

LARISSA ROCHA PEREIRA

**DESENVOLVIMENTO DE MÉTODOS NÃO
INVASIVOS PARA MONITORAR A PRESSÃO
INTRACRANIANA**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

2019

LARISSA ROCHA PEREIRA

**DESENVOLVIMENTO DE MÉTODOS NÃO INVASIVOS PARA
MONITORAR A PRESSÃO INTRACRANIANA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de **DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Coorientador: Antônio Geraldo Diniz Roquete

**UBERLÂNDIA – MG
2019**

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

P436 Pereira, Larissa Rocha, 1987-
2019 DESENVOLVIMENTO DE MÉTODOS NÃO INVASIVOS PARA
MONITORAR A PRESSÃO INTRACRANIANA [recurso eletrônico] /
Larissa Rocha Pereira. - 2019.

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo.
Coorientador: Antônio Geraldo Diniz Roquete.
Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-
graduação em Engenharia Mecânica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2019.2147>
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica. I. Amaral de Araújo, Prof. Dr. Cleudmar
, 1963-, (Orient.). II. Geraldo Diniz Roquete, Antônio , 1945-
(Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-
graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

ATA DE DEFESA

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Mecânica				
Defesa de:	Tese de Doutorado, 274, COPEM				
Data:	trinta e um de julho de dois mil e dezenove	Hora de início:	8:30	Hora de encerramento:	12:56
Matrícula do Discente:	11423EMC009				
Nome do Discente:	Larissa Rocha Pereira				
Título do Trabalho:	Desenvolvimento de Métodos Não-Invasivos para Monitorar a Pressão Intra-Craniana				
Área de concentração:	Mecânica dos Sólidos e Vibrações				
Linha de pesquisa:	Engenharia Biomecânica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:					

Reuniu-se na sala 104 do bloco 1Y, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, assim composta: Professores Doutores: Aura Conci - UFF; Cecilia Amelia de Carvalho Zavaglia - UNICAMP; Rogério Sales Gonçalves - FEMEC/UFU; Márcio Bacci da Siva - FEMEC/UFU e Cleudmar Amaral de Araújo - FEMEC/UFU, orientador do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(as) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado(a).

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Cleudmar Amaral de Araujo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2019, às 12:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcio Bacci da Silva, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2019, às 13:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Rogerio Sales Gonçalves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2019, às 13:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Cecilia Amélia de Carvalho Zavaglia, Usuário Externo**, em 31/07/2019, às 13:07, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Aura Conci, Usuário Externo**, em 31/07/2019, às 13:11, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1425735** e o código CRC **887822BE**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por me permitir realizar mais essa etapa da minha vida e concretizar o tão esperado doutorado.

Agradeço aos meus pais pelo apoio de sempre, pelo amor e confiança depositados, tornando amenos os momentos mais difíceis. Agradeço também à minha irmã pelo convívio diário e pelo suporte na vida.

Ao Diogo pelo companheirismo, incentivo e por torcer pelo meu sucesso.

Ao Prof. Cleudmar, por me orientar nesses anos, tornando possível essa tese. Obrigada pela oportunidade, incentivo e ensinamentos.

Aos amigos do LPM, Marcília, Denize, Gabriela, Karina, Jéssica, Neto, Renato, Thiago, pela companhia diária, a alegria compartilhada e pela ajuda sempre que precisei. Em especial ao Márcio que me ajudou inúmeras vezes e foi essencial para a concretização desse trabalho. Agradeço também aos técnicos do laboratório, Profeta e Diego, que sempre estiveram dispostos a ajudar. Obrigada a todos por tornar os dias no laboratório menos cansativos e mais cheios de vida.

Ao Prof. João Cícero pela contribuição no trabalho e ajuda preciosa.

Aos amigos do LTCME e aos amigos adquiridos ao longo da vida, que de certa forma me ajudaram ao longo dessa caminhada.

Aos órgãos de fomento CAPES, CNPq e FAPEMIG pelos apoios financeiros concedidos durante o desenvolvimento deste projeto.

E a todos que direta ou indiretamente estiveram ao meu lado e acreditaram em mim.

PEREIRA, L. R. Desenvolvimento de métodos não invasivos para monitorar a Pressão Intracraniana. 2019. 195f. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

RESUMO

A pressão intracraniana (PIC) é derivada dos componentes intracranianos, como a massa cerebral, o líquido cefalorraquidiano e o sangue. Quando o volume dos componentes na caixa craniana está em condições normais, a pressão se mantém constante. Porém, quando há alguma massa intracraniana adicional, como um hematoma devido a um traumatismo craniano, essa pressão se eleva ao esgotar os mecanismos regulatórios. A elevação da PIC deve ser monitorada para indicar as condições fisiológicas do paciente, uma vez que, altos valores de pressão podem levar o paciente ao coma e até mesmo a óbito. Atualmente, os métodos de medição da pressão intracraniana são feitos de forma invasiva, complexa e levando a riscos de infecções, tornando essencial o desenvolvimento de um método de medição não invasivo, simples e de baixo custo. Portanto, nesse trabalho foi desenvolvido um protótipo de medição não invasiva da PIC, *in vitro*, associado com as técnicas de extensometria e correlação digital de imagens (DIC), relacionando o aumento da PIC com a deformação crâniana. Em ambas as técnicas, foi possível monitorar o crescimento da pressão intracraniana ao longo do tempo, relacionando as deformações crânicas com os níveis de pressão interna. Por meio dos resultados obtidos, um modelo numérico em elementos finitos foi validado para representar os modelos reais. As metodologias criadas servirão para monitorar a pressão intracraniana e identificar se há um crescimento ao longo do tempo, a fim de tomar as medidas cabíveis em situações de emergências. Ressaltando ainda a necessidade de ajustes nos protótipos para avaliações *in vivo*.

Palavras – chave: Pressão Intracraniana. Método de Elementos Finitos. Correlação Digital de Imagens. Extensometria. Deformação Crâniana.

PEREIRA, L. R. **Development of non-invasive methods to Intracranial Pressure monitoring.** 2019. 195f. PhD Thesis, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

ABSTRACT

The Intracranial pressure (ICP) is derived from intracranial components, such as brain, cerebrospinal fluid and blood. When the volume of the components, inside the cranial cavity is in normal conditions, the pressure remains constant. However, when there is an intracranial mass, such as a hematoma due to a head injury, this pressure increases when the regulatory mechanisms are exhausted. Elevation ICP must be monitored to indicate the patient physiological conditions, once, high pressure values can lead to coma and even death. Currently, intracranial pressure measurement methods are performed in an invasive and complex manner, leading to the risk of infection, making it essential to develop a simple, low-cost non-invasive measurement method. Therefore, in this work was developed a prototype of noninvasive measuring of ICP, *in vitro*, associated with the extensometry and digital image correlation (DIC) techniques, relating the increase of ICP with cranial deformation. In both techniques, it was possible to monitor the increase intracranial pressure over time, relating cranial strains to levels of the internal pressure. From the obtained experimental results was possible to validate a numerical model using finite element method to represent the real models. The methodologies developed will be used to monitor intracranial pressure and identify if there is an increase over time in order to perform the necessary actions in emergency situations. In addition, it is emphasized that there is a need for adjustments in prototypes for *in vivo* evaluations.

Keywords: *Intracranial Pressure. Finite Element Method. Digital Image Correlation. Extensometry. Cranial Deformation.*

LISTA DE SÍMBOLOS E SIGLAS

ε	Deformação.
$\varepsilon_1, \varepsilon_2$	Deformações principais.
ν	Coeficiente de Poisson.
ρ	Massa específica da água.
σ	Tensão normal.
AO	Artéria Oftálmica.
AVC	Acidente Vascular Cerebral.
CC	Critério de Correlação Cruzada.
CCD	Dispositivo de Carga Acoplada.
DIC	Correlação Digital de Imagens.
E	Módulo de elasticidade.
FSC	Fluxo Sanguíneo Cerebral.
g	Aceleração da gravidade.
G	Módulo de elasticidade ao cisalhamento.
HIC	Hipertensão Intracraniana.
HII	Hipertensão Intracraniana Odiopática.
HIV	Vírus da Imunodeficiência Humana.
HSDA	Hematoma Subdural Agudo.
HSV	H – Hue, S – Saturation, V – Value.
IAO	Segmento Intracraniano da Artéria Oftálmica.
IC-GN	Gauss-Newton de Composição Inversa.

K	Fator de sensibilidade do extensômetro.
LCR	Líquido Cefalorraquidiano.
LCR – P	Pressão do Líquido Cefalorraquidiano.
LCT	Lesão Cerebral Traumática.
LS	Critério dos Mínimos Quadrados.
N-R	Newton – Raphson.
NTSC	Comitê Nacional do Sistema de Televisão.
OCT	Tomografia de Coerência Óptica.
P	Pressão.
PAM	Pressão Arterial Média.
PI	Índice de Pulsatividade.
PIC	Pressão Intracraniana.
PIO	Pressão Intraocular.
PL	Punção Lombar.
PPC	Pressão de Perfusion Cerebral.
PPLL	<i>Pulsed Phase Lock Loop</i>
PV	Pressão Venosa.
RCV	Resistência Vascular Cerebral.
RGB	R – vermelho, G – verde, B – azul.
RG-DIC	<i>Reliability Guided</i>
ROI	<i>Region of Interest</i>
SN	Sistema Nervoso.
SSD	Critério de Soma do Quadrado da Diferença.
TCA	Sinais Acústicos Transcranianos.
TCD	Ultrassonografia Doppler Transcraniana.
UTI	Unidade de Terapia Intensiva.

V_d	Velocidade do fluxo durante a sístole.
VM	Velocidade Média do Fluxo.
VOP	Pressão da Veia Central da Retina.
V_s	Velocidade do fluxo durante a diástole.
$YCbCr$	Y – luminosidade, Cb – azul, Cr – vermelho.

SUMÁRIO

1	CAPÍTULO I	1
	INTRODUÇÃO	1
	1.1 Motivação e inovações da tese	4
2	CAPÍTULO II	6
	PRESSÃO INTRACRANIANA	6
	2.1 Introdução	6
	2.2 Pressão Intracraniana (PIC)	7
	2.2.1 Fisiologia da Pressão Intracraniana	14
	2.2.2 Métodos invasivos de medição da PIC	19
	2.2.3 Métodos não invasivos de medição da PIC	25
	2.2.4 Patentes relacionadas com métodos de medição não invasivos da PIC	36
	2.2.5 Hematoma Subdural Agudo	41
	2.2.6 Considerações sobre sistemas de medição da PIC	43
3	CAPÍTULO III	44
	CORRELAÇÃO DIGITAL DE IMAGENS	44
	3.1 Introdução	44
	3.2 Correlação Digital de Imagens (DIC)	46
	3.3 Descrição do algoritmo Ncorr utilizado na DIC	49
	3.4 Aplicações da técnica DIC	57
4	CAPÍTULO IV	59
	ANÁLISE EXPERIMENTAL POR EXTENSOMETRIA	59
	4.1 Introdução	59
	4.2 Análise da deformação craniana	60
	4.2.1 Especificações do crânio fabricado por manufatura aditiva	60
	4.2.2 Seleção do extensômetro	64

4.2.3 Projeto do aparato experimental para o ensaio com a água	68
4.2.3.1 Experimento utilizando a água	71
4.2.4 Projeto do aparato experimental para o ensaio com o ar comprimido	81
4.2.4.1 Experimento utilizando ar comprimido	82
4.3 Aparato experimental utilizando uma fita fixada ao crânio	93
4.4 Modelo analítico para a verificação das deformações	116
4.5 Ensaio mecânico no poliácido láctico (PLA)	119
5 CAPÍTULO V	122
ANÁLISE NUMÉRICA POR ELEMENTOS FINITOS	122
5.1 Introdução	122
5.2 Validação da deformação craniana	122
5.2.1 Análise de convergência de malha	123
5.2.2 Condições de contorno	126
5.2.3 Propriedades mecânicas do material	126
5.2.4 Região de análise das deformações	126
5.2.5 Validação do experimento utilizando a água	127
5.2.6 Validação do experimento utilizando ar comprimido	130
5.3 Validação do modelo computacional utilizando a fita	135
5.3.1 Determinação da geometria	135
5.3.2 Análise de convergência de malha da fita	136
5.3.3 Características do contato mecânico e condições de contorno	139
5.3.4 Propriedades mecânicas dos materiais	139
5.3.5 Região de análise das deformações	139
5.3.6 Verificação da região de deformação da fita	141
5.3.7 Obtenção das deformações para validação do modelo	141
6 CAPÍTULO VI	144
ANÁLISE EXPERIMENTAL POR CORRELAÇÃO DIGITAL DE IMAGENS	144
6.1 Introdução	144
6.2 Determinação da deformação da fita	145

6.3 Análise de influência da curvatura do crânio na técnica DIC	154
6.3.1 Análise da fita em posição plana via DIC	155
6.3.2 Ensaio da fita em posição curva via DIC	163
6.4 Ajustes na fita posicionada no crânio	167
7 CAPÍTULO VII	177
CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS	177
7.1 Conclusão geral	178
7.2 Perspectivas futuras	179
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	180
9 ANEXO	198
ESPECIFICAÇÕES DOS EXTENSÔMETROS UTILIZADOS	198

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A Pressão Intracraniana (PIC) é constituída por diferentes mecanismos fisiológicos: fluxo e volume de sangue arterial e venoso; circulação do líquido cefalorraquidiano (LCR); e parênquima cerebral (CARDIM et al., 2016b). Ela provém das contribuições volumétricas desses elementos não compressíveis dentro do crânio (DI IEVA et al., 2013). Os componentes intracranianos são limitados a um volume de aproximadamente 1500 cm³ que pode ser dividido em três subdivisões: o parênquima cerebral que é o maior componente e representa aproximadamente 80% do volume intracraniano; o líquido cefalorraquidiano e o sangue que formam os outros 20% (ALLEN; WARD, 1998).

Segundo a Doutrina de Monro – Kellie, o cérebro é incompressível e envolto em uma estrutura rígida não expansiva e o volume do sangue na cavidade craniana deve, portanto, ser constante (RABOEL et al., 2012). Quando uma matéria anormal se acumula no crânio fechado (por exemplo, hematomas, tumores), o equilíbrio de pressão dentro da cabeça é inicialmente mantido por processos auto reguladores que promovem um deslocamento compensatório do volume de sangue cerebral e do volume de líquido cefalorraquidiano para fora da cabeça. Na tentativa de manutenção do equilíbrio esse processo pode ser esgotado. O crânio é um compartimento rígido que não acomoda facilmente qualquer matéria adicional, assim, quando o equilíbrio é perdido qualquer inchaço adicional se manifesta como um aumento na PIC (DI IEVA et al., 2013).

A definição de PIC "normal" varia com a idade do paciente. No recém-nascido, a PIC tem uma média de aproximadamente 6,1 mmHg, e sobe lentamente após a infância. A PIC normal em adultos é de aproximadamente 10 a 15 mm Hg. Em pacientes adultos que sofrem de lesão cerebral traumática, uma PIC de 20 mmHg é considerada elevada e deve ser tratada (LUERSSEN, 1997).

A PIC é mais do que um número, é um sinal que varia no tempo e sua composição (classicamente dividida em ondas lentas, respiratórias e de pulso) traz informações adicionais sobre a reserva compensatória e sobre a reatividade cerebrovascular (CZOSNYKA, 2013). Portanto, a importância da PIC nem sempre está associada ao seu valor absoluto, mas com o monitoramento da sua dinâmica no tempo e com a identificação de quais componentes são responsáveis pelo padrão observado (CARDIM et al., 2016b).

O monitoramento da pressão intracraniana é valioso em pacientes neurocirúrgicos e neurologicamente críticos (ROBBA et al., 2015). A monitorização das ondas da PIC requer a colocação de um sensor dentro do crânio, podendo ser no parênquima cerebral, dentro de um ventrículo, no compartimento espinhal (WAGSHUL et al., 2011) ou através da implantação de um transdutor sobre a fontanela bregmática em recém-nascidos (CARLOTTI JR et al., 1998). A medição pode ser por monitores epidurais, subdurais, intraparenquimatosos e intraventriculares (CARDIM et al., 2016c). A medição invasiva da pressão ventricular ou parenquimatoso é considerada o padrão-ouro para a medição precisa da PIC, mas nem sempre é possível devido a certos riscos (ROBBA et al., 2015). A monitorização da PIC é tipicamente realizada durante um longo período de tempo com interação limitada entre o doente e o operador (WAGSHUL et al., 2011).

A monitorização invasiva apresenta alguns problemas que incluem: o aumento do risco de infecção, as limitações da duração da monitorização e os atrasos na obtenção do diagnóstico da PIC em caso de emergência, devido à necessidade de implantar os sensores. Infelizmente, os métodos invasivos de monitoração da PIC devem ser usados apenas a uma pequena porção de distúrbios patológicos e, consequentemente, muitos pacientes deixam de se beneficiarem da monitorização (RAGAUSKAS et al., 2014).

Assim, o desenvolvimento de uma tecnologia de medição da PIC absoluta não invasiva é uma ferramenta para superar a relação risco/benefício dos métodos de monitoramento invasivos atuais (RAGAUSKAS et al., 2014) e reduzir o uso desnecessário de monitores invasivos em pacientes que não necessitam dele (AL-MUFTI et al., 2018).

Um dispositivo de monitorização não invasivo ideal deve ser facilmente disponível, preciso, adequado em situações de emergência, sem riscos e independente do operador (ROBBA et al, 2015).

Um método de medição não invasivo da PIC deve ser útil para a detecção de hipertensão intracraniana causada por outras patologias como acidente vascular cerebral, hemorragia intracerebral, coágulos sanguíneos cerebrais (trombose venosa dural), insuficiência renal,

apneia do sono e traumatismo craniano (incluindo lesão cerebral pós-traumática). Também pode ser útil avaliar clinicamente a PIC de forma não invasiva em casos de doenças infecciosas, como meningite, encefalite, HIV, doença de Lyme e síndrome de Guillain-Barre (RAGAUSKAS et al., 2014).

AVC e lesões cerebrais traumáticas frequentemente levam a edema cerebral, aumento da pressão intracraniana e consequente lesão cerebral secundária devido à diminuição do fluxo sanguíneo cerebral, resultando em maior morbidade e mortalidade (LI et al., 2010). A PIC elevada é extremamente comum em pacientes que sofrem de lesão na cabeça, além de ser a causa mais comum de morte em pacientes neurocirúrgicos. Assim, a medição da PIC é um pré-requisito importante para considerar os distúrbios da função cerebral devido a lesão na cabeça (NORTH, 1997). Portanto, ter um equipamento não invasivo que monitore e indique o aumento da PIC é de fundamental importância.

Diversas técnicas não invasivas têm sido descritas com vários avanços inovadores (PADAYACHY et al., 2016). A maioria das abordagens propostas baseiam-se em medições da PIC através dos parâmetros fisiológicos associados, tais como diâmetro do crânio, parâmetros de fluxo sanguíneo em vasos intracranianos ou intraoculares, pulsações de ventrículos cerebrais, propriedades acústicas do crânio, trajeto acústico parenquimatoso transcraniano, parâmetros de ressonância tissular, etc. Outras abordagens incluem deslocamento da membrana timpânica, oftalmodinometria, pupilometria quantitativa, emissão otoacústica, pulsatilidade da circulação ocular, previsão da PIC baseada no Doppler transcraniano (TCD) e na pressão arterial (RAGAUSKAS et al., 2005).

Apesar dos trabalhos promissores sendo realizados, atualmente nenhuma das técnicas não invasivas sozinhas são adequadas como um substituto para a monitorização invasiva. A maioria das técnicas não invasivas são afetadas por diferentes fatores dependentes do operador e, em alguns casos, não podem ser aplicadas na prática clínica (ROBBA et al, 2015). Além de serem limitadas pela inadequada exatidão diagnóstica, uma vez que, a maioria das técnicas não invasivas fornece estimativas qualitativas da PIC, mas não tem valor quantitativo (PADAYACHY et al., 2016).

A pressão intracraniana elevada é uma emergência neurocirúrgica médica e potencial. O reconhecimento imediato e a intervenção apropriada previnem a morbidade e a mortalidade devido à causa subjacente (RAJESH et al., 2017). Assim, o objetivo do presente trabalho é desenvolver duas técnicas não invasivas de medição da PIC associadas a um aparato

experimental desenvolvido para validar os métodos propostos. Esse equipamento permite identificar e avaliar a variação da pressão intracraniana.

Vilela (2010), provou que ocorre deformações craniais provocadas pelo aumento e diminuição da pressão interna, contrariando a doutrina de Monro – Kellie. Assim, é possível analisar, quantificar e relacionar essa deformação com o aumento da PIC. Para isso, nesse trabalho, foram utilizados dois métodos, um baseado na técnica de extensometria e o outro baseado na técnica de correlação digital de imagens (DIC). Ambos os métodos associam a deformação craniana com o aumento da PIC. As técnicas foram validadas experimentalmente e computacionalmente utilizando modelagem por elementos finitos.

A tese foi dividida em capítulos para facilitar a compreensão do tema:

- Capítulo I: Aborda a introdução ao tema proposto e os objetivos do trabalho em questão.
- Capítulo II: Revisão bibliográfica sobre a pressão intracraniana, abordando sobre sua definição, fisiologia, métodos invasivos de medição e os atuais métodos não invasivos.
- Capítulo III: Revisão bibliográfica sobre métodos de correlação de imagens e descrição do método adotado.
- Capítulo IV: Materiais, métodos e resultados para o método de medição desenvolvido utilizando a extensometria.
- Capítulo V: Materiais, métodos e resultados para a modelagem por elementos finitos.
- Capítulo VI: Materiais, métodos e resultados para a técnica de medição por correlação digital de imagens (DIC).
- Capítulo VII: Principais conclusões obtidas e as sugestões e perspectivas futuras para continuidade do trabalho.

1.1 Motivação e inovações da tese

A motivação principal do trabalho foi o desenvolvimento de um protótipo de medição da pressão intracraniana de forma não invasiva, visando diminuir complicações causadas pelos métodos atuais de medição da PIC, possuindo um caráter inovador, sendo de simples utilização e aplicação. As técnicas devem ser de manipulação fácil em centros cirúrgicos, sem a remoção do paciente para centros de imagens, ressonâncias ou ultrassom, e que permita o monitoramento da PIC em tempo real, funcionando como uma ferramenta auxiliar para o diagnóstico clínico

do neurocirurgião. O presente trabalho desenvolve um protótipo de um aparato de medição associado com duas técnicas não invasivas de medição da PIC, no qual o sistema de medição pode ser utilizado para monitoramento e validação da pressão intracraniana.

O protótipo foi utilizado com duas técnicas de medição. Uma feita com extensômetros e uma nova técnica de imagens utilizando correlação digital por imagens (DIC). As formas e validação da técnica de extensometria utilizada para medir a PIC e a técnica por DIC são as principais inovações da tese.

CAPÍTULO II

PRESSÃO INTRACRANIANA

2.1 Introdução

O volume intracraniano, composto por parênquima cerebral, sangue e líquido cefalorraquidiano, é envolvido pelo osso rígido do crânio. Sob condições fisiológicas normais, o volume intracraniano total permanece constante devido a mecanismos compensatórios que operam para manter um fluxo sanguíneo cerebral (FSC) e a pressão intracraniana constantes. Na presença de uma massa intracraniana adicional, como por exemplo, edema cerebral, hidrocefalia, hematomas ou abscessos, os mecanismos compensatórios operam para manter a PIC e o FSC constantes, deslocando o líquor para o saco tecal e comprimindo o compartimento venoso cerebral por venoconstrição e drenagem extracraniana.

A relação entre a PIC e o volume não é linear. Inicialmente, a pressão aumenta apenas ligeiramente com o aumento do volume, devido aos mecanismos compensatórios. Quando esses mecanismos compensatórios são esgotados ou quando a autorregulação está comprometida, pequenos aumentos de volume desenvolvem aumentos significativos na pressão, levando a um aumento drástico da PIC. (ROBBA, 2018).

O nível médio de uma PIC normal é de 0 a 10 mmHg e é anormal mais de 15 mmHg. Lundberg sugeriu que os níveis médios acima de 20 mmHg são moderadamente elevados e níveis sustentados acima de 40 mmHg são valores severos (LUNDBERG, 1960, apud NORTH, 1997).

A pressão intracraniana elevada contribui para desfechos desfavoráveis dos pacientes. Assim, a monitoração cuidadosa da PIC é fundamental nesses pacientes, a fim de determinar o prognóstico, implementar o tratamento quando a PIC se torna elevada e julgar a capacidade de

resposta ao tratamento (AL-MUFTI et al., 2018). Para o monitoramento direto da PIC, é necessário um procedimento cirúrgico invasivo que envolva a perfuração de um orifício no crânio para a inserção de um cateter. Com isso, os métodos invasivos de monitoramento da PIC têm muitas desvantagens, incluindo o risco de infecções e hemorragia, alto custo de procedimentos cirúrgicos e a necessidade de um neurocirurgião treinado. Como muitas limitações do monitoramento invasivo da PIC podem dificultar a medição da mesma, métodos não invasivos têm sido propostos para estimá-la usando variáveis fisiológicas relacionadas (LEE et al., 2015).

2.2 Pressão Intracraniana (PIC)

A Pressão Intracraniana é definida como a pressão que o crânio exerce sobre o tecido cerebral, o líquido cefalorraquidiano e sobre o sangue que circula pelo cérebro (CARVALHO et al., 2008), sendo esses os três componentes que preenchem a cavidade craniana.

O tecido cerebral (encéfalo), ou parênquima cerebral, corresponde a 85% do interior craniano e é dividido em três estruturas: cérebro, cerebelo e tronco cerebral (ou medula), Fig. 2.1.

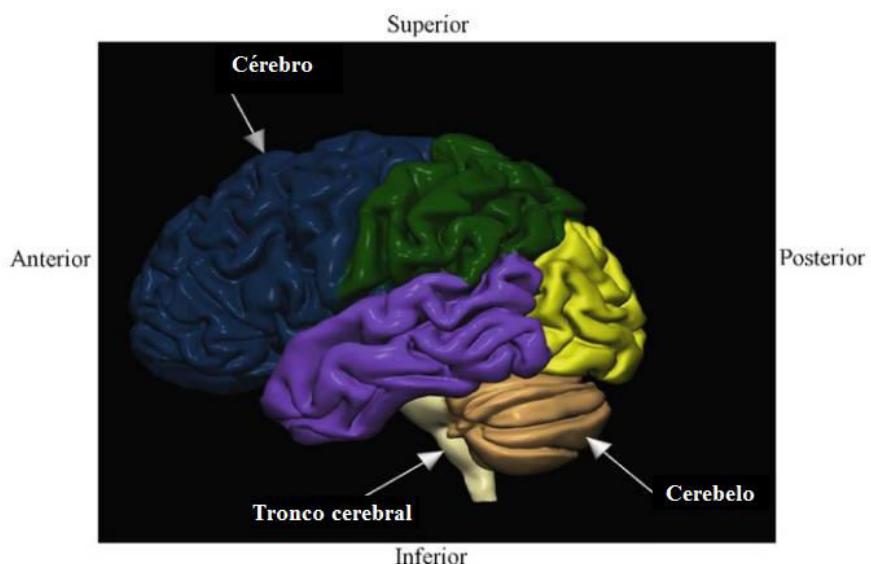


Figura 2.1 – Estruturas do encéfalo (adaptado de NOWINSKI, 2011)

A maior e mais evidente porção do encéfalo corresponde ao cérebro, que ocupa 80% da massa encefálica. Ele é responsável pelas funções mentais mais elevadas como raciocínio e memória (GRAAFF, 2003).

O cérebro é composto de dois hemisférios, o direito e o esquerdo que são separados por uma fissura longitudinal. Dentro de cada hemisfério existem cavidades chamadas de ventrículos laterais direito e esquerdo que se comunicam com o terceiro ventrículo através de um forame intraventricular, chamado forame de Monro. Alguns milímetros da superfície dos hemisférios centrais são compostos de uma substância cinzenta chamada de córtex cerebral onde há predomínio de corpos celulares. Abaixo do córtex está o núcleo central que é composto de uma matéria branca, no qual se forma a maior parte do cérebro e é composto por fibras nervosas mielinizadas de tamanhos variados (NOWINSKI, 2011) (PATESTAS; GARTNER, 2016).

O cerebelo, localizado na parte posterior, é a segunda maior estrutura do encéfalo, cuja principal função é coordenar as contrações dos músculos esqueléticos (GRAAFF, 2003). Semelhante ao cérebro, o cerebelo possui uma região externa de matéria cinzenta (córtex) e um núcleo interno de fibras nervosas (substância branca medular) (PATESTAS; GARTNER, 2016).

O tronco cerebral é a parte mais antiga do sistema nervoso central. Ele serve como a ligação entre os hemisférios cerebrais com a medula e o cerebelo, e é responsável por funções vitais básicas, tais como a respiração, a pressão arterial, batimento cardíaco, o controle da consciência e do sono. Assim como as outras estruturas, o tronco cerebral contém substâncias branca e cinzenta. A matéria cinzenta do tronco cerebral (corpos celulares neuronais) é agrupada em conjuntos que formam os núcleos dos nervos cranianos. A substância branca é composta pelos axônios que ligam os neurônios do córtex cerebral com a medula espinal, do cerebelo, e os núcleos dos nervos cranianos (FERNÁNDEZ-GIL et al., 2010).

Um aumento do volume encefálico pode acontecer devido a alguns fatores como: surgimento de um abscesso ou granulomas, que são respostas inflamatórias à alguma infecção; surgimento de tumores, devido ao crescimento anormal de um tecido; ou o surgimento de edemas cerebrais, dados pelo acúmulo de líquido nos espaços intersticiais e/ou intracelulares. Esse edema resulta do funcionamento inadequado, entre os capilares e espaços extra e intracelulares, dos mecanismos de transporte da água e de eletrólitos, podendo levar a um aumento da PIC e consequente redução do fluxo sanguíneo cerebral (CARLOTTI JR et al., 1998).

O líquido cefalorraquiano ou fluido cerebrospinal (LCR), por muito tempo foi considerado como um envelope fluido que protege o sistema nervoso central. Dados recentes mostram que o LCR desempenha um papel essencial na homeostase do líquido intersticial do parênquima cerebral e na regulação do funcionamento neuronal (SAKKA et al., 2011).

O LCR é produzido pelos plexos coroides nos 3º e 4º ventrículos laterais, fluindo numa taxa de 0,8 ml/min (JOHANSON et al., 2008). A porção do fluido formado nos ventrículos laterais escapa pelo forame de Monro para o terceiro ventrículo e depois para o quarto ventrículo. Do mesmo modo um fluxo ascendente de fluido, aparentemente ocorre no canal central da medula espinal, em um movimento de entrada e saída na caixa craniana. Este, que representa um possível produto do epêndima, pode ser adicionado ao fornecimento intraventricular. A partir do quarto ventrículo o fluido é despejado para dentro dos espaços subaracnóides através do forame medial de Majendie e os dois orifícios laterais de Luschka (GRAY; LEWIS, 1918), Fig. 2.2. Por dia são produzidos mais de 800 ml de LCR, porém apenas 140-200 ml estão presentes no Sistema Nervoso Central. A pressão líquida de uma pessoa que se coloca em posição horizontal está em torno de 10 mmHg (GRAAFF, 2003).

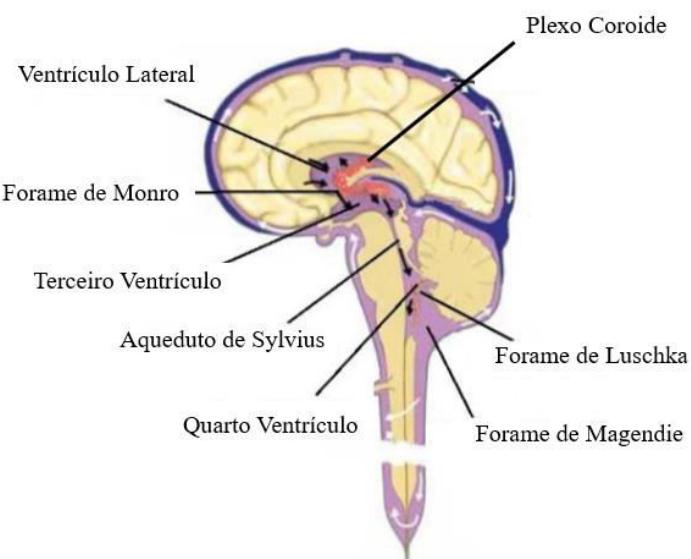


Figura 2.2 – Fluxo do LCR (adaptado de BIM et al., 2013)

A absorção do líquido cefalorraquidiano é feita em um duplo processo, sendo principalmente uma drenagem rápida através das vilosidades aracnóides nos grandes seios durais e, em pequena parte, uma fuga lenta para os vasos linfáticos, por meio de um curso perineural abundante (GRAY; LEWIS, 1918). Quando há um desequilíbrio significativo entre

a formação e a absorção do LCR ocorre um aumento da pressão intracraniana (JOHANSON et al., 2008). Uma das causas que prejudicam essa absorção é a presença de sangue no LCR, que pode provocar obstrução das granulações aracnóideas (SPINA-FRANÇA, 1971, apud CANGUSSU, 2006).

