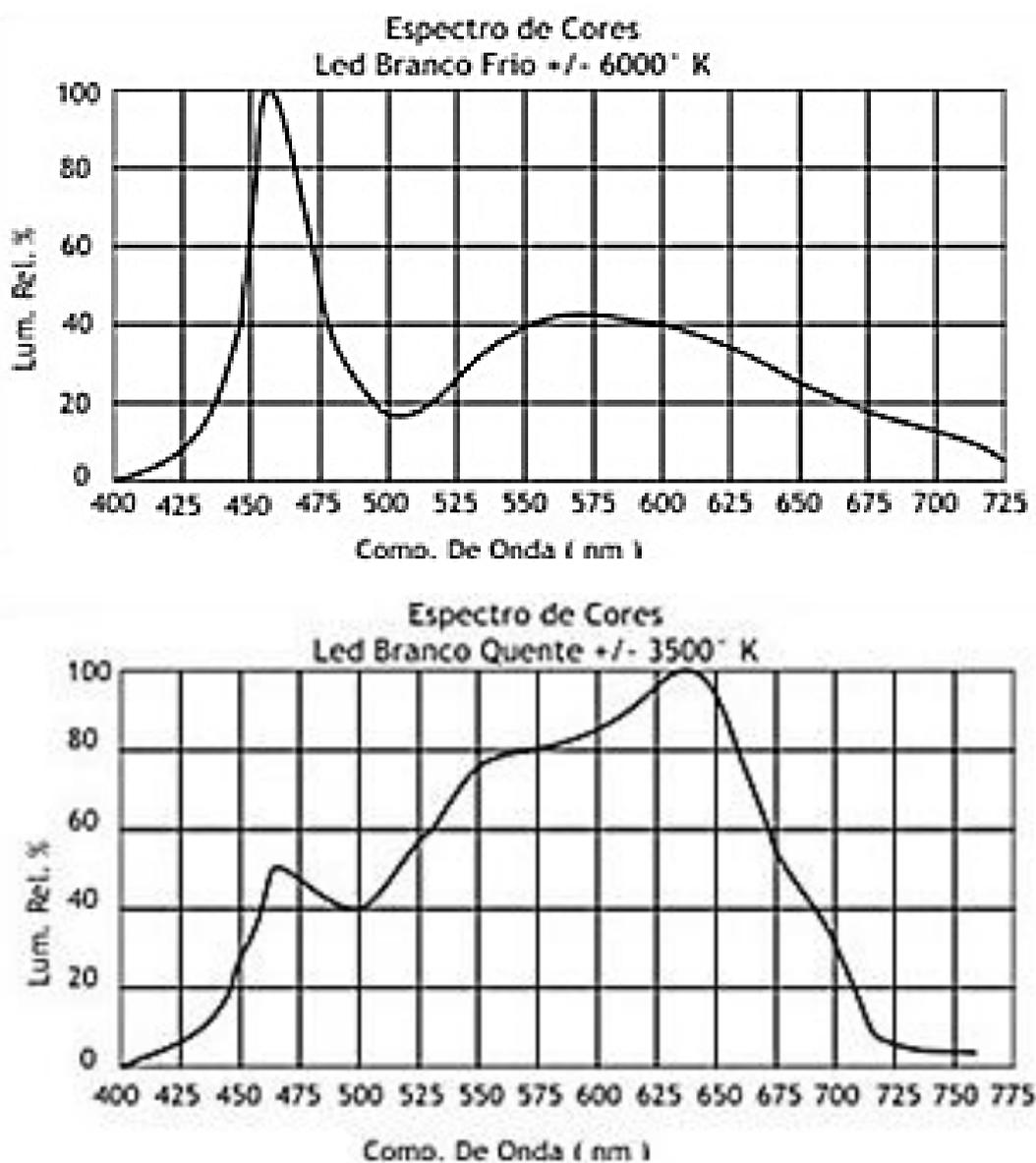


Fonte: LUXEON, 2015.

Dessa maneira, a luz branca pode ser obtida de várias maneiras, sendo o método mais simples a utilização de uma camada de fósforo na superfície de um LED azul. Ao atravessar a luz a camada de fósforo, a luz azul torna-se amarelada que quando combinada ao restante da luminosidade azul resulta em luz branca (CERVI, 2005). Outra maneira é a combinação de alguns LEDs coloridos, por

exemplo, azul, verde e vermelho que resultam na cor branca. A Figura 8 mostra os espectros de emissão para os LEDs branco frio (azulado) e quente (avermelhado).

Figura 8 - Esquema de emissão para tipos de LEDs brancos.



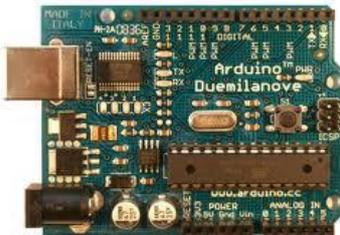
Fonte: UTILUZ, 2015.

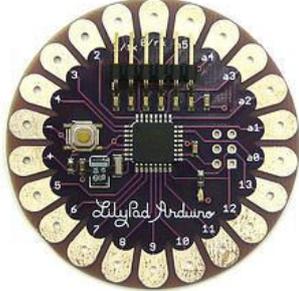
3.7 *Arduino*

O Arduino foi desenvolvido no ano de 2005 na Itália com a finalidade de oferecer uma plataforma eletrônica de baixo custo e de fácil manuseio por qualquer pessoa interessada em criar projetos com objetos e ambientes interativos (ARDUINO, 2015). A plataforma Arduino é composta de uma placa eletrônica (hardware) e de um ambiente de desenvolvimento (software) para criação dos projetos pelos usuários (MELLIS, 2015).

A placa eletrônica do Arduino contém várias entradas e saídas, analógicas e digitais, além de interface serial via conexão USB para comunicação com o computador. O elemento inteligente desta placa é um microcontrolador da família AVR que permite milhares gravações e regravações em sua memória de programa. Existem diversos modelos oficiais e não oficiais da placa eletrônica (hardware) do Arduino, listados. A Tabela 2 apresenta os principais modelos oficiais presentes no site do projeto (ARDUINO, 2015). Nesse protótipo foi utilizado o modelo UNO.

Tabela 2 - Modelos de Arduino.

Modelo	Hardware
<p><i>Duemilanove</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Microcontrolador ATMEGA328 • Conexão USB (chip FT232) • Suporte a —ShieldsII para aumento das funcionalidades 	
<p><i>UNO</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Microcontrolador ATMEGA328 • Conexão USB (chip ATmega8U2) • Suporte a —ShieldsII para aumento das funcionalidades • Melhor identificação de entradas e saídas 	
<p><i>NANO</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Microcontrolador ATMEGA328 • Conexão USB (chip FT232) – via cabo USB 	

<p>Mini-B</p> <ul style="list-style-type: none">• Utilização em breadbord (matriz de contatos)	
<p>LILYPAD</p> <ul style="list-style-type: none">• Microcontrolador ATMEGA328V• Projetado para aplicações em tecidos• Alimentação e conexão com sensores e atuadores através de fio condutor	 A circular purple PCB board with 20 gold-colored contact pads around the perimeter. The pads are numbered 1 through 20. A central ATMEGA328V microcontroller is visible, along with other components like a USB connector and a small LED.
<p>MEGA</p> <ul style="list-style-type: none">• Microcontrolador ATMEGA2560• Conexão USB (chip ATmega8U2)• Maior capacidade de memória de programa	 A standard rectangular blue PCB board. It features a large ATMEGA2560 microcontroller in the center, a USB Type-B port on the left, and a long edge connector on the right. The board is populated with various electronic components like capacitors and resistors.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Local da Pesquisa

A pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais do Nordeste - CERTBIO, localizado na Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais, na Universidade Federal de Campina Grande – UFCG.

4.2 Materiais

- Componentes eletrônicos;
- Baterias;
- Polímero PLA;
- Impressora 3D.
- Arduino UNO.

4.3 Metodologia Experimental

4.3.1 Simulação Computacional

O programa de simulação de circuitos eletrônicos utilizado em nossas pesquisas foi o Multisim® da National Instruments. Podemos com ele efetuar a montagem de circuitos eletrônicos (associando resistores, capacitores e etc.) e ainda realizar medidas integrando equipamentos como osciloscópios, geradores de função e etc. Dessa forma, é possível analisar o projeto e otimizar o desempenho, evitando gastos desnecessários com a confecção do circuito real.

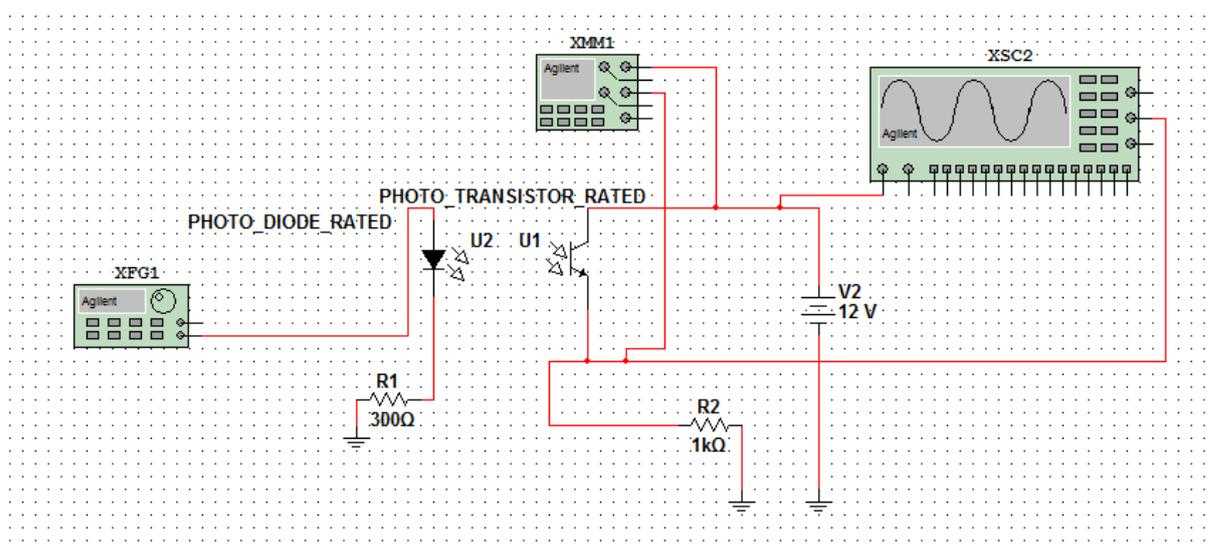
Na Figura 9 pode-se observar o circuito utilizado para simular o sistema de iluminação (estimulação) e de recepção do PEV.

- Nessa simulação foi utilizado um gerador de onda para produção de um sinal de alimentação dos LED's (Light Emitting Diode) com uma frequência de

20Hz, onde o objetivo foi simular o sistema de estimulação. O gerador de onda utilizado na simulação foi o **Agilent 33120A** exibido na Figura 10.

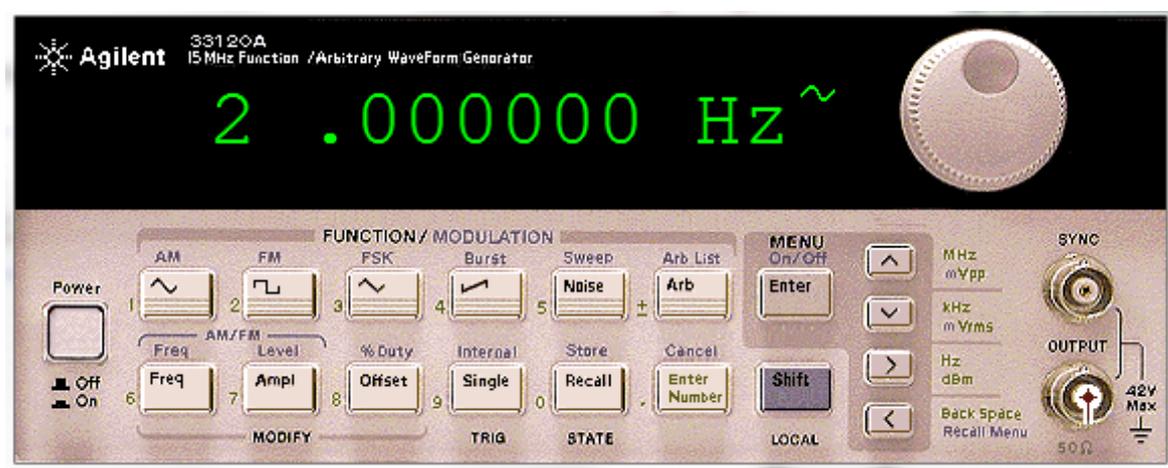
- Para simular o sistema de recepção do PEV, foi utilizado um fototransistor que irá converter o sinal luminoso em pulso elétrico. Esse sistema possui uma fonte de 12V para alimentação do circuito, um resistor de 1kΩ. A leitura do sinal é realizada por meio de um osciloscópio **Agilent 54622D** que exibirá o sinal detectado, como na Figura 11. Para um monitoramento adicional utilizamos um multímetro **Agilent 34401A**.

Figura 9 - Esquema do circuito eletrônico de iluminação e recepção.



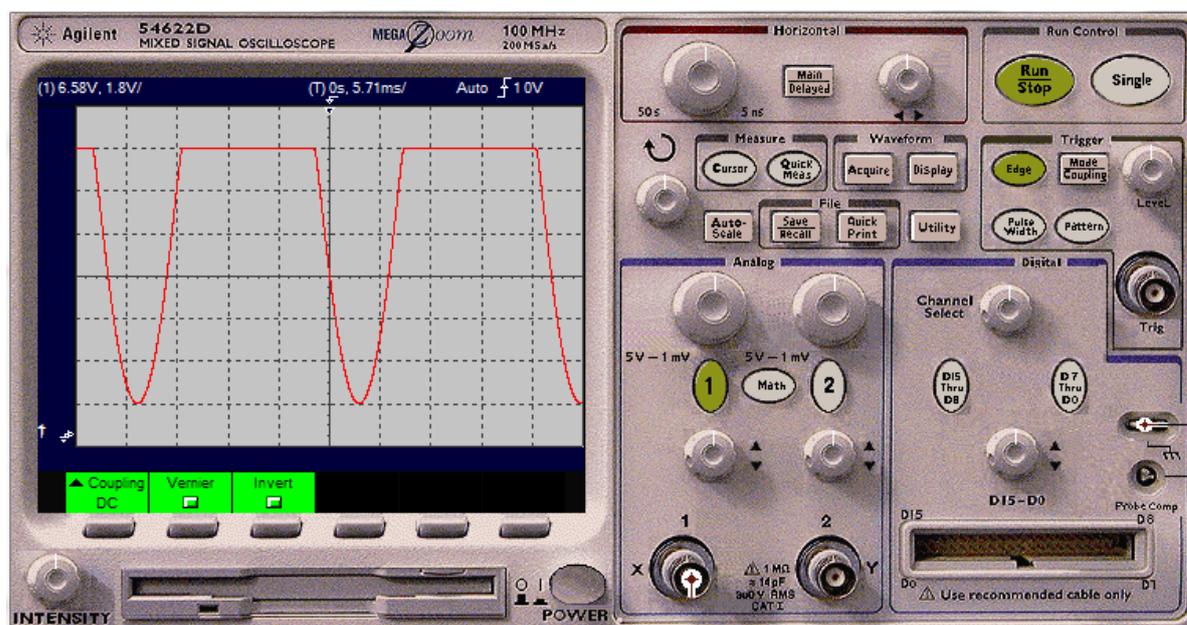
Fonte: Multisim.

Figura 10 - Gerador de ondas.



Fonte: Multisim.

Figura 11 - Gerador de ondas exibindo o sinal detectado.



Fonte: Multisim.

4.3.2 Desenvolvimento do Protótipo

4.3.2.1 Circuito eletrônico

Para produção do Potencial Evocado Visual se faz necessário à produção de um sistema de iluminação por LED's, como descrito anteriormente. Esse sistema foi produzido a partir de um circuito eletrônico que controlará a intensidade luminosa, frequência de pulso, com o uso de LED's. Usaremos LED's brancos, pois com a sua ampla faixa de emissão no espectro eletromagnético é possível estimular os bastonetes e os cones.

4.3.2.2 DISPOSITIVO OCULAR COM SISTEMA DE ILUMINAÇÃO INTEGRADO

Foi utilizada uma impressora 3D baseada na tecnologia FDM construída pelo (Prof. Alexandre Sales Vasconcelos – IFPB) para a produção do dispositivo ocular. O sistema de iluminação constituído pelo circuito de LEDs foi conectado a um suporte polimérico de PLA e integrado a um dispositivo ocular. Os óculos têm a função de acomodar o conjunto de LEDs e o circuito, além de ser adequado para o

uso durante o procedimento cirúrgico otimizando a eficiência da recepção de luz pelo globo ocular. O desenvolvimento do firmware e a prototipagem dos óculos e da eletrônica foram realizados com a colaboração do Prof. Alexandre Sales Vasconcelos – IFPB.

4.3.2.3 *ARDUINO*

Para controle do sistema de iluminação integrado presente no dispositivo ocular foi utilizado a plataforma de prototipagem eletrônica de hardware livre conhecida com Arduino. Essa plataforma eletrônica terá a função de controlar a intensidade e a frequência de pulso da iluminação necessária para o estímulo das vias visuais.

4.3.2.4 *Eletrodos*

Os eletrodos têm a função de converter as respostas de estímulos neurais em estímulos elétricos. Nesse trabalho para identificar as respostas dos estímulos dos olhos do paciente foram utilizados os eletrodos disponibilizados comercialmente e um equipamento de PEV ambos registrados na ANVISA. A metodologia utilizada para alocar os eletrodos nos pacientes foram os padrões seguidos na medicina para determinação do PEV.

4.4 **CARACTERIZAÇÕES**

4.4.1 ***Difração de Raios X (DRX)***

A caracterização por difração de raios X - DRX foi conduzida a temperatura ambiente no aparelho XRD-7000 Shimadzu com geometria Bragg-Brentano do CERTBIO (Figura 12), utilizando radiação $K\alpha Cu$ (1,5418 Å), tensão de 40kV e corrente 30mA, examinados no intervalo de 2θ entre 5,0 e 50,0 graus no modo contínuo 2°/min, para identificação da fase cristalina e cristalinidade do PLA processada por prototipagem rápida.

Figura 12 – Difratorômetro DRX-7000 Shimadzu.



Fonte: Própria.

4.4.2 Espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)

A caracterização por FTIR foi realizada através da análise de espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier no aparelho PERKIN ELMER SPECTRUM 400 do CERTBIO (Figura 13), para identificar as bandas características dos grupos funcionais, presentes nas matérias-primas utilizadas nesta pesquisa, onde foi utilizado uma faixa de varredura na região do infravermelho médio de 4000 a 600 cm^{-1} .

Figura 13 – Espectrômetro FTIR - Perkin Elmer Spectrum 400.

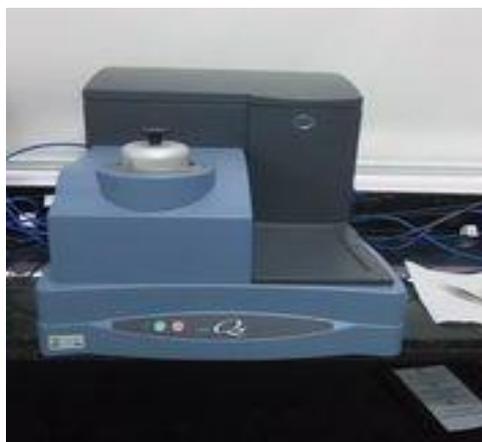


Fonte: Própria.

4.4.3 *Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)*

A análise de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) foi conduzida utilizando o equipamento DSC 8500, da marca Perkin Elmer do CERTBIO (Figura 14). A aplicação desta técnica de Calorimetria Exploratória Diferencial determina a pureza e medem as transições entálpicas da amostra. A amostra da placa de PLA foi submetida a uma taxa de aquecimento de 5°C/min numa faixa de temperatura variando de 25° até 400°C.

Figura 14 – Calorímetro DSC-8500 Perkin Elmer.



Fonte: Própria.

4.4.4 *Microscopia Ótica (MO)*

A caracterização por MO foi realizada em um Microscópio Óptico HIROX do CERTBIO (Figura 15), com resolução máxima de 3500X, onde é possível operar com luz transmitida ou refletida, acoplado a uma estação de Captura e Análise de Imagens com Software (KH-1300). Para realização das análises de microscopia ótica foram retirados fragmentos de aproximadamente 0,5 cm² de uma placa de PLA processado por prototipagem rápida, e submetidos às ampliações de 50X, 100X, 300X, 700X, 1750X, 2450X e 3000X da superfície lisa e rugosa, com a finalidade de visualizar a morfologia do PLA.

Figura 15 – Microscópio ótico - Hirox KH-1300.



Fonte: Própria.

4.4.5 Microscopia Eletrônica de Varredura - (MEV) com Mapeamento por (EDS)

A amostra foi analisada em um microscópio eletrônico de varredura (MEV), Phenom TM Pro X (Figura 16). Para a análise a amostra da placa de PLA foi diretamente depositada sobre um porta-amostras de alumínio com o auxílio de uma fita adesiva dupla face de carbono. As imagens foram obtidas com o detector de elétrons secundários com potencial de aceleração de 5kV. A análise de mapeamento do PLA e a análise semi-quantitativa dos óxidos e elementos presentes nas amostras será determinado por espectroscopia de energia dispersiva (EDS). As análises por (EDS) provenientes foram realizadas por um detector instalado na câmara de vácuo do MEV que mede a energia associada à interação do feixe eletrônico e os elétrons pertencentes aos elementos químicos da amostra. Átomo. Esses possuem energias distintas, e assim é possível determinar quais os elementos químicos estão presentes na amostra.

Figura 16 – Microscópio Eletrônico Phenon TM Pro X.



Fonte: Própria.

4.4.6 Testes de Potencial Evocado Visual

4.4.6.1 OBTENÇÃO DAS CURVAS DE POTENCIAL EVOCADO VISUAL

A obtenção das curvas de Potencial Evocado Visual foi inicialmente realizada com o uso do dispositivo ocular projetado e equipamentos de recepção já utilizados comercialmente em clínicas e laboratórios. Dessa forma, será possível avaliar se a qualidade do dispositivo projetado produzirá uma iluminação satisfatória para detecção com o sistema de recepção de sinais comerciais.