Distúrbios da hidrodinâmica e composição do LCR são responsáveis pelas principais alterações da fisiologia cerebral observadas na hidrocefalia e na demência, refletindo a importância das trocas entre o LCR e o ambiente neuronal (SAKKA et al., 2011).

O volume sanguíneo circulante no sistema nervoso central é em torno de 4-4,5 ml/100 g do tecido cerebral, sendo 60% do volume em sangue venoso e 40% em sangue arterial. O sangue arterial representa 25 ml de um cérebro adulto, o que é menos de 2% do volume intracraniano, sendo ele o responsável por toda a resposta vascular cerebral (CARLOTTI JR et al., 1998). O sistema vascular é o mais dinâmico entre os três componentes que preenchem a cavidade craniana influenciando em maior parte no valor da pressão intracraniana (CARVALHO, 2013).

Alguns parâmetros fisiológicos são utilizados para o entendimento da atividade cerebral, como o fluxo sanguíneo cerebral (FSC) e a pressão de perfusão cerebral (PPC). O FSC está relacionado à atividade cerebral e representa a quantidade de sangue fornecida ao encéfalo em um determinado momento, sendo em um adulto jovem cerca de 54 ml/100 g/ minuto, e a PPC é o gradiente de pressão que proporciona a circulação sanguínea nos componentes intracranianos (VILELA, 2010) (CARVALHO, 2013).

A PPC é a diferença entre a pressão arterial média (PAM) e a pressão venosa (PV) (CRUZ, 1993). Devido ao fato de as veias subaracnóideas serem complacentes, ocorre a transmissão da PIC para o sangue venoso através do fluido subaracnóideo e vice-versa, de forma que a pressão do sangue venoso seja transmitida para o fluido subaracnóideo. Por isso, a pressão venosa cerebral é considerada aproximadamente a mesma que a da PIC (CRISTINO FILHO, 2004). Considera-se então que a PPC é a diferença entre a PAM e a PIC.

$$PPC = PAM - PV = PAM - PIC \quad (2.1)$$

O FSC, em ml/g/min, é diretamente proporcional à PPC e inversamente proporcional a resistência vascular cerebral (RCV), em mmHg/ml/g/min. RCV é a resistência exercida pelos vasos contra a saída de sangue para os tecidos (FARIA, 2013).

$$FSC = \frac{PPC}{RCV} = \frac{PAM - PIC}{RCV} \quad (2.2)$$

O valor acima de 50 mmHg é o aconselhado da PPC para manutenção de um adequado fluxo sanguíneo cerebral (GIUGNO et al., 2003). Valores abaixo da normalidade podem causar a redução do FSC com risco de isquemia cerebral, sendo de suma importância então a monitoração contínua da função cerebral e da PIC, uma vez que o aumento da PIC acarreta a diminuição da PPC (CARVALHO, 2013).

O FSC possui auto regulação com a finalidade de controlar a pressão sanguínea no sistema nervoso central, que pode ser definida como a capacidade do FSC aumentar devido ao aumento da necessidade metabólica cerebral e diminuir com redução da demanda (auto regulação metabólica). Ou como a capacidade de manutenção do fluxo apesar do aumento ou da redução da pressão arterial sistêmica (auto regulação pressórica).

Numa faixa de variação da PAM de 50 a 160 mmHg, a auto regulação do FSC funciona adequadamente, ou seja, conforme a PAM diminui os vasos dilatam até atingir um ponto máximo. Abaixo de 50 mmHg, o FSC reduz de forma brusca ocorrendo uma vasodilatação intensa, que em caso de aumento chega a ocasionar a interrupção do FSC, no qual a PIC se igualará a PAM. Um aumento da PAM provoca a contração dos vasos até o valor limite de 160 mmHg. Acima desse valor, o FSC aumenta provocado pela quebra da resistência vascular devido a dilatação passiva nos vasos (MUIZELAAR; OBRIST, 1985, apud VILELA, 2010) (HALSEY, 1979, apud VILELA, 2010) (MARMAROU; TABADDOR, 1993, apud VILELA, 2010) (CARLOTTI JR et al., 1998).

Em indivíduos saudáveis as quantidades dos componentes intracranianos (tecido cerebral, líquido cefalorraquidiano e volume sanguíneo cerebral) mantêm-se relativamente constantes. Portanto, elas não aumentam nem diminuem. Esse equilíbrio é afirmado pela doutrina de Monro-Kellie, que afirma que o compartimento craniano está envolto por um osso não expansível, portanto, o volume dentro do crânio é fixo. O sangue, o LCR e o cérebro existem em um estado de equilíbrio de volume (RAJESH et al., 2017), Eq. (2.3).

$$V_{crânio} = V_{tecido\ cerebral} + V_{sangue} + V_{LCR} \quad (2.3)$$

Um aumento no volume de um desses componentes podem ser inicialmente compensado pelo deslocamento de partes dos outros componentes. As veias cerebrais podem ser comprimidas, resultando em diminuição do volume sanguíneo cerebral, e o volume de LCR pode diminuir devido uma combinação de aumento da reabsorção e o seu deslocamento em direção ao compartilhamento espinhal (STOCCHETTI, et. al, 2005). A massa encefálica não

sofre alteração pois é menos compressível (GIUGNO et al., 2003). Com um aumento adicional do volume, os mecanismos compensatórios são esgotados causando um aumento acentuado da PIC, Fig. 2.3 (STOCCHETTI, et. al, 2005).

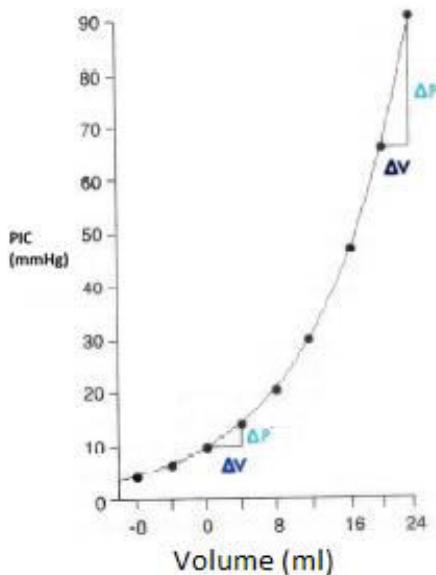


Figura 2.3 – Aumento da pressão intracraniana (adaptado de SILVA JR, 2006)

Pode-se observar através da Fig. 2.3 que inicialmente pequenos aumentos no volume intracraniano resultam em pequenos aumentos da pressão, ou seja, a PIC permanece estável apesar de aumentos no volume, representando a compensação (CRIVELLARI, 1999, apud SCHWAN, 2006). Já a partir de um determinado ponto, pequenos aumentos no volume acarretam grandes aumentos de pressão, o que representa a descompensação, etapa na qual a substituição de fluidos intracranianos não é possível (CRISTINO FILHO, 2004).

É possível explicar essa relação também utilizando conceitos de complacência, que é a quantidade de volume necessário para causar o aumento de uma unidade de pressão no sistema, e elastância, que é o inverso da complacência, ou seja, a variação de pressão causada pelo incremento de uma unidade de volume (CRIVELLARI, 1999, apud SCHWAN, 2006) (ANDRADE et al., 2009). A região de baixa elastância e alta complacência é definida pela presença de deslocamentos de volumes intracranianos e, portanto, uma PIC estável. Já a região de alta elastância e baixa complacência é quando se esgotam as reservas e ocorre o aumento exponencial da PIC. Essa relação é chamada de curva de Langfitt, Fig. 2.4 (CRISTINO FILHO, 2004) (ANDRADE et al., 2009).

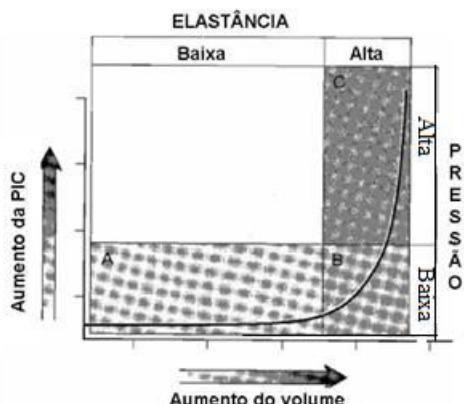


Figura 2.4 – Curva de elastância e complacência (CRISTINO FILHO, 2004)

A curva da Fig. 2.4 pode ser dividida em 3 regiões: A – baixa elastância e baixa pressão; B – alta elastância e baixa pressão e C – alta elastância e alta pressão. A região A é uma região segura pois existe a compensação de volume. A região B é uma região relevante para prevenir aumentos da PIC, portanto, é uma região de perigo. Já a região C indica sério compromisso intracraniano (CRISTINO FILHO, 2004).

É difícil estabelecer um valor normal para a PIC, pois depende da idade, da postura corporal e de condições clínicas. Na posição horizontal e em adultos saudáveis, a PIC normal está compreendida entre 7-15 mmHg. A definição de uma PIC elevada depende da patologia específica. Em casos de hidrocefalia, a pressão acima de 15 mmHg pode ser considerada elevada. Após ferimentos na cabeça, um valor acima de 20 mmHg é considerado anormal e um tratamento agressivo normalmente é iniciado com a PIC acima de 25 mmHg. A Figura 2.5 representa uma PIC baixa e estável (abaixo de 20 mmHg), sendo esse padrão visto em pacientes após traumatismo craniano não complicado e após um trauma cerebral antes do inchaço do cérebro evoluir.

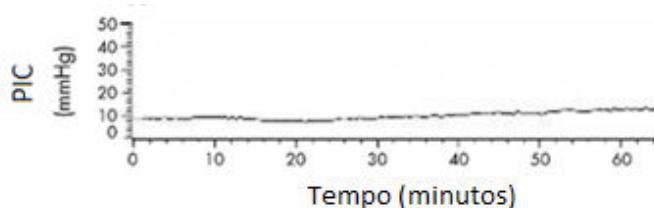


Figura 2.5 – PIC baixa e estável (adaptada de CZOSNYKA, PICKARD, 2004)

A PIC, em muitos casos, varia com o tempo e são necessários aproximadamente uma monitoração de 30 minutos para calcular a PIC média. Para isso, o paciente deve permanecer na posição horizontal e evitar se movimentar e falar. O monitoramento durante o sono natural fornece uma média com uma boa descrição da dinâmica da pressão, e deve ser considerada como o padrão de referência em pacientes conscientes (CZOSNYKA, PICKARD, 2004).

O aumento da PIC pode causar acidente vascular cerebral isquêmico, dano neural e até mesmo morte cerebral (LEE et al., 2015). As alterações nos valores da PIC podem levar também a Hipertensão Intracraniana (HIC) e suas sequelas neurológicas graves ou morte do paciente (MARMAROU; TABADDOR, 1993, apud VILELA, 2010). É considerado HIC significativa valores de 20 – 24 mmHg por 30 minutos, 25 – 29 mmHg por 10 minutos e maior que 30 mmHg por 1 minuto (BARBOSA; CARBRAL, 2003).

Algumas causas de alterações que levam ao aumento da PIC são:

- Lesões de massa localizadas: hematomas traumáticos (extradural, subdural, intracerebral), neoplasias (glioma, meningioma, metástase), abscesso, edema focal secundário ao trauma, infarto, tumores benignos;
- Perturbação da circulação de LCR: Hidrocefalia obstrutiva;
- Obstrução aos principais seios venosos: Fraturas deprimidas que sobreponem as veias, trombose venosa cerebral;
- Edema ou inchaço cerebral difuso: Encefalite, meningite, hemorragia subaracnóidea, síndrome de Reye, intoxicação por chumbo, encefalopatia, intoxicação por água, quase afogamento;
- Idiopáticas: Hipertensão intracraniana benigna (DUNN, 2002).

2.2.1 *Fisiologia da Pressão Intracraniana*

Do monitoramento da PIC, pode-se extrair informações sobre dois aspectos: seu valor quantitativo e as oscilações da linha de registro (MURILLO; MUÑOZ, 2014).

A configuração da onda de pulso de pressão intracraniana representa uma soma de vários componentes. Variações de amplitude de um componente isolado podem refletir mudanças em uma estrutura intracraniana específica (CARDOSO et al., 1983).

A PIC pode ser representada como uma curva ondulatória dividida em três componentes principais: linha basal ou pressão média, e as sobreposição de componentes respiratório e cardíaco, Fig. 2.6 (SILVA JR, 2006).

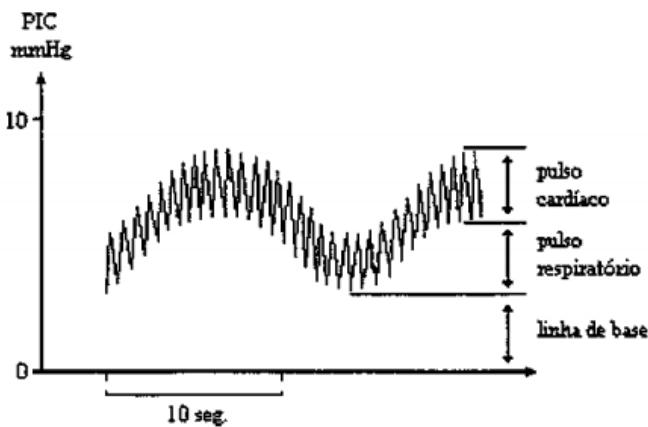


Figura 2.6 - Curva normal da PIC (DANTAS FILHO, 1999)

A linha basal é considerada como PIC. O componente cardíaco é originado pela contração do ventrículo cardíaco esquerdo, possuindo frequência semelhante à frequência do pulso arterial periférico. Já o componente respiratório é ocasionado pelas variações nas pressões intratorácica e intra-abdominal durante o seu ciclo, o que causa flutuações na pressão arterial e na drenagem venosa cerebral (SILVA JR, 2006).

Quando o componente da linha de base e a amplitude dos componentes pulsáteis da PIC se mantém constante, considera-se que a PIC está em estado de equilíbrio. Essa estabilidade é devido ao conteúdo do espaço intracraniano ser não compressível e possuir o volume constante. Porém quando algum desses valores sofrem alteração é chamada de PIC em estado transitório (DANTAS FILHO, 1999) (SILVA JR, 2006).

As formas de onda de pulso da curva da PIC possuem três ondas principais: onda de percussão (“percussion wave” - P_1), onda de pulso (“tidal wave” - P_2) e uma onda dícrótica (“dicrotic wave” - P_3), Fig. 2.7. A onda de percussão tem um pico agudo, é razoavelmente constante em amplitude e deriva das pulsações das artérias intracranianas. A onda de pulso está relacionada com a elastância cerebral e é a propagação e reverberação da onda P_1 . É muito mais variável na forma e amplitude, e termina no entalhe dícrótico. A onda dícrótica é o componente imediatamente após o entalhe dícrótico. Este é um pequeno e breve aumento na pressão arterial que aparece quando a válvula aórtica se fecha. Após a onda dícrótica, a onda de pressão normalmente afunila para baixo para a sua posição diastólica. Algumas ondas pequenas únicas ou múltiplas podem ser observadas durante esta fase descendente da onda representando a

transmissão da circulação sanguínea nas veias (CARDOSO et al., 1983) (AMIB, 2006) (POLITI et al., 2016).

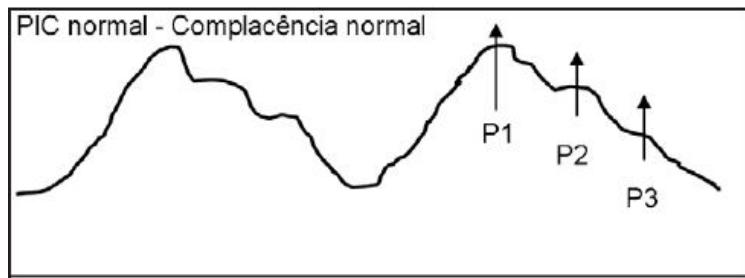


Figura 2.7 - Morfologia de uma onda PIC normal (AMIB, 2006)

A Figura 2.7 representa a forma de onda de pulso da PIC em indivíduos normais, onde os três picos característicos, P₁, P₂ e P₃, possuem altura decrescente. A magnitude da forma de onda é afetada tanto pelo estado dos componentes intracranianos quanto pela média da PIC. Quando a PIC média aumenta, por exemplo, a partir de uma lesão em massa em rápida expansão, a amplitude da forma de onda também aumenta. Inicialmente, todos os componentes da forma de onda aumentam e os picos individuais permanecem visíveis (KIRKNESS et al., 2000). À medida em que há um aumento na densidade cerebral (menor complacência cerebral), as ondas se propagam mais rapidamente, aproximando-se da amplitude da onda de percussão, representando a equivalência ou superioridade do tamanho da onda P₂ em relação a P₁, Fig. 2.8 (AMIB, 2006).

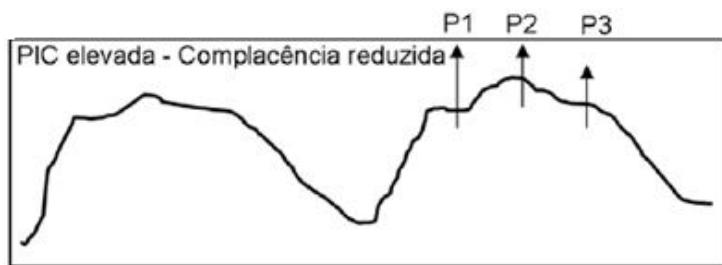


Figura 2.8 - Morfologia de uma onda PIC anormal (AMIB, 2006)

A PIC elevada também pode ser expressa por três padrões característicos em função do tempo. Essas ondas são chamadas de ondas de Lundberg ("Lundberg Waves"), também conhecidas como ondas lentas ou ondas de pressão. São definidas em ondas A, B e C.

As ondas “A”, também conhecidas como ondas de platô, possuem amplitude de 50 a 100 mmHg com duração de 5 a 20 minutos, Fig. 2.9. Acredita-se que elas sejam devido à vasodilatação cerebral em resposta a um fluxo sanguíneo cerebral criticamente baixo. A vasodilatação aumenta o volume sanguíneo intracraniano resultando no aumento da PIC, criando um ciclo vicioso (ROSS; EYNON, 2005). Elas representam uma redução crítica na complacência intracraniana (HAWTHORNE; PIPER, 2014).

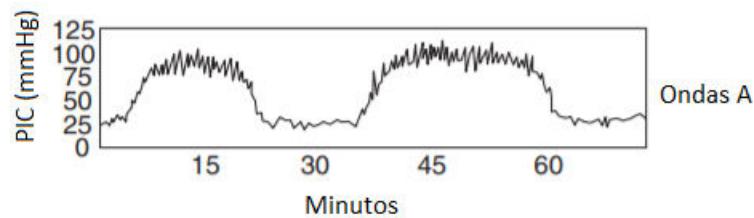


Figura 2.9 – Ondas A (ondas de platô) (adaptado de ROSS; EYNON, 2005)

As ondas B ocorrem a uma frequência de 0,5 a 2 vezes por minuto e possuem amplitude até 50 mmHg. Elas podem ser vistas quando a autorregulação da pressão está em seu limite mais baixo e podem ser detectadas também em indivíduos saudáveis. Após a lesão na cabeça, a falta de ondas B detectáveis pode ser um sinal de autorregulação deficiente e resultado ruim (ROSS; EYNON, 2005). Assim como as ondas A, representam sinal de alerta pois indicam diminuição da complacência cerebral (ANDRADE, 2013), Fig. 2.10.

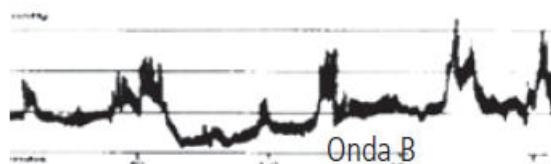


Figura 2.10 – Ondas B (adaptado de MURILLO; MUÑOZ, 2014)

As ondas C são também conhecidas como ondas de Mayer. São ondas de variações da PIC de pequena amplitude (abaixo de 20 mmHg) e ocorrem de 4 a 8 vezes por minuto. Elas podem ser consideradas ondas normais e resultam da transmissão de ondas de pressão arterial, Fig. 2.11 (LUNDBERG, 1960, apud DANTAS FILHO, 1999) (ANDRADE et al., 2009) (RODRÍGUEZ-BOTO et al., 2014).



Figura 2.11 – Ondas C (adaptado de MURILLO; MUÑOZ, 2014)

A Figura 2.12 apresenta a representação comparativa das ondas A, B e C.

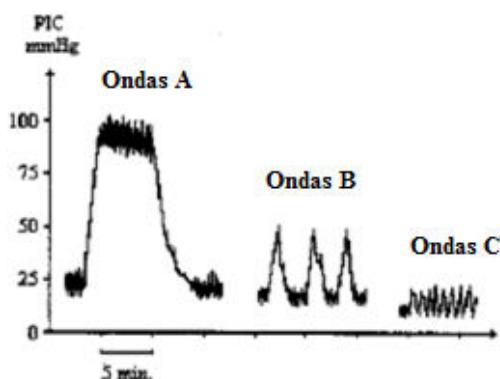


Figura 2.12 - Ondas A, B e C (adaptado de DANTAS FILHO, 1999)

A análise da morfologia das ondas é tão importante quanto a monitoração do valor da PIC. Um gráfico de onda de PIC elevada, Fig. 2.8, pode representar um sinal de perigo pois indica que está havendo falência do mecanismo de controle da PIC, mesmo quando os valores absolutos da PIC estiverem normais (AMIB, 2006).

Os valores da PIC possibilitam perceber se o tecido cerebral está recebendo a quantidade necessária de nutrientes e oxigênio e se as toxinas estão sendo eliminadas da forma como deveriam (ZORZETTO, 2014), assim, torna-se essencial o seu monitoramento. O método de monitoramento exemplar da PIC é aquele capaz de fornecer dados contínuos do valor da pressão intracraniana do enfermo, podendo monitorar o aspecto morfológico da curva, além dos valores quantitativos da PIC (VILELA, 2010).

O monitoramento da PIC é indicado em todos os casos de lesão cerebral traumática com escore de Escala de Coma de Glasgow entre 3-8 e uma tomografia computadorizada anormal, isto é, mostrando hematomas, contusão, inchaço, herniação ou cisternas basais compactadas (RABOEL et al., 2012), ou seja, qualquer problema encefálico que cause HIC perdendo ou não a consciência (CARVALHO, 2013).

A escala de coma de Glasgow é uma ferramenta que determina o nível de consciência de um paciente com traumatismo crânio encefálico. Ela analisa o estado de alerta, que consiste em estar consciente ao que acontece ao seu entorno, e o estado cognitivo, que demonstra a capacidade por parte da pessoa de obedecer às ordens. É dividida em 3 sub escalas: a abertura ocular, com pontuação de 1 a 4; a resposta verbal, de 1 a 5 pontos; e a resposta motora, de 1 a 6 pontos. A pontuação final é atribuída com base na melhor resposta obtida em cada um dos itens (MUÑANA-RODRÍGUEZ; RAMÍREZ-ELÍAS, 2014).

2.3 Métodos invasivos de medição da PIC

A era moderna da monitorização da PIC começou entre 1950 e 1960 (CITERIO; ANDREWS, 2004), porém o interesse na análise da elevação da PIC vem se estendendo por alguns séculos (CANGUSSU, 2006).

Existe uma relação em que a pressão de pulso do LCR aumenta concomitantemente com a pressão intracraniana. Este fenômeno pode ser explicado pela natureza exponencial da relação entre volume e pressão dentro do compartimento crânio espinhal. Com o aumento da PIC, mudanças rápidas no volume intracraniano, como aqueles produzidos pelo aumento transitório do volume sanguíneo durante cada ciclo cardíaco resultará em mudanças de pressão cada vez maiores. A partir deste conceito surge a questão se a pressão de pulso do LCR pode ser usada como ferramenta diagnóstica para avaliar a pressão intracraniana (AVEZAAT et al., 1979). A punção lombar foi introduzida na medicina clínica em 1897 e após isso, a pressão do LCR espinhal foi usada como uma medida indireta da PIC. A pressão do LCR é definida como a pressão necessária para impedir a fuga de fluido para dentro de uma agulha introduzida no espaço subaracnóide lombar (NORTH, 1997). Essa técnica foi amplamente utilizada e foi o método clínico mais antigo de medição da PIC (ANDREWS; CITERIO, 2004). Porém algumas objeções à técnica surgiram, tais como o perigo de induzir a compressão do tronco cerebral através de herniação tentorial ou tonsilar, e a afirmação de que a pressão do fluido espinhal nem sempre é um reflexo preciso da PIC (NORTH, 1997) (ANDREWS; CITERIO, 2004). Essa técnica pode ser usada em pacientes com comunicação liquórica (RABOEL et al., 2012), e frequentemente usada em pacientes com hidrocefalia e hipertensão intracraniana benigna, porém é raramente utilizado em paciente com cuidados neurointensivos (CZOSNYKA; PICKARD, 2004).

A pressão intracraniana varia muito de minuto para minuto, principalmente, quando ela está elevada, de modo que uma única medição pode ser enganadora. Por isso, é importante ter um monitoramento contínuo da PIC (NORTH, 1997).

Em 1951, Guillaume e Janny relataram uma técnica clínica contínua de medição da PIC usando punção ventricular, porém seu trabalho passou despercebido (GUILLAUME; JANNY, 1951, apud CANGUSSU, 2006). Nils Lundberg, em 1965 consolidou o uso dessa prática monitorando a PIC continuamente em mais de 400 pacientes (CITERIO; ANDREWS, 2004). Desde então, a técnica tem sido amplamente adotada, com algumas variações (NORTH, 1997) e diversos outros métodos foram propostos.

Várias questões surgem quando se realiza a monitorização da PIC, não só sobre o tipo de monitor de pressão, mas também sobre a localização ótima de monitoramento e onde gradientes de pressão locais podem influenciar as medições (RABOEL et al., 2012).

Em 1966, Hulme e Cooper utilizaram uma técnica de medição usando um pequeno transdutor de pressão implantado na caixa craniana em contato com a superfície interior da dura-máter. A pressão era medida em comparação com a pressão atmosférica usando um amplificador de corrente contínua e um gravador de velocidade lento. Segundo os autores o método possui vantagens especialmente para gravações a longo prazo, uma vez que, é independente da comunicação com o LCR e porque a velocidade lenta permite observar as mudanças da PIC e sua possível alteração antes do aparecimento dos sinais clínicos.

O parafuso subdural foi utilizado em muitos centros. Estes dispositivos são simples de inserir e podem ser úteis onde o ventrículo não pode ser canulado, mas possuem tendência em bloquear apresentando um traço da PIC impreciso. Além disso, em pressões elevadas o dispositivo tende a ter uma leitura inferior à de um cateter ventricular.

O método extradural foi utilizado por possuir a vantagem de evitar a penetração da dura-máter. Porém, a falta de elasticidade da dura-máter e a necessidade de nivelar o transdutor sobre a membrana pode provocar falsas medidas da pressão, levando o método ao desuso (NORTH, 1997).

Atualmente, o “padrão ouro” para avaliar a PIC é o método intraventricular, no qual um dreno é inserido em um dos ventrículos laterais e conectado a um transdutor de pressão externo (STEINER; ANDREWS, 2006), Fig 2.13.



Figura 2.13 – Dispositivo de drenagem intraventricular (ROBBA, 2018)

O método intraventricular possui a vantagem de poder drenar o LCR para ajudar a aliviar a PIC elevada. Os drenos ventriculares externos podem ser colocados no ventrículo lateral através da craniotomia ou através de um orifício feito especialmente para esse fim. Os ventrículos grandes e de tamanho normal são geralmente punctionados a mão livre, enquanto os ventrículos pequenos podem ser encontrados de forma mais confiável usando orientação ultrassônica (ROSS; EYNON, 2005). É o método mais preciso e de baixo custo para a monitorização da PIC (CITERIO; ANDREWS, 2004) (NORTH, 1997), porém, a colocação do cateter envolve risco de infecção que aumenta ao longo do tempo, numa faixa de 6 a 11%, formação de hematoma e convulsões. Assim, locais alternativos associados a riscos menores de infecção e hemorragia podem ser utilizados para a medição da PIC. A melhor alternativa para o cateter ventricular são as sondas intraparenquimatosas. Alternativamente dispositivos subaracnóideo, subdural e epidurais também podem ser usados, Fig. 2.14 (STEINER; ANDREWS, 2006) (DUNN, 2002).

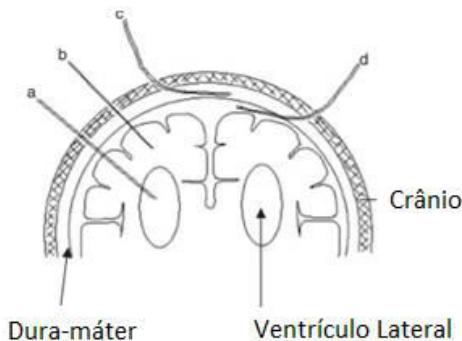


Figura 2.14 – Possíveis locais para monitoramento da PIC: a: dreno intraventricular; b: sonda intraparenquimatoso; c: sonda epidural; d: sonda subaracnóide (adaptado de STEINER; ANDREWS, 2006)

Os sensores intraparenquimatoso e subaracnóideo medem a pressão através de seu contato direto com o tecido (HENRIQUES FILHO; BARBOSA, 2011). Dispositivos de monitoramento intraparenquimatoso são normalmente colocados através de um pequeno orifício de trepanação na substância branca do hemisfério frontal não dominante (HAWTHORNE; PIPER, 2014).

Em 2004, o método mais comum para a monitorização da PIC era o intraparenquimatoso. Medições da PIC utilizando esse método correlacionam-se bem com os valores obtidos com o cateter intraventricular, mas embora ambos os sistemas sejam muito precisos no momento da colocação, eles podem resultar em erro após 4 ou 5 dias. Porém, a maior parte dos clínicos utilizam esses dispositivos por um curto período de tempo, e, portanto, esses erros podem ser clinicamente irrelevantes (CITERIO; ANDREWS, 2004).

Os cateteres e parafusos subaracnóideos possuem maior vantagem em relação a facilidade de implantação e consequentemente um menor risco de lesões do parênquima (DANTAS FILHO, 1999). Porém, tem medidas menos precisas em situações de HIC grave e deve ficar restrito a situações em que não sejam possíveis as outras localizações (HENRIQUES FILHO; BARBOSA, 2011).

Os dispositivos de monitoramento de pressão epidural mostram-se seguros e fáceis de usar. Sua precisão em comparação ao intraventricular para monitoramento de PIC é menor, com uma superestimação na maioria dos casos. Tais discrepâncias não estão relacionadas ao tipo de sensor utilizado, mas às características anatômicas específicas do espaço intracraniano epidural (ROBBA, 2018). Estes sensores possuem como vantagem a maior segurança e menor

morbidade com infecção, porém, são menos precisos, menos confiáveis e não é possível zerá-los após a implantação (REKATE, 2018).

Os dispositivos de monitorização de PIC invasivas podem ser divididos em dispositivos de fibra óptica, dispositivos piezoelétricos (strain gages), e sensores pneumáticos.

Os dispositivos de fibra óptica, como o sistema Camino, Fig. 2.15, transmitem a luz através de um cabo de fibra óptica no sentido de um espelho deslocável. Alterações na PIC irão mover o espelho e as diferenças de intensidade da luz refletida são convertidas num valor de PIC (RABOEL et al., 2013). Esse sistema possui vantagens como a possibilidade de monitorização da pressão dos ventrículos, assim como o espaço subaracnóideo e o intraparenquimatoso, além de possuir melhor resolução da curva da PIC. Porém, os equipamentos são frágeis, correndo o risco de quebrar e podem levar a erros na leitura da PIC depois de alguns dias devido a impossibilidade de recalibração, além do alto custo dos monitores (DANTAS FILHO, 1999).