4.4.6.2 DETERMINAÇÃO DOS LIMITES DAS CONDIÇÕES DE INTEGRIDADE DAS VIAS VISUAIS

Foi realizada uma avaliação e comparação dos resultados obtidos com o sistema projetado para definição de limites das condições de integridade das vias visuais e da qualidade do dispositivo.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

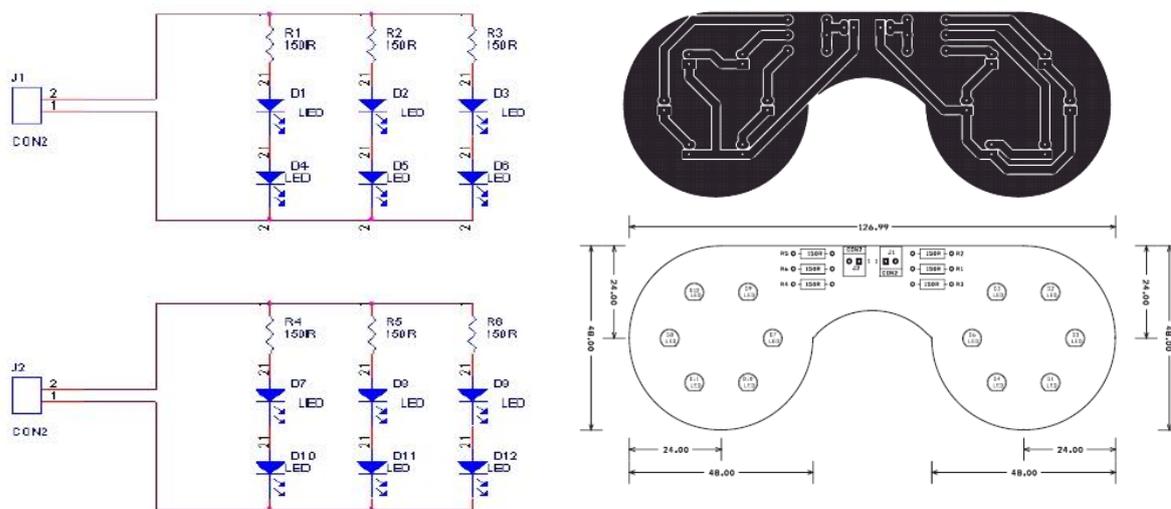
5.1 *Simulação Computacional*

Com a utilização do programa de simulação de circuitos eletrônicos “Multisim® da National Instruments”. Foi possível a montagem de circuitos eletrônicos (associando resistores, capacitores e etc.) e ainda realizar medidas integrando equipamentos como osciloscópios, geradores de função e etc. Dessa forma, o circuito do protótipo para monitoramento neurofisiológico intraoperatório visual foi montado e otimizado para obter-se um melhor desempenho, evitando gastos desnecessários, perda de tempo em montagens falhas na confecção do circuito real.

5.2 *Desenvolvimento do Protótipo*

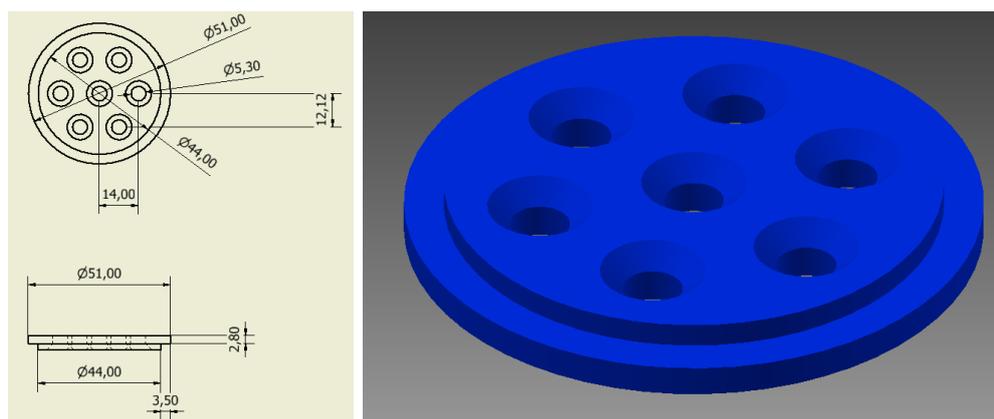
O desenvolvimento do protótipo foi realizado com a construção de várias partes: fonte, circuito, sistema de controle, suporte. A partir dos resultados do circuito eletrônico montado no simulador, foi possível construir um circuito eletrônico e uma placa de circuito que suportasse 6 LED's (para cada globo ocular) e se acoplassem perfeitamente ao suporte de PLA, por meio de uma fresa CNC, conforme mostrado na Figura 17. Os suportes foram produzidos através de uma impressora 3D com o polímero PLA, o projeto com as dimensões e perspectiva da peça está mostrado na Figura 18.

Figura 17 - Esquema do circuito eletrônico com a placa suporte dos óculos.



Fonte: Própria.

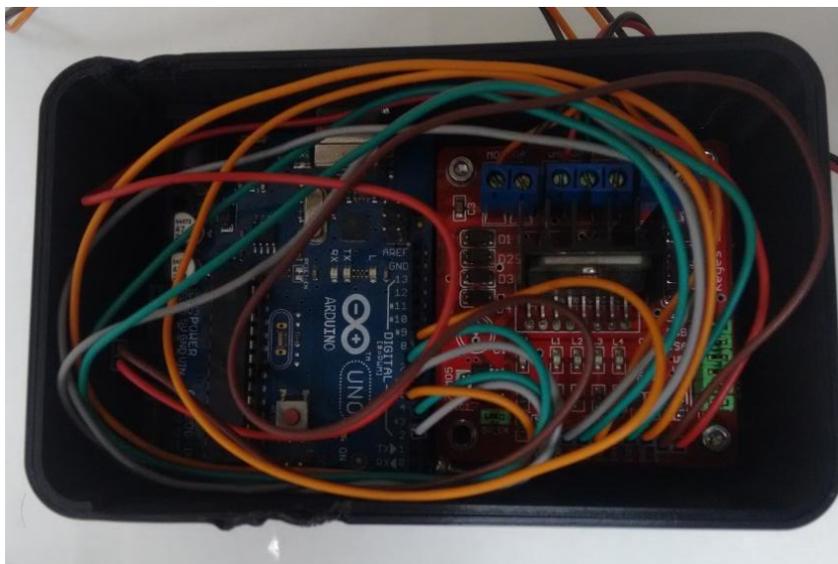
Figura 18 – Configuração de suporte de PLA para LEDs dos óculos.



Fonte: Própria.

Foi construído no desenvolvimento do protótipo um sistema para controle da intensidade luminosa e frequência de pulsos dos LEDs. Esse sistema de controle foi montado com um Arduino (Figura 19), que a partir de um algoritmo de programação controla esses parâmetros fundamentais para obtenção do PEV com a colaboração do Prof. Alexandre Sales Vasconcelos - IFPB; e uma fonte de alimentação 12V (Figura 20).

Figura 19 - Sistema de controle dos LEDs (Arduino).



Fonte: Própria.

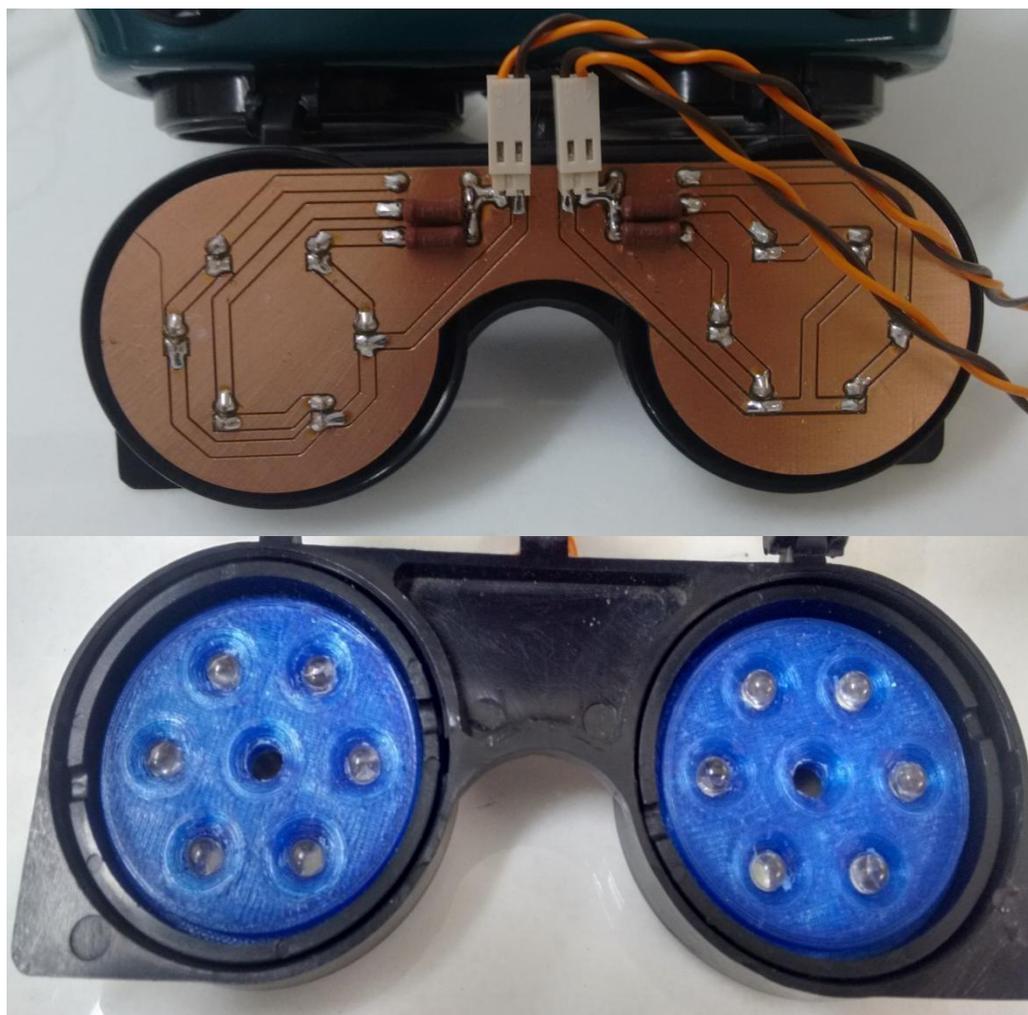
Figura 20 - Fonte de alimentação.



Fonte: Própria.

A Figura 21 mostra o circuito eletrônico com o suporte dos LEDs acoplado no óculos. A incorporação dos 6 LED's foi necessária, devido a necessidade garantir que a luminosidade seja efetiva mesmo com os olhos fechados.

Figura 21 - Circuito eletrônico e suporte para LEDs.



Fonte: Própria.