Figura 2.15 - Cateter de Pressão Intracraniana - Kit Camino. Disponível em: <<http://www.dabasons.com.br/index.php/products/product/66>>. Acessado em 05 de agosto de 2016

O Codman MicroSensor, o sensor de PIC Neurovent-P RAUMEDIC, e o sensor Pressio pertencem ao grupo de dispositivos de medição de tensão piezoelétricos, Fig. 2.16. Nesses dispositivos as mudanças de resistência permitem um cálculo do valor da PIC.

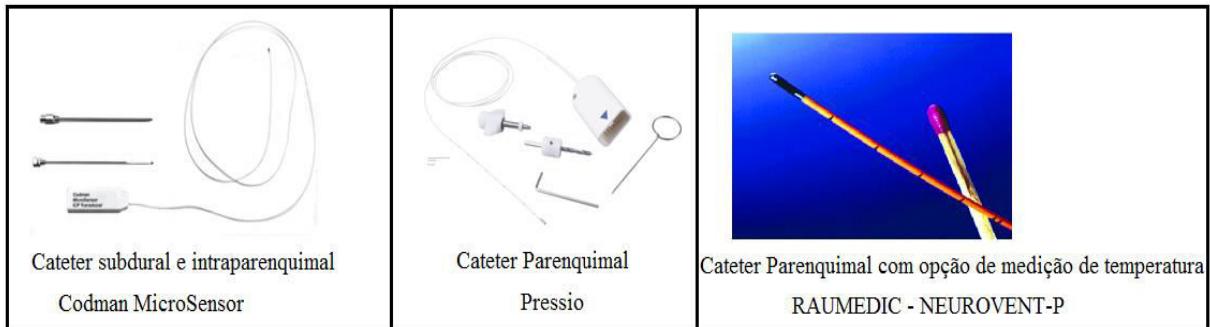


Figura 2.16 - Dispositivos de medição da PIC de tensão piezoelétricos. Disponível em:
<http://www.camaramx.com/wp-content/themes/camaramx/img/pdf/NICU-Catalogue-MON-33-000.pdf>
<https://www.canadatrade.com.br/produto/kit-de-cateter-parenquimal-com-bolt/>
<http://implantmaterial.com.br/produto.aspx?id=8>. Acessado em 05 de agosto de 2016

Sensores pneumáticos (Spiegelberg), Fig. 2.17, usam um pequeno balão na extremidade do cateter para registar as alterações na pressão, e, adicionalmente, permitem a medição quantitativa da complacência intracraniana (RABOEL et al., 2012).

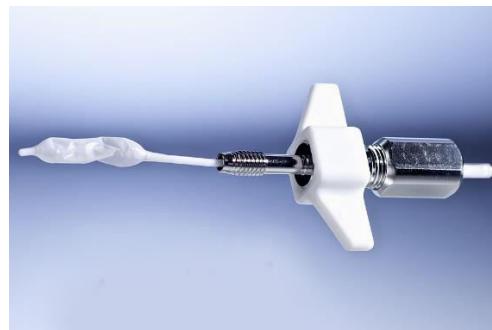


Figura 2.17 – Sensor pneumático parenquimal – Spiegelberg. Disponível em:
<http://www.spiegelberg.de/products/icp/parenchymal.html>. Acessado em 05 de agosto de 2016

Apesar da monitoração invasiva da PIC fornecer informações importantes, estes procedimentos expõem o paciente a riscos de precipitação de hematomas provocados na inserção do cateter, hemorragias intracerebrais, fistula liquórica, e, a mais comum do método, a infecção intracraniana (CANGUSSU, 2006). O risco de complicações hemorrágicas com canulação ventricular é maior (até 15%) do que com dispositivos intraparenquimatosos, onde

sua taxa de infecção varia entre 1 e 2%. Há também o risco de falha do dispositivo, geralmente da técnica cirúrgica ao colocá-lo (WIEGAND; RICHARDS, 2007). Tecnologias tem sido desenvolvidas e validadas com menor infecção ou outras taxas de complicações, mas com custo muito maior e incapacidade de ser recalibrado uma vez implantado (LI et al., 2010).

Outro problema dos métodos convencionais é o fato de medirem a PIC localizada, porém, são feitas presunções de que a PIC reflete por todo o cérebro (VITERBO, 2015). E embora o benefício do monitoramento contínuo e em tempo real fornecido pelo monitoramento invasivo da PIC seja claro, ele também vem com limitações distintas (PADAYACHY et al., 2016). Além disso, existem várias doenças neurológicas para as quais a medição não invasiva da PIC é clinicamente importante, mas ainda é impossível, pois a invasividade dos métodos atuais de medição limita a confiabilidade diagnóstica de muitas condições neurológicas (RAGAUSKAS et al., 2012).

Devido a todos esses inconvenientes, várias têm sido as iniciativas de desenvolver equipamentos não invasivos para o monitoramento da PIC.

2.4 Métodos não invasivos de medição da PIC

Uma técnica confiável de medição não invasiva da PIC permitiria medir a PIC de forma fácil e repetidamente com o mínimo de risco, ampliando a aplicabilidade da monitorização da PIC para uma ampla gama de ambientes clínicos (TOSHIAKI et al., 2005). Permitiria também o reconhecimento precoce da hipertensão intracraniana, poupança os pacientes com PIC normal dos riscos associados à monitorização invasiva (YAVIN et al., 2014), tais como hemorragia intracraniana, infecções ou convulsões (BERSHAD et al., 2016).

Muitas técnicas não invasivas que foram testadas tiveram resultados satisfatórios, porém, muitas delas não foram identificadas como ferramentas aplicáveis para utilização clínica de rotina, sendo utilizados como métodos auxiliares (KIRK et al., 2011).

Os métodos de monitorização não invasivos se dividem em dois grupos, aqueles que utilizam de propriedades de estruturas de dentro do crânio, e aqueles que se baseiam em órgãos extracranianos que são anatomicamente conectados com os compartimentos intracranianos. No entanto, nenhum método teve um resultado preciso o suficiente para justificar seu uso clínico (LEVINSKY et al., 2016).

A precisão da medida da Pressão Intraocular (PIO) no diagnóstico não invasivo da pressão intracraniana elevada tem sido objeto de vários estudos, nos quais, apesar da promessa inicial de relatórios pré-clínicos, estudos em seres humanos têm produzido resultados conflitantes. Segundo Hansen e Helmke (1996) e Sajjadi et al. (2006) tal correlação é biologicamente plausível devido às conexões anatômicas e fisiológicas entre a fossa craniana e a órbita, no qual os espaços do líquido cefalorraquidiano cercam a bainha do nervo óptico até o ponto em que ele entra no globo. Assim, poderia transmitir a elevação da PIC através da órbita, elevando a PIO. Ou seja, a presença de bainhas do nervo óptico alargadas sugere que uma PIC elevada está presente (FIRSCHING et al., 2000). Como no caso em que os autores Zewdie et al. (2016) conseguiram relacionar o aumento da PIC (hipertensão intracraniana benigna) com o diâmetro da bainha do nervo óptico aumentada de um paciente através de um ultrassom. Após o tratamento da PIC o paciente apresentou um diâmetro da bainha do nervo óptico normal. Portanto, segundo os autores essa relação existe, sendo o ultrassom para a análise do nervo óptico útil em avaliação inicial e rápido para a tomada de decisão clínica.

Outra relação que torna a correlação possível entre a PIC e a PIO é defendida por Madill e Connor (2005). Segundo os autores um estudo de neuroimagem mostra um comprimento axial significativamente mais curto dos globos oculares e uma compressão do globo posterior em pacientes com hipertensão intracraniana (PIC elevada) em comparação com indivíduos de controle. Porém, segundo Han et al. (2008) é verdade que a compressão do globo, por qualquer meio, pode causar um aumento transitório na pressão intraocular. No entanto, a PIO é dependente de numerosos fatores, incluindo a produção aquosa, a pressão venosa episcleral, e a resistência ao fluxo através da malha trabecular. Portanto, não se pode associar a PIC com a PIO apenas por essa condição fisiológica.

Para Sajjadi et al. (2006), em comparação com alternativas não invasivas de medição da PIC, a medição da Pressão Intraocular é de menor custo, economiza tempo, mais disponível e menos dependente de técnicos especializados. Com isso, os autores avaliaram a correlação entre a PIC, medida por punção lombar, e a PIO por tonômetro de Schiotz em 50 pacientes. Em cada paciente, a PIO foi medida por duas vezes para cada olho e feita a média, e a média das PIos para ambos os olhos foi considerada como a PIO do paciente. Os dados obtidos pelas medições foram avaliados pela análise de correlação de Spearman. Os resultados mostram uma correlação significativa entre a PIC e a média da PIO para ambos os olhos (PIO do paciente) como para as PIos analisadas separadamente. Foram avaliados também os efeitos do IMC, idade e tipo da doença (aguda e crônica) nesta correlação. Nenhum desses fatores teve efeito significativo

sobre as relações entre a PIC e a média da PIO. Para os autores, portanto, a tonometria não invasiva pode vir a ser uma medida útil para a identificação da PIC elevada e normal em pacientes com várias condições patológicas do sistema nervoso central.

Han et al. (2008) também examinaram a correlação entre a Pressão Intraocular e a Pressão Intracraniana, analisando se a medição da PIO pode servir como um meio não invasivo para determinar a PIC. Para este estudo foram identificados 55 pacientes de um banco de dados, de 1991 a 2007 de um único neuro-oftalmologista. Nesses pacientes, a medida da PIO foi feita por tonometria Goldmann, a PIC por punção lombar, sempre feita após a medição da pressão intraocular, e a significância estatística dos dados foi avaliada por meio do cálculo do coeficiente de correlação de Pearson. Pelo resultado estatístico, os autores concluíram que não existe uma correlação estatisticamente significativa entre a PIO e PIC, avaliada tanto em ambos os olhos como em cada olho separadamente.

Outro estudo sobre a correlação significativa entre a medida não invasiva da PIC, utilizando medições da Pressão Intraocular, e as medidas padrões da Pressão Intracraniana foi feito por Kirk et al. (2011). Durante o estudo 46 pacientes foram submetidos à medição da PIC por punção lombar (PL) enquanto a medida da PIO foi realizada por tonometria de aplanação Goldmann, sendo esta feita para os olhos individuais e combinada em ambos os olhos. O tempo médio entre a medição da PIO e da PIC era menos de uma hora e a significância estatística entre os dados obtidos foi calculada pelo coeficiente de correlação de Pearson. Pelos resultados, os autores concluíram que não houve correlação significativa entre a PIO média para ambos os olhos e a PIC. Além disso, não houve correlação significativa entre a PIO de qualquer um dos olhos e a PIC quando estudados individualmente.

Yavin et al. (2014) também analisaram a medida da pressão intraocular (PIO) como um método não invasivo de diagnóstico da PIC. Os autores realizaram uma pesquisa em bases de dados bibliográficas e selecionaram 12 artigos em que continha dados da medida invasiva da PIC (através de punção lombar (PL) e monitores intracranianos) e da PIO. Tais dados foram utilizados para determinar a correlação entre essas pressões. Os coeficientes de correlação, sensibilidade, especificidade, e razões de verossimilhança positiva e negativa foram calculados usando métodos DerSimonian e Laird e modelos de efeitos aleatórios. O coeficiente de correlação demonstrou uma associação entre a PIO e PIC quando as medidas foram tomadas dentro de 1 hora enquanto medidas superiores não demonstraram nenhuma correlação. A especificidade combinada indica que a PIO pode fornecer um meio útil no diagnóstico da hipertensão intracraniana, mas a estimativa combinada de sensibilidade limita a aplicação dessa

prática. Devido a heterogeneidade de resultados os autores não indicam a adoção clínica de rotina da PIO no rastreamento de hipertensão intracraniana ou PIC elevada.

Dada a heterogeneidade entre os estudos, mais estudos são necessários antes da aprovação da PIO na avaliação da elevação da PIC em prática de rotina, ou seja, no momento a PIO não deve ser usada como medida não invasiva para prever a PIC.

Firsching et al. (2011) compararam a pressão da veia central da retina (VOP) com resultados de monitorização invasiva simultânea da PIC em pacientes neurocirúrgicos. Para isso utilizaram a oftalmodinamometria, que é uma técnica que mede a pressão sanguínea dos vasos da retina. Foram analisados 102 pacientes com diferentes razões para suspeitar de aumento da PIC. Para efeito de análise, 15 mmHg foi sugerido para ser aceitável para a pressão da PIC e a Pressão Intraocular utilizada como parâmetro foi aquela na qual a veia entrou em colapso. A análise de correlação mostrou uma associação significativa entre a PIC e a VOP: um aumento da pressão da veia central da retina indicou uma PIC elevada, com uma probabilidade de 84,2%, enquanto que uma pressão normal da veia central da retina indicou uma PIC normal em 92,8% dos pacientes. Para os autores, o uso da oftalmodinamometria é útil quando não é necessária a monitorização contínua da PIC, portanto essa técnica não substituirá outros procedimentos para estabelecer o diagnóstico da PIC elevada. Mas por ser uma técnica simples e não invasiva, é de grande importância clínica, pois pode salvar alguns pacientes de monitoração invasiva da PIC. Porém, apesar dos resultados satisfatórios, até agora não houve uma análise prospectiva confirmando uma correlação significativa da pressão da veia central da retina e a PIC em números grandes o suficiente para uma análise estatística adequada.

Outras alternativas de medição não invasiva da PIC foram propostas usando a técnica “*pulsed phase lock loop*” (PPLL), Doppler transcraniano, emissões infrassônicas da membrana timpânica, análise de ressonância, dentre outros.

Michaelli e Rappaport (2002) propuseram um método baseado na análise de ressonância de tecido. Os tecidos moles e compartimentos de fluido do cérebro exibem características de vibração e respostas de ressonância mecânica como resposta à batida do coração, que irradia através dos órgãos e tecidos do corpo de forma diferente, pois cada um depende das suas propriedades físicas específicas. Utilizando um dispositivo de análise de ressonância de tecidos, os autores verificaram que a PIC depende desse nível de ressonância. Eles processaram digitalmente um sinal de ultrassom refletido a partir do terceiro ventrículo (estrutura anatômica que atua como uma câmara de eco), e obtiveram um ecoencefalograma. O sinal que se obtém a partir do terceiro ventrículo do cérebro, na verdade, é causada pela alteração da forma da parede

ventricular durante o ciclo cardíaco: a partir de uma forma mais côncava durante a sístole, para uma forma mais convexa durante diástole. Quando se tem uma PIC elevada, há um aumento nos sinais de ultrassons refletidos a partir das paredes dos ventriculares, bem como no seu poder de reverbero. E então, ao obterem o ecoencefalograma perceberam que é visivelmente equivalente às formas de ondas da PIC obtidas de forma invasiva.

Toshiaki et al. (2005) desenvolveram um dispositivo ultrassônico capaz de monitorização não invasiva da PIC com formas de onda por meio da técnica “*pulsed phase lock loop*” (PPLL). O dispositivo PPLL registra movimentos do crânio associado com pulsações da PIC. O objetivo deste estudo foi correlacionar as formas de onda PPLL com formas de onda medidas da PIC de forma invasiva utilizando um transdutor de pressão de fibra óptica colocado na região intraparenquimal. O dispositivo PPLL transmite ultrassons de 500 kHz através do crânio por meio de um transdutor colocado na região temporal da cabeça. A onda de ultrassom passa através do tecido cerebral, reflete-se na superfície interna do lado oposto do crânio, e é recebido pelo mesmo transdutor. Uma vez que a superfície interna do crânio (ponto de bloqueio) é localizada, o dispositivo PPLL começa a comparar a fase de ultrassons entre os sinais emitidos e recebidos. Uma alteração do diâmetro do crânio (comprimento do percurso acústico) produz uma mudança de fase entre os dois sinais, e subsequentemente uma tensão de saída PPLL alterada proporcionalmente para as pulsações do diâmetro craniano. Assim, formas de onda da PIC e PPLL foram criadas a partir de saídas brutas da PIC e PPLL para comparação. Um coeficiente de regressão linear do gráfico de dispersão foi calculado para cada paciente. Se as formas de onda de saída PIC e PPLL eram idênticas na forma, um coeficiente de regressão linear na dispersão era igual a 1. O coeficiente de regressão linear médio entre a PIC e as formas de onda de saída PPLL em todos os pacientes foi de 0,88 com um desvio padrão de 0,02. Este coeficiente de correlação elevado indicou que as formas de onda de PIC e PPLL eram muito semelhantes em forma. Os autores concluíram que a aplicação do dispositivo PPLL a pacientes com distúrbios neurológicos tais como traumatismo craniano, acidente vascular cerebral, hidrocefalia, ou tumor cerebral pode permitir aos médicos determinar os primeiros sinais de deterioração neurológica, antes da condição do paciente se tornar irreversível.

Outro método de medição não invasiva da pressão intracraniana foi estudado por Stettin et al. (2011), usando as emissões infrassônicas da membrana timpânica. A membrana timpânica, que anatomicamente separa o ouvido externo do ouvido médio, vibra em resposta ao som das ondas, como resultado de sua flexibilidade. Deslocamento da membrana timpânica é resultado da transmissão de ondas PIC através do ducto coclear para o ouvido interno e, em

seguida, através da janela oval para os ossículos auditivos do ouvido médio, que são firmemente presos à membrana timpânica. Estas ondas de pressão deslocam a membrana timpânica de uma forma característica. Alterações específicas no deslocamento da membrana timpânica são indicativas de PIC alta ou baixa (GAIHEDE et al., 1995). Foi induzido um aumento da PIC, por alterações da posição, em 22 pacientes com sensores de pressão implantados, obtendo formas de onda de forma invasiva e continuamente comparadas com as formas de onda de emissão infrassônica. Além disso, o método não invasivo foi usado em um grupo de 14 indivíduos saudáveis de controle. Uma comparação entre indivíduos saudáveis e em doentes mostraram formas de onda similares e reproduzíveis antes e após a estimulação da mudança da PIC. Os autores concluíram que a forma de onda obtida pela medição da pressão intracraniana permite avaliar de forma não invasiva a pressão no espaço intracraniano, com base no número de picos e diferenças de amplitude em doentes e indivíduos saudáveis, no entanto, este método não permite medir os níveis absolutos da PIC.

Evensen et al. (2018) também analisaram a forma de onda da pressão da membrana timpânica com o objetivo de verificar se esta pode ser usada para estimar de forma não invasiva a forma de onda da PIC. Os sinais da pressão timpânica foram medidos em 28 indivíduos a partir do canal auditivo externo usando um transdutor de pressão especialmente desenvolvido e submetidos simultaneamente à medida da PIC invasiva. Para validação dos resultados, foram analisados os parâmetros da forma de onda PIC, incluindo a amplitude de onda média no domínio do tempo. Porém, segundo os autores o estudo mostrou que as formas de onda não invasivas da pressão da membrana timpânica não estimaram com segurança a forma de onda invasiva da PIC para maioria dos indivíduos, tendo uma estimativa que pode ser aceitável na clínica em apenas 14% dos indivíduos ao analisar a amplitude de onda média.

Levinsky et al. (2016) analisaram se um método baseado em sinais acústicos transcranianos (TCA) estimava o valor da PIC estática e pulsátil de forma não invasiva. Os sinais TCA são enviados a partir de um dispositivo colocado no canal auditivo direito e recebidos por um outro dispositivo colocado externamente ao canal auditivo da orelha esquerda. Esses sinais são determinados como mistos, pois consistem no sinal acústico transmitido pelo dispositivo depois de propagar pelo crânio e os sinais acústicos gerados no compartimento intracraniano. Para análise foi desenvolvido um modelo matemático de associação entre a PIC medida simultaneamente de forma invasiva e os valores dos sinais mistos de TCA, e além disso, para avaliar o desempenho foram usados diferentes testes estatísticos, como o gráfico de Bland-Altman e curvas ROC. Como resultado o método mostrou uma capacidade clara para

estimativa não invasiva da PIC estática e pulsátil com elevada precisão, obtendo uma diferença média de PIC estática de 0,39 mmHg e PIC pulsátil de 0,53 mmHg, em comparação com os valores medidos de forma invasiva. Porém, segundo os autores, mais estudos são necessários para validar se os sinais mistos da TCA podem tornar-se úteis para a aferição da PIC.

A Ultrassonografia Doppler Transcraniana (TCD) é uma técnica ultrassônica não invasiva que mede a velocidade e a direção do fluxo sanguíneo local nas porções proximais das grandes artérias intracranianas. É utilizado principalmente na avaliação de pacientes com doença cerebrovascular (SLOAN et al., 2004). Mas tem sido amplamente utilizado para a monitorização não invasiva da PIC devido à sua capacidade de detectar alterações na velocidade do fluxo sanguíneo cerebral derivadas das variações da PIC (CARDIM et al., 2016a).

Wakerley et al. (2014) avaliaram a relação entre as características espectrais derivadas da TCD e PIC em várias condições de doença, a fim de determinar se TCD pode servir como uma ferramenta não invasiva confiável para estimar e monitorar a PIC. Foram obtidos, através da TCD, velocidades do fluxo sanguíneo cerebral e características espectrais para correlacionar com a PIC, tais como o Índice de Pulsatividade (PI). Acredita-se que o PI é positivamente influenciado pela pressão intracraniana e é calculado como a diferença entre as velocidades de fluxo medidos durante a sístole (Vs) e diástole (Vd), dividido pela velocidade média de fluxo (VM). A relação entre a PI e a PIC é complexa e depende de um número de fatores fisiológicos e estados de doença. A PIC foi monitorada invasivamente pelo método de punção lombar, para comparação com os dados obtidos pela TCD. Foram utilizadas análises estatísticas como a correlação de Pearson e a análise ROC para avaliar a associação entre os indicadores numéricos com a pressão do líquido cefalorraquidiano (LCR-P), que tem relação direta com a PIC. A PIC em seres humanos é entre 0-15 cm de LCR (SALMAN, 1997). De acordo com as análises estatísticas adotadas, os autores adotaram um valor de PI padrão (1,26) e observaram que quando a PI é igual a esse valor ou maior a LCR-P é ≥ 20 cmH₂O, o que é considerada uma pressão elevada. E os casos em que a PI é menor que 1,26 a LCR-P é < 20 cmH₂O. Os autores reconhecem que a avaliação TCD de PIC, embora não invasiva, tem várias limitações e é certamente menos precisa em relação aos métodos invasivos.

Bellner et al. (2004) encontraram também uma correlação significativa entre o PI, usando TCD, e a PIC, independente da patologia intracraniana. Segundo os autores o método pode ser usado como orientação em doentes com suspeita de aumento da PIC.

A TCD não é possível em 10-15% dos indivíduos devido ao espessamento do osso temporal, o que pode aumentar com a idade. Porém, a disponibilidade de máquinas TCD de

estilo laptop portátil, combinado com a sua segurança e relativa facilidade de utilização, podem torná-la uma opção viável no futuro, especialmente em pacientes nos quais a monitorização invasiva é indesejável (WAKERLEY et al. 2014). Além disso, as medições repetidas de PI podem revelar-se uma ferramenta útil em ambientes de cuidados neurointensivos (BELLNER et al. 2004). Porém, a intensidade desta relação varia entre estudos e alguns pesquisadores ainda desafiam a sua utilidade (WAKERLEY et al. 2014).

Ragauskas et al. (2012) utilizaram um dispositivo não invasivo de medição da PIC desenvolvido no Laboratório de Ciência Telemática da Universidade de Tecnologia de Kaunas, Lituânia (nomeado por Vittamed). Tal método foi comparado ao método invasivo por punção lombar, com o objetivo de verificar a eficiência do dispositivo desenvolvido. O protótipo possui parâmetros de transmissão ultrassônicos como dispositivos Doppler Transcraniano (TCD) de 2 profundidades para simultaneamente medir velocidades de fluxo nos segmentos intracranianos e extracranianos da artéria oftálmica (AO). Estas medições são feitas antes, durante e após a aplicação de uma série de pequenas etapas de pressão aos tecidos que circundam o globo ocular. O segmento intracraniano da AO (IAO) é comprimido pela PIC, e o segmento extracraniano da AO é comprimido pela pressão aplicada externamente (Pe). Os parâmetros do fluxo sanguíneo em ambos os segmentos AO serão monitorados quando a Pe for igual a PIC. Nesse momento os valores dos segmentos intracraniano e extracraniano da AO serão aproximadamente iguais. O TCD é usado como um indicador preciso deste ponto de equilíbrio (Pe = PIC). A estrutura do dispositivo não invasivo está representada na Fig. 2.18.

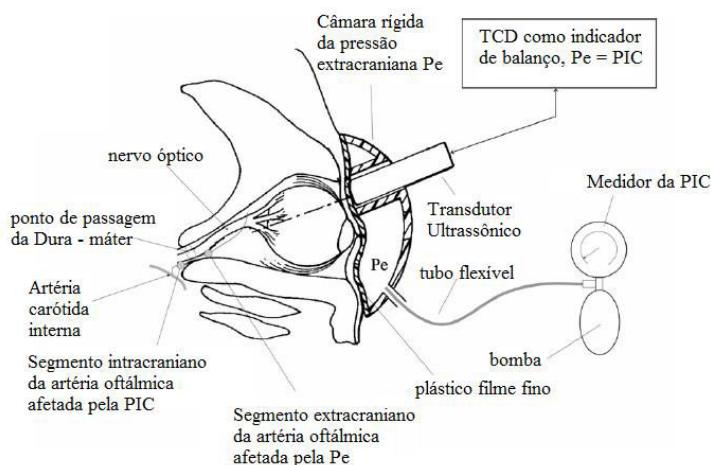


Figura 2.18 - Representação dos componentes do dispositivo não invasivo de medição da PIC mostrando a anatomia relevante olho / cérebro (adaptado de RAGAUSKAS et al., 2012)

As medidas da pressão pela forma invasiva e pelo dispositivo foram feitas simultaneamente e análises estatísticas, como Bland – Altman, Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk foram utilizados para comparação das pressões obtidas pelos dois métodos. Segundo os autores o método é adequado para a medição não invasiva da PIC e é sempre possível encontrar o ponto de equilíbrio ($\text{PIC} = \text{Pe}$) sem a necessidade de calibração individual dos pacientes, pois o erro sistemático do método é próximo de 0, sendo portanto, um método preciso de medição da PIC.

O dispositivo Vittamed foi utilizado também por Bershad et al. (2016), com objetivo de validar clinicamente esse medidor não invasivo da PIC em pacientes com uma ampla gama de valores da PIC, principalmente, em pacientes com problemas neurológicos com suspeita de hipertensão intracraniana idiopática (HII). Esta população foi escolhida para garantir a avaliação do método baseado em Vittamed TCD em um intervalo de níveis de PIC de normal a elevado (isto é, $> 20 \text{ mmHg}$). Para comparação a PIC foi medida simultaneamente com o dispositivo e invasivamente através da punção lombar (LCR) e a correlação entre os métodos foi avaliada com o coeficiente de correlação de Pearson. Segundo os autores, as medidas de pressão Vittamed e lombar (LCR) tiveram concordância justa em pacientes com uma gama elevada de PIC normal a elevada, o que em um ambiente onde o clínico não tenha um conhecimento a priori sobre a condição neurológica do paciente e estudos de imagem, isso seria muito útil. Porém os limites relativamente largos de 95% de concordância não suportam o uso autônomo do dispositivo para determinar a PIC, mas podem complementar outras medições. Além disso, foram identificadas limitações técnicas neste protótipo de dispositivo para o qual serão necessárias melhorias no design de hardware para medições mais confiáveis. Mais estudos com os modelos de geração mais recentes são garantidos para melhor determinar a utilidade clínica deste dispositivo.

A equipe de pesquisadores liderado pelo cientista Sérgio Mascarenhas vem desenvolvendo ao longo dos anos um novo método de monitoramento não invasivo.

Vilela (2010), sob orientação do físico Sérgio Macarenhas, desenvolveu um método minimamente invasivo de monitoramento da pressão intracraniana, que consiste na utilização de sensores de deformação do tipo “strain gage” fixados sobre a calota craniana capazes de captar as deformações ósseas decorrentes da variação da pressão intracraniana, Fig. 2.19. Os sinais oriundos deste sensor foram amplificados, filtrados e enviados para um computador com software apropriado para análise e armazenamento dos dados.

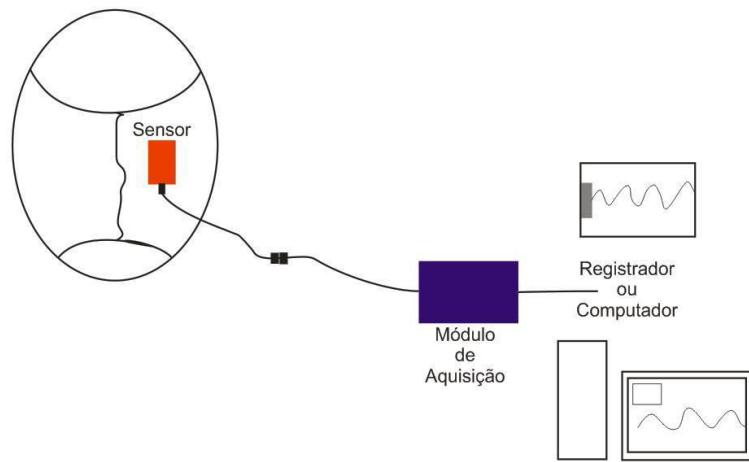


Figura 2.19 - Esquema simplificado do equipamento (VILELA, 2010)

Para garantir a eficácia em monitorar a pressão intracraniana foram feitos testes “in vivo”, onde animais foram utilizados para simular alterações na PIC e os sensores foram analisados em ossos apresentando a umidade e elasticidade próprias de sistemas biológicos vivos. A variação da PIC foi estimulada através das variações posturais desses animais. Foram desenvolvidos também protocolos para simular duas das principais patologias (hidrocefalia e tumores intracranianos) que levam ao aumento da pressão intracraniana. Os resultados das medições foram comparados com os sistemas utilizados nos hospitais. Segundo o autor os experimentos mostraram que o novo equipamento apresenta as mesmas respostas que os monitores invasivos intraparenquimatosos da Codman e da Aesculap, confirmando a capacidade do sistema de monitorar a pressão intracraniana, apresentando a sensibilidade necessária e monitorando o paciente de forma mais segura, minimizando todos os riscos apresentados pelos sistemas invasivos.

A equipe desenvolveu o primeiro protótipo de um sistema não invasivo em 2009, chamado de Brain Helmet. O aparato possuía um strain gage para capturar os dados da deformação, localizado numa barra engastada, um sistema de aquisição desses dados e um suporte que fixava a cabeça do paciente quando monitorado, Fig. 2.20. A dificuldade em manter as cabeças fixas foi um incentivo para a evolução do sistema (ANDRADE, 2013).



Figura 2.20 – Sistema não invasivo de medição – Brain Helmet (ANDRADE, 2013)

Como evolução do sistema, Vilela (2011), desenvolveu um novo protótipo chamado de Brainstrap, que compreende em uma fita elástica com uma caixa retangular, causando uma leve pressão sobre o crânio. Dentro dessa caixa contém uma barra engastada com um pino localizado na ponta em contato com a cabeça do paciente, que flexiona a haste quando há deformação. O deslocamento do pino move uma alavanca à qual estão presos sensores de deformação (strain gages), transformando a flexão da barra em sinais elétricos. Através da deformação medida é possível relacionar com os valores da PIC, pois é ligado a um equipamento que amplifica os dados e exibe na forma de um gráfico em um monitor, Fig. 2.21 (ANDRADE, 2013) (ZORZETTO, 2014).

Tal monitor é portátil, podendo ser usado também fora das salas de cirurgia e UTIs, como por médicos ou paramédicos em uma ambulância para avaliar a pressão intracraniana de quem sofreu um acidente de trânsito antes de chegar ao hospital (ZORZETTO, 2014).

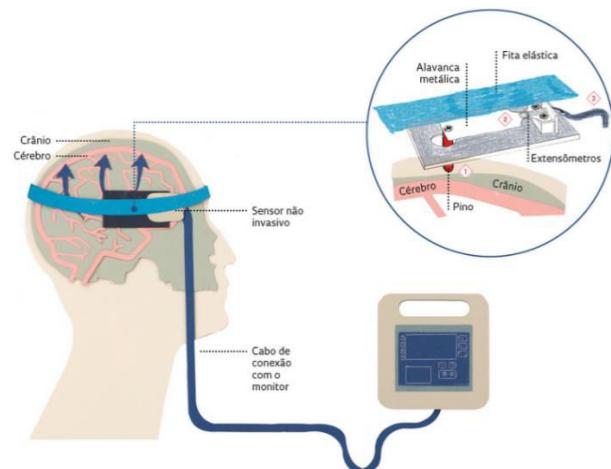


Figura 2.21 - Esquema do aparelho de medição não invasiva da PIC (ZORZETTO, 2014)

Andrade (2013) melhorou esse sistema em relação à configuração do sensor utilizado, ao material e à geometria da barra engastada para aumentar a sensibilidade a deformação. Houve melhora também no sistema de aquisição de dados e na interface do monitor. O novo sistema também foi testado em comparação com um método invasivo de medição da PIC em ratos e segundo o autor, teve respostas satisfatórias. Porém, ainda é preciso fazer novos testes em humanos para analisar a correlação do método desenvolvido.

Tanto o método minimamente invasivo de Vilela (2010) como o método não invasivo de Sérgio Mascarenhas e Andrade (2013) assumem que possuem resultados satisfatórios quanto a medição da Pressão Intracraniana fornecendo valores reais e idênticos aos medidos de forma invasiva. Apesar das conclusões dos autores, ainda são necessários mais testes em humanos, talvez algumas centenas, para que a reproduzibilidade das medições seja avaliada (ZORZETTO, 2014).

A maioria das técnicas não invasivas apresentadas têm sido dificultadas por possuírem softwares complexos, pouco fiáveis e resultados conflitantes. Além disso, requerem treinamento especializado, falhas nos ensaios de validação (SWOBODA et al., 2013), e geralmente requerem calibração por medições invasivas para corrigir diferenças interindividuais fisiológicas ou anatômicas (BERSHAD et al., 2016).

Um equipamento não invasivo que possa medir a PIC de forma rápida e precisa, que seja portátil e que possa ser operado por socorristas e médicos de clínica geral de saúde, iria melhorar muito a incorporação de medição da PIC como uma modalidade de rotina para uma variedade de aplicações neurocirúrgicas (SWOBODA et al., 2013) representando ferramentas de triagem úteis quando os riscos do monitoramento invasivo superam os benefícios associados (AL-MUFTI et al., 2018).

2.5 Patentes relacionadas com métodos de medição não invasivos da PIC

Foi certificado em bancos de patentes a existência de métodos e aparelhos de medição da PIC de forma não invasiva. A seguir, é apresentada uma breve descrição de algumas patentes encontradas até o momento:

- US6129682 (2000) – Essa invenção fornece um método não invasivo para determinar a pressão intracraniana através da determinação de um conjunto de parâmetros do nervo óptico

do olho. Os parâmetros analisados devem ser pelo menos dois do conjunto: diâmetro do disco óptico, espessura da camada de fibras nervosas, e posição anteroposterior relativa da cabeça do nervo óptico. Junto com esses parâmetros é determinada a pressão intraocular dos olhos e feita a correlação destes juntamente com a pressão intracraniana. A determinação dos parâmetros é feita utilizando uma varredura da imagem latente como a Tomografia de Coerência Óptica (OCT). Essa técnica pode visualizar mudanças topográficas profundas e superficiais do disco óptico, visualizar o fluxo sanguíneo venoso e arterial, e os desvios nas características de refletância espectral do disco óptico. Uma aproximação da PIC pode ser feita de forma não invasiva pelo monitoramento das mudanças da cabeça do nervo óptico usando OCT ao medir a PIO. Um exemplo dessa relação é o inchaço da camada de fibras nervosas da retina e a velocidade desse inchaço, que indicam que a pressão subaracnóide do nervo óptico (e, portanto, a PIC) excedeu a PIO (BORCHERT; LAMBERT, 2000).

- US6117089 (2000) – A patente refere-se a um método utilizando ultrassom para a monitorização não invasiva da PIC. É colocado um transdutor (10) contra uma porção óssea da cabeça do indivíduo, tal como a testa, e um contínuo de ultrassons de onda senoidal é emitido no transdutor pelo oscilador (14). As ondas geradas no osso do crânio são detectadas pelo transdutor (18) que é colocado em qualquer ponto da porção óssea da cabeça. A diferença de fase entre o sinal oscilatório transmitido e o sinal recebido é determinada pelo detector de fase (20) e analisada por um computador (22). O método é mostrado na Fig. 2.22. Assim, as alterações na diferença de fase medidas podem estar relacionadas com as alterações na pressão intracraniana (SINHA, 2000).

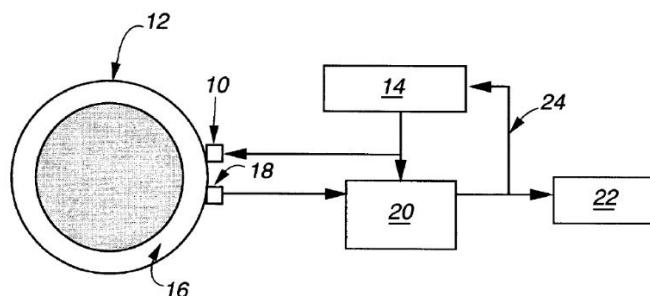


Figura 2.22 - Método que utiliza ultrassom para a monitorização não invasiva da PIC (SINHA, 2000)

- US 20130012877 (2013) – A patente refere-se a um aparato para medição não invasiva da pressão intracraniana. O aparato consiste em um membro anular flexível colocado em torno da cabeça e um conjunto de monitoração compreendido por um microssensor piezoresistivo composto por uma membrana que se deforma de acordo com a pressão medida.

O aparato é colocado na cabeça e o microssensor posicionado no lugar em que se deseja medir a pressão intracraniana. A pressão flexiona a membrana do microssensor variando de forma proporcional. A resistência do piezoresistor muda de forma proporcional à deflexão e pode ser medida pela ponte de Wheatstone. A medida da mudança da resistência é convertida no sinal da PIC correspondente, que está na forma de sinal elétrico e é enviado para o processador para processamento adicional. Alternativamente o aparato de monitoração pode ser substituído por monitor de ultrassom. Esse monitor compreende um módulo de transmissão para transmitir um sinal de onda de ultrassons para o alvo, sendo o sinal da onda de ultrassom de um sinal de pulso curto, um módulo de recepção para recepção de um sinal que reflete a partir do alvo, e um módulo de envio para enviar o sinal refletido representando uma medida da pressão intracraniana para um processador externo (LI, 2013). A Figura 2.23 ilustra o aparato de medição não invasiva da pressão intracraniana.

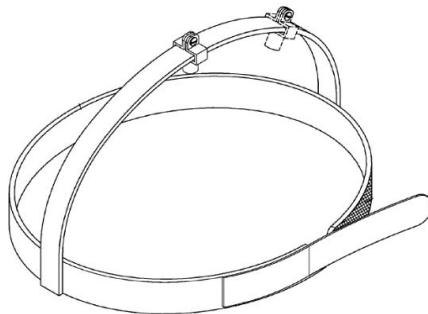


Figura 2.23 - Aparato de medição não invasiva da pressão intracraniana (LI, 2013)

- US2013289422 (2013) – Descreve um sistema e método para medição da pressão intracraniana de forma não invasiva, que compreende a utilização de um transdutor piezoresistivo que detecta a pressão sanguínea (forma de onda da pressão sanguínea da artéria carótida) não invasivamente; um analisador que recebe a informação da pressão sanguínea e analisa uma característica que correlaciona com a PIC (um atraso de tempo entre sistólica máxima e o entalhe dícroto); e um monitor para exibir os dados PIC, calculados a partir das características da pressão sanguínea. Essa relação é possível porque as características das formas de onda da pressão nas artérias que abastecem o cérebro (artérias carótidas) contêm

informações da pressão nos vasos cerebrais. Como a PIC aumenta ao redor do cérebro, a vasculatura cerebral é comprimida e a conformidade desses vasos diminui. Essa redução conduz a um aumento da diferença de impedância entre as artérias carótidas e os vasos cerebrais, o que reflete na forma de onda da pressão. Portanto, a invenção é capaz de interpretar quantitativamente estes sinais de onda de pulso da carótida em relação à pressão intracraniana (SWOBODA et al., 2013). A Figura 2.24 representa o sistema proposto para medição da pressão intracraniana.

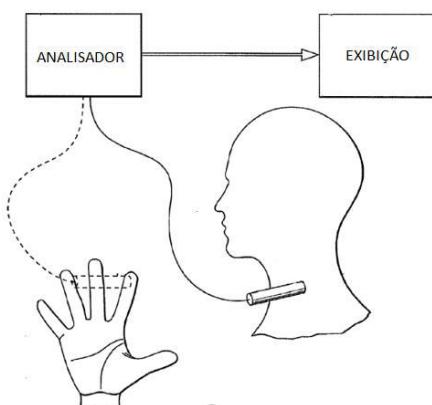


Figura 2.24 - Sistema para medição da pressão intracraniana (adaptado de SWOBODA et al., 2013)

- US8696593B2 (2014) – Refere-se a um sistema e método para monitorar a pressão intracraniana através da emissão de um comprimento de onda eletromagnética no tecido da testa de um doente. Após a emissão o sistema detecta as características desse comprimento de onda depois que o mesmo tenha sido filtrado pelo tecido. Assim, as formas de realização da presente invenção incluem analisar as variações para identificar as pulsavações venosas e determinar se a pressão intracraniana é elevada no paciente com base numa correlação entre as pulsavações venosas e os níveis de pressão intracraniana. Para tal análise, o sistema funciona de acordo com o diagrama de blocos da Fig. 2.25 (CAMPBELL; BAKER JR., 2014).

O sensor usado para emitir e detectar as ondas eletromagnéticas são colocados em torno da cabeça conforme Fig. 2.26.

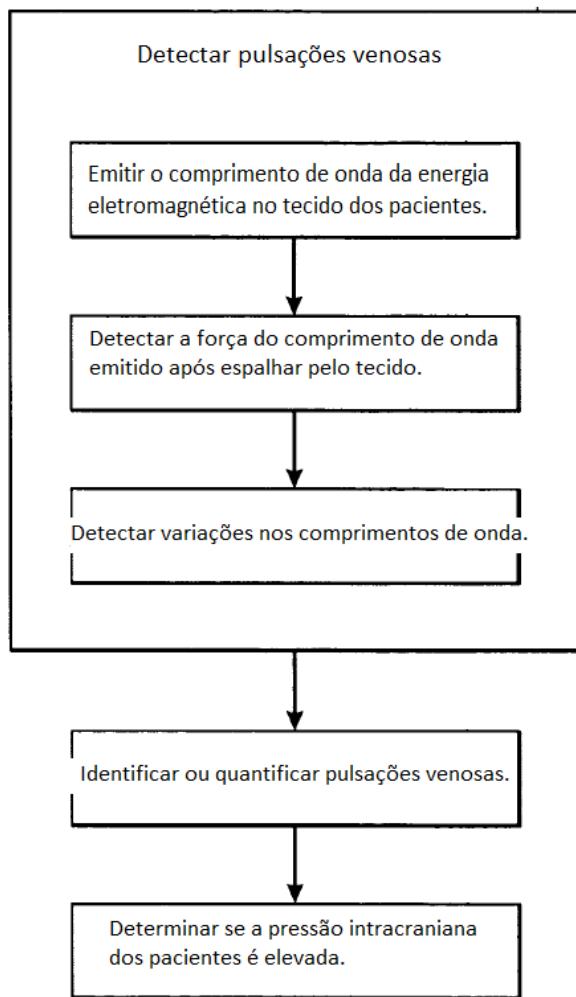


Figura 2.25 – Diagrama de blocos do método da presente invenção (adaptado de CAMPBELL; BAKER JR., 2014)

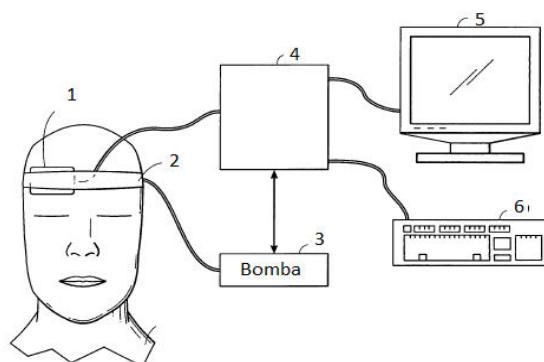


Figura 2.26 – Sistema para medição da pressão intracraniana. 1 – Sensor, 2 – Fita inflável para aumentar a pressão entre o sensor e o tecido, 3 – Bomba para inflar a fita, 4 – Monitor, 5 – Tela de saída, 6 – Dispositivo de entrada (adaptado de CAMPBELL; BAKER JR., 2014)

2.6 Hematoma Subdural Agudo

A lesão cerebral traumática (LCT) é uma das principais causas de morte em todo o mundo, assim, a monitorização da pressão intracraniana em pacientes com LCT está associada a menor mortalidade (WANG et al., 2016). Uma variedade de mecanismos pode contribuir para a disfunção neurológica que se segue à lesão na cabeça. Tais mecanismos incluem lesão cerebral primária, inchaço cerebral e formação de hematoma intracraniano (JOHNSTON et al., 1970).

O Hematoma Subdural Agudo (HSDA) é uma complicação grave após lesão cerebral traumática (LUCKE – WOLD et al., 2016), ocorre em cerca de 1 a 5% de todas as lesões sobre o crânio e possui elevada taxa de letalidade (FIGUEIREDO NETO et al., 1996). O HSDA consiste no acúmulo de sangue no espaço subdural (entre a dura-máter e a aracnóide) (BADKE et al., 2011), ocorrendo como resultado de um trauma fechado sem fratura, ou pode estar associado a uma fratura aberta simples, ou mais profunda com ferida penetrante, ou trauma durante o nascimento (ROZO, 1981). Pode ser ainda devido ruptura de malformações vasculares do Sistema Nervoso (SN) ou espontâneos (BADKE et al., 2011). Sua localização não coincide necessariamente com o local do trauma ou fratura, sendo frequentemente localizados na região subdural, na porção superior do hemisfério sobre as regiões frontal posterior e parietal (ROZO, 1981) (TABER, et al., 2006), Fig. 2.27.

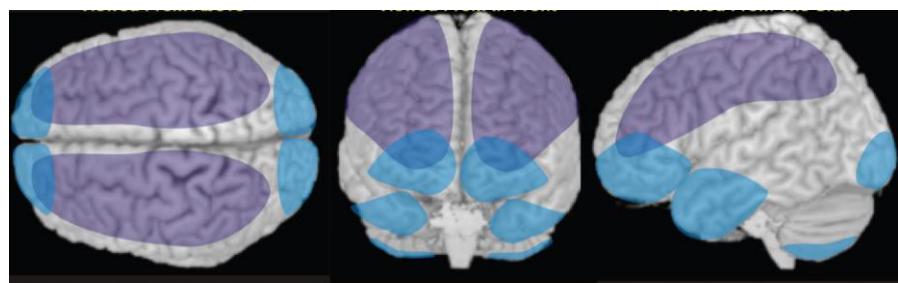


Figura 2.27 – Em roxo as regiões mais comuns de localização o hematoma subdural (TABER, et al., 2006)

Os hematomas subdurais estão agrupados em agudos, subagudos e crônicos, sendo distinguidos de acordo com o tempo transcorrido do trauma até a aparição dos sintomas. Um hematoma agudo apresenta sinais e sintomas logo nos primeiros dias do trauma, um subagudo é menos intenso e o paciente permanece sem sintomas significativos de 4 a 15 dias, já o crônico a hemorragia apresenta sintomas depois de 16 dias (ROZO, 1981).

Os hematomas subdurais agudos estão associados a traumas com hematomas sendo as complicações mais comuns o fluxo sanguíneo cerebral alterado, aumento da pressão intracraniana e mudança de linha média (LUCKE – WOLD et al., 2016), Fig. 2.28.

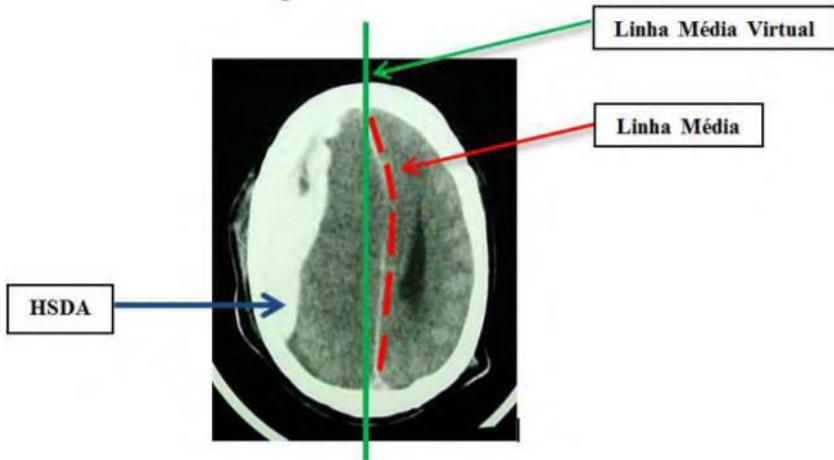


Figura 2.28 – Tomografia do cérebro com hematoma subdural com deslocamento da linha média (FARIA et al., 2013)

O manejo dos hematomas subdurais é variado, frequentemente empregando abordagens médicas ou cirúrgicas. As indicações para a cirurgia incluem um hematoma com mais de 10 mm de espessura e / ou um deslocamento na linha média de 5 mm ou mais. Além disso, qualquer hematoma com uma pontuação na escala de coma de Glasgow de 8 ou abaixo ou uma PIC de mais de 20 mmHg é explorado cirurgicamente (LUCKE – WOLD et al., 2016).

O aumento da pressão intracraniana pode causar uma redução na perfusão cerebral e chances superiores a 50% de uma hipertensão intracraniana, e, portanto, é um fator significativo em uma lesão cerebral traumática. Uma vez que há alta probabilidade de hipertensão intracraniana nesses pacientes, o monitoramento da pressão intracraniana é recomendado para direcionar testes diagnósticos específicos e tratamento para manter a perfusão cerebral e também para fornecer informações prognósticas. Assim, sua monitorização e tratamento aumentam a probabilidade de um resultado favorável (GHAJAR, 2000). Nesses casos de lesão na cabeça, é mais comum observar um aumento na pressão de base, em vez de ondas de aumento da PIC (NORTH, 1997). Portanto, os principais objetivos da monitoração do PIC são quantificar o aumento da PIC e detectar lesão secundária precocemente em pacientes sob tratamento conservador para que a intervenção cirúrgica possa ser prontamente realizada (WANG et al., 2016). Porém, sua aferição, por ser incisiva, normalmente não é realizada

(FARIA, 2013), portanto o desenvolvimento de um método de monitoramento não invasivo tem sido objeto central de estudo.

2.7 Considerações sobre sistemas de medição da PIC

A pressão intracraniana tem sido sistematicamente medida apenas no último meio século, mas o conceito de pressão elevada é conhecido há séculos. A monitorização da PIC tem sido usada na hemorragia subaracnóidea, hidrocefalia, tumores cerebrais, infartos, hemorragia intracerebral não traumática, síndrome de Reye e várias infecções intracranianas para caracterização, prognóstico e tratamento, mas o uso mais proeminente é no campo do traumatismo craniano. Existem várias técnicas invasivas disponíveis para monitoramento que variam em precisão, facilidade de uso e custo, sendo estes, os dispositivos intraventriculares, cateter parenquimal, dispositivos subdurais, subaracnoides e epidurais, no qual o padrão de referência é o intraventricular. Porém, essas técnicas geram complicações como o mau posicionamento, mau funcionamento, infecção e hemorragia. A incidência de cada uma delas varia de acordo com o tipo de monitoramento a ser feito e com a experiência do usuário (JOSEPH, 2005). Devido a isso, técnicas de monitoramento da PIC de forma não invasiva têm sido desenvolvidas.

Devido às não linearidades da estrutura crânio-encefálico, principalmente, diante de possíveis alterações da pressão intracraniana, os métodos não invasivos ainda precisam ser estudados, otimizados e calibrados. Normalmente, são de custos elevados, utilizando softwares e hardwares complexos e com variações significativas nos resultados. Para análise da PIC, normalmente, exigem treinamento especializado e, geralmente, não são sistemas modulares e que possuem uma interface amigável.

Com a evolução da tecnologia em sensores e métodos de processamento, atualmente, é possível avaliar técnicas de deformação da caixa craniana através da avaliação de imagens externas que são simples e de baixo custo. Evidentemente, tais técnicas precisam ser validadas, estudadas e novos dispositivos podem ser utilizados para auxiliar na avaliação da PIC de forma não invasiva. Portanto, o entendimento da PIC com variáveis externas conhecidas e que são fáceis de obter, pode levar a processos de medidas da PIC em situações em que processos fisiológicos ocasionam o aumento da mesma, como, por exemplo, em traumatismos cranianos e hematomas subdurais agudos.

CAPÍTULO III

CORRELAÇÃO DIGITAL DE IMAGENS

3.1 Introdução

A análise de deformações é útil em várias situações da engenharia, odontologia, medicina, entre outros. Para isso, existem várias técnicas no campo da mecânica experimental para medição de deformação e tensão, Fig. 3.1 (HARILAL; RAMJI, 2014).

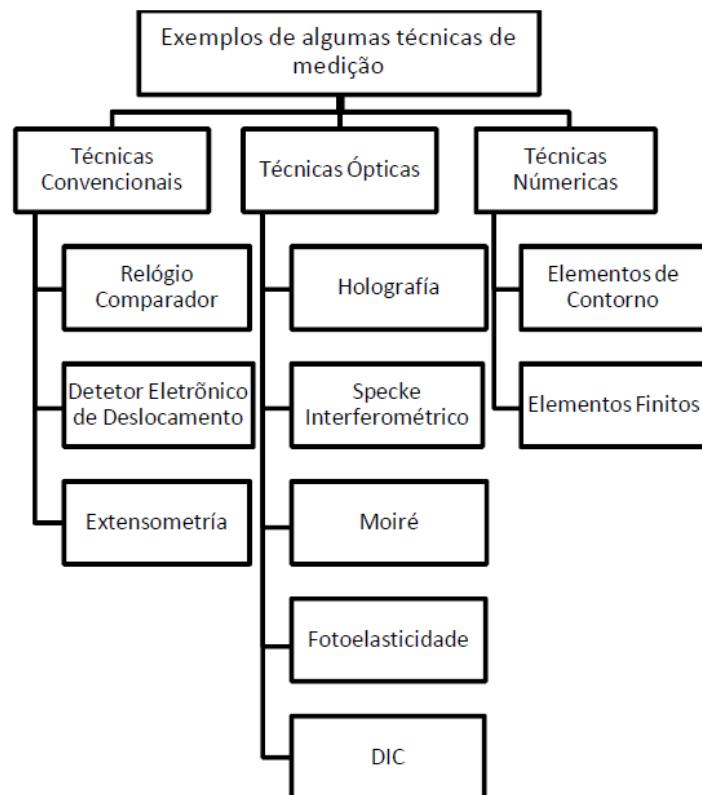


Figura 3.1 – Exemplos de técnicas de medição de deformação e tensão (PICOY, 2016)

Técnicas de medição direta, como método de strain gauge (extensometria) e métodos sem contato como o Moiré interferometria, Holografia, Speckle Interferométrico e Correlação Digital de Imagens (DIC) estão entre os mais populares. A correlação de imagem digital tem sido amplamente utilizada para a estimativa de campo de deslocamento e de deformação em várias aplicações, como caracterização de material, monitoramento de integridade estrutural, crescimento de trincas por fadiga, testes de alta temperatura, dentre outras (HARILAL; RAMJI, 2014).

A DIC é um método óptico para visualizar campos de deslocamento por sucessivos processamentos de imagens digitais capturadas a uma frequência constante. Esta técnica utiliza padrões de texturas naturais ou artificiais como portadores de informação. Padrões de deslocamento podem ser obtidos usando uma função de correlação adequada combinando as superfícies da imagem digital capturada antes e depois da deformação (SANTOS et al., 2015).

Os sensores da câmera digital são compostos de pequenos elementos sensíveis à luz chamados pixels (SKARZYNSKI et al., 2011). Uma imagem digital é formada por um conjunto de pixels, associados a uma posição (x,y) e a uma intensidade $f(x,y)$, Eq. (3.1).

$$f = \begin{bmatrix} f(1,1) & \cdots & f(1,N) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ f(M, 1) & \cdots & f(M, N) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Cada elemento da matriz da Eq. (3.1) representa um pixel e o valor da sua intensidade em uma imagem monocromática (níveis de cinza). Essa intensidade depende da quantidade de bits utilizados, como exemplo, em uma escala de 8 bits os valores extremos são 0 e 255, referentes ao preto e ao branco respectivamente. Os outros valores contidos entre 0 e 255 equivalem à diferentes tons de cinza. Já uma imagem a cores é representada por um conjunto de três matrizes, que representam o padrão RGB, onde R representa o vermelho, G o verde e B o azul, Fig. 3.2. Assim como na matriz da escala de cinza, cada elemento representa o pixel e a intensidade, sendo esta nesse caso, a combinação das três componentes RGB. Além desse sistema, existem outras representações de cores, como HSV e YCbCr (MOREIRA, 2015).

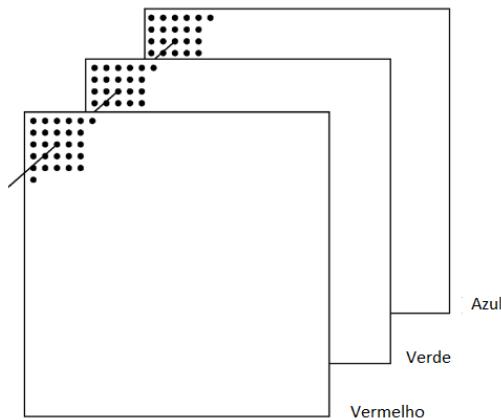


Figura 3.2 – Representação de uma imagem no RGB (adaptado de MOREIRA, 2015)

Quando uma imagem é capturada por uma câmera digital, cada pixel corresponde a três números (chamados de componentes de cor YCbCr) em proporção à quantidade de luz refletida do objeto, onde Y corresponde a luminosidade (brilho), Cb corresponde ao azul e Cr corresponde ao vermelho. O sistema DIC interpreta as diferenças na intensidade da luz como um padrão de escala de cinza gravado em cada pixel na câmera CCD (Dispositivo de Carga Acoplada). O campo de intensidade da imagem atribui a cada ponto no plano da imagem um valor escalar que reflete a intensidade da luz (componente Y) do ponto correspondente no espaço físico. As câmeras CCD operam no espaço de cores Y, Cb, Cr, e não no espaço de cores RGB, assim, o primeiro passo no pré-processamento da imagem é converter o espaço de cor RGB (SKARZYNSKI et al., 2011).

3.2 Correlação Digital de Imagens (DIC)

A correlação digital de imagens (DIC) é uma metodologia óptica sem contato para medição de deformação (ZHOU, 2015). A técnica surgiu da aplicação de algoritmos especiais, capazes de extraírem dados das medições, em fotografias usadas em representações fotomecânicas (FERREIRA, 2012). A DIC tem sido amplamente aplicada em testes experimentais de diferentes materiais desde o início da década de oitenta. Nos últimos trinta anos, muitos estudos foram realizados sobre o método para melhorar sua precisão, robustez e eficiência computacional (TANG et al., 2012). A obtenção de campos de deslocamento e deformações em ensaios mecânicos tem sido bastante utilizada através da correlação digital de

imagens, e devido sua versatilidade, tem se expandido de escalas macroscópicas até nanoscópicas (FERREIRA, 2012).

Quando uma amostra é carregada, sua imagem de superfície se deforma de acordo com o carregamento. Duas imagens diferentes representam diferentes estágios de carregamento, sendo uma a imagem de referência inicial e a outra a imagem deformada. Deslocamentos são medidos entre quaisquer duas referências entre a imagem escolhida e a imagem deformada. Se ambas tiverem um padrão único, pode-se encontrar o movimento relativo de uma sub imagem calculando o nível de semelhança usando um coeficiente de correlação (CHOI; SHAN, 1997). Além de analisar o deslocamento de um objeto em uma imagem, é possível verificar também o deslocamento de partes de um objeto. Assim, a correlação é feita para determinar deslocamentos internos em pontos específicos do objeto em questão. Dessa forma, a DIC possibilita a determinação de outras grandezas relacionadas ao objeto, como por exemplo, a deformação local (VÁRADY FILHO, 2016). A partir da sequência de imagens antes e após a deformação de um objeto é possível determinar um mapa de deslocamentos através do rastreamento de grupos de pixels (PICOY, 2016).

Uma chamada região de interesse é segmentada da imagem digital e pequenas subáreas sobrepostas, chamadas de patches de pesquisa, são escolhidas. A função calcula os deslocamentos possíveis correlacionando todos os valores de cinza da primeira imagem com todos os valores de cinza da segunda imagem, Fig. 3.3 (SKARZYNSKI et al., 2011).

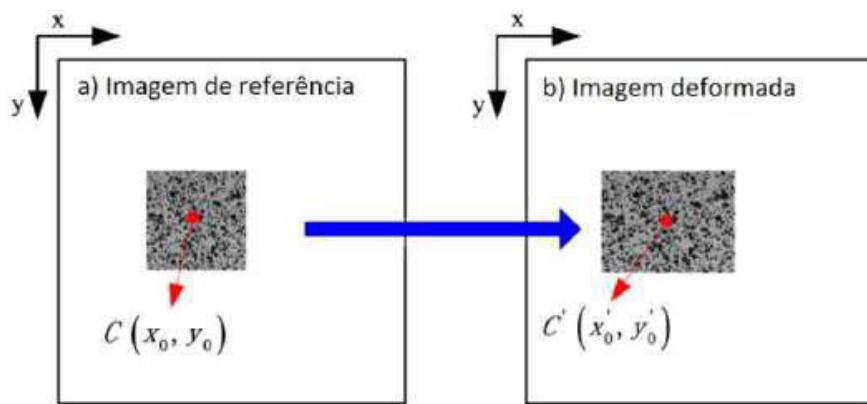


Figura 3.3 - Imagens digitais sucessivas com subconjuntos de pixels marcados em uma região de interesse na análise DIC (PICOY, 2016)

As Figuras 3.3a e 3.3b representam a imagem de referência e a imagem deformada, respectivamente. Na imagem de referência, um subconjunto de referência quadrado

centralizado no ponto C é selecionado. O procedimento de correspondência é encontrar o subconjunto correspondente centrado no ponto C' na imagem de destino que tem a máxima semelhança com o subconjunto de referência, de acordo com o critério de correlação predefinido (critério de correlação cruzada (CC) ou critério de soma do quadrado da diferença (SSD)). Então os dois pontos centrais C e C' são um par de pontos correspondentes das duas imagens. O procedimento de correspondência é um problema de minimização não-linear, que pode ser resolvido pelo método de Newton-Raphson (N-R) ou pelo algoritmo de mínimos quadrados iterativos (TANG et al., 2012).

Essa região de interesse, onde pretende-se determinar os campos de deslocamentos e deformações, é chamado de ROI (PICOY, 2016). Quanto maior a semelhança entre duas ROI, maior é o valor da correlação para uma correlação cruzada. Já para o critério SSD, melhor é a semelhança entre as imagens quanto mais próximo de zero for o resultado (VÁRADY FILHO, 2016).

A correlação digital de imagens pode medir deformações no plano do objeto usando uma única câmera e medir deformações que podem combinar uma visão estéreo com duas câmeras. Essas técnicas são conhecidas como DIC 2D e DIC 3D, respectivamente. Em comparação, a técnica DIC 2D é amplamente usada, uma vez que, é mais conveniente e suficiente para atender às necessidades de medição na maioria dos casos.

Ao usar a técnica 2D para medir a deformação do objeto, três suposições são empregadas: a amostra é considerada plana; o eixo da câmera é perpendicular à superfície da amostra, Fig. 3.4; e a amostra permanece no mesmo plano durante o processo de carga, o que significa que o movimento fora do plano é pequeno o suficiente (TANG et al., 2012).

Após a captação da imagem, a DIC usa algoritmos de registro de imagem para rastrear os deslocamentos relativos de pontos do material. Um progresso considerável foi alcançado nas últimas décadas para o aprimoramento do desempenho desses algoritmos computacionais.