5.3 CARACTERIZAÇÕES DO POLÍMERO

5.3.1 *Difração de Raios X (DRX)*

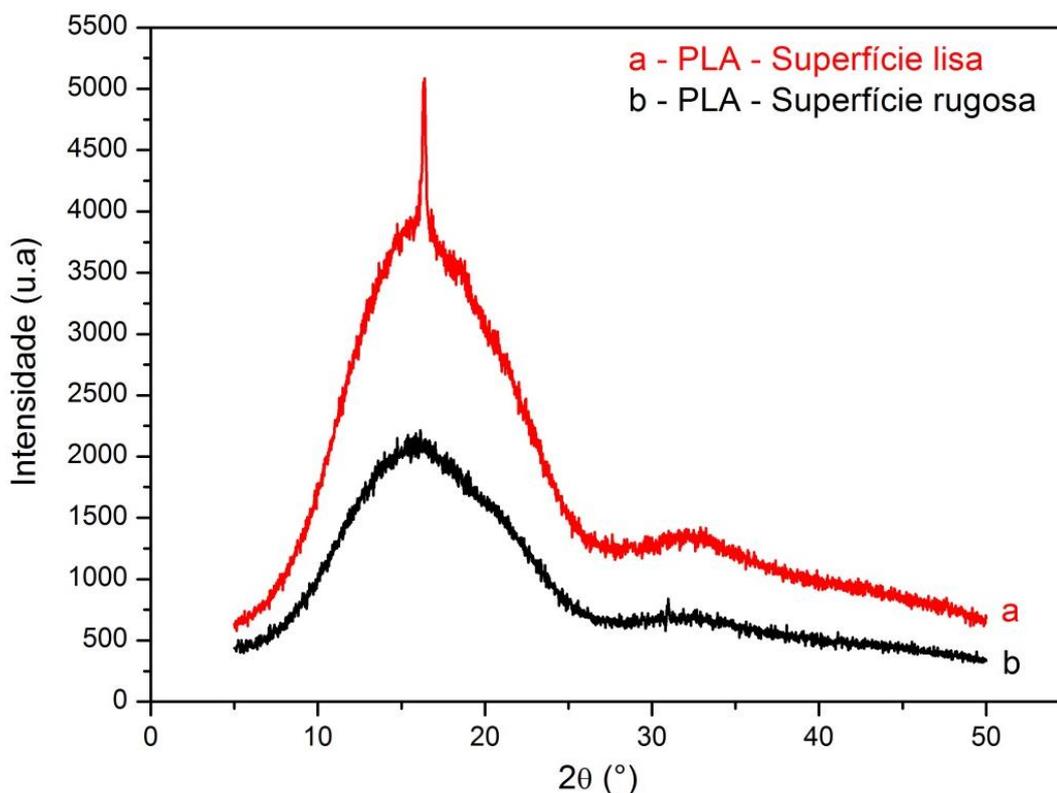
A difração de raios X, uma das principais técnicas de caracterização microestrutural de materiais cristalinas, foi utilizada com a finalidade de observar a

cristalinidade do polímero ácido polilático - PLA nas duas superfícies de processamento (lisa e rugosa), processado por prototipagem rápida.

Os difratogramas da placa de PLA das duas superfícies (lisa e rugosa) são apresentados na Figura 22. Observa-se que o polímero PLA apresenta um mesmo perfil semicristalino exibindo duas bandas de difração uma de maior intensidade entre 7° a 25° e outra de menor intensidade entre 30° a 35° . A superfície lisa exibiu um pico de difração em aproximadamente 17° , enquanto que a superfície rugosa não apresenta, isso denota um caráter mais cristalino da superfície lisa.

Esse aparecimento de um pico no padrão de difração na superfície lisa ocorre devido ao seu processamento, que durante o processo de prototipagem essa superfície fica em contato com uma chapa de aquecimento, proporcionando um maior tempo para difusão das cadeias poliméricas e seu condicionamento, aumentando assim sua cristalinidade, esse resultado corrobora com SANTOS 2013.

Figura 22 - Difratogramas das superfícies lisa e rugosa do PLA.



As Tabelas 3 e 4 apresentam os resultados de cristalinidade para duas superfícies (lisa e rugosa) calculadas pelo software presente no equipamento

Shimadzu XDR-7000, observa-se que a superfície lisa apresentou uma cristalinidade de 5,316732% enquanto a rugosa foi de 1,43%.

Tabela 3 - Cristalinidade da superfície lisa do PLA.

Superfície lisa	
Faixa de cálculo	5.0 - 50.1(deg)
Cristalinidade	5.3167 (%)
Parâmetro (K)	1.0000
Cristal (I_{cr})	2.1636 (kcps*deg)
Amorfo (I_a)	38.5308 (kcps*deg)

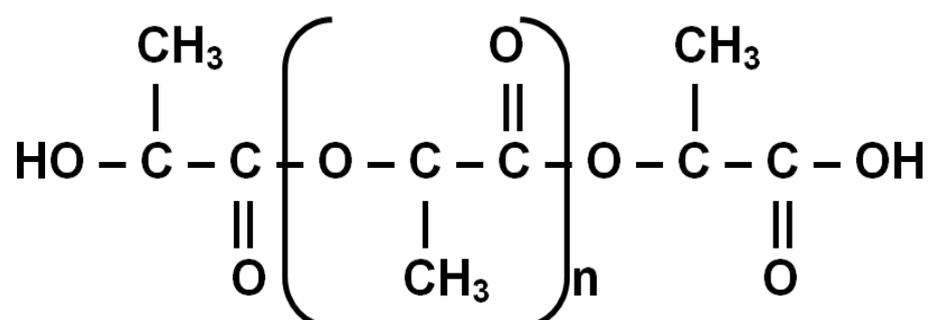
Tabela 4 - Cristalinidade da superfície rugosa do PLA.

Superfície rugosa	
Faixa de cálculo	5.0 - 50.1(deg)
Cristalinidade	1,43 (%)
Parâmetro (K)	1.0000
Cristal (I_{cr})	0.2976 (kcps*deg)
Amorfo (I_a)	20.4529 (kcps*deg)

5.3.2 Espectroscopia de Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)

A caracterização por FTIR tem como objetivo confirmar a presença do polímero PLA (um poliéster alifático), visto na Figura 23, a partir da identificação dos espectros característicos dos grupos funcionais.

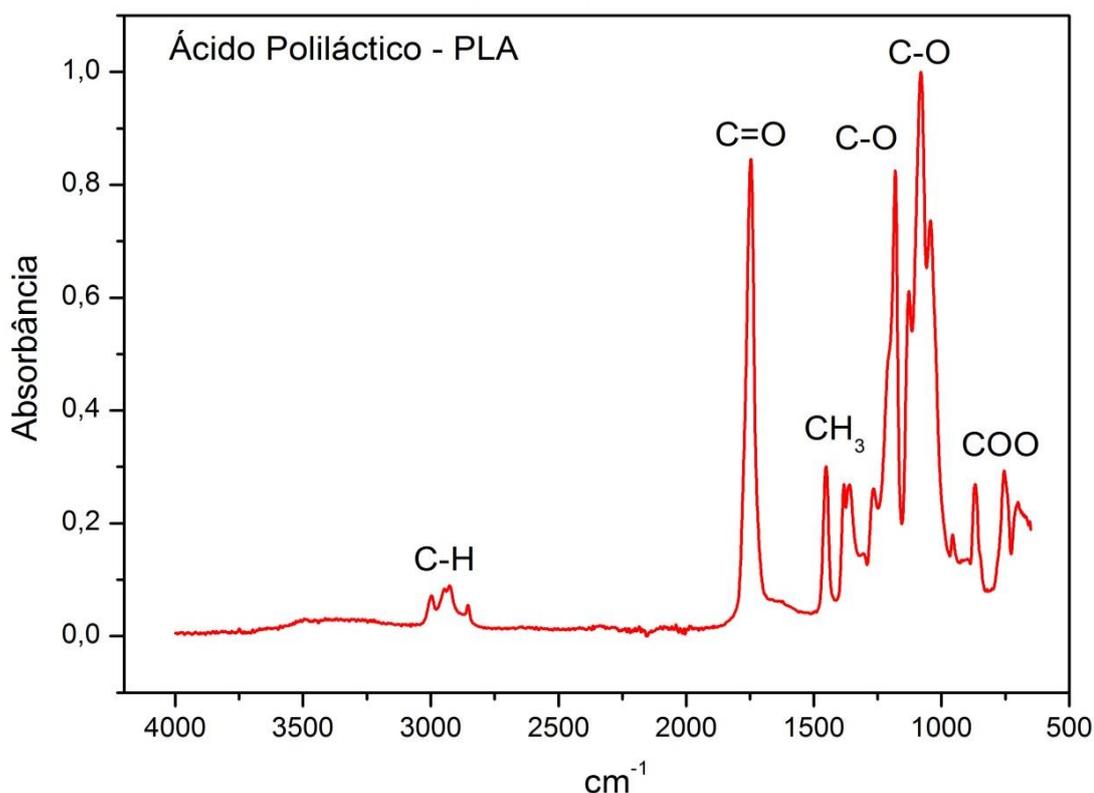
Figura 23 - Fórmula química do ácido polilático - PLA.



Analisando o espectro de FTIR obtido da amostra de PLA (Figura 24), observam-se três fortes bandas referentes às vibrações do grupo CCOOC, ou seja, banda relacionada ao estiramento do (C=O do COO) em 1751 cm^{-1} , a banda do estiramento assimétrico do COC em 1195 cm^{-1} e em 1110 cm^{-1} do estiramento simétrico COC. Verifica-se as bandas centradas em (1450 cm^{-1} , 1360 cm^{-1}) e (2990 cm^{-1} , 2948 cm^{-1}) associadas a deformação do grupo CH₃ e as vibrações de valência do C-H do CH₃ (simétrica, assimétrica), respectivamente, confirmando desta maneira a formação do PLA, uma vez, que essas atribuições são análogas ao que está descrito na literatura (MOTTA, 2006; NIKOLIC et al., 2010; JAINHO et al., 2006; LASPRILLA et al., 2012).

Outro fato observado nos resultados de FTIR do PLA é a ausência de uma banda expressiva na região $3650\text{-}3000\text{ cm}^{-1}$, referente ao estiramento do grupamento O-H, isso indica dois pontos importantes sobre o PLA e seu processamento pela prototipagem rápida (impressão 3D): a ausência de subprodutos de hidrólise do PLA e amostras livres de umidade.

Figura 24 - Espectroscopia do ácido polilático - PLA obtida pelo FTIR.



A Tabela 5 mostra as bandas de absorção dos grupos funcionais do PLA bem como seus respectivos comprimentos de onda.

Tabela 5 - Grupos funcionais e seus respectivos comprimentos de onda do ácido polilático - PLA.

Bandas de absorção dos grupos funcionais	Comprimento de onda do PLA em cm⁻¹
Vibrações de valência do C-H do CH₃ (simétrica e assimétrica)	2990,21; 2948,72
Vibrações de valência do C=O do COO	1756,25
Vibrações de flexão C-H do CH₃	1464,94
Vibração de alongamento do COO	864
Estiramento do OH	3650

5.3.3 *Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)*

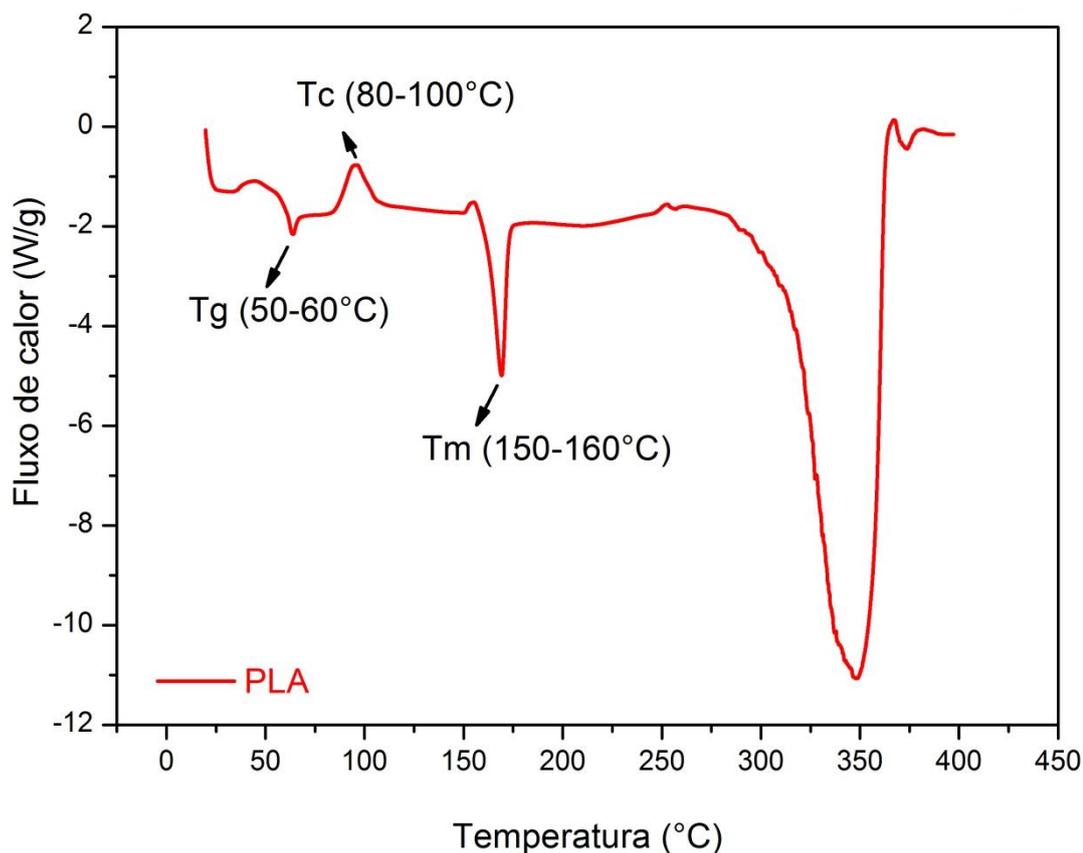
A partir das análises de DSC, foi possível obter as temperaturas de transições térmicas do PLA. A Figura 25 mostra a curva obtida a uma taxa de aquecimento 10°C/min, numa variação de 20°C até 400°C sob atmosfera ambiente, que indicam picos endotérmicos e exotérmicos inerentes às reações físico-químicas do PLA, sendo possível identificar as temperaturas de transição vítrea (T_g), temperatura de fusão cristalina (T_m) e temperatura de cristalinidade (T_c).

A T_g corresponde à faixa de temperatura acima da qual as regiões amorfas do polímero readquirem mobilidade progressivamente (MANO, et al., 2001). A T_m corresponde à faixa de temperatura acima da qual as regiões ordenadas e cristalinas (segmentos rígidos) se desagregam e fundem, é uma transição que só ocorre na fase cristalina (CANEVAROLLO, 2002; VILAR, 2015). A T_c corresponde ao processo de cristalização de um polímero e é acompanhada pela liberação de calor latente, que gera um pico exotérmico (SANTANA, 2015).

O PLA é um poliéster alifático semicristalino, com temperatura de transição vítrea (T_g) próxima a 55°C, fusão (T_m) a 160°C e de cristalinidade (T_c) a 110°C (ROA, et al., 2010; SILVA, et al., 2014). Observando as curvas de DSC do PLA Figura 25 verifica-se um pico exotérmico entre 50-60°C referente a T_g, um pico endotérmico

entre 80-100°C referente a T_c e pico exotérmico entre 150°-160°C referente a T_m do PLA que corrobora com PEREIRA 2009. O pico exotérmico entre 270-330°C é referente à degradação do polímero.

Figura 25 - Curva do PLA processado por prototipagem rápida.



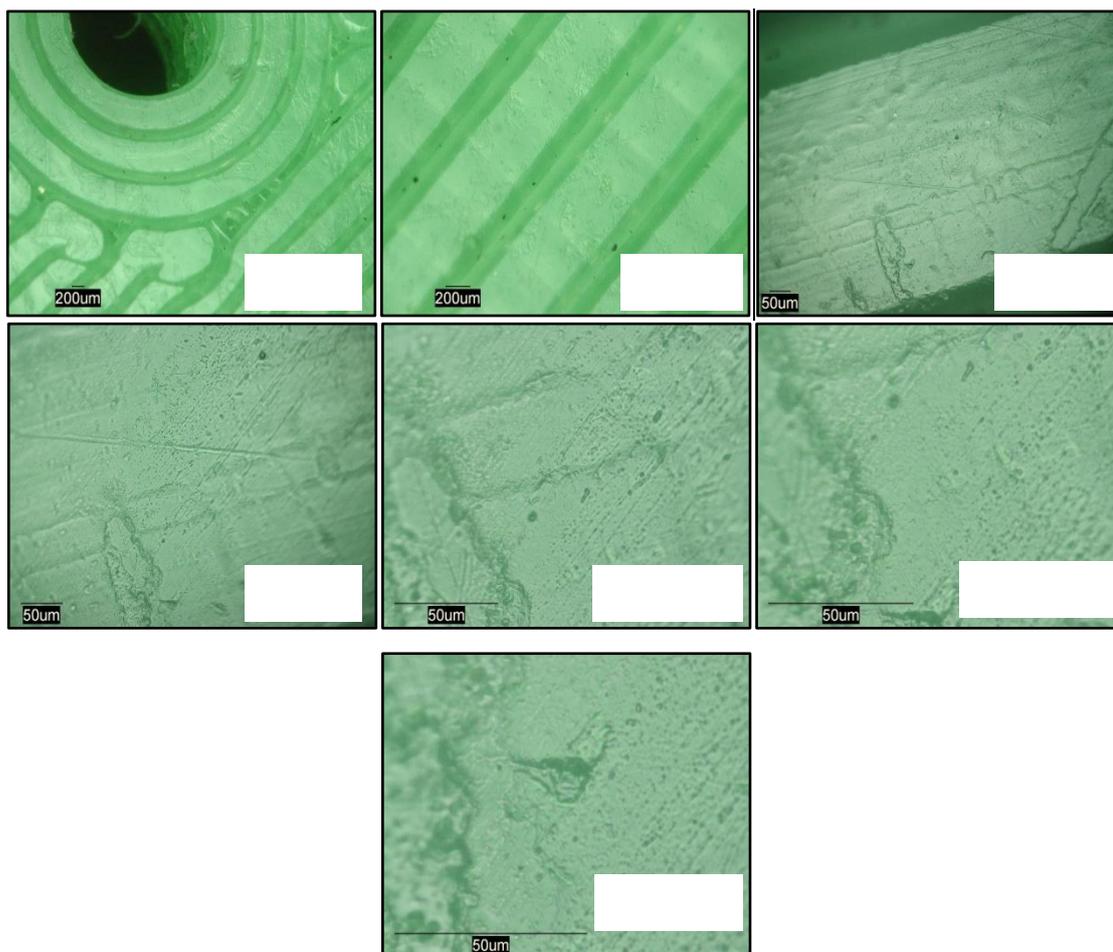
5.3.4 Microscopia Ótica (MO)

As Figuras 26 e 27 mostram as microscopias óticas das superfícies do polímero processado por prototipagem rápida das regiões em contato com chapa de aquecimento (superfície lisa) e com o bico de injeção do filamento polimérico (superfície rugosa) da amostra do polímero (ácido polilático – PLA), respectivamente.

Na análise das micrografias da superfície lisa Figura 26, formada em contato com a chapa de aquecimento, observa-se nas imagens com 50X e 100X de magnificação linhas de fusão e de união dos filamentos do polimérico PLA bem

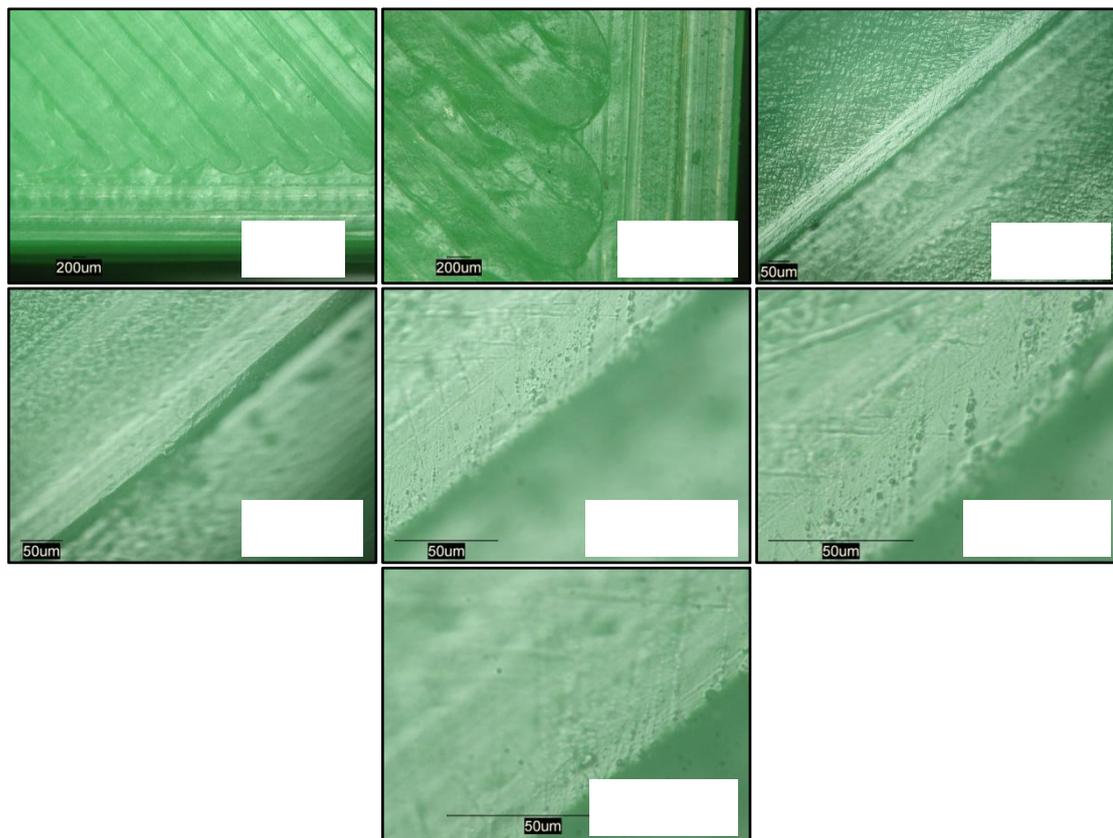
definidas e orientadas. As linhas de união intensas apresentam uma diferença morfológica da sua formação em relação às linhas de fusão. Já nas micrografias com aumentos de 350X, 700X, 1750X, 2450X e 3000X, observam-se ranhuras orientadas e superfície porosa uniforme na linha de fusão do filamento do polímero.

Figura 26 - Superfície lisa do ácido polilático - PLA.



Na análise da superfície rugosa Figura 27, formada em contato com o bico de injeção, observa-se nas micrografias com os aumentos de 50X e 100X as linhas de fusão e de união dos filamentos de PLA. Estas apresentam uma orientação preferencial, sendo que as linhas de união do filamento exibem um baixo relevo, representado por uma diminuição da intensidade luminosa. Nas micrografias com os aumentos de 350X, 700X, 1750X, 2450X e 3000X, observam-se ranhuras orientadas e uma superfície porosa na linha de fusão o filamento do polímero.

Figura 27 - Superfície rugosa do ácido polilático - PLA.