A natureza da DIC permite o estudo de deformação em diferentes escalas de comprimento variando em escala macro para a nanoescala, desde que o material possa ser padronizado e sua imagem capturada. O comportamento de diversos materiais tem sido estudado, tais como biológicos, ligas metálicas, ligas com memória de forma, metais porosos, polímeros e espumas poliméricas. Cada tipo de material apresenta desafios que podem exigir a modificação de algoritmos DIC padrão para atingir os objetivos pretendidos (BLABER et al., 2015).

Um dos códigos utilizados na DIC é o Ncorr, cuja descrição dos algoritmos utilizados é mostrada na seção 3.3.

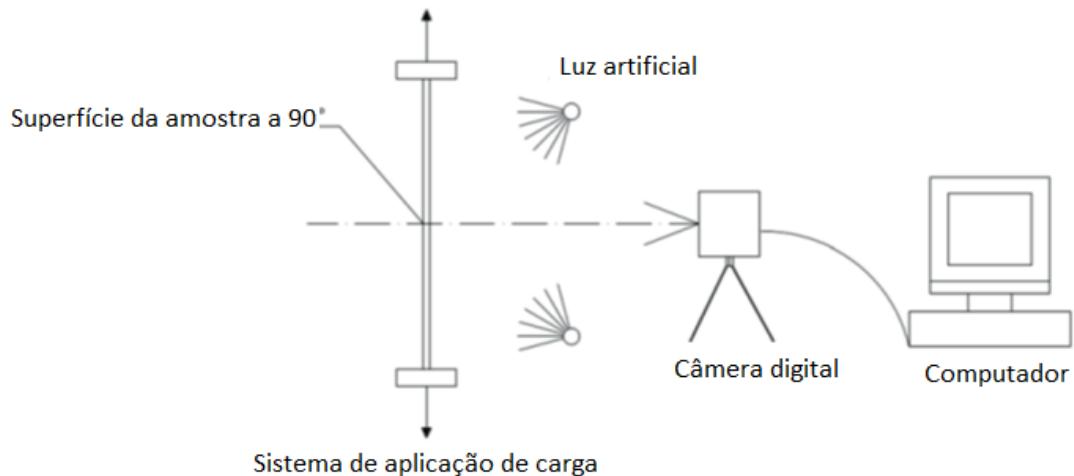


Figura 3.4 – Sistema de captura da imagem digital (adaptado de SANTOS et al., 2015)

3.3 Descrição do algoritmo Ncorr utilizado na DIC

Essa seção tem como objeto descrever o algoritmo desenvolvido por Blaber et al. (2015), mantendo as simbologias e nomenclaturas originais a fim de explicar a forma como o programa foi desenvolvido.

O objetivo geral do DIC é obter campos de deslocamento e de deformação dentro de uma região de interesse (ROI) para uma amostra de material que sofre deformação. A DIC faz isso pegando pequenas subseções da imagem de referência, chamadas subconjuntos e determinando seus respectivos locais na configuração atual (imagem deformada), representando um grupo de pontos de coordenadas (NCORR, 2019), Fig. 3.5.

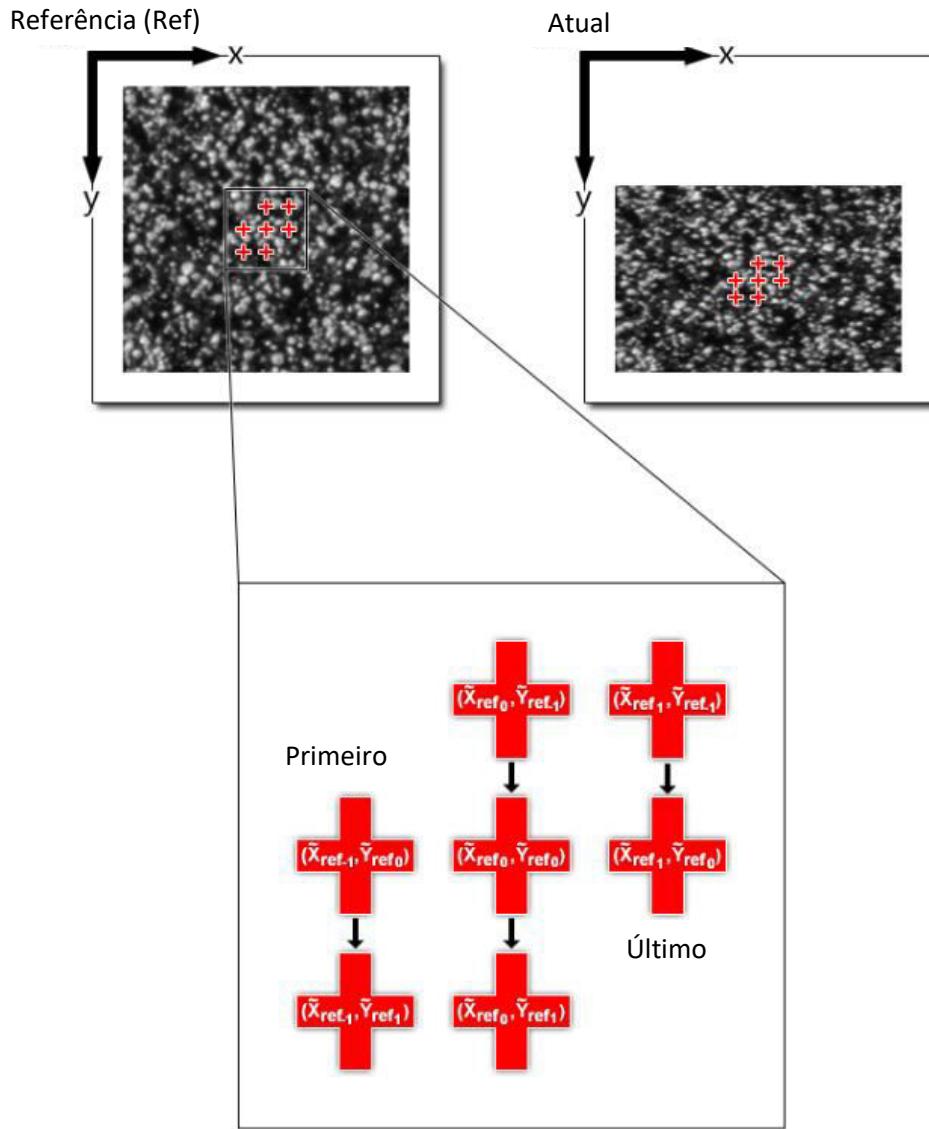


Figura 3.5 – Subconjunto de análise (adaptado de NCORR, 2019)

A deformação dentro de cada subconjunto é considerada homogênea, e estes são rastreados na imagem atual. A transformação das coordenadas destes pontos do subconjunto de referência inicial para a configuração atual é uma transformação linear de primeira ordem, Eqs. (3.2) e (3.3),

$$\tilde{x}_{cur_i} = x_{ref_i} + u_{rc} + \frac{\partial u}{\partial x_{rc}} (x_{ref_i} - x_{ref_c}) + \frac{\partial u}{\partial y_{rc}} (y_{ref_j} - y_{ref_c}) \quad (3.2)$$

$$\tilde{y}_{cur_j} = y_{ref_j} + v_{rc} + \frac{\partial v}{\partial x_{rc}} (x_{ref_i} - x_{ref_c}) + \frac{\partial v}{\partial y_{rc}} (y_{ref_j} - y_{ref_c}) \quad (3.3)$$

para (i,j) (índices usados para a localização relativa dos pontos do subconjunto com relação ao centro, e para correspondência entre os pontos do subconjunto na configuração atual e de referência) $\in S$ (conjunto que contém todos os pontos do subconjunto).

Onde:

- x_{ref_i} e y_{ref_j} são as coordenadas x e y de um ponto do subconjunto de referência inicial;
- x_{ref_c} e y_{ref_c} são as coordenadas x e y do centro do subconjunto de referência inicial;
- \tilde{x}_{cur_i} e \tilde{y}_{cur_j} são as coordenadas x e y de um subconjunto atual;
- O subscrito rc identifica que a transformação é da referência para o sistema de coordenadas atual;
- u é a variável de deslocamento dos pontos do subconjunto em relação ao eixo x;
- v é a variável de deslocamento dos pontos do subconjunto em relação ao eixo y.

As Equações (3.2) e (3.3) podem ser escritas em forma de matriz, Eq. (3.4):

$$\xi_{ref_c} + w(\Delta\xi_{ref}; p_{rc}) = \begin{Bmatrix} x_{ref_c}^T \\ y_{ref_c}^T \\ 1 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 + \frac{du}{dx_{rc}} & \frac{du}{dy_{rc}} & u_{rc} \\ \frac{dv}{dx_{rc}} & 1 + \frac{dv}{dy_{rc}} & v_{rc} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{Bmatrix} \Delta x_{ref}^T \\ \Delta y_{ref}^T \\ 1 \end{Bmatrix} \quad (3.4)$$

Onde:

- ξ é um vetor contendo as coordenadas x e y dos pontos do subconjunto;
- Δx e Δy são as distâncias entre um ponto do subconjunto e o centro do subconjunto;
- w é uma função chamada *warp* (função de transformação);
- p é a forma geral do vetor de deformação:

$$p = \{u \ v \ \frac{\partial u}{\partial x} \ \frac{\partial u}{\partial y} \ \frac{\partial v}{\partial x} \ \frac{\partial v}{\partial y}\}^T \quad (3.5)$$

Para fins de eficiência computacional, permite-se que o subconjunto de referência se deforme dentro da configuração de referência, Eqs. (3.6) e (3.7).

$$\tilde{x}_{ref_i} = x_{ref_i} + u_{rr} + \frac{\partial u}{\partial x_{rr}} (x_{ref_i} - x_{ref_c}) + \frac{\partial u}{\partial y_{rr}} (y_{ref_j} - y_{ref_c}) \quad (3.6)$$

$$\tilde{y}_{ref_j} = y_{ref_j} + v_{rr} + \frac{\partial v}{\partial x_{rr}} (x_{ref_i} - x_{ref_c}) + \frac{\partial v}{\partial y_{rr}} (y_{ref_j} - y_{ref_c}) \quad (3.7)$$

Onde:

- \tilde{x}_{ref_i} e \tilde{y}_{ref_i} são as coordenadas x e y de um ponto deformado do subconjunto de referência.
- O subscrito rr significa que a transformação é entre dois sistemas de coordenadas diferentes na imagem de referência.

O objetivo é encontrar o p_{rc} ótimo, quando $p_{rr} = 0$, de modo que as coordenadas \tilde{x}_{ref_i} e \tilde{y}_{ref_i} tenham a melhor combinação com as coordenadas \tilde{x}_{cur_i} e \tilde{y}_{cur_j} .

Para determinar a deformação, os algoritmos usados na DIC estabelecem uma métrica para a similaridade entre o subconjunto de referência final e o subconjunto final atual, comparando os valores em escala de cinza nos pontos finais do subconjunto de referência com os valores da escala de cinza nos pontos finais atuais do subconjunto. No Ncorr são utilizados dois critérios de correlação: o critério de correlação cruzada normalizada (CC) para determinar a estimativa inicial, Eq. (3.8), e o critério dos mínimos quadrados (LS) para refinamento dos resultados, Eq. (3.9) (BLABER et al., 2015).

$$C_{CC} = \frac{\sum_{(i,j) \in S} (f(\tilde{x}_{ref_i}, \tilde{y}_{ref_j}) - f_m)(g(\tilde{x}_{cur_i}, \tilde{y}_{cur_j}) - g_m)}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in S} [f(\tilde{x}_{ref_i}, \tilde{y}_{ref_j}) - f_m]^2 \sum_{(i,j) \in S} [g(\tilde{x}_{cur_i}, \tilde{y}_{cur_j}) - g_m]^2}} \quad (3.8)$$

$$C_{LS} = \sum_{(i,j) \in S} \left[\frac{f(\tilde{x}_{ref_i}, \tilde{y}_{ref_j}) - f_m}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in S} [f(\tilde{x}_{ref_i}, \tilde{y}_{ref_j}) - f_m]^2}} - \frac{g(\tilde{x}_{cur_i}, \tilde{y}_{cur_j}) - g_m}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in S} [g(\tilde{x}_{cur_i}, \tilde{y}_{cur_j}) - g_m]^2}} \right]^2 \quad (3.9)$$

As funções f e g são as funções de intensidade em escala de cinza da imagem de referência e da imagem atual, respectivamente, correspondente ao ponto especificado (x,y). As funções f_m e g_m correspondem a média dos valores da escala de cinza da referência e do subconjunto atual, Eqs. (3.10) e (3.11),

$$f_m = \frac{\sum_{(i,j) \in S} f(\tilde{x}_{ref_i}, \tilde{y}_{ref_j})}{n(S)} \quad (3.10)$$

$$g_m = \frac{\sum_{(i,j) \in S} g(\tilde{x}_{cur,i}, \tilde{y}_{cur,j})}{n(S)} \quad (3.11)$$

onde $n(S)$ é o número de pontos do subconjunto S .

O critério de correlação cruzada normalizado indica uma boa correspondência quando o C_{CC} está próximo de 1, enquanto o critério de mínimos quadrados normalizados indica uma boa correspondência quando o C_{LS} está próximo de 0. Na Fig. 3.6 é mostrado como os critérios são usados: os valores de escala de cinza (pixels normalizados entre 0 e 1) à esquerda são comparados com os dois à direita. Os critérios de correlação mostram que os valores da escala de cinza superior direita correspondem ao conjunto da esquerda (C_{CC} está próximo de 1 e C_{LS} está próximo de 0).

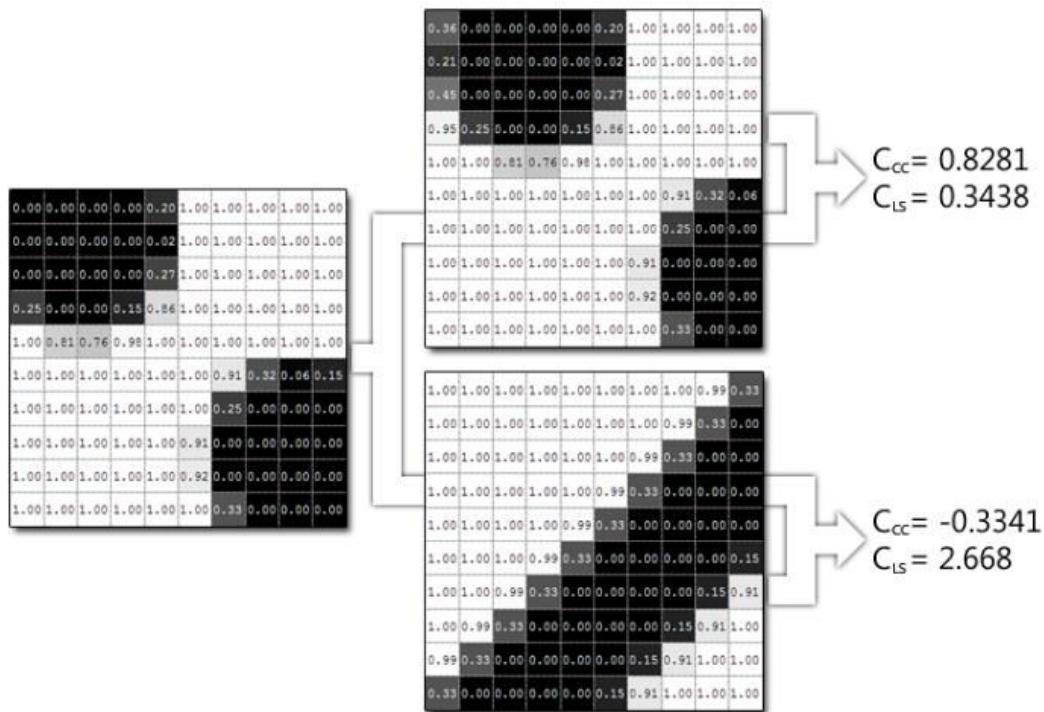


Figura 3.6 – Exemplo de uso dos critérios de correlação (NCORR, 2019)

No geral, as etapas para a utilização desses critérios são, Fig. 3.7:

- 1º - Formar um subconjunto na configuração de referência e armazenar os valores das escalas de cinza, dos pontos de referência, em uma matriz.
 - 2º - Aplicar a função de transformação ao subconjunto de referência inicial para a configuração atual.
 - 3º - Comparar esses dois subconjuntos usando um dos critérios de correlação (NCORR, 2019).

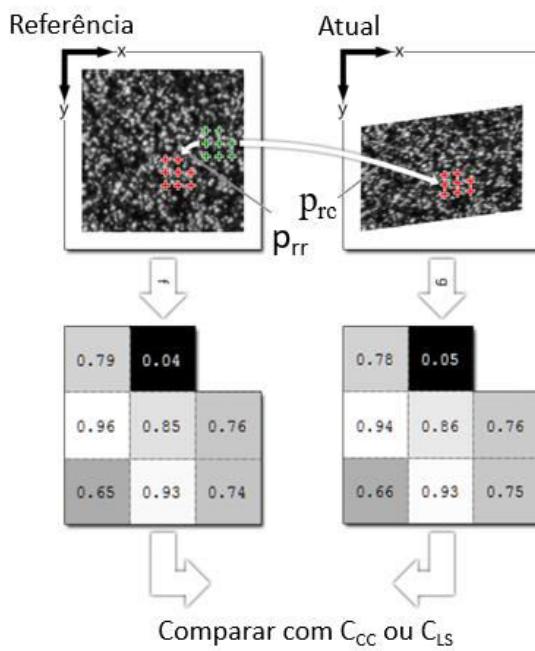


Figura 3.7 - Etapas para a utilização dos critérios de correlação (adaptado de NCORR, 2019)

A próxima etapa é utilizar um método de otimização. O Ncorr usa o Gauss-Newton de composição inversa (IC-GN) que é um método iterativo, computacionalmente eficiente, que procura encontrar um valor ótimo de p_{rc} que minimiza o C_{LS} quando $p_{rr} = 0$, Eq. (3.12).

$$C_{LS}(\Delta P) = \sum \left[\frac{f(\xi_{refc} + w(\Delta\xi_{ref}; \Delta p)) - f_m}{\sqrt{\sum [f(\xi_{refc} + w(\Delta\xi_{ref}; \Delta p)) - f_m]^2}} - \frac{g(\xi_{refc} + w(\Delta\xi_{ref}; p_{old})) - g_m}{\sqrt{\sum [g(\xi_{refc} + w(\Delta\xi_{ref}; p_{old})) - g_m]^2}} \right]^2 \quad (3.12)$$

No qual: Δp é uma pequena deformação do subconjunto de referência inicial, e p_{old} é o valor de p_{rc} encontrado na interação anterior. O equacionamento completo para o método de composição inversa está descrito em Ncorr (2019) e Blaber et al. (2015).

Esses passos permitem o cálculo de dados de deslocamento de um único ponto de material localizado no centro de um subconjunto de referência. Para obter o deslocamento valores para todos os subconjuntos, o Ncorr usa o método baseado na confiabilidade dos elementos (*Reliability Guided -RG-DIC*), conforme fluxograma da Fig. 3.8 (BLABER et al., 2015).

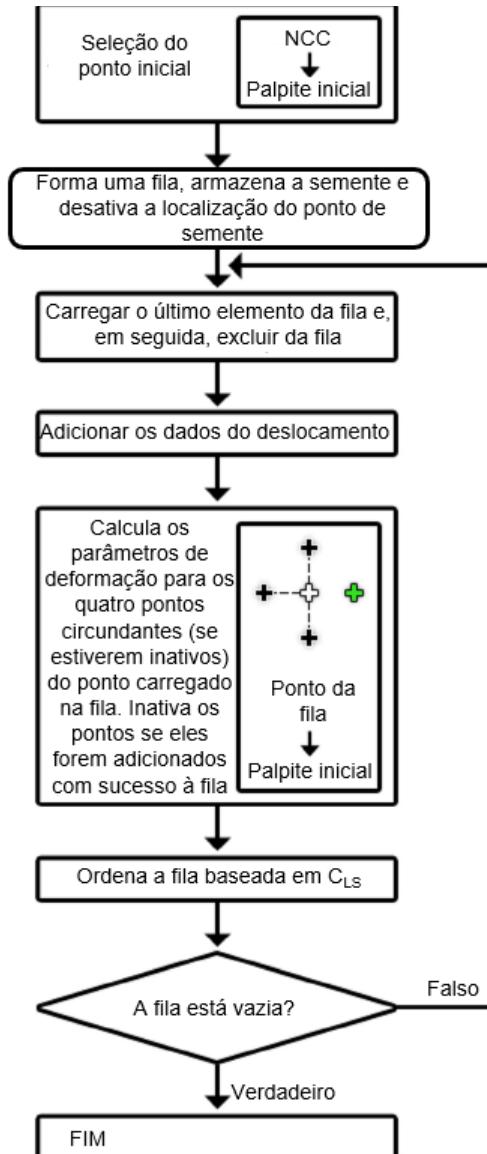


Figura 3.8 – Fluxograma do método RG-DIC (adaptado de BLABER et al., 2015)

Para o cálculo das deformações, o Ncorr utiliza as deformações de Green-Lagrange, que são obtidas usando os quatro gradientes de deslocamento, Eqs. (3.13), (3.14) e (3.15).

$$E_{xx} = \frac{1}{2} \left(2 \frac{\partial u}{\partial x} + \left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial x} \right)^2 \right) \quad (3.13)$$

$$E_{xy} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial x} \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \frac{\partial v}{\partial y} \right) \quad (3.14)$$

$$E_{yy} = \frac{1}{2} \left(2 \frac{\partial v}{\partial y} + \left(\frac{\partial u}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 \right) \quad (3.15)$$

Os gradientes de deslocamento são obtidos por meio do método de Gauss-Newton de composição inversa, gerando dados ruidosos que, portanto, precisam ser suavizados antes de calcular o campo de deformação. Para isso, é utilizado um algoritmo de janela de tensão para calcular os gradientes de deslocamento, Eqs. (3.16) e (3.17), e posteriormente as deformações Green-Lagrange.

$$u_{plane}(x, y) = a_{u,plane} + \left(\frac{\partial u}{\partial x_{plane}} \right) x + \left(\frac{\partial u}{\partial y_{plane}} \right) y \quad (3.16)$$

$$v_{plane}(x, y) = a_{v,plane} + \left(\frac{\partial v}{\partial x_{plane}} \right) x + \left(\frac{\partial v}{\partial y_{plane}} \right) y \quad (3.17)$$

Assim, as deformações são encontradas como uma solução de um sistema de equações, Eq. (3.18).

$$\begin{bmatrix} 1 & x_{ref_{firsti}} - x_{ref_c} & y_{ref_{firsti}} - y_{ref_c} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_{ref_{lasti}} - x_{ref_c} & y_{ref_{lasti}} - y_{ref_c} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} a_{u,plane} \\ \left(\frac{\partial u}{\partial x_{plane}} \right) \\ \left(\frac{\partial u}{\partial y_{plane}} \right) \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} u_{rc}^*(x_{ref_{firsti}} - y_{ref_{firstj}}) \\ \vdots \\ u_{rc}^*(x_{ref_{lasti}} - y_{ref_{lastj}}) \end{Bmatrix} \quad (3.18)$$

Uma vez que esses parâmetros são resolvidos, eles podem ser usados nas Eqs. (3.13), (3.14) e (3.15) para determinar Exx , Exy e Eyy . O processo é aplicado a todo o campo de deslocamento para obter um campo de deformação correspondente (BLABER et al., 2015).

Além dos algoritmos apresentados, que são utilizados também em outras técnicas DIC, o Ncorr implementa três novos algoritmos:

- 1) Uma versão *multithreaded* de RG-DIC. *Multithreaded* é a capacidade que o sistema operacional possui de executar vários threads (tarefas) ao mesmo tempo sem que haja interferências (PEREIRA, 2009).
- 2) Um método para cálculo de grandes deformações.
- 3) Um algoritmo de conversão Euleriano para Lagrangiano a fim de analisar campos de deslocamento descontínuos (rachaduras).

3.4 Aplicações da técnica DIC

A técnica de correlação digital de imagem tem sido amplamente eficaz e empregada na determinação dos campos de deformação e deslocamento em elementos estruturais. Como em Choi e Shah (1997), que desenvolveram um sistema de avaliação de deslocamento usando um esquema de correlação digital de imagem a fim de fazer exames microscópicos nos processos de fratura em concreto. Este método fornece uma precisão dentro da faixa de mícron para uma área de visualização de 100 mm x 75 mm. Segundo os autores a aplicação do método se mostrou eficaz medindo as deformações não uniformes na superfície de amostras de concreto em compressão.

Barreto Junior (2008) utilizou a técnica de correlação digital de imagens para determinar as propriedades mecânicas do alumínio e de uma resina epóxi. A partir de um programa baseado na técnica DIC, desenvolvido no Laboratório de Opto-Mecânica da UFF, obteve-se o campo de deslocamento de uma viga em balanço de alumínio e de uma em resina epóxi. A partir dos dados de deslocamento foi aplicado problema inverso e determinado o módulo de elasticidade dos materiais utilizados. Os valores obtidos ficaram bem próximos dos valores da literatura, apresentando um erro relativo de 0,0044 para o alumínio e 0,0083 para a resina.

A fim de medir os deslocamentos de uma viga em balanço para diferentes valores de carga aplicada: 50g, 100g, 200g, 500g, 1 kg, 2 kg e 5 kg, Picoy (2016) utilizou a técnica de correlação digital de imagens. A autora comparou os resultados de deslocamento obtidos pelo programa utilizado, Ncorr, com a Teoria da Elasticidade e o método de Elementos Finitos. Beleza (2017) também utilizou o programa Ncorr, juntamente com o programa Gom Correlate para comparação dos deslocamentos obtidos com os de ensaios de tração uniaxial em provetas de seção regular de alumínio. Segundo as autoras os programas apresentaram resultados satisfatórios, não sendo detectados erros ou falhas no funcionamento, sendo possível medir os deslocamentos do material. Porém, ambas verificaram que existe uma dificuldade pelos programas em medir deslocamentos muito pequenos.

Associando a técnica DIC com a temperatura aplicada, Lyons et al. (1996) utilizou a técnica para medir campos de deformações das superfícies de amostras em temperaturas elevadas, a fim de verificar se a temperatura afeta a precisão do método utilizado. As amostras foram submetidas a translação pura, expansão térmica livre e cargas de tração uniformes em temperaturas de até 650°C. Os resultados de testes indicaram que a visão computacional é capaz de medir deformações termicamente e mecanicamente induzidas em temperaturas elevadas com

o mesmo nível de precisão que é obtido sob condições ambientais. Porém, para isso deve-se tomar duas precauções: o ar aquecido próximo à janela do forno, usado para o aquecimento, deve ser misturado para manter um índice constante de refração, e todo o vidro do forno deve ser de alta qualidade para evitar a distorção da imagem.

Além da aplicação em elementos estruturais, a técnica DIC pode ser aplicada em outras áreas, como mostrado por Stanier et al. (2016), no qual os autores demonstraram os benefícios da precisão da técnica nas medições de deformações em aplicações geotécnicas. E por Kerl et al. 2012, que aplicaram a técnica na área biomédica associado com uma técnica a laser. Os autores analisaram, *in vitro*, a deformação de tecidos e da tensão do material durante a inserção de uma sonda de agulha numa amostra de material macio. O objetivo da análise foi entender o comportamento de um tecido biológico durante as inserções percutâneas através de agulhas, cateteres ou sondas, para aplicação a uma variedade de procedimentos diagnósticos e terapêuticos, com o intuito desenvolver novos instrumentos e técnicas minimamente invasivos para reduzir o trauma tecidual.

Com aplicações diversas, a correlação digital de imagens para a medição de deslocamentos e deformações se mostra uma técnica óptica eficaz para determinar o campo de deformação na superfície de um objeto com uma alta precisão e sem qualquer contato físico com a superfície. Assim, ela se torna uma técnica de utilização confiável para a utilização nesse trabalho, que visa obter a deformação craniana provenientes da variação da Pressão Intracraniana.

CAPÍTULO IV

ANÁLISE EXPERIMENTAL POR EXTENSOMETRIA

4.1 Introdução

Neste capítulo são apresentadas as metodologias utilizadas na avaliação da Pressão Intracraniana usando extensometria, bem como seus resultados experimentais.

O extensômetro é um sensor capaz de medir a deformação de um material sujeito à algum esforço físico e foi escolhido devido à sua capacidade de detectar microdeformações e por ser amplamente utilizado em diversas áreas da engenharia. Assim, nesse trabalho, o extensômetro foi utilizado em experimentos *in vitro* com o objetivo de detectar e medir a deformação craniana quando submetida à uma pressão interna, avaliando a sua capacidade efetiva de ser um sensor capaz de monitorar a PIC.

Como primeira análise o extensômetro serviu para verificar a ordem de grandeza das deformações quando submetido a pressões muito pequenas que simulavam a PIC. Essas pressões foram produzidas utilizando um aparato experimental projetado para simular uma PIC constante em um modelo de crânio prototipado com introdução de dois fluidos diferentes, água e ar comprimido, verificando qual desses apresentava resultados mais satisfatórios para simular a PIC.

Posteriormente, o extensômetro foi utilizado em modelo de uma fita projetada para ser utilizada em torno do crânio com o objetivo de detectar a mudança de pressão quando a mesma sofria uma variação de deformação.

A seguir são apresentados os materiais e métodos desenvolvidos e os resultados obtidos em todas as etapas da análise experimental utilizando extensometria.

4.2 Análise da deformação craniana

A caixa craniana sofre deformação em função do aumento da pressão intracraniana. Neste caso, é possível relacionar a PIC com as taxas de deformação sofridas pelo crânio. Uma das metodologias recentemente utilizadas para a medição de deformações em estrutura craniana é a extensometria (ANDRADE, 2013; VILELA, 2010), sendo esta então, a base de um dos métodos desenvolvidos nesse trabalho.

4.2.1 Especificações do crânio fabricado por manufatura aditiva

Para o estudo foi impresso um crânio 3D em manufatura aditiva com tecnologia SLS (Sinterização Seletiva a Laser) para os testes *in vitro*. O modelo do crânio foi encontrado em um site que disponibiliza modelos 3D, Fig. 4.1.

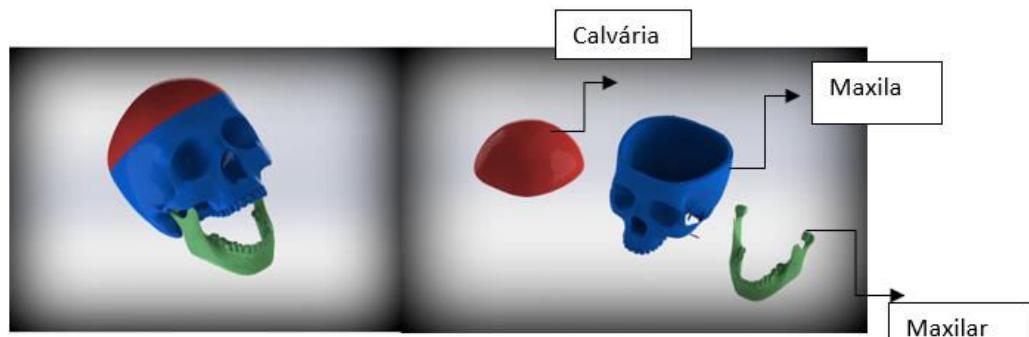


Figura 4.1 - Modelo tridimensional da estrutura óssea do crânio. Disponível em <<https://grabcad.com/library/3-parts-anatomical-skull-model>> Acessado em setembro de 2014

Para a impressão 3D foi desprezado o maxilar e retirada uma parte da maxila para se ajustar ao experimento utilizado. O modelo impresso é mostrado na Fig. 4.2. Para a impressão foi utilizada uma impressora 3D com tecnologia de sinterização a laser para materiais plásticos, FORMIGA P 110 do fabricante Electro Optical Systems (EOS). Neste tipo de tecnologia, todo o corpo sólido é fundido pelo laser não sendo possível configurar outras formas de preenchimento.



Figura 4.2 – Crânio impresso em manufatura aditiva

O material de impressão do crânio foi o DuraForm® PA (pó de nylon 12). Esse material possui propriedades mais parecidas com a do osso humano, como textura e resistência mecânica (ANDRIOTTI, 2016). As propriedades mecânicas do material são variáveis na literatura, sendo encontrados diferentes valores para o módulo de elasticidade. A Tabela 4.1 apresenta alguns dos valores obtidos na literatura.