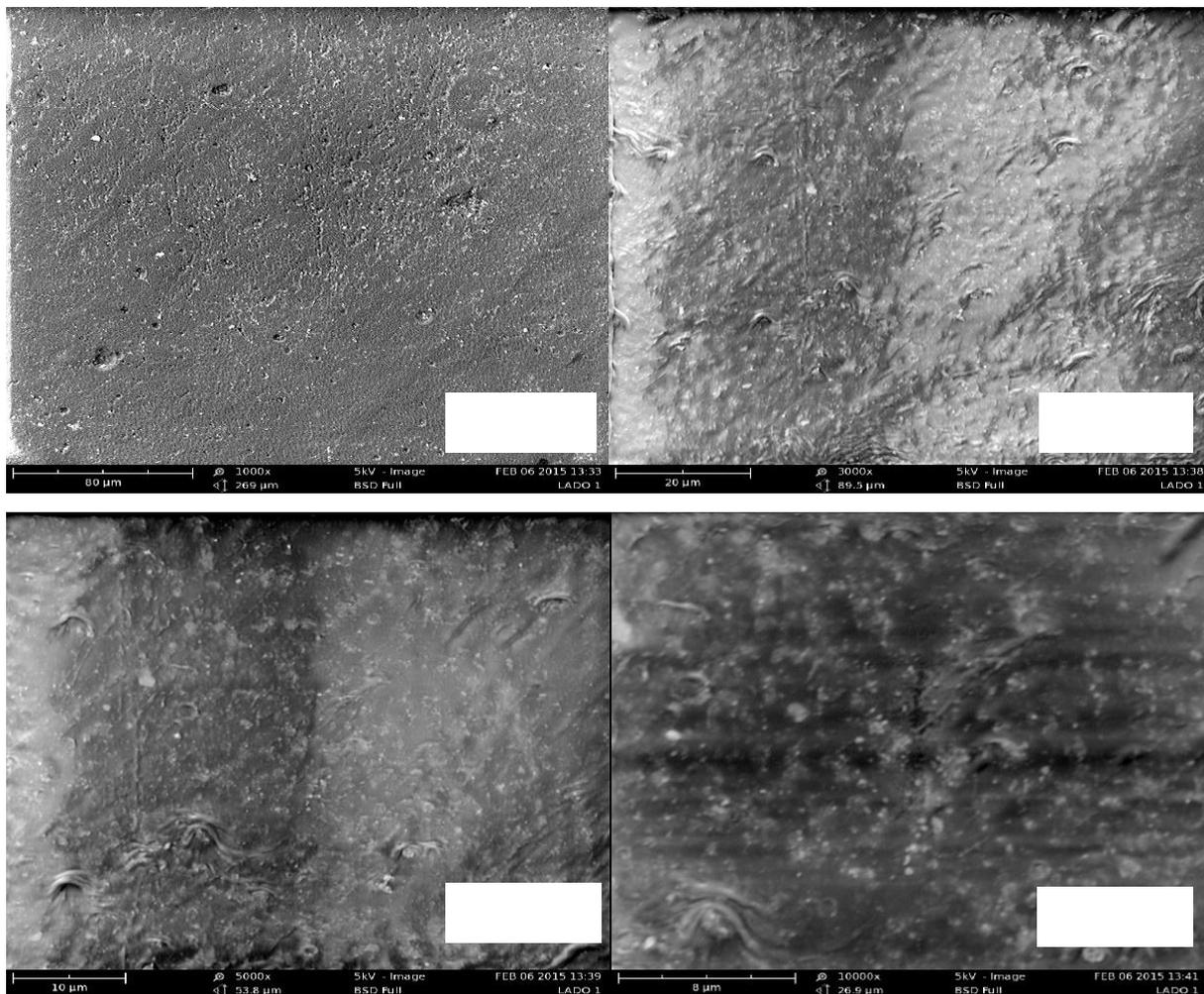
As diferenças morfológicas entre as superfícies lisa e rugosa ocorrem devido ao contato que se dá entre a chapa de aquecimento e o polímero que propicia uma difusão PLA.

5.3.5 *Microscopia Eletrônica de Varredura - (MEV) com Mapeamento por (EDS)*

As **Erro! Fonte de referência não encontrada.**28 e 29 ilustram as micrografias das superfícies lisa e rugosa do PLA processado por prototipagem rápida com ampliações de 1000X, 3000X, 5000X e 10000X.

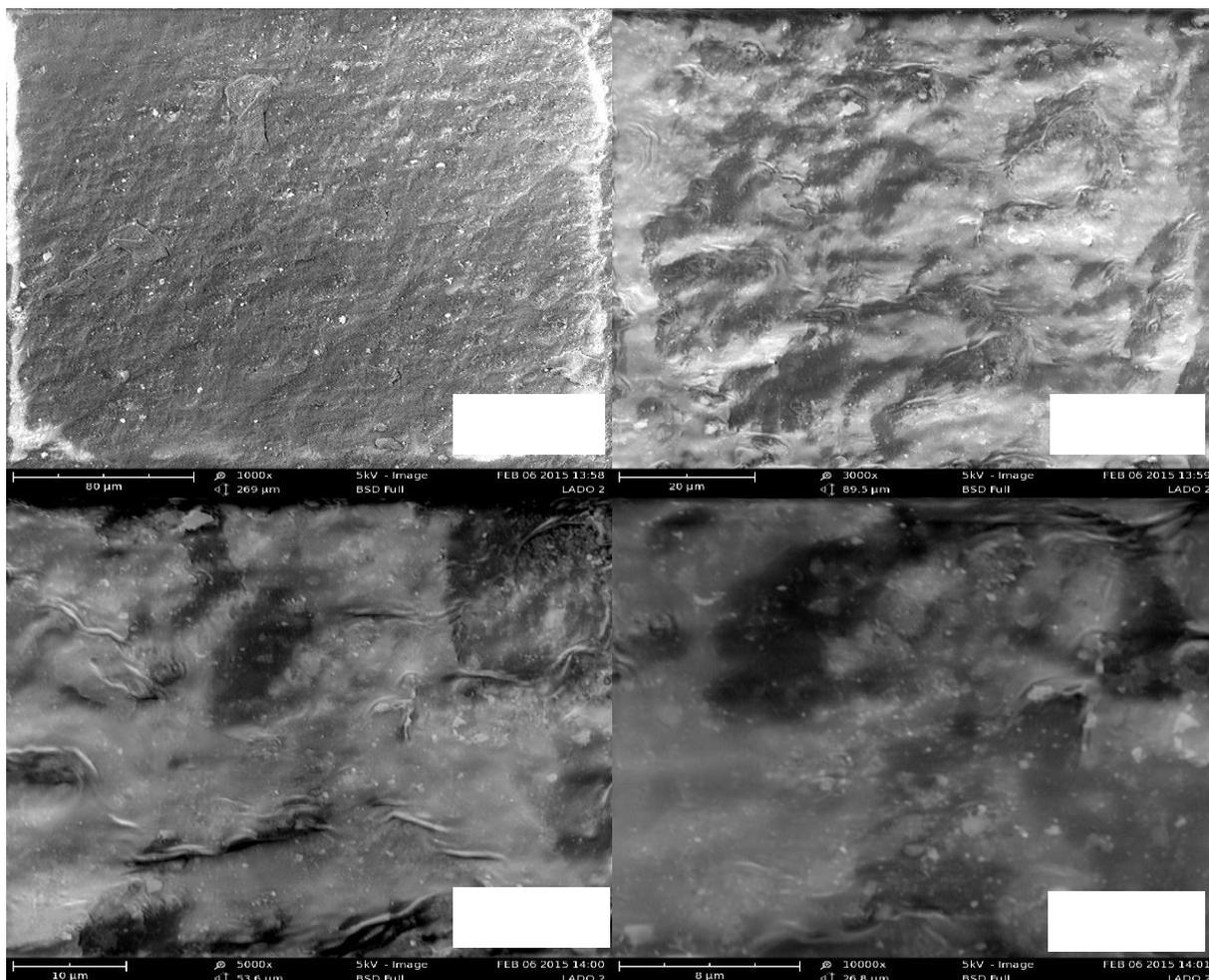
Analisando a micrografia da superfície lisa do PLA Figura 28, com aumento de 1000X observa-se uma superfície plana e uniforme com a presença de pequenos poros bem dispersos sobre a superfície. Com a intensificação do aumento para 3000X, 5000X e 10000X é possível verificar a existência de um direcionamento de linhas de processamento uniforme sobre toda superfície, provocada provavelmente pela prototipagem.

Figura 28 - Micrografia da superfície lisa do PLA.



Analisando a micrografia da superfície rugosa do PLA Figura 29, com aumento de 1000X, observa-se uma superfície rugosa e uniforme, também é possível verificar a existência de um direcionamento de linhas de processamento uniforme sobre toda superfície provocada provavelmente pela prototipagem. Com a intensificação do aumento para 3000X, 5000X e 10000X verifica-se a evidencia da superfície rugosa.

Figura 29 - Micrografia da superfície rugosa do PLA.



Ao analisar os espectros de EDS para ambas as superfícies, Figura 30 e Figura 31, constatou-se a presença do elemento oxigênio (O) numa proporção entre 42-45% e do carbono (C) entre 55-58%, não foi constatado a presença de contaminantes no polímero. Esses resultados são aproximadamente iguais aos valores calculados estatisticamente a partir da estrutura química do ácido polilático – PLA que é formada essencialmente por três elementos químicos: carbono (C), oxigênio (O) e hidrogênio (H), sendo três (3) átomos de C, quatro (4) átomos de H e dois (2) átomos de oxigênio (O). Realizando um estudo estatístico da composição química para o PLA desconsiderando a presença do hidrogênio, observa-se que esse apresenta 60% de carbono e 40% de oxigênio Figura 32.

Figura 30 - Espectroscopia de Energia Dispersiva - EDS da superfície lisa do PLA.

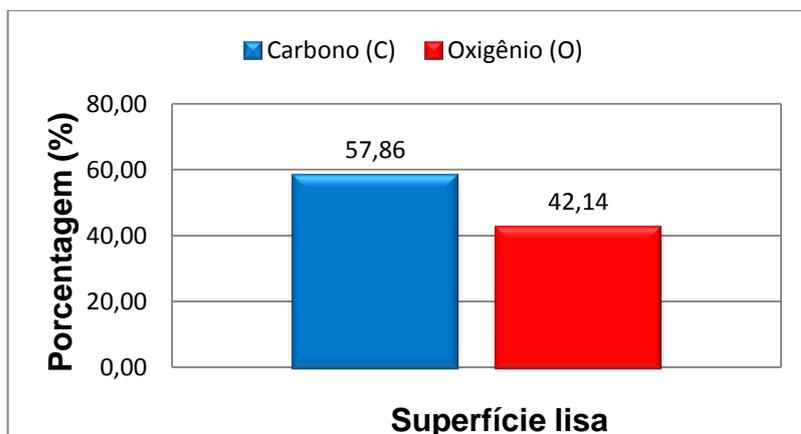


Figura 31 - Espectroscopia de Energia Dispersiva - EDS da superfície rugosa do PLA.