Tabela 4.1 – Módulo de elasticidade nylon 12

Módulo de elasticidade (MPa)	Fonte
1586	3D Systems Corporation (2007); Buildparts (2014)
1700	Northwest Rapid Manufacturing (2013)
1700	Electro Optical Systems (2018)
2310	Amado-Becker et al. (2008)

Os ossos do crânio são divididos em oito partes, cuja função é envolver e proteger o encéfalo e os órgãos dos sentidos. São eles: frontal, parietal direito e esquerdo, occipital, esfenóide direito e esquerdo e temporal direito e esquerdo, Fig. 4.3.

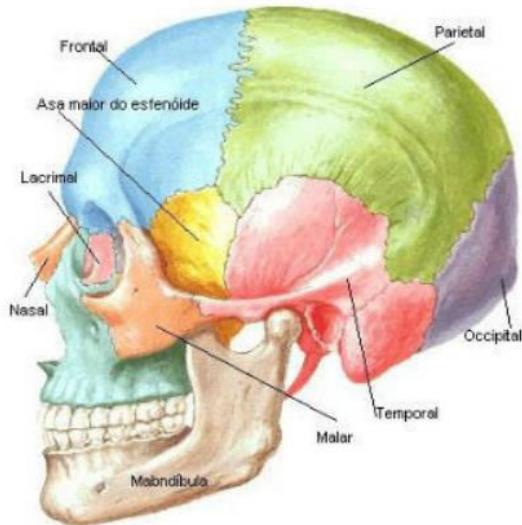


Figura 4.3 – Ossos do crânio. Disponível em <<https://www.todamateria.com.br/esqueleto-axial/>>. Acessado em 25 de fevereiro de 2019

Esses ossos são classificados como ossos planos, cuja característica é uma superfície larga para a inserção de músculos ou proteção de órgãos, sendo alguns desses classificados como irregulares devido à variação na sua forma. Nos ossos planos do crânio, o tecido ósseo é do tipo compacto (denso) intercalado pelo osso esponjoso (reticulado), chamado de díploe, Fig. 4.4 (GRAAFF, 2003).

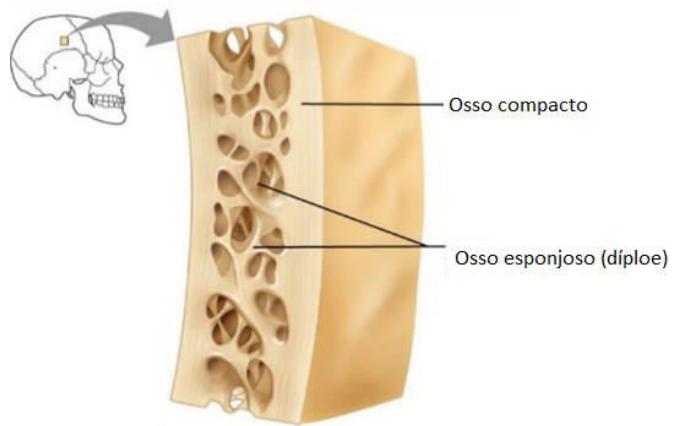


Figura 4.4 – Estrutura do tecido ósseo do crânio. Disponível em <<https://www.earthslab.com/physiology/gross-structure-microstructure-long-bone-flat-bone/>>. Acessado em: 25 de fevereiro de 2019

O osso esponjoso e o compacto possuem módulos de elasticidade diferentes, 4,6 GPa e 15 GPa, respectivamente (ASGHARPOUR et al., 2014). Porém, alguns autores assumem como homogêneo para simplificar as análises e simulações computacionais, apresentando valores de 1,2 GPa (McELHANEY et al., 1970) até 7,3 GPa (KIM et al., 2014).

Além disso, a literatura indica que para cada um dos oito ossos quando analisados separadamente possui diferentes módulos de elasticidade, apresentados na Tab. 4.2 (DELILLE et al., 2014).

Tabela 4.2 – Módulo de elasticidade dos ossos do crânio

Tipo de osso	Módulo de elasticidade (MPa)
Parietal direito	5005
Parietal esquerdo	4903
Frontal	3792
Temporal	3638

Com base nos valores apresentados para o módulo de elasticidade do osso humano, verifica-se que o material utilizado na impressão do crânio possui módulo de elasticidade dentro da faixa encontrada na literatura.

O crânio foi impresso de acordo com as dimensões da Fig. 4.5.

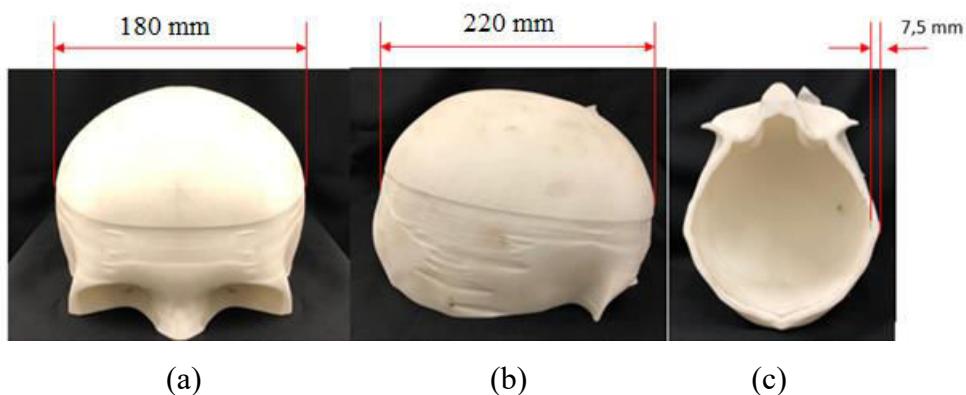


Figura 4.5 - Crânio impresso em manufatura aditiva, (a) diâmetro frontal, (b) diâmetro do perfil, (c) espessura da calota craniana

Na literatura são encontradas as dimensões e espessura do crânio humano, apresentados nas Tabs. 4.3 e 4.4, respectivamente.

Tabela 4.3 - Dimensões médias de um crânio humano (em mm) (ALVES et al., 2011)

	Largura (diâmetro frontal)	Comprimento (diâmetro do perfil)
Masculino	156,5	197,5
Feminino	150,2	191,2
Geral	153,4	194,4

Tabela 4.4 - Comparação dos valores da espessura da calota craniana entre os sexos (em mm) (BERNARDINO JR et al., 2011)

	Masculino	Feminino
Maior valor	9,0	8,5
Menor valor	3,0	2,0
Diferença	6,0	6,5
Média	5,05	5,28

De acordo com as Tabs. 4.3 e 4.4, verifica-se que as dimensões do diâmetro frontal e do diâmetro do perfil do crânio impresso, Fig. 4.5, são um pouco maiores do que as apresentadas na literatura, porém, a espessura da calota craniana utilizada encontra-se dentro da faixa de valores encontrados.

4.2.2 Seleção do extensômetro

Após a impressão do crânio, a primeira análise foi verificar as taxas de deformações cranianas a fim de relacioná-las com a PIC. Para isso, foi colado um extensômetro em seu exterior capaz de medir as deformações do crânio quando submetido a uma pressão interna. A região no qual ele foi colado é a região parietal do crânio, Fig. 4.6, pois, segundo Andrade (2013) esse seria um local ideal para o posicionamento, devido ao fato de não conter grupos musculares nessa região, Fig. 4.7. Assim, a ausência de circulação sanguínea presente no interior dos músculos minimiza os erros de medição. Além de ser uma região próxima das regiões de descompressão feita em neurocirurgias (FARIA, 2013)

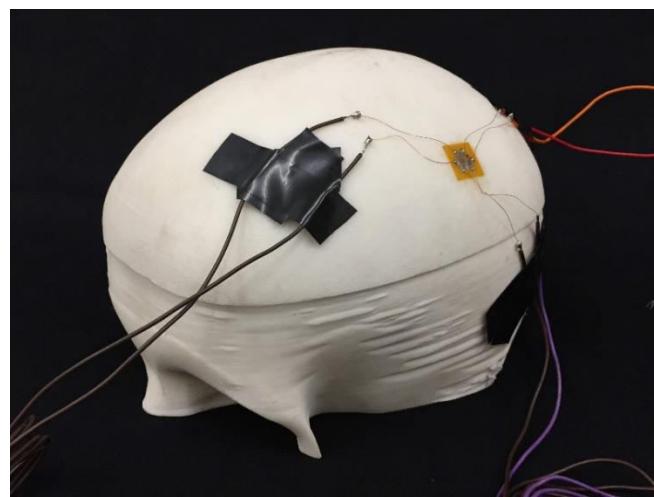


Figura 4.6 – Localização do extensômetro no crânio impresso

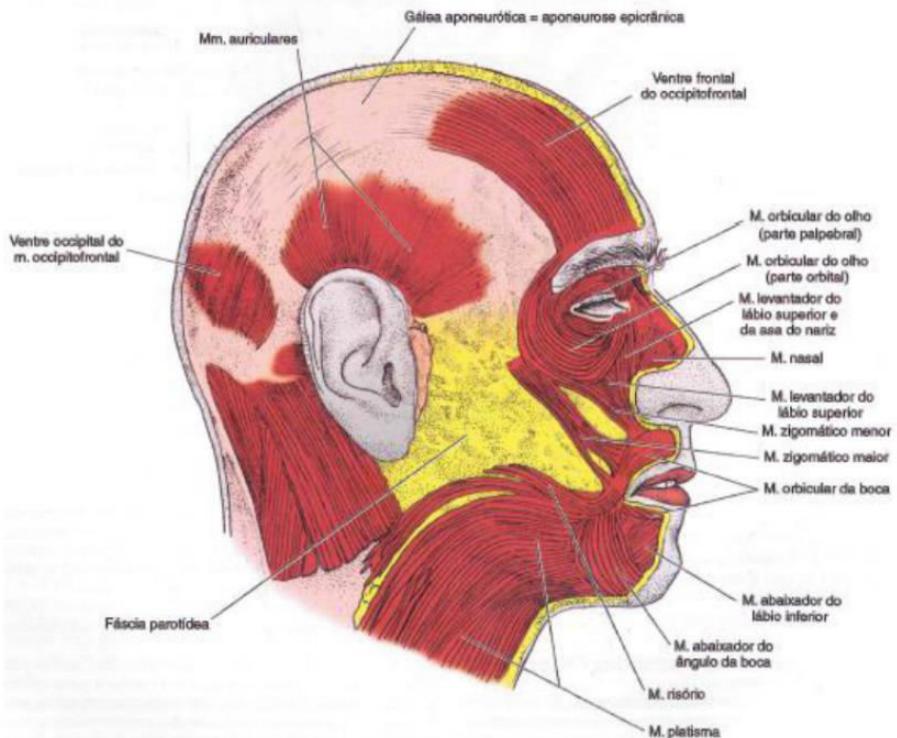


Figura 4.7 – Músculos da face e crânio. Disponível em <<https://www.passeidireto.com/arquivo/40008630/musculos-cabeca-e-pescoco>> . Acessado em 01 de maio de 2019.

O extensômetro é composto por uma estrutura em grelha formada por um fio fino que se deforma juntamente com o material no qual ele está colado. Assim, a variação do comprimento do fio causa uma variação na resistência elétrica, relacionando o resultado com a deformação do material na mesma direção dos fios (VALIDO; SILVA, 1997). O modelo do extensômetro

utilizado foi do tipo roseta a 120º e foi escolhido para determinar o campo de deformações em três direções, uma vez que, não se conhece a direção das deformações principais. Foi utilizado um extensômetro modelo PA – 06 – 125YA – 120-L, fabricado pela Excel Sensores Ltda, Fig. 4.8, e colado no crânio com Araldite®.

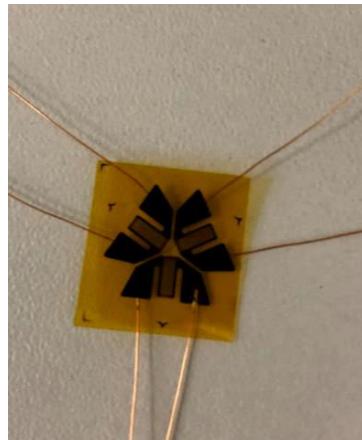


Figura 4.8 – Extensômetro roseta usado nos ensaios iniciais

As variações das resistências elétricas são medidas através do circuito em ponte, chamado de ponte de Wheatstone (VALIDO; SILVA, 1997), Fig. 4.9.

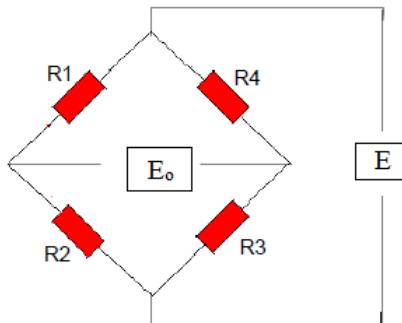


Figura 4.9 – Ponte completa de Wheatstone (adaptada de WEBER, 2008)

A ponte de Wheatstone é um circuito comumente utilizado para converter uma mudança na resistência para uma tensão de saída. A tensão de saída V_o da ponte pode ser determinada tratando as partes superior e inferior da ponte como divisores de tensão individuais (DALLY; RILEY, 2005). Para tal circuito, a tensão de saída é dada pela Eq. (4.1).

$$E_o = \frac{R_1 \cdot R_3 - R_2 \cdot R_4}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} \cdot E \quad (4.1)$$

Na Eq. (4.1) os termos não lineares foram desprezados e para uma condição de balanceamento da ponte, a tensão de saída inicial é nula, $E_O = 0$, ou seja:

$$R_1 \cdot R_3 = R_2 \cdot R_4 \quad (4.2)$$

Quando a Eq. (4.2) é satisfeita, a ponte está em equilíbrio. Com uma ponte inicialmente balanceada, uma alteração da tensão de saída ΔE_O acontece quando as resistências R_1 , R_2 , R_3 e R_4 são variadas por quantidades ΔR_1 , ΔR_2 , ΔR_3 e ΔR_4 , respectivamente, resultando na Eq. (4.3), (DALLY; RILEY, 2005).

$$\Delta E_O = \frac{(R_1 + \Delta R_1)(R_3 + \Delta R_3) - (R_2 + \Delta R_2)(R_4 + \Delta R_4)}{(R_1 + \Delta R_1 + R_2 + \Delta R_2)(R_3 + \Delta R_3 + R_4 + \Delta R_4)} E \quad (4.3)$$

Substituindo a Eq. (4.1) na Eq. (4.3), tem-se:

$$\Delta E_O = \frac{R_1 R_2}{(R_1 + R_2)^2} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) E \quad (4.4)$$

Se as resistências possuem o mesmo valor, pode-se escrever a Eq. (4.4) como:

$$\frac{E_O}{E} = \frac{1}{4} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \quad (4.5)$$

O fator de sensibilidade da deformação, Gage Factor (K), do extensômetro é previamente definido como (DALLY; RILEY, 2005),

$$K = \frac{\Delta R/R}{\varepsilon} \quad (4.6)$$

onde, ε é a deformação uniforme ao longo do extensômetro e na direção do eixo do extensômetro, dada pela Eq. (4.7):

$$\varepsilon = \frac{\Delta R}{R} \quad (4.7)$$

Assim, substituindo as Eqs. (4.6) e (4.7) na Eq. (4.5), tem-se,

$$\frac{E_0}{E} = \frac{K}{4}(\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \quad (4.8)$$

A Eq. (4.8) não considera o efeito de temperatura que pode influenciar os níveis de voltagem e gerar erros nos gradientes de deformação.

Nesse trabalho, cada extensômetro da roseta foi ligado em $\frac{1}{4}$ de ponte em um sistema de aquisição, conforme Fig. 4.10.

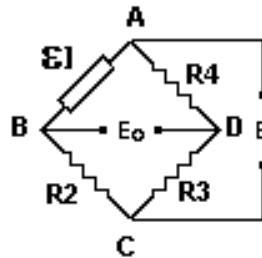


Figura 4.10 – Ligação em $\frac{1}{4}$ de ponte (BARRETO JR, 1998)

Para esse tipo de ligação, na Eq. (4.8) os termos de deformação são resumidos para apenas uma direção. Tal equação despreza o fator de não-linearidade por apresentar um valor muito pequeno o tornando irrelevante (WEBER, 2008).

$$\frac{E_0}{E} = \frac{K \varepsilon}{4} \quad (4.9)$$

Onde:

E_0 = tensão obtida na saída do sistema de aquisição;

E = tensão de alimentação;

K = fator de sensibilidade do extensômetro;

ε = deformação obtida.

4.2.3 Projeto do aparato experimental para o ensaio com a água

Para as análises experimentais, foi projetado um suporte para a fixação do crânio impresso, de forma que o mesmo fosse posicionado semelhante a uma pessoa deitada. Para

identificar os níveis de deformação craniana, primeiramente, foi utilizada água a fim de simular a PIC. Assim, para a inserção do fluido no crânio foi instalada uma mangueira na parte superior do crânio (testa). Ao lado da mangueira foi posicionada uma régua milimetrada para identificar o nível de água presente, a fim de calcular a pressão provocada pela coluna de água nos ensaios.

Para a aquisição dos dados medidos pelo extensômetro colado no crânio, foi utilizado um sistema de aquisição de dados ligado diretamente a um computador para visualização dos resultados.

O desenho esquemático do aparato experimental está apresentando na Fig. 4.11. Os números 1, 2, 3, 4, 5, 6 e 7 na figura indicam o crânio, o suporte, a mangueira, a régua, o equipamento de aquisição de dados, o computador e o extensômetro, respectivamente. Na Fig. 4.12 são apresentadas as dimensões do aparato projetado.

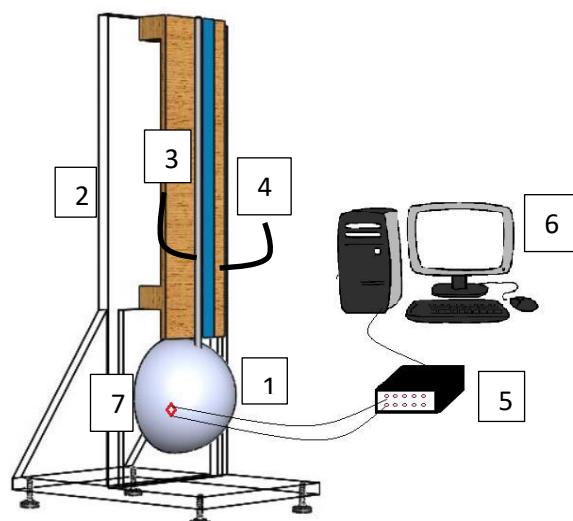


Figura 4.11 – Desenho esquemático do aparato experimental

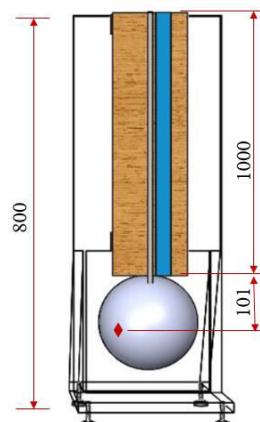


Figura 4.12 – Dimensões em mm do aparato experimental

O suporte indicado pelo número 2 na Fig. 4.11 foi fabricado em acrílico e o crânio foi fixado de forma a vedar qualquer vazamento de fluido. Para isso, foi utilizada uma fita dupla face de fixação extrema entre o crânio e o acrílico, parafusos em algumas posições da região inferior do crânio para maior fixação, e silicone de vedação em torno do crânio.

O equipamento de aquisição de dados utilizado para monitorar os sinais de saída do extensômetro e obter os valores das deformações foi o da empresa Lynx®, modelo ADS 1800, Fig. 4.13.



Figura 4.13 – Sistema de aquisição de dados Lynx ADS 1800

Os extensômetros da roseta utilizada foram ligados no sistema de aquisição em três canais diferentes, cada um em $\frac{1}{4}$ de ponte. O sistema de aquisição é ligado diretamente em um notebook para aquisição e exibição dos resultados.

O aparato desenvolvido e a ligação do sistema de aquisição estão apresentados na Fig. 4.14.

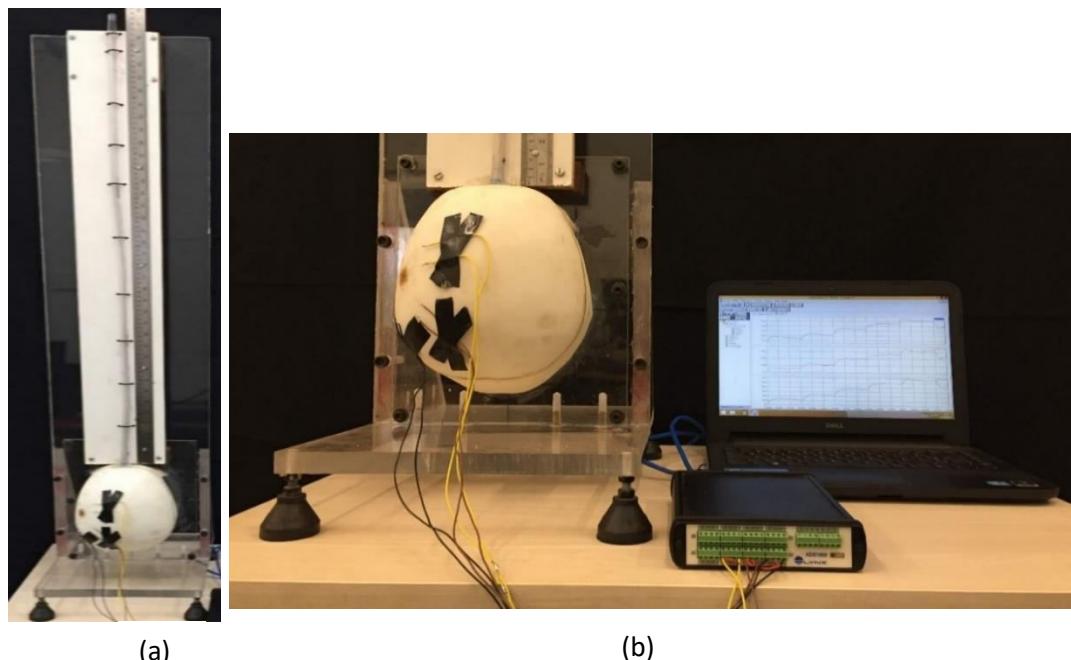


Figura 4.14 – (a) Aparato desenvolvido, (b) Ligação do sistema de aquisição de dados

4.2.3.1 Experimento utilizando a água

Com o objetivo de simular a PIC, primeiramente foi utilizado o princípio da pressão hidrostática (WHITE, 2011), variando a coluna de água acima da posição do extensômetro. Foram realizados nove ensaios iniciando as medições com o crânio cheio de água. A altura da posição do extensômetro até o início da mangueira é de 101 mm, assim, usando-se a equação da pressão hidrostática, Eq. (4.10), obtém-se a pressão inicial do sistema de 1006,97 Pa, o que equivale a 7,55 mmHg.

$$P = \rho gh \quad (4.10)$$

No qual:

P = pressão hidrostática [Pa];

ρ = massa específica da água, ou densidade [kg/m^3];

g = aceleração da gravidade [m/s^2];

h = altura do líquido acima do extensômetro [m].

Os testes foram iniciados com o crânio cheio de água e mantidos nessa posição por 30 segundos. Posteriormente, foi acrescentada uma quantidade de água que equivalia a aproximadamente 200 mm de altura na mangueira (301 mm acima do extensômetro) e mantido por um tempo de 1 min. Assim, acrescentou-se a mesma quantidade de água mantendo por mais 1 min. Esse processo foi repetido até que a altura da coluna de água na mangueira fosse aproximadamente 800 mm. Para determinar a quantidade de água que deveria ser acrescentada (200 mm) a cada minuto, foi medido o diâmetro interno da mangueira (9,7 mm) e calculado seu volume. Assim, para cada altura de 200 mm foram acrescentados 15 ml de água. Portanto, a cada um minuto foi aplicada uma nova pressão obtida através da altura da coluna de água. Na Tabela 4.5 são mostradas as alturas das colunas de água a partir da posição do extensômetro, para cada intervalo de tempo adotado nos testes. Os valores das alturas as colunas de água não foram exatamente as pré-determinadas devido a erros no momento da adição de água na mangueira.

Tabela 4.5 – Altura de água a partir da posição do extensômetro em cada teste em função do tempo

Tempo (s)	Altura da coluna de água(mm)								
	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4	Teste 5	Teste 6	Teste 7	Teste 8	Teste 9
0	101,0	101,0	101,0	101,0	101,0	101,0	101,0	101,0	101,0
30	281,0	296,0	299,0	301,0	286,0	291,0	266,0	293,0	291,0
90	501,0	501,0	511,0	514,0	506,0	506,0	486,0	501,0	506,0
150	711,0	706,0	721,0	718,0	711,0	716,0	686,0	706,0	711,0
210	921,0	911,0	911,0	919,0	921,0	926,0	891,0	906,0	911,0

Na Tabela 4.6 estão as médias entre as alturas das colunas de água, para cada intervalo de tempo, com o valor das pressões hidrostáticas calculadas através da Eq. (4.10).

Tabela 4.6 – Média da altura de água e o valor da pressão correspondente

Média da altura (mm)	Pressão (Pa)	Pressão (mmHg)
101,0	1006,97	7,55
289,0	2884,65	21,64
504,0	5020,45	37,66
710,0	7074,27	53,06
913,0	9102,61	68,28

Utilizando o sistema de aquisição de dados Lynx® é possível verificar o comportamento dos extensômetro por meio dos dados de saída adquiridos, quando aplicadas todas essas pressões, ou seja, variando a altura da coluna de água. Esses dados de saída são apresentados em tensão (mV).

Para identificar os dados de saída de cada extensômetro, foi adotado um sistema de referência x-y cuja origem se encontra no centro da roseta. Assim, os extensômetros da roseta foram chamados de A, B e C, cada um apresentando uma angulação em relação ao eixo x adotado, indicados na Fig 4.15 como direção A, direção B e direção C, respectivamente.

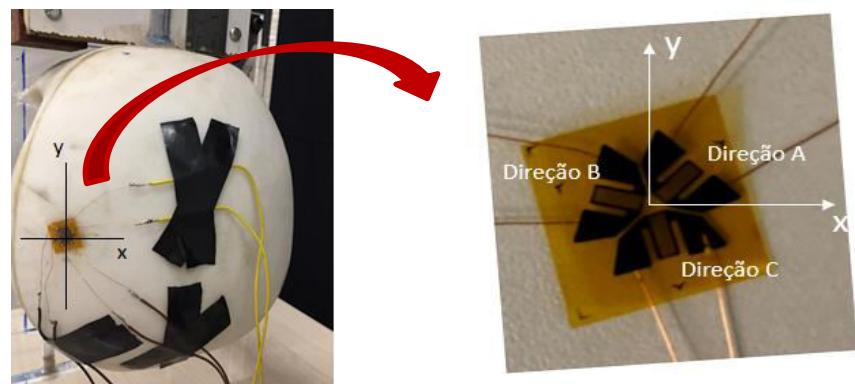


Figura 4.15 – Orientação das direções dos extensômetros

Com o aumento do volume de água na mangueira dentro de um intervalo de tempo (1 min) a tensão de saída obtida pelos extensômetros sofria alteração segundo a variação dos níveis de pressão.

Para a análise dos resultados foi feita uma média dos valores obtidos em cada patamar considerando todos os testes realizados. Além disso, foram eliminados os primeiros e últimos pontos dos patamares que representam o momento em que se alterava a quantidade de água no sistema. Isso foi feito com o objetivo de diminuir a presença de erros provocados pela instabilidade da água ao ser inserida na mangueira.

As Figuras 4.16, 4.17 e 4.18 apresentam os níveis de tensões elétricas na saída em função do tempo de ensaio, para os extensômetros nas direções A, B e C, respectivamente.

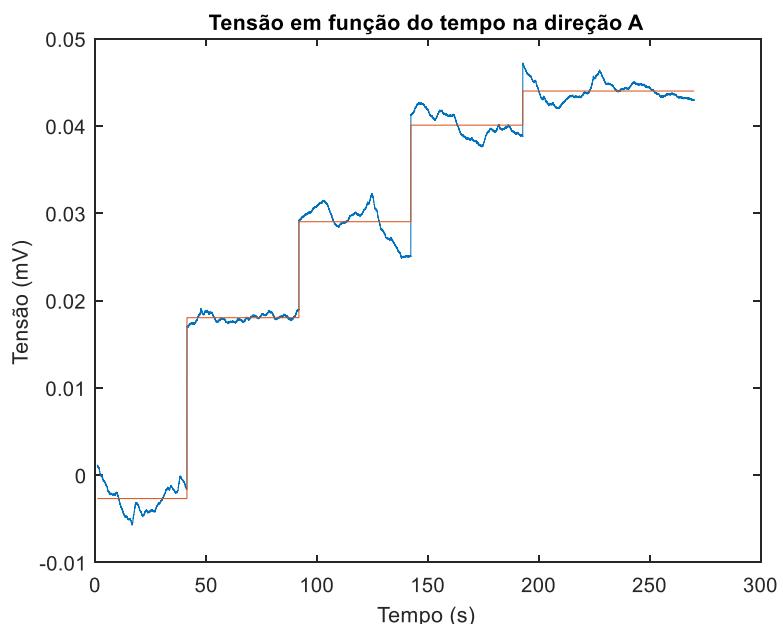


Figura 4.16 – Tensão em função do tempo na direção A utilizando água

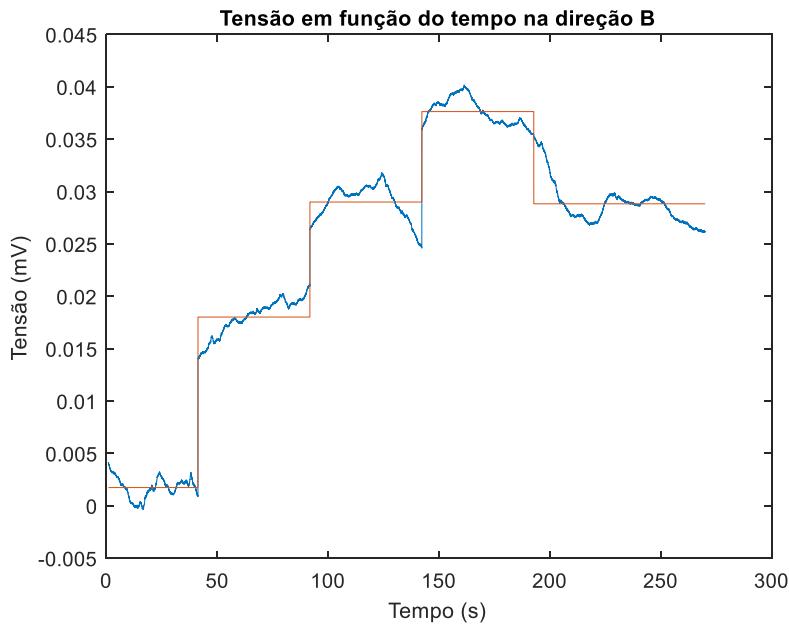


Figura 4.17 – Tensão função do tempo na direção B utilizando água

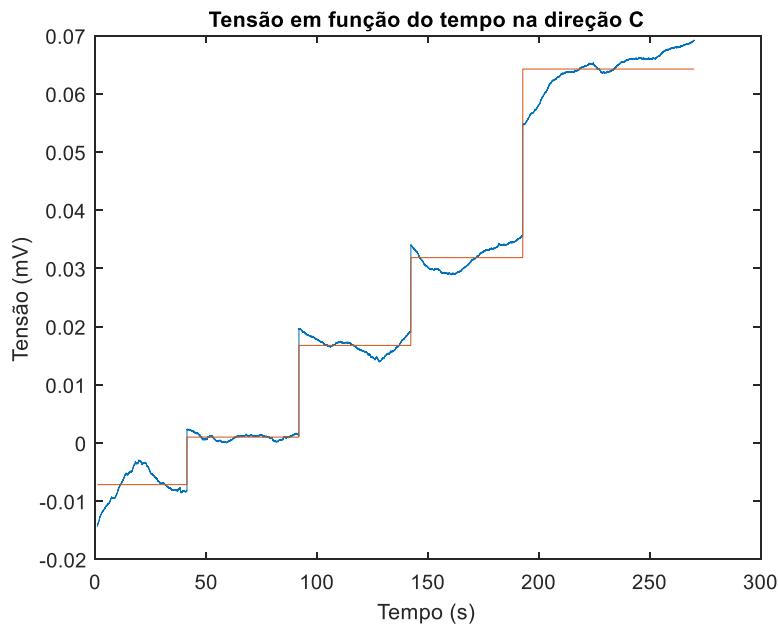


Figura 4.18 – Tensão em função do tempo na direção C utilizando água

As linhas azuis dos gráficos das Figs. 4.16, 4.17 e 4.18 representam as médias dos nove testes realizados e as linhas vermelhas representam a média das tensões de saída em cada patamar, ou seja, dentro de cada intervalo de tempo. De acordo com esses gráficos as tensões de saídas de cada extensômetro variaram em torno de um determinado valor durante o período de um minuto, no qual a pressão hidrostática permanecia constante. A média dos valores dentro

de cada patamar foi feita para analisar a variação da tensão em função da pressão aplicada. Assim, obteve-se um valor de tensão por patamar e consequentemente cinco valores de tensões por direção. Os valores estão apresentados na Tab. 4.7.

Tabela 4.7 – Média das tensões de saída em cada direção utilizando água

Tensão (mV)			
Pressão (mmHg)	Direção A	Direção B	Direção C
7,55	-0,0027	0,0017	-0,0071
21,64	0,0180	0,0180	0,0010
37,66	0,0290	0,0290	0,0168
53,06	0,0401	0,0376	0,0319
68,28	0,0440	0,0288	0,0643

A partir dos valores das tensões da Tab. 4.7 foi utilizada a Eq. (4.9) para a obtenção dos valores das deformações equivalentes a cada tensão de saída. Para o emprego da equação, foi utilizada a tensão de alimentação (E) de 5V ajustado no equipamento da Lynx®. O fator de sensibilidade (K) do extensômetro utilizado foi de 2,12; e as tensões de saída, E_0 , são as médias por intervalo de tempo apresentadas na Tab. 4.7.

Assim, obteve-se as deformações para cada extensômetro utilizado de acordo com cada pressão aplicada, apresentados na Tab. 4.8.

Tabela 4.8 – Deformações em cada direção utilizando a água

Deformação ($\mu\mathcal{E}$)			
Pressão (mmHg)	Direção A	Direção B	Direção C
7,55	-1,01	0,66	-2,70
21,64	6,81	6,80	0,38
37,66	11,00	10,90	6,33
53,06	15,10	14,20	12,00
68,28	16,60	10,90	24,30

Para cada valor de pressão, portanto, tem-se o valor médio da deformação em cada extensômetro. Os gráficos dessas deformações em função da pressão para as direções A, B e C, estão apresentados nas Figs. 4.19, 4.20 e 4.21, respectivamente.

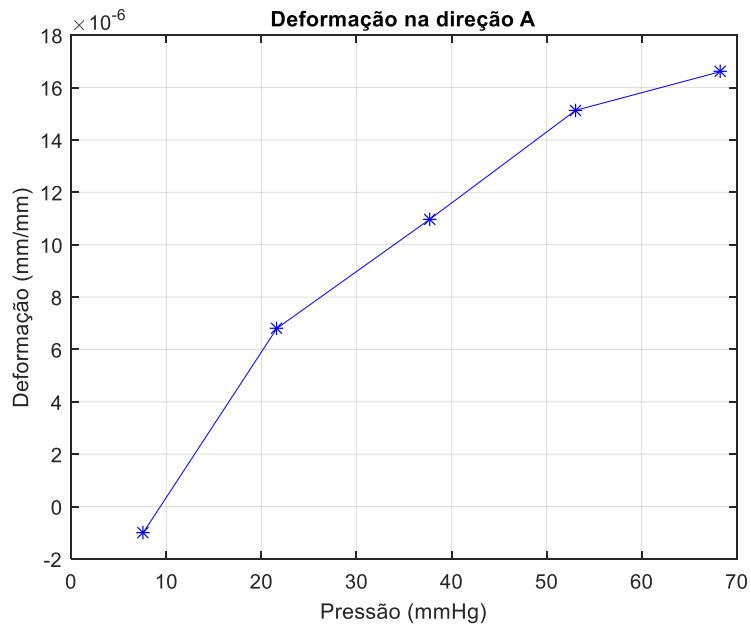


Figura 4.19 –Deformação versus Pressão do extensômetro na direção A utilizando água

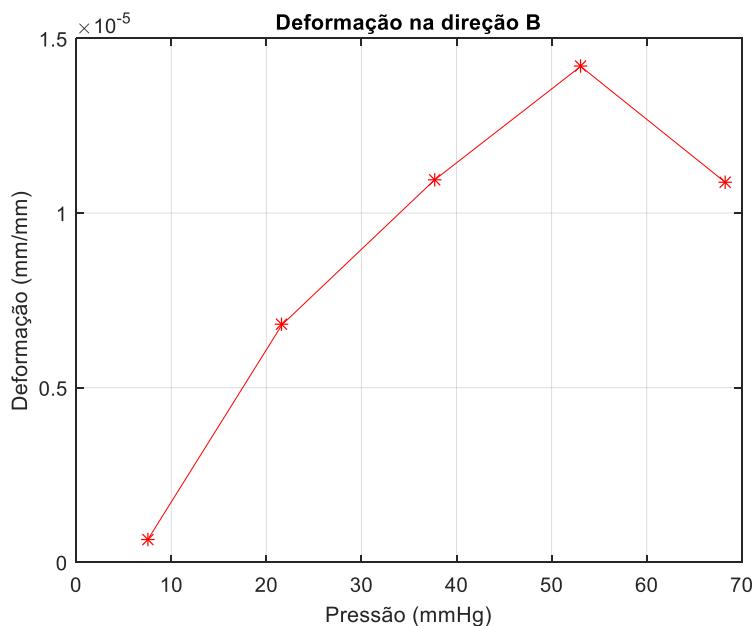


Figura 4.20 –Deformação versus Pressão do extensômetro na direção B utilizando água

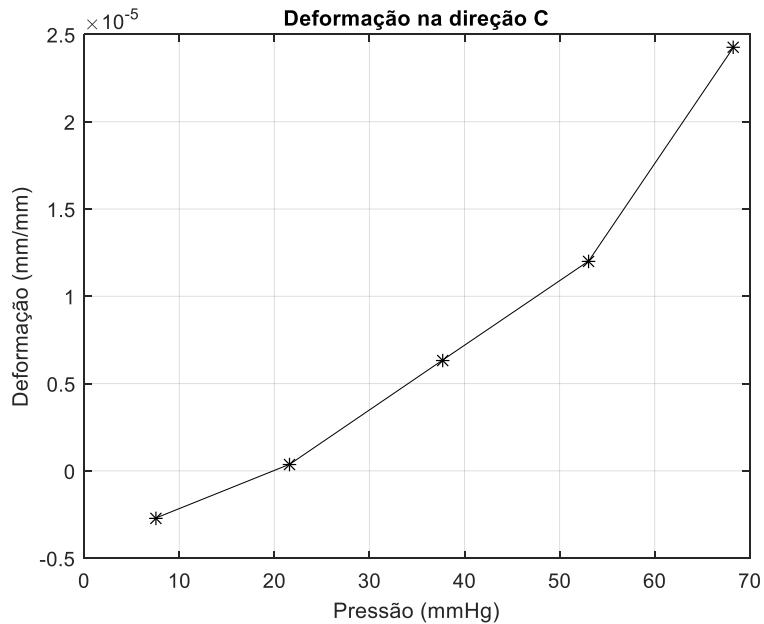


Figura 4.21 –Deformação versus Pressão do extensômetro na direção C utilizando água

Verifica-se pelas Figs. 4.19, 4.20 e 4.21 que os valores das deformações variaram conforme o aumento da pressão, indicando que o extensômetro respondeu à variação da mesma. Quando se aumenta a pressão de um determinado corpo espera-se que a deformação também sofra um aumento, ou seja, que ela varie de forma crescente de acordo com a aplicação da pressão. Isso aconteceu com os extensômetros nas direções A e C, que mediram um aumento das deformações de acordo com o aumento da pressão. Porém, na direção B do extensômetro, o último ponto de pressão teve uma diminuição da deformação em relação ao anterior, apresentando um comportamento não esperado. Um dos motivos para isso ter acontecido pode ser devido à posição do extensômetro em relação à geometria complexa do crânio.

Apesar de, no geral, as deformações encontradas acompanharem o aumento da pressão, variando de maneira crescente em relação às pressões, os sinais de saída apresentaram oscilação considerável em torno da média adquirida, como pode ser visto nas Figs. 4.16, 4.17 e 4.18. A agitação da água ao ser inserida na mangueira, a formação de bolhas no interior do crânio e a instabilidade da água no sistema podem ter contribuído para essa oscilação.

Ao se determinar as deformações nas direções de cada extensômetro, é possível identificar as deformações principais, sendo este o objetivo de se usar um extensômetro do tipo roseta (VALIDO; SILVA, 1997). Para isso, foram usados os dados das deformações obtidas nos ensaios, Tab. 4.8, para calcular as deformações principais, ε_1 e ε_2 , por meio das Eqs. (4.11) e (4.12).

$$\varepsilon_1 = 0,5 (\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) + 0,5 \sqrt{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{yy})^2 + (\gamma_{xy})^2} \quad (4.11)$$

$$\varepsilon_2 = 0,5 (\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) - 0,5 \sqrt{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{yy})^2 + (\gamma_{xy})^2} \quad (4.12)$$

Onde ε_{xx} , ε_{yy} e γ_{xy} são obtidos através das Eqs. (4.13), (4.14) e (4.15).

$$\varepsilon_A = \varepsilon_{xx} \cos^2 \theta_A + \varepsilon_{yy} \sin^2 \theta_A + \gamma_{xy} \sin \theta_A \cos \theta_A \quad (4.13)$$

$$\varepsilon_B = \varepsilon_{xx} \cos^2 \theta_B + \varepsilon_{yy} \sin^2 \theta_B + \gamma_{xy} \sin \theta_B \cos \theta_B \quad (4.14)$$

$$\varepsilon_C = \varepsilon_{xx} \cos^2 \theta_C + \varepsilon_{yy} \sin^2 \theta_C + \gamma_{xy} \sin \theta_C \cos \theta_C \quad (4.15)$$

No qual, ε_A , ε_B e ε_C são as deformações obtidas nas direções A, B e C respectivamente, e θ_A , θ_B e θ_C são as direções dos extensômetros A, B e C em relação ao sistema de coordenadas de referência adotado, Fig. 4.22.

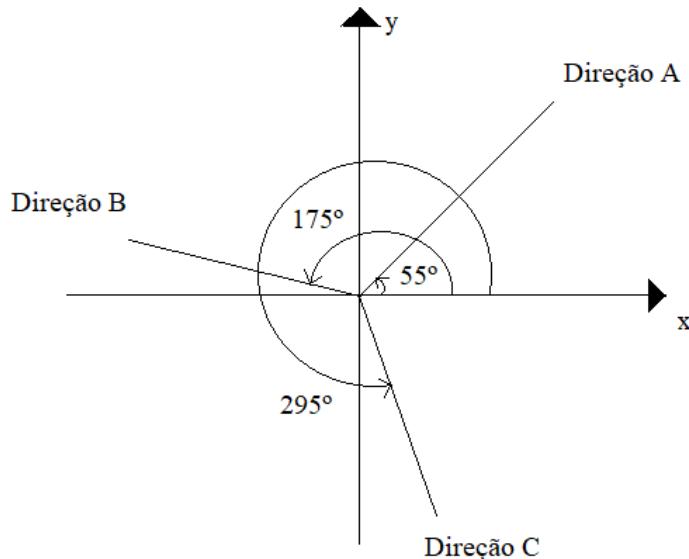


Figura 4.22 – Direção dos extensômetros em relação a um eixo de referência

Assim, por meio das Eqs. (4.11) e (4.12) as deformações principais foram obtidas em função dos valores de pressão adotados com a utilização da água como fluido. As deformações principais estão apresentadas na Tab. 4.9.

Tabela 4.9 - Deformações principais utilizando a água como fluido

Pressões (mmHg)	Deformações principais ($\mu\epsilon$)	
	ϵ_1	ϵ_2
7,55	4,88	-2,80
21,64	19,40	0,39
37,66	20,00	6,33
53,06	19,90	12,00
68,28	24,50	-7,20

Verifica-se pela Tab. 4.9 que as deformações principais encontradas para as pressões aplicadas não possuem um comportamento crescente de acordo com o aumento da pressão. A deformação (ϵ_1) inicialmente apresentou um crescimento, porém, para um valor de pressão de 53,06 mmHg, a deformação correspondente teve um decréscimo em relação à anterior. O mesmo comportamento foi encontrado nas deformações (ϵ_2) que apresentaram valores diversos. Desta forma, o comportamento das deformações em cada direção dos extensômetros, assim como o das deformações principais não apresentaram um comportamento linear com o aumento da pressão. Esses comportamentos podem ser vistos nas Figs. 4.19, 4.20 e 4.21 e nas Figs. 4.23 e 4.24 para as deformações ϵ_1 e ϵ_2 , respectivamente.

A não linearidade apresentada pode ser devido a alguns motivos, como os níveis de pressão aplicados, os gradientes de tensão, a geometria do crânio, a forma de impressão e principalmente devido à instabilidade da água no sistema, mostrando ser um fluido difícil de manusear.

As deformações principais encontradas serão utilizadas em comparação às deformações obtidas por uma simulação de elementos finitos, apresentadas no Capítulo V.

Apesar do comportamento observado nas deformações cranianas, utilizando a água, foi possível obter valores de pressões próximas aos valores reais da PIC. Foram simulados valores normais como 7,5 mmHg, valores elevados como 21,66 mmHg e valores que podem levar o paciente à óbito (POPP; BOURKE, 1977, apud VILELA, 2010). Além disso, pode-se verificar

que existe deformação, mesmo com pequenos valores de pressão, verificando a ordem de grandeza das mesmas.

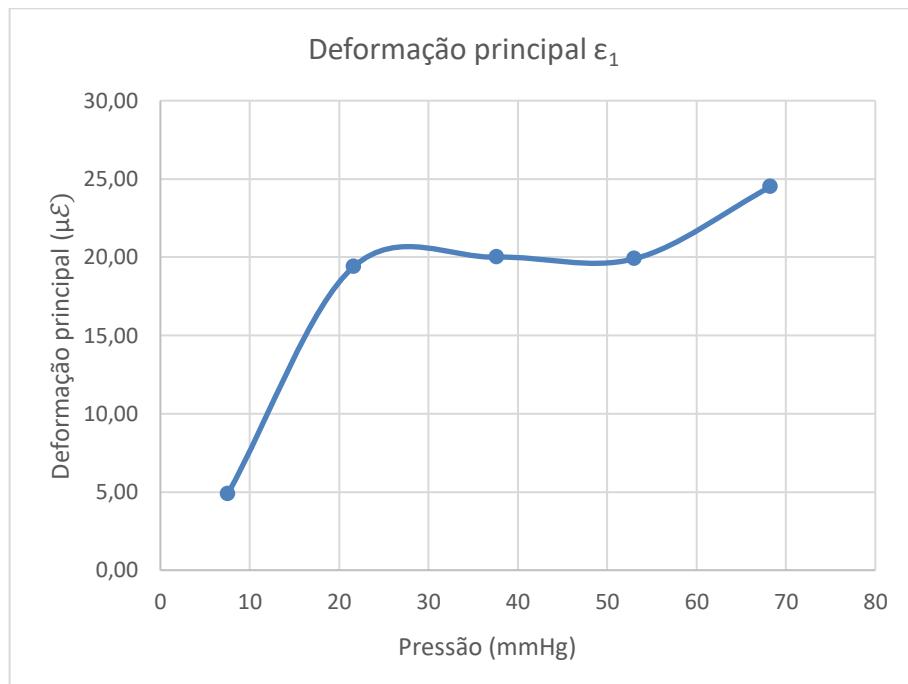


Figura 4.23 – Deformação principal ε_1 em função da pressão para o ensaio com a água

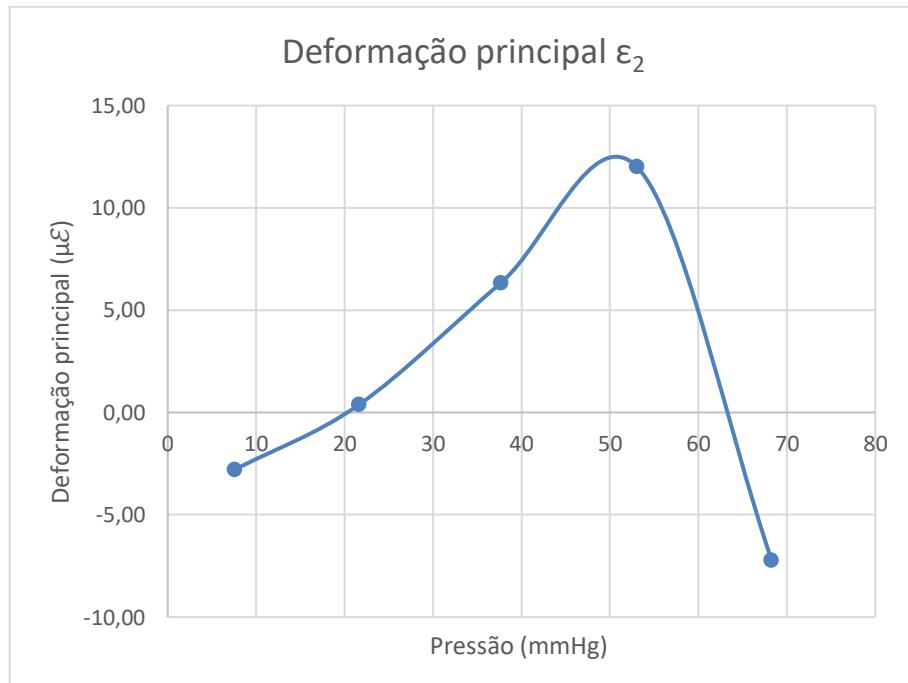


Figura 4.24 – Deformação principal ε_2 em função da pressão para o ensaio com a água

4.2.4 Projeto do aparato experimental para o ensaio com o ar comprimido

Analogamente à água, foi utilizado o ar comprimido como fluido para a análise da deformação crâniana. Foi mudado o tipo de fluido no intuito de verificar se esse provocava uma melhor estabilidade nos sinais, além de ser mais fácil de manipular no aparato experimental.

Para essa análise foi utilizado o mesmo aparato experimental desenvolvido e apresentado na Fig. 4.11. Foi utilizado um minicompressor para a produção do ar comprido, aplicando-o na mangueira. Um manômetro analógico fixado no suporte de acrílico foi utilizado para a medição da pressão aplicada. A Figura 4.25 apresenta o desenho esquemático do aparato utilizado.

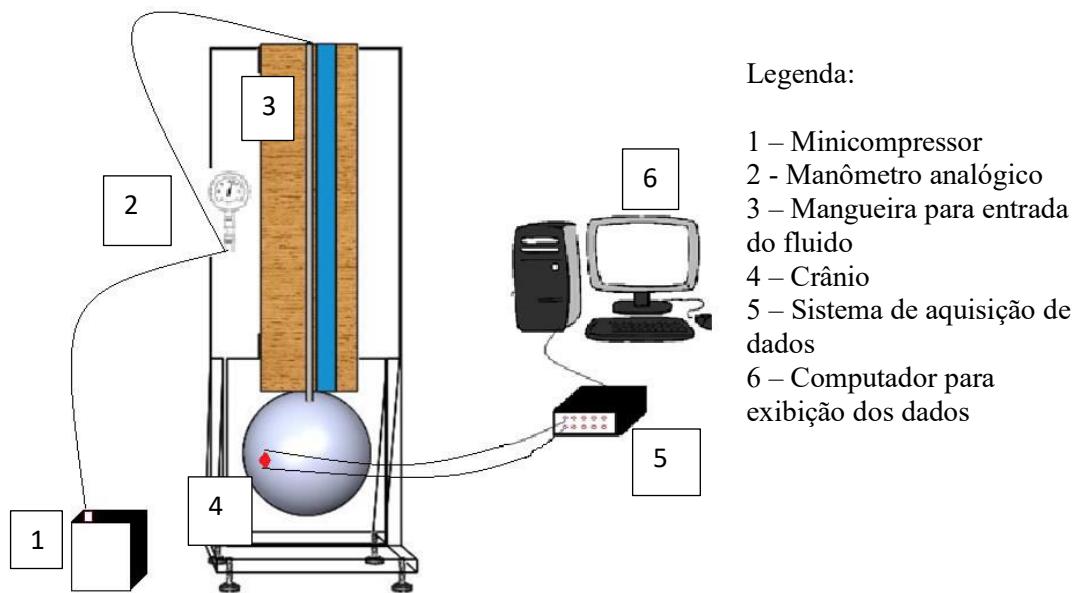


Figura 4.25 – Desenho esquemático do aparato utilizado no ensaio com ar comprimido

O compressor utilizado foi um minicompressor para aerógrafo portátil da marca Wimpel, com pressão de trabalho variando até 15 psi (775,7 mmHg), o manômetro analógico possui uma faixa de indicação de 0 a 14 psi, e o sistema de aquisição de dados utilizado foi o mesmo para o ensaio com a água.

O aparato montado está apresentado na Fig. 4.26.

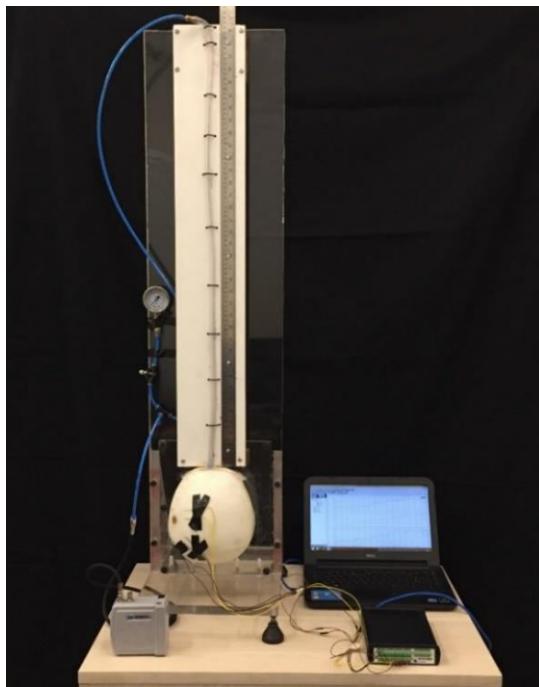


Figura 4.26 – Aparato experimental utilizando ar comprimido

4.2.4.1 Experimento utilizando ar comprimido

Devido à falta de componentes pneumáticos que possibilissem as aplicações para pequenas pressões que simulassem a PIC, foi utilizado um minicompressor com pressão de trabalho variando até 15 psi (775,7 mmHg). Porém, foram aplicadas pressões até 9 psi (465 mmHg). Foram realizados nove ensaios variando a pressão de forma similar ao experimento realizado com a água.

O sistema de aquisição foi ligado sem pressão inicial. Com 30 s de aquisição foi ajustada uma pressão de 1 psi (51,7 mmHg) e mantido por um tempo de 1,5 min. Posteriormente, o valor da pressão foi aumentado para 3 psi (155,1 mmHg) e mantido também por 1,5 min. Assim, o valor da pressão foi sendo aumentado gradativamente de 2 em 2 psi até 9 psi (465,4 mmHg). O intervalo de tempo em que a pressão era mantida constante também foi aumentado para melhor estabilidade do sistema.

Os valores das pressões utilizadas em cada teste e o tempo de aquisição para cada uma delas estão mostradas na Tab. 4.10. Os valores de pressão apresentados não são exatamente os mesmos pré-determinados devido à influência manual na abertura da válvula do minicompressor.

Tabela 4.10 – Pressões em função do tempo em cada teste utilizando o ar comprimido

Tempo (s)	Pressões (psi)								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
30	1,1	1,1	1,0	1,1	1,1	1,0	1,0	1,1	1,1
120	2,6	3,0	3,1	3,3	2,9	2,9	2,9	3,0	3,0
210	5,1	5,1	5,0	5,2	5,2	5,0	5,3	5,4	5,2
300	7,0	7,2	7,2	7,5	7,2	7,2	7,1	7,0	6,9
390	9,0	9,2	8,8	9,4	9,0	9,3	9,3	9,0	8,7

Na Tabela 4.11 estão as médias das pressões aplicadas para os nove testes feitos em cada tempo e seu respectivo valor em mmHg.

Tabela 4.11 – Média das pressões e o correspondente em mmHg utilizando o ar comprimido

Média das Pressões (psi)	Pressão (mmHg)
0,0	0,0
1,1	55,2
3,0	153,4
5,2	267,2
7,1	369,5
9,1	469,5

Utilizando o mesmo sistema de aquisição Lynx® e o mesmo processo de análise da água, foram obtidas as respostas da saída, em mV, em função do tempo para cada direção do extensômetro. Foi feita uma média dos valores obtidos em todos os testes e eliminados os primeiros e últimos pontos de cada patamar, que são os momentos em que se aumentava a pressão. Os comportamentos das tensões de saída em função do tempo estão representados nas Figs. 4.27, 4.28, 4.29.

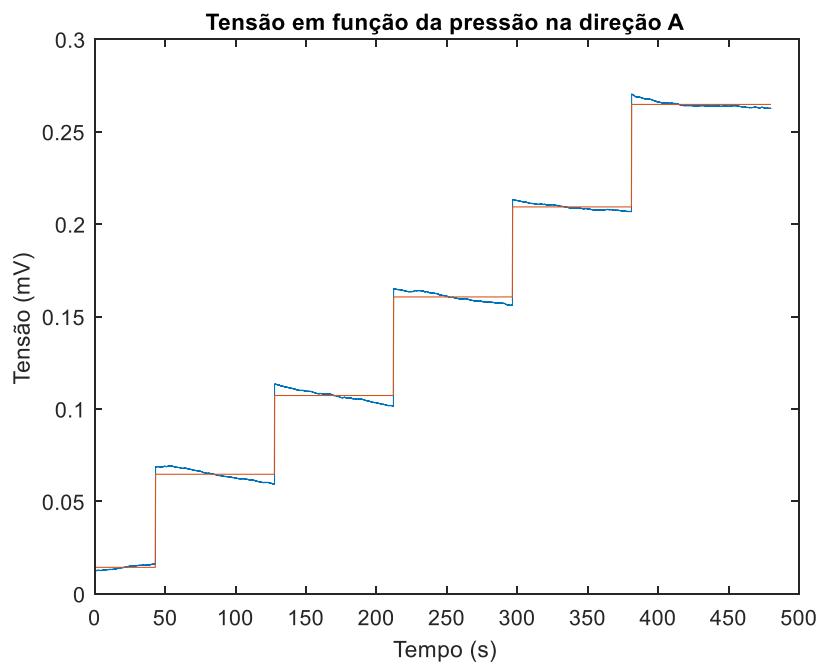


Figura 4.27 –Tensão em função do tempo na direção A utilizando ar comprimido

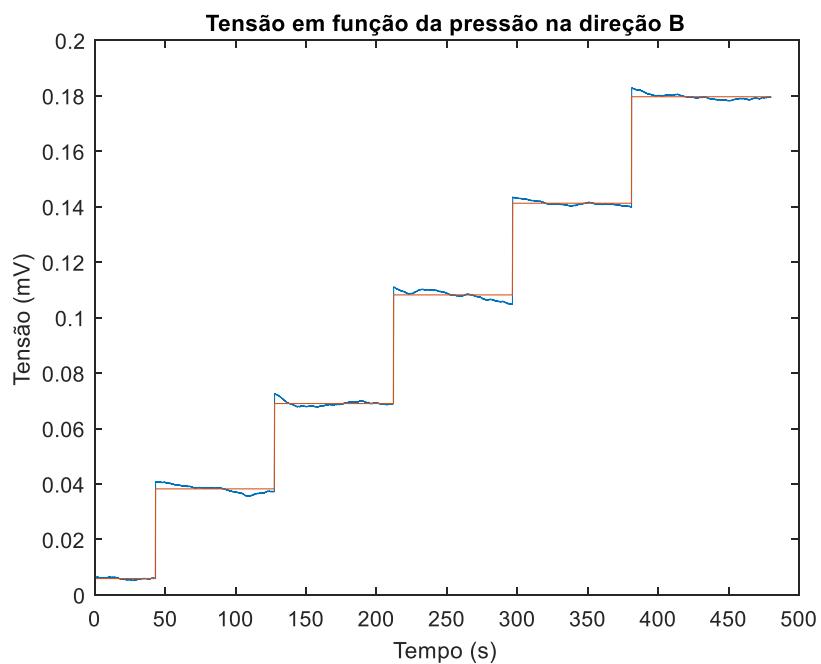


Figura 4.28 –Tensão em função do tempo da direção B utilizando ar comprimido

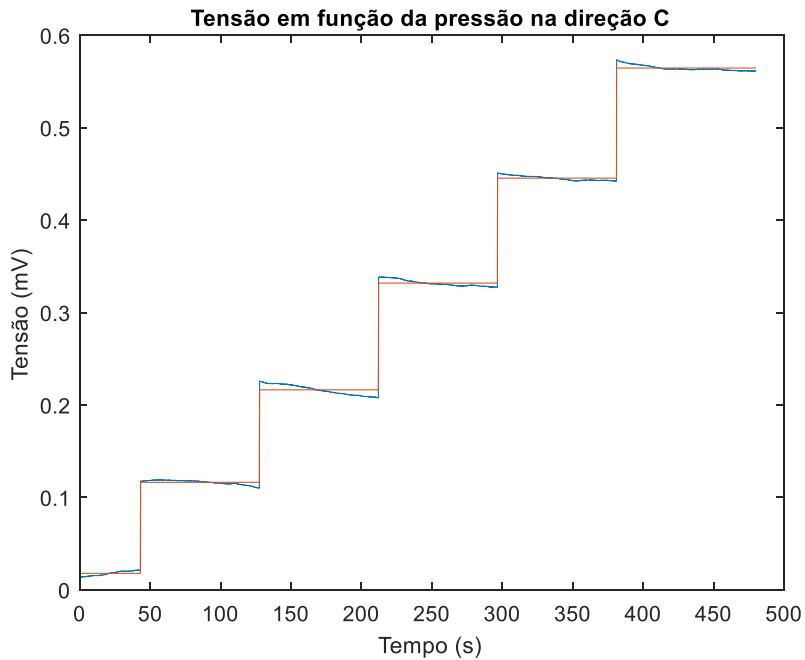


Figura 4.29 - Tensão em função do tempo da direção C utilizando ar comprimido

As linhas azuis dos gráficos das Figs. 4.27, 4.28 e 4.29 representam as médias dos nove testes realizados e as linhas vermelhas representam a média das tensões de saída dentro de cada intervalo de tempo. Verifica-se por esses gráficos que as tensões de saída permaneceram próximas a um valor quando se considerava um mesmo nível de pressão, ou seja, quando se mantinha o valor da pressão constante a cada um minuto e meio. Os sinais de saída apresentaram pouca variação em torno da média, diferentemente do ensaio com a água.

Ao aumentar a pressão a tensão de saída também aumentou, gerando seis patamares de resposta à pressão adotada, no qual o primeiro patamar correspondia ao início do teste quando o compressor estava desligado.

Foi feita a média dos valores de tensão dentro de cada patamar para analisar a variação da tensão de saída em função da pressão aplicada, obtendo um valor de tensão por patamar e consequentemente seis valores de tensões por direção dos extensômetros. Os valores estão apresentados na Tab. 4.12.

Tabela 4.12 – Média das tensões de saída em cada direção utilizando ar comprimido

	Tensão (mV)		
Pressão (mmHg)	Direção A	Direção B	Direção C
0,0	0,0143	0,0059	0,0178
55,2	0,0647	0,0383	0,1163
153,4	0,1073	0,0690	0,2164
267,2	0,1606	0,1082	0,3318
369,5	0,2093	0,1413	0,4454
469,5	0,2647	0,1797	0,5645

Para determinar as deformações referentes à cada pressão aplicada e medidas pelos extensômetros em cada direção, foi utilizada a Eq. (4.9). Os valores da tensão de alimentação e fator de sensibilidade do extensômetro foram os mesmos utilizados para determinar a deformação no ensaio com a água. As tensões de saída foram utilizadas as apresentadas na Tab. 4.12.