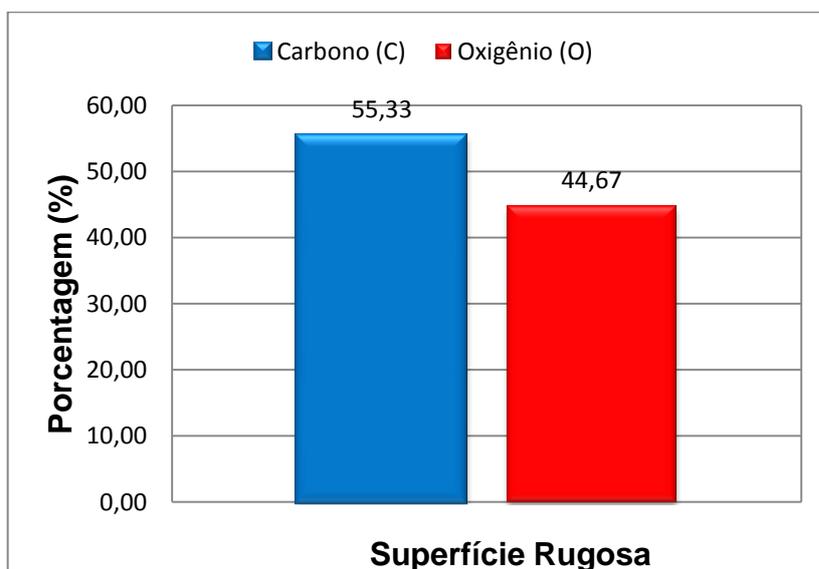
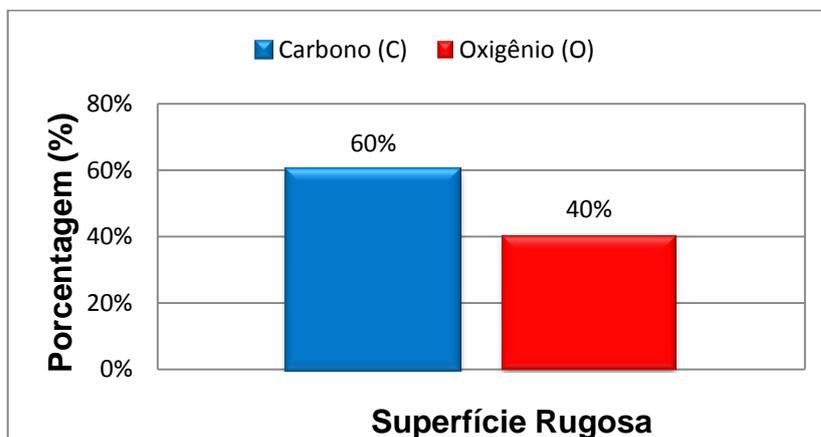


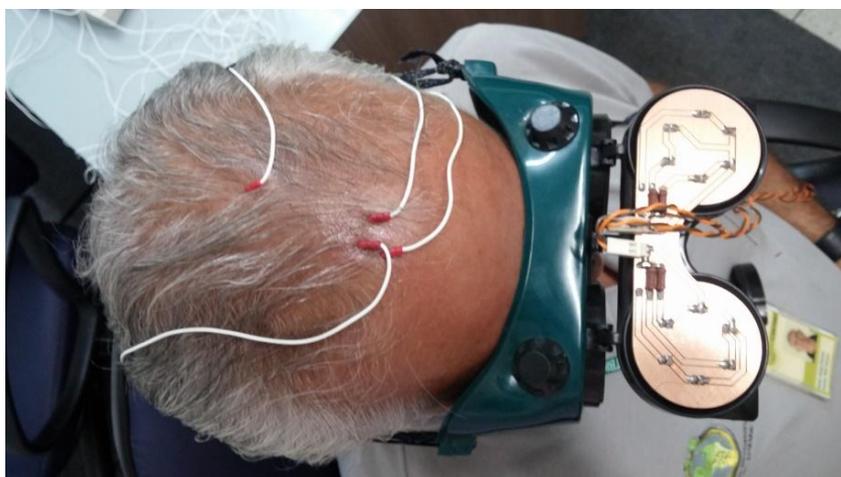
Figura 32 - Composição Química do PLA.



5.4 TESTES DE POTENCIAL EVOCADO VISUAL

O protótipo ocular desenvolvido foi acoplado a um equipamento de potencial evocado visual - PEV da Medtronic modelo keypoint para realização do monitoramento do PEV. A importância deste aparato é tornar possível as aquisições. O protótipo ocular foi posicionado ao paciente e os eletrodos foram inseridos em pontos específicos da cabeça do paciente, ligado ao equipamento de potencial evocado Figuras 33 e 34.

Figura 33 - Protótipo ocular e eletrodos posicionados no paciente.



Fonte: Própria.

Figura 34 – Equipamento de potencial evocado visual da Medtronic modelo keypoint.



Fonte: Própria.

A partir desse ponto o sistema foi inicializado com uma frequência de iluminação (2Hz) para o olho esquerdo e direito separadamente com o intuito de estimular as vias visuais, com os olhos fechados. Foram realizados os testes em três pacientes de ambos os sexos e com diferentes faixas etárias. No qual foi possível identificar as latências das ondas N75 e P100 em todos os pacientes tanto para o olho esquerdo quando para o direito, ressaltando que no momento do exame os olhos permaneciam fechados. A Figura 35 ilustra os testes realizados no CERTBIO com o dispositivo ocular para determinação do PEV.

Esses resultados indicam que o protótipo ocular mostrou-se eficaz para determinação dos valores das latências das ondas N75 e P100, para os olhos fechados. Dessa forma se torna viável sua utilização como dispositivo de monitoramento neurofisiológico intraoperatório visual em pacientes anestesiados. Os anexos A, B, C e D mostram os resultados dos testes obtidos nos estudos.

Figura 35 - Teste realizados no CERTBIO com o dispositivo ocular.



Fonte: Própria.

6 CONCLUSÃO

Com os resultados das simulações do circuito eletrônico, tornou-se viável a construção de um protótipo que consiste em um dispositivo ocular com adição de LED's para estimulação do PEV para avaliação da integridade das vias visuais durante cirurgias neurofisiológicas nas quais o paciente encontra-se anestesiado e de olhos fechados. Dessa forma, o protótipo desenvolvido é inovador e diferencial aos dispositivos já existentes no mercado.

De acordo com as características do olho humano, o LED branco tornou-se o mais favorável, visto que seu amplo espectro de emissão contempla os cones e bastonetes.

A utilização da prototipagem rápida foi indispensável para construção do protótipo, devido às características dos componentes eletrônicos e do globo ocular. Sua flexibilidade permitiu a construção otimizada do suporte para o conjunto de 6 LED's por olho, para estimulação do PEV com os olhos fechados.

Para prototipagem rápida foi utilizado o PLA, por se tratar de um Biopolímero, que foi caracterizado após o processo de impressão por DRX, FTIR, DSC, MO, MEV e EDS. Esses resultados mostraram que a prototipagem rápida não alterou as propriedades físico-químicas e morfológicas do PLA.

Para controle de intensidade e frequência de pulso luminoso dos LED's foi utilizado a plataforma de prototipagem eletrônica de hardware livre conhecida com Arduino. O sistema controla adicionalmente a iluminação de cada olho (direito ou esquerdo) ou simultaneamente. Isso se torna importante, para o monitoramento individual da integridade neurofisiológica de cada olho.

Esses resultados indicam que o protótipo ocular mostrou-se eficaz para determinação dos valores das latências das ondas N75 e P100, para os olhos fechados. Dessa forma se torna viável sua utilização como dispositivo de monitoramento neurofisiológico intraoperatório visual em pacientes anestesiados.

REFERÊNCIAS

- AKCELRUD, L. **Fundamentos da ciência dos polímeros**. São Paulo. Manole 2007.
- ANTAS, A. F.; LINO, F. J.; NETO, E. R. Utilização das tecnologias de prototipagem rápida na área médica. **5º Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia**. 2008.
- ARDUINO. **Arduino**. Disponível em: <http://www.arduino.cc/>. Acesso em 10 de março 2015.
- BARROS, M. R.; MAGLIANO, P. Serviço de Neurofisiologia Clínica da Vitória Apart Hospital – Métodos Gráficos Neurologia. **Vitória Apart Progress**. Ciência Comportamento Tecnologia Saúde, pg. 19-20, 2011.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências - Desvendando o sistema nervoso**. 2ª Ed. Porto Alegre, Editora ARTMED, 2002.
- BULLOUGH, J. D. **Lighting answers: LED Lighting Systems**. National Lighting Product Information Program, Lighting Research Center, Rensselaer Polytechnic Institute. Vol. 7. Issue 3. 2003.
- CALLISTER, W. D. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. 7ª Ed. São Paulo. LTC. 2007.
- CARNEVAROLO, Jr. S.V. **Ciência dos Polímeros**. 1ª Ed. São Paulo. Artliber. 2004.
- CARVALHO, J.; VOLPATO, N. **Prototipagem rápida como processo de fabricação**, in: VOLPATO, N. Prototipagem rápida: tecnologias e aplicações. São Paulo. Edgar Blucher, 2007.
- CELESIA, G. G., PEACHEY, N. S. “**Visual Evoked Potentials and Electroretinograms**”. In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F. H. (eds), **Electroencephalography**. 5ª Ed. Chapter 52. New York - USA, Williams & Wilkin, 2005.
- CERVI, M. **Rede de iluminação semicondutora para aplicação automotiva**. Dissertação (mestrado em Engenharia Eletrica) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2005.
- CHIAPPA, K. H. “**Evoked Potentials in Clinical Medicine**”. 2ª Ed. New York: Raven Press, 1997.
- JAINHO, V. D.; LIGABUE, R.; EINLOFT, S. RIBEIRO, G. B. M.; SANTOS, L. A.; FERREIRA, M. R.W. F; PRADO, K. F. B. **Síntese e Caracterização do poli(ácido - L- láctico) e sua Avaliação em Culturas de Osteoblastos Humanos**. Foz do Iguaçu, 2006.
- DAUBE, J. R.; DEVON I. R. **Clinical Neurophysiology**. 3ª Ed. 2009.
- ELETRONICA. **Diodo emissor de luz**. Disponível em < <http://www.electronica-pt.com/led>>. Acessado em 08 de fevereiro de 2015.
- JUNIOR, O. S.; JUNIOR, A. S.; NETO, A. I. Processos de prototipagem Rápida por deposição ou remoção de material na concepção de novos produtos: uma abordagem comparativa. **XXVII – Encontro Nacional de Engenharia de Produção**. 2007.

GORNI, A. A. Introdução à prototipagem rápida e seus processos. **Revista Plástico Industrial**. pg. 230-239, 2001.

HELENE, O.; HELENE, A. F. Alguns aspectos da óptica do olho humano. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, Vol. 33, nº 3, 2011.

LASPRILLA, A. J. R.; MARTINEZ, G. A. R.; LUNELLI, B. H.; JARDINI, A. L.; MACIEL, R. F. Poly-lactic acid synthesis for application in biomedical devices – A review. **Biotechnology Advances**. Vol. 30, pg. 321-328, 2012.

LIM, L. T.; AURAS, R.; RUBINO, M. Processing Technologies for Poly (lactic acid). **Progress in Polymer Science**. Vol. 33, 2008

LINO, J. F.; Neto, R. J. **A prototipagem rápida na indústria nacional**. Disponível em <<http://paginas.fe.up.pt/~falves/Prototipagem.pdf>>, acessado em 30 de novembro de 2014.

JASPER R. DAUBE, DEVON I. RUBIN. **Clinical Neurophysiology, 2009**.

LUXEON. **Power Light source. Luxeon III Emitter: LXHL-PW0x**. Folha de Especificação, 2008. Disponível em: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/228325/LUMILEDS/DS45.html>. Acessado em 25 de fevereiro de 2015.

MANO, E.B., MENDES, L.C. **Introdução a Polímeros**. São Paulo. Edgard Blucher LTDA. 2001.

MARC R. NUWER. **Intraoperative Monitoring of Neural Function, 2008**.

MELLIS, D. **O hardware em código aberto**. Entrevista para revista Info Exame, março, 2009. Disponível em: <http://info.abril.com.br/professional/tendencias/hardware-livre-leve-e-solto.shtml>. Acesso em 13 de março 2015.

MIDDELTON, J. C.; TIPTON, A. J. Polímeros biodegradáveis sintéticos, como aparelhos ortopédicos. **Biomaterial**. 2000.

MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., FERREIRA, D. D., DIAS, E. W., et al. “Coherence estimate between a random and a periodic signal: Bias, variance, analytical critical values, and normalizing transforms”. **Journal of the Franklin Institute**. Vol. 346, nº 9, pg. 841-853, 2009.

MOTTA, A. C.; DUEK, E. A. R. Síntese, Caracterização e Degradação “in vitro” do poli (L-ácido láctico). **Polímeros: Ciências e Tecnologia**, Vol. 16, nº 1, pg. 26-32, 2006.

NETO, A D’A. “**Foto-Estimulador Programável para Estudo de Potencial Evocado Visual**” Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica. 2012.

NAIR, L. S.; LAURENCIN, C. T. Biodegradable polymers as biomaterials. **Progress in polymer Science**. Vol. 32, pg. 762-798, 2007.

NIEDERMEYER, E. “**The EEG Signal: Polarity and Field Determination**”. In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F. H. (eds), *Electroencephalography*. 5ª Ed. Chapter 8, New York - USA, Williams & Wilkin, 2005.

NIKOLIC, L.; RISTIC, I.; ADNADJEVIC, B.; NIKOLIC, V.; JOVANOVIC, J.; STANKOVIC, M. Nobel Microwave Molar Ratio on the Product Properties. **Sensors**. Vol. 10. pg. 5063-5073, 2010.

NISHIDA, S. M. **Apostila do Curso de Fisiologia**. Departamento de Fisiologia, IB UNESP-Botucatu, 2012.

OLIVERIA, L. F. **Síntese de poli (ácido láctico-co-ácido glicólico) através de policondensação catalisada por resina de troca iônica contendo óxido de estanho como co-catalisador**. Dissertação de Mestrado UFG, 2008.

PADILHA, A. F. **Materiais de Engenharia Microestrutura e Propriedades**. Hemus livraria. 2000.

PEREIRA, F. S. G. **Polímeros fundamentos científicos e tecnológicos**. Instituto federal de educação. Ciência e Tecnologia de Pernambuco. Recife. 2009.

PINTO, R. A. **Projeto e Implementação de lâmpadas para Iluminação de Interiores Empregando Diodos Emissores de Luz (LEDS)**. Dissertação de Mestrado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Maria – UFSM/RS, 2008.

ROA, P. B., MANO, V., FAUSTINO, P. B., FELIX, E. B., RIBEIRO, M. E. S. e S., FILHO, J. D. S. Síntese e Caracterização do Copolímero Poli (3-Hidroxitirato-co- ϵ -Caprolactona) a partir de Poli (3-Hidroxitirato) e Poli (ϵ -Caprolactona). In: **Polímeros**, Vol. 20, pg. 221-226, 2010.

SANTOS, F. A.; TAVARES, M. I. B. Preparo e caracterização de filmes obtidos a partir de poli (ácido láctico) e celulose microcristalina. **Polímeros**. Vol. 23 nº 2. São Carlos. 2013.

SILVA, T. R. G.; ARIMATÉIA, R. R.; AGRAWAL, P.; ARAÚJO, E. M.; MÉLO, T. J. A. Efeito de Terpolímero Funcionalizado nas Propriedades Térmicas e Mecânicas de Blendas De PLA/PCL. **21º Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciências dos Materiais – CBECiMat** – Cuiabá, MT - Brasil, 2014.

SODERGARD, A.; MIKAEL S. Propriedades de polímeros à base de ácido láctico e sua correlação com a composição. **Progress in Polymer Science**. 2002.

SOARES, A. Q.; OLIVEIRA, L. F.; RABELO, D.; SOUZA, A. R. Polímeros biodegradáveis: novas perspectivas para as ciências farmacêuticas. **Revista Eletrônica de Farmácia**. 2005.

UNIMED Rio Grande do Sul. **Câmara Técnica de Medicina Baseada em Evidências - Avaliação de Tecnologias em Saúde**, 2012.

UTILUZ. **Conheça o LED**. Disponível em: <http://utiluz.com/pt/oled>. Acessado em 25 de fevereiro de 2015.

VILAR, WALTER. **Livro Químico e Tecnologia Dos Poliuretanos**. Disponível em: <http://www.poliuretanos.com.br/Cap8/815termicas.htm>. Acessado em 24 de fevereiro de 2015.

VERT, M.; LI, M. S.; G. SPENLEHAUER, G.; GUERIN, P. Bioresorbability and biocompatibility of aliphatic polyesters. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**. Vol. 3, pg. 432-466, 1992.

VLACK, LAWRENCE H. **Princípios de Ciência dos Materiais**. EDGARD BLUCHER LTDA, 1970.

WIKIPEDIA, **Área de Brodmann**. Disponível em <http://pt.wikipedia.org/wiki/%C3%81rea_de_Brodmann>. Acessado em 10 de fevereiro de 2015.

WIKIPEDIA, **Córtex Visual e lobo occipitais**. Disponível em <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Gray722_refined.svg>. Acessado em 10 de fevereiro de 2015.

WONG, J.Y., BRONZINO, J.D. **Biomaterials**. Boca Raton: CRC Press. 2007.

ANEXOS A

1 : 1
Karine teste1 (C.Grande)

00011493
26/02/15

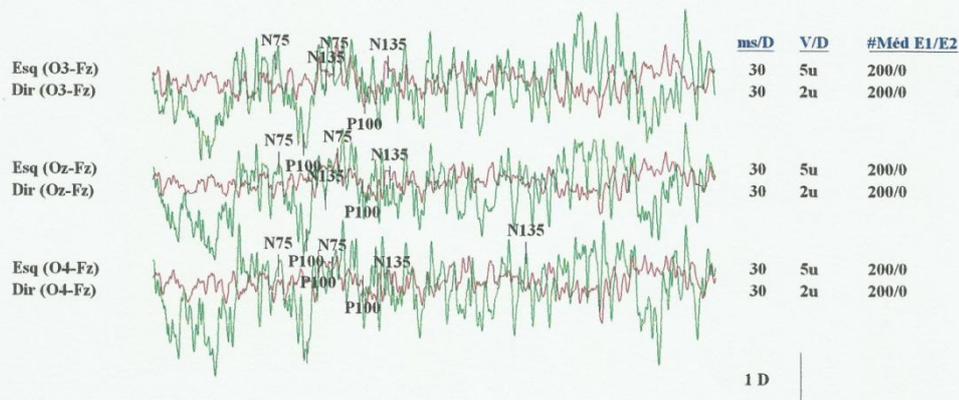


Medtronic
KEYPOINT®

Nome	Karine teste1	Altura	0
ID	C.Grande	Data Nasc.	07/03/89
Sexo	Fem	Data relat.	27/02/15
Idade	25	Data exame	26/02/15
Técnico	Dr.Alberto Camp	Nr. exame	00011493
Médico	Dr.Alberto Camp		
Diagnóstico	pev		

Notas : primeira resposta a 2Hz

VEP: Pattern VEP 3ch

Mostrar

Esq : Exe1
Dir : Exe1
Esq Dir Sobreposto

Estimulação

Esq Exe1 : Esq 2Hz Reverso
Tam : 6x8 Xadrez Fix: +
Dir Exe1 : Dir 2Hz Reverso
Tam : 12x16 Xadrez Fix: +

ANEXOS B

1 : 2
Karine testel (C.Grande)



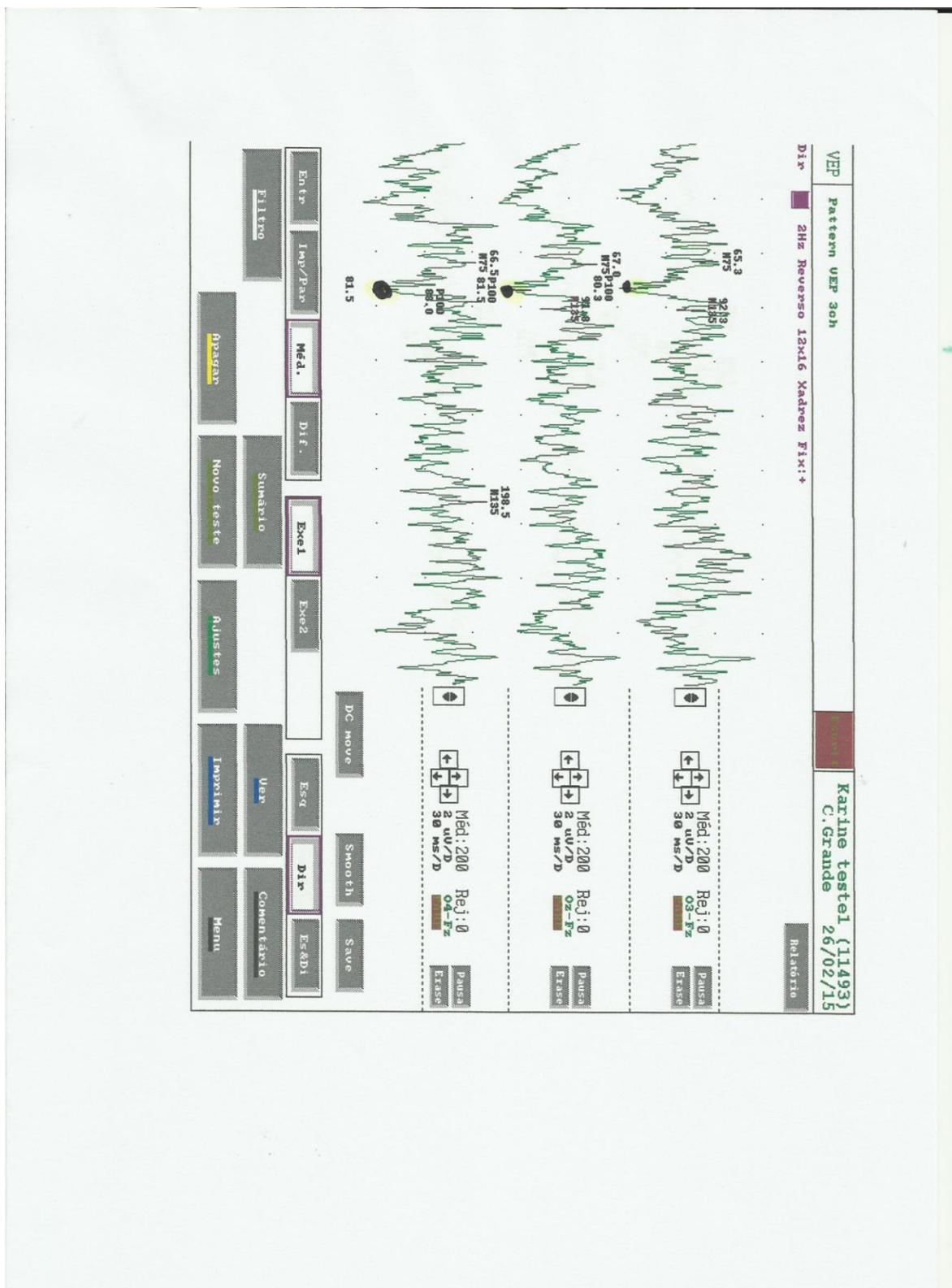
00011493
26/02/15

Exe	Canal	Montage	Marca	LAT [ms]		
				Esq	Dir	Dif.
1	1	O3-Fz	N75	96.5	65.3	31.3
			P100	112.8	80.3	32.5
			N135	125.3	92.3	33.0
	2	Oz-Fz	N75	98.3	67.0	31.3
			P100	111.5	81.5	30.0
			N135	126.0	91.8	34.3
	3	O4-Fz	N75	95.3	66.5	28.8
			P100	111.5	88.0	23.5
			N135	127.0	198.5	71.5

Exe	Canal	Montage	Marca	AMPLITUDE [µV]		
				Esq	Dir	Dif.%
1	1	O3-Fz	N75	1.39	0.64	54.0
			P100	-1.97	-2.33	18.0
			N135	1.27	0.03	97.6
	2	Oz-Fz	N75	1.92	0.63	66.9
			P100	-0.89	-2.15	140.6
			N135	0.28	-0.66	337.4
	3	O4-Fz	N75	1.14	0.53	53.9
			P100	-0.54	0.69	226.4
			N135	-0.37	1.02	373.8

■ área normal □ Esq + Dir

ANEXOS C



ANEXOS D