No início do ensaio o sistema de aquisição de dados permaneceu ligado nos 30 segundos iniciais em que o compressor estava desligado (pressão zero), adquirindo um sinal proveniente da oscilação do sistema. Esse sinal foi apresentado na Tab. 4.12. Por utilizar esses dados para calcular as deformações em cada direção do extensômetro, foram obtidas deformações no instante em que a pressão foi considerada como zero. Essa deformação é uma resultante de um erro do sistema e, portanto, foi descontada nos valores das deformações seguintes. Assim, as deformações obtidas são apresentadas na Tab. 4.13.

Tabela 4.13 – Deformações obtidas em cada direção utilizando ar comprimido

	Deformação ($\mu\mathcal{E}$)		
Pressão (mmHg)	Direção A	Direção B	Direção C
0,0	0,0	0,0	0,0
55,2	19,0	12,2	37,1
153,4	35,1	23,8	74,9
267,2	55,2	38,6	118,3
369,5	73,6	51,1	161,3
469,5	94,5	65,6	206,3

De acordo com a Tab. 4.13, verifica-se que as deformações obtidas possuem também uma ordem de grandeza bem pequena, porém, maiores que as obtidas no ensaio com a água devido aos valores de pressões aplicados nesse ensaio possuírem valores superiores.

As Figuras 4.30, 4.31 e 4.32 apresentam os gráficos das deformações em função da pressão para os extensômetros nas direções A, B e C, respectivamente. Além disso, são apresentadas as respectivas equações das linhas de tendência para cada direção.

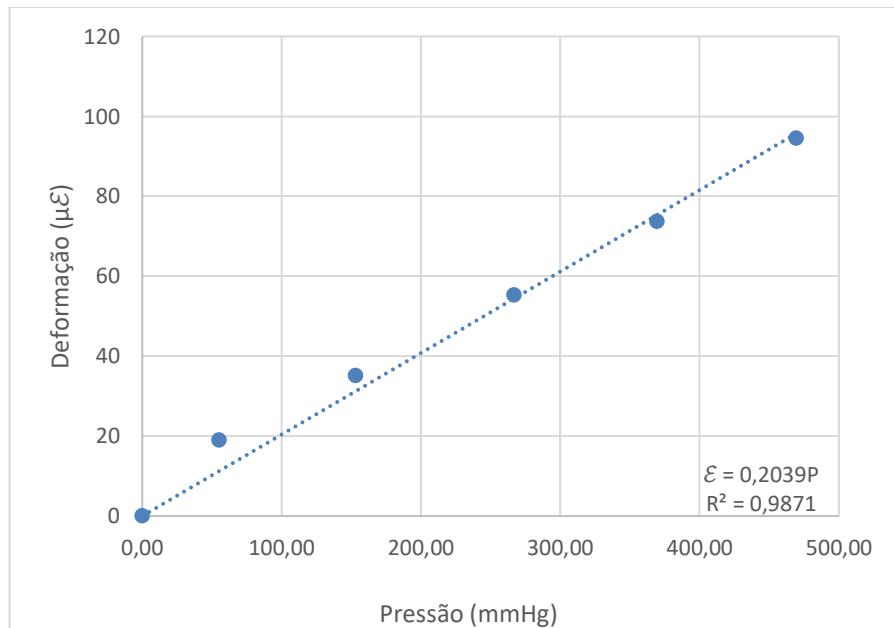


Figura 4.30 –Deformação em função da pressão na direção A utilizando ar comprimido

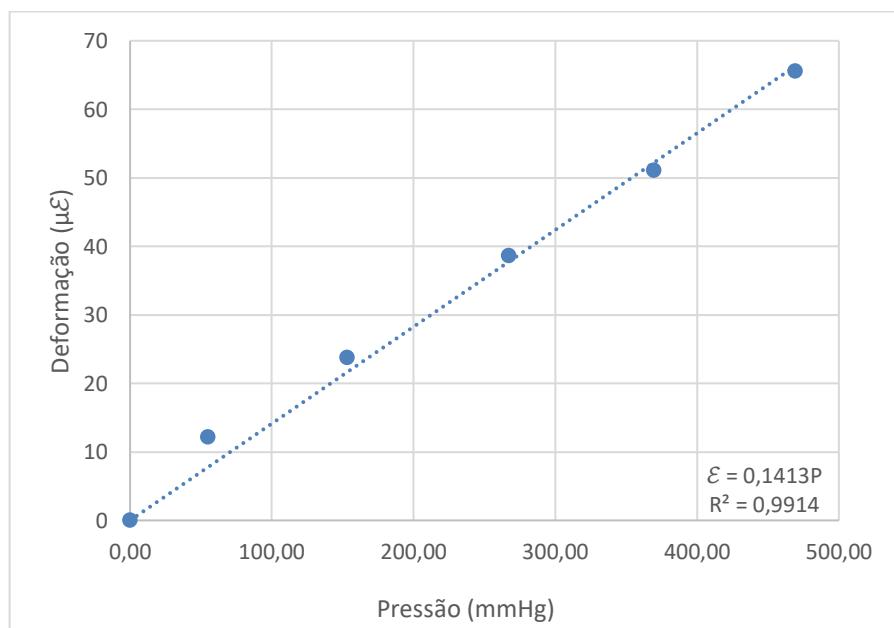


Figura 4.31 –Deformação em função da pressão na direção B utilizando ar comprimido

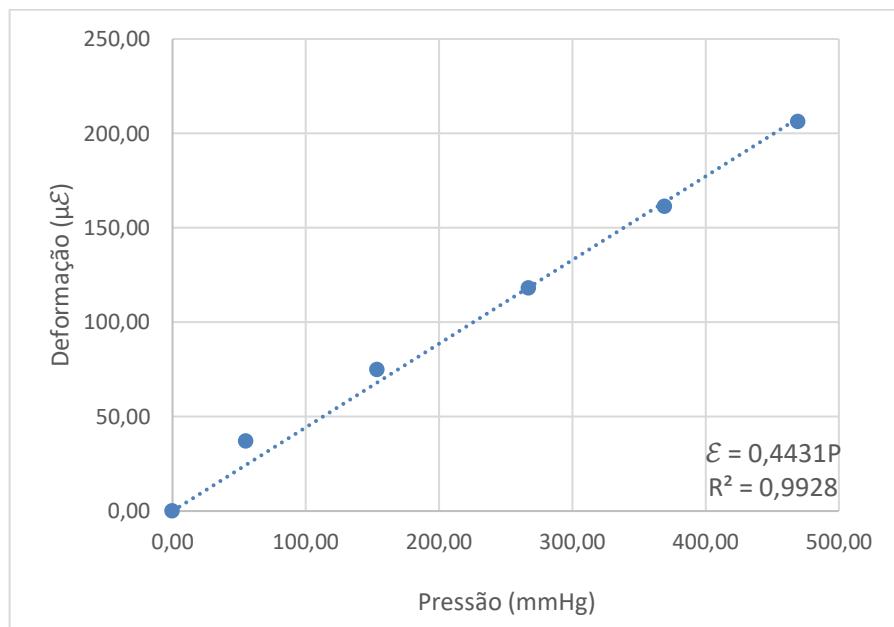


Figura 4.32 – Deformação em função da pressão na direção C utilizando ar comprimido

Pode-se verificar pelas Figs. 4.30, 4.31 e 4.32 que a deformação craniana aumentou conforme o aumento da pressão aplicada, acompanhando a variação da pressão. Em todas as direções do extensômetro essa variação se apresentou de forma praticamente linear e com resultados mais estáveis, diferentemente do que aconteceu no ensaio utilizando a água.

A partir das deformações obtidas e apresentadas na Tab. 4.14 foram calculadas as deformações principais, ε_1 e ε_2 , utilizando as Eqs. (4.11) e (4.12). Assim, as deformações principais para os valores de pressão adotados foram obtidas e apresentadas na Tab. 4.14 e graficamente pelas Figs. 4.33 e 4.34.

Tabela 4.14 – Deformações principais obtidas experimentalmente com o ar comprimido

Pressões (mmHg)	Deformações principais ($\mu\epsilon$)	
	ε_1	ε_2
0,0	0,0	0,0
55,2	37,3	-26,9
153,4	75,2	-60,2
267,2	119,0	-93,8
369,5	162,0	-133,0
469,5	207,0	-169,0

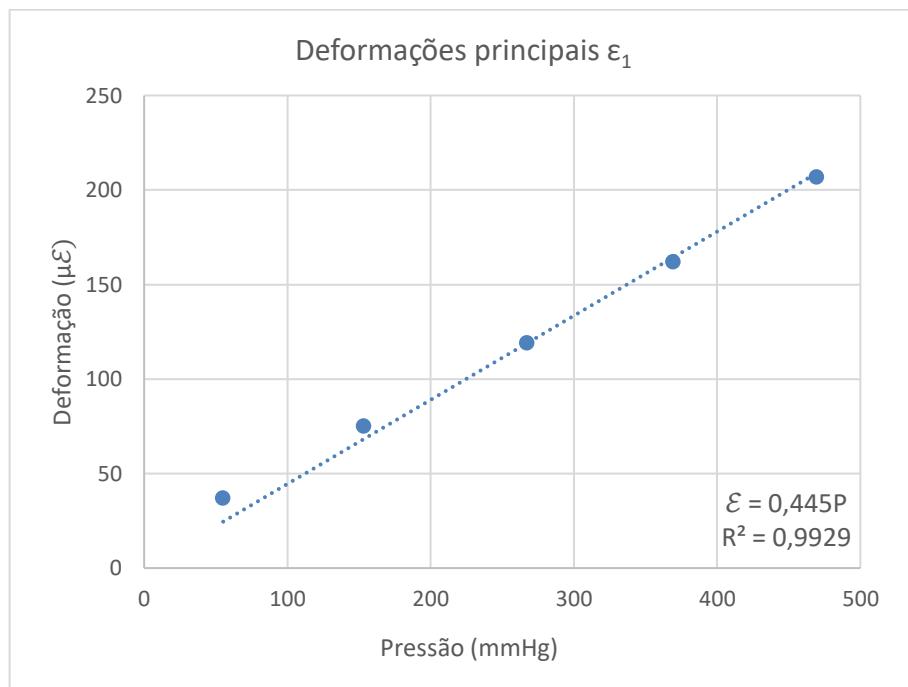


Figura 4.33 – Deformação principal ε_1 em função da pressão utilizando ar comprimido

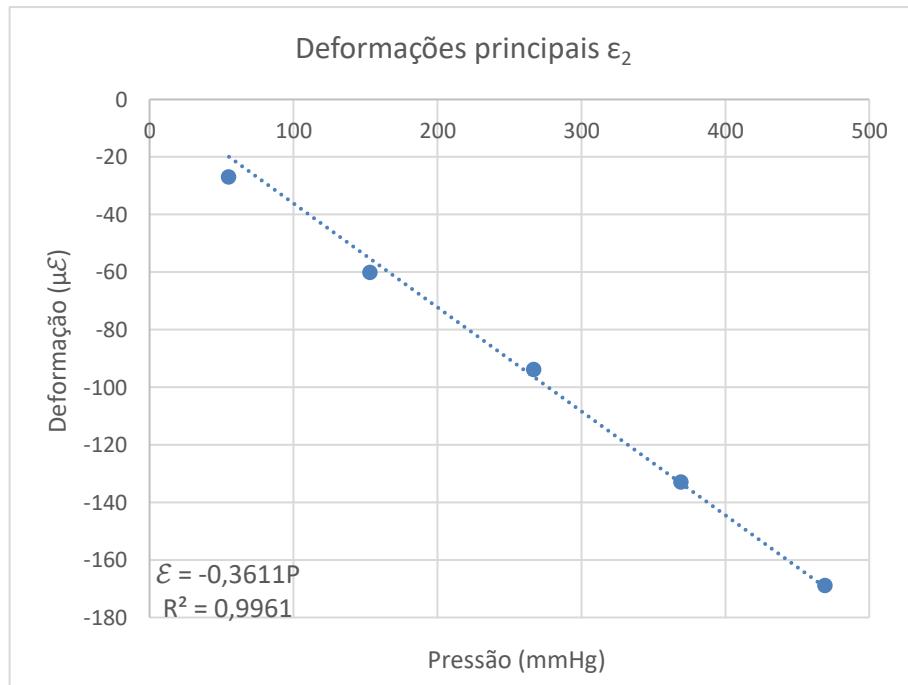


Figura 4.34 - Deformação principal ε_2 em função da pressão utilizando ar comprimido

Conforme os dados apresentados na Tab. 4.14 e nas Figs. 4.33 e 4.34, as deformações principais variaram de forma crescente e praticamente linear com o aumento da pressão, diferentemente do comportamento das deformações principais obtidas ao utilizar a água como fluido.

Ao utilizar o ar comprimido, os sinais obtidos se comportaram de forma mais estável com melhores resultados em comparação ao anterior. Os níveis de pressão aplicados, a não oscilação e facilidade de trabalho do fluido utilizado, contribuíram para esses resultados obtidos. Acredita-se que a instabilidade da água no sistema é o principal motivo para os sinais inconstantes obtidos no primeiro ensaio.

Essas deformações principais também foram comparadas com os valores obtidos através de uma simulação por elementos finitos, apresentada no Capítulo V, a fim de comparar e validar o modelo numérico com base nos ensaios experimentais.

Ao utilizar o ar comprimido nesse ensaio, foram aplicadas pressões de valores maiores que o ensaio com a água. A fim de verificar as deformações para pequenas pressões, ao utilizar este fluido, foram utilizadas as equações de regressão linear, apresentadas nas Figs. 4.30, 4.31 e 4.32:

$$\varepsilon = 0,2039P \quad (4.16)$$

$$\varepsilon = 0,1413P \quad (4.17)$$

$$\varepsilon = 0,4431P \quad (4.18)$$

Onde:

ε = Deformação [$\mu\varepsilon$];

P = Pressão aplicada [mmHg].

Assim, as Eqs. (4.16), (4.17) e (4.18) foram utilizadas para obter as deformações aplicando pressões de valores iguais aos valores aplicados no ensaio com a água. As deformações encontradas, de acordo com cada pressão, estão apresentados na Tab. 4.15.

A partir das deformações apresentadas na Tab. 4.15, foram utilizadas as Eqs. (4.11) e (4.12) para calcular os valores das deformações principais. Essas deformações principais obtidas estão apresentadas na Tab. 4.16.

Tabela 4.15 – Deformações obtidas a partir das retas de regressão linear do ensaio com ar comprimido utilizando as pressões adotadas no ensaio com água

Deformações ($\mu\epsilon$)			
Pressões (mmHg)	Direção A	Direção B	Direção C
7,55	1,54	1,07	3,34
21,64	4,41	3,06	9,59
37,66	7,68	5,32	16,68
53,06	10,82	7,50	23,35
68,28	13,92	9,65	30,25

Tabela 4.16 - Deformações principais obtidas utilizando valores das pressões adotados no ensaio com a água

Deformações principais ($\mu\epsilon$)		
Pressões (mmHg)	ϵ_1	ϵ_2
7,55	3,35	-2,71
21,64	9,62	-7,81
37,66	16,73	-13,57
53,06	23,42	-18,82
68,28	30,34	-24,60

Ao aplicar pressões de pequenos valores foi possível determinar quais seriam as deformações principais obtidas para o sistema com o ar comprimido como fluido, verificando o comportamento do crânio para esses níveis de pressão. Ao utilizar equações provenientes de uma linearização, as deformações principais obtidas, consequentemente, apresentam um comportamento linear com o aumento da pressão, apresentado um comportamento distinto às obtidas no ensaio com a água, o que pode ser verificado nas Figs. 4.35 e 4.36.

Para verificação do comportamento do crânio para esses níveis de pressão, as deformações principais apresentadas na Tab. 4.16 foram comparadas por simulação numérica, apresentada no Capítulo V.

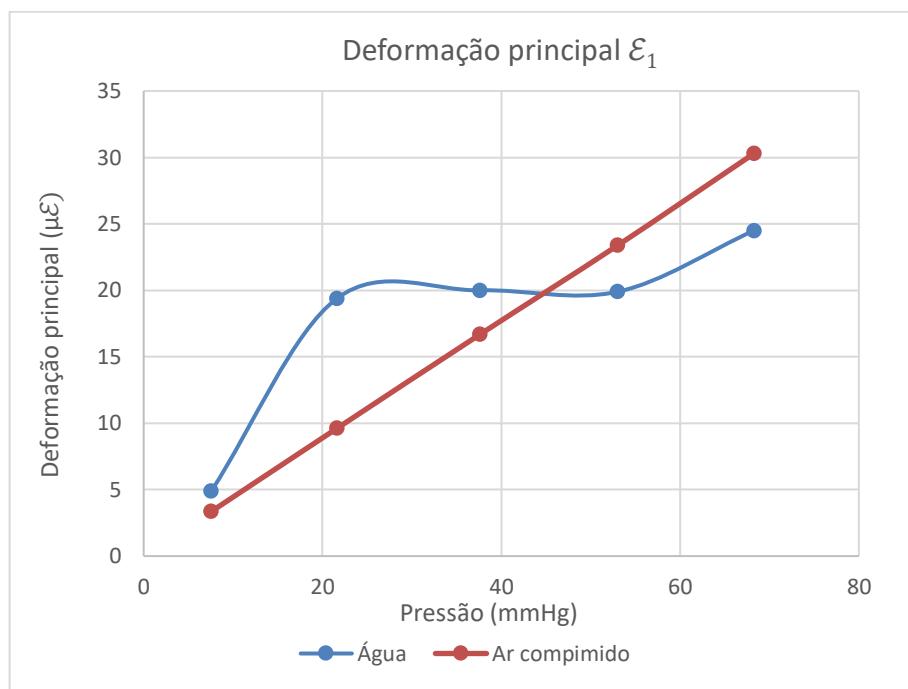


Figura 4.35 – Comparação entre as deformações principais (\mathcal{E}_1) obtidas utilizando a água e utilizando a equação de regressão linear para o ar comprimido

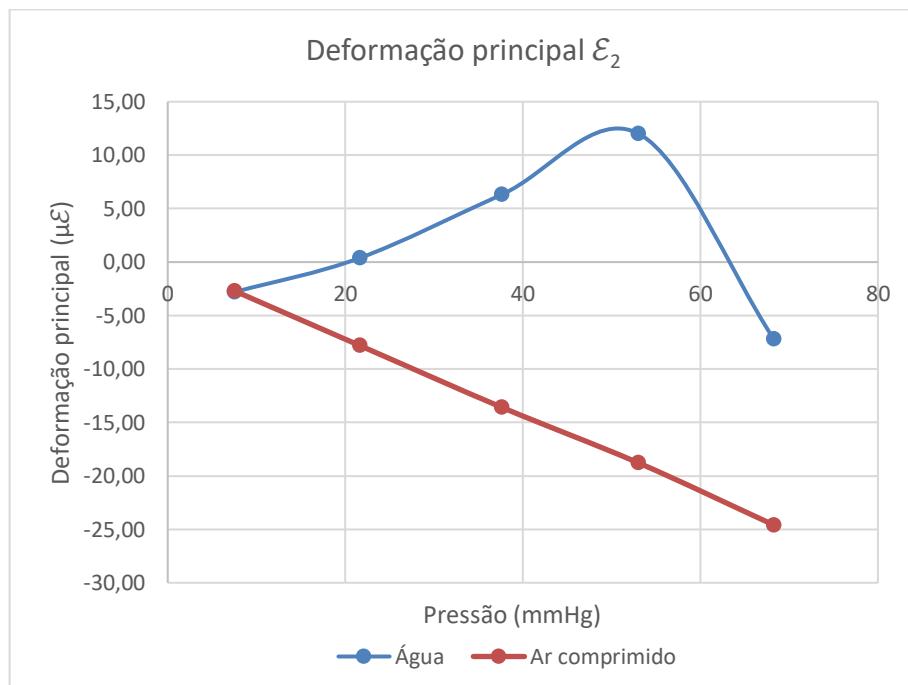


Figura 4.36 – Comparação entre as deformações principais (\mathcal{E}_2) obtidas utilizando a água e utilizando a equação de regressão linear para o ar comprimido

Em uma primeira análise, os experimentos utilizando a água e o ar comprimido foram úteis e viáveis para verificar que é possível medir a deformação craniana por meio do

extensômetro selecionado. Além disso, foram necessários para verificar a ordem de grandeza dessas deformações e o comportamento do crânio impresso quando submetido a fluidos distintos e pressões de diferentes grandezas.

Para pequenas pressões aplicadas o sistema se mostrou mais instável, principalmente devido a oscilação do fluido utilizado nesse ensaio. Para pressões mais elevadas, aplicadas pelo ar comprimido, o crânio apresentou melhores resultados com comportamentos praticamente lineares.

Utilizando o ar comprimido, as pressões aplicadas variaram de 55,16 a 469,46 mmHg que são valores muito elevados comparados aos valores da PIC, porém, esse ensaio foi útil para verificar o fato definido em projeto que, utilizando o ar, o sistema responde com uma melhor estabilidade do que ao utilizar a água. Assim, surge a necessidade de desenvolver um sistema de aplicação de pressões pneumáticas que simulem os valores das pressões da PIC. Esse sistema está apresentado na seção 4.3.

4.3 Aparato experimental utilizando uma fita fixada ao crânio

A próxima etapa do trabalho foi desenvolver um aparato experimental que identificasse a pressão aplicada internamente no crânio e que respondesse à sua variação. Esta foi a abordagem de projeto a ser testada, uma vez que, em condições reais, é praticamente impossível e inviável a fixação de um extensômetro no crânio. A estratégia é utilizar os extensômetros externamente ao crânio fixados em elementos que respondam as microdeformações cranianas e estas possam ser captadas e calibradas por meio dos extensômetros. Esta avaliação não é inédita e foi avaliada no trabalho de Andrade (2013) e Vilela (2010), apresentados no Cap. II.

No entanto, não existiam dados suficientes que indicavam a sensibilidade dos extensômetros para as microdeformações que ocorrem no crânio para variações da PIC. Além disso, devido as condições envolvidas, era difícil efetuar uma correlação direta para o valor da PIC de uma forma confiável. Portanto, uma análise completa utilizando um novo aparato experimental foi realizada para avaliar os níveis de PIC por um extensômetro, porém, sendo validado por uma análise computacional por elementos finitos.

Utilizando os experimentos com água foi possível aplicar pequenos valores de pressão que simulassem o valor da pressão intracraniana, porém, os resultados obtidos não foram muito satisfatórios devido à instabilidade da água no sistema e ao comportamento do crânio em

resposta às pressões. Porém, apesar dessa instabilidade foi possível medir o valor da deformação usando as pequenas pressões impostas ao crânio. Quando se utilizou o ar comprimido, o sistema possuiu uma maior estabilidade com níveis de deformação constantes em cada intervalo, porém, os valores aplicados foram bem maiores que os valores da Pressão Intracraniana. Com isso, foi desenvolvido um novo dispositivo para a aplicação da pressão utilizando um sistema de pressão pneumático com uma adaptação de válvulas já existentes no mercado e economicamente viáveis.

Devido à dificuldade em encontrar válvulas pneumáticas que trabalhassem com o nível de pressão da PIC, foi utilizada a válvula reguladora de pressão por diafragma, Fig. 4.37. Essa válvula é utilizada normalmente em botijão de gás e tem a função de reduzir a pressão do gás que sai do botijão até 2,8 kPa, que é a pressão de utilização no fogão. Assim, ela reduziria a pressão do compressor adotado à valores a serem pré-definidos no experimento.

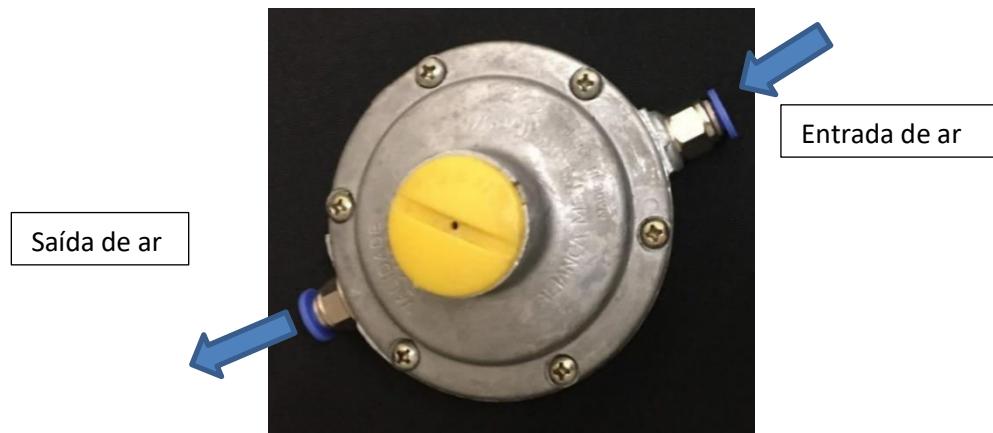


Figura 4.37 – Válvula reguladora de pressão

A Figura 4.38 ilustra as partes internas dessa válvula.

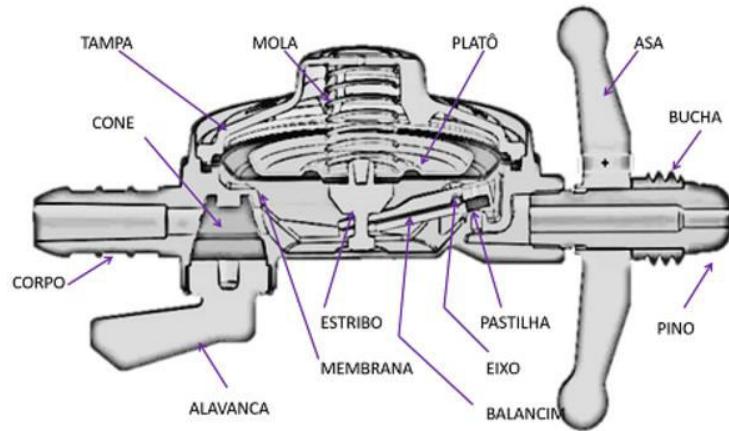


Figura 4.38 - Partes internas da válvula. Disponível em:

<<http://www.lojaimar.com.br/paginainstitucional/duvidassobreproduto>>. Acessado em 20 de agosto de 2017

A regulagem da pressão é feita por um mecanismo interno composto pelo subconjunto obturador, subconjunto diafragma e mola, Fig 4.39.



(a) (b) (c)

Figura 4.39- Componentes do mecanismo interno de regulagem da pressão: (a) subconjunto obturador, (b) subconjunto diafragma e (c) mola. Disponível em:

<<http://www.lojaimar.com.br/paginainstitucional/duvidassobreproduto>>. Acessado em: 20 de agosto de 2017

Como a mola faz parte do mecanismo de redução da pressão, foi feito um ensaio para determinar a sua constante elástica e assim verificar a característica da mola que é capaz de reduzir a pressão para o valor definido de 2,8 kPa.

Para determinar a constante elástica foram utilizados uma máquina de ensaio de tração para a aplicação de uma carga de compressão sobre a mola, uma célula de carga de 500 N e um relógio comparador para determinar o deslocamento da mesma provocado pela carga, montados conforme Fig 4.40. Além do relógio comparador foi utilizado o sistema de aquisição Lynx® para medir a carga aplicada e obter o deslocamento, a fim de comparar os dados com o relógio comparador.

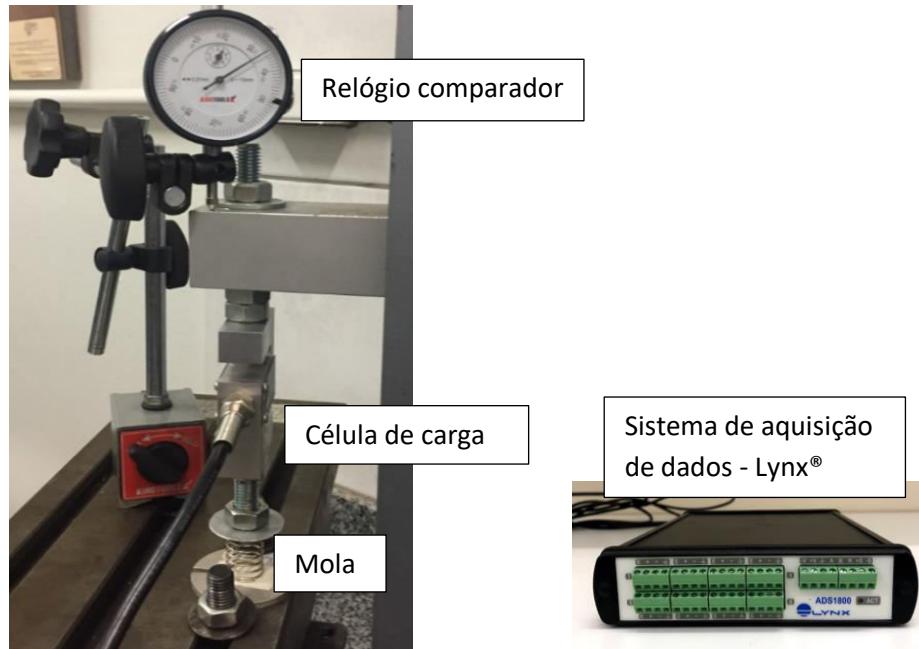


Figura 4.40 – Aparato para determinação da constante elástica da mola

A carga foi aplicada gradativamente e determinado o deslocamento da mola correspondente, apresentados na Tab. 4.17.

Tabela 4.17 - Tabela de carga aplicada e o deslocamento correspondente

Deslocamento (m)	Carga aplicada (N)
0,00000	0,00
0,00167	0,88
0,00406	1,86
0,00544	2,45
0,00655	2,94
0,00807	3,63
0,01053	4,71
0,01406	6,38

Para determinar a constante elástica da mola em N/m é necessário a determinação do deslocamento referente a carga aplicada.

A partir dos dados de deslocamento e força aplicada foi feita uma regressão linear a fim de determinar o coeficiente angular da reta, que é a constante elástica da mola, Fig 4.41.

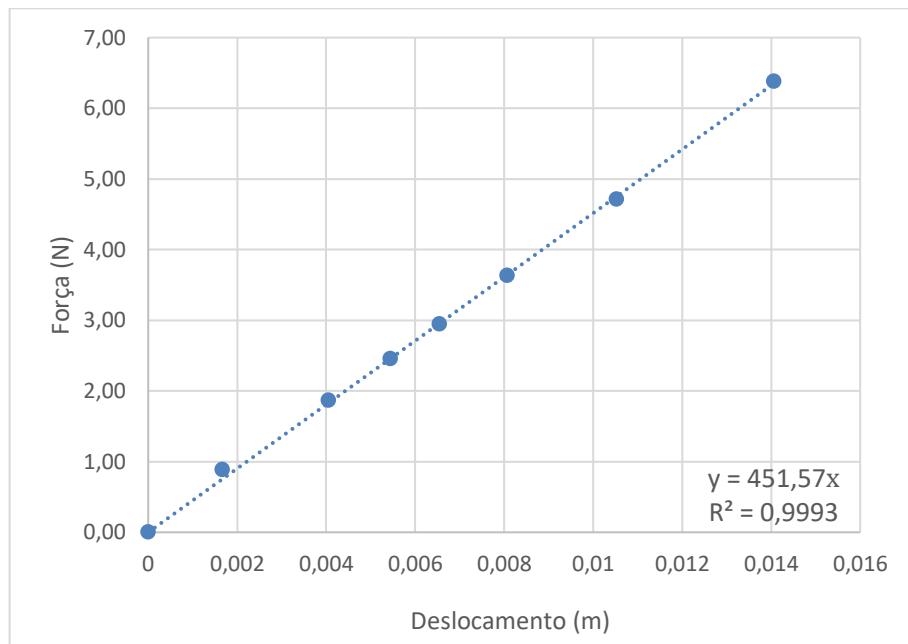


Figura 4.41 –Determinação da constante elástica da mola

Assim, obteve-se o valor para a constante elástica de $k = 451,57 \text{ N/m}$. Portanto, essa é a constante elástica da mola utilizada na válvula reguladora capaz de reduzir a pressão para 2,8 kPa (21 mmHg).

Com o objetivo de simular o aumento da PIC, foi necessário obter outras válvulas que permitissem valores diferentes de pressão, simulando valores normais até casos onde a pressão intracraniana estivesse bem elevada. Foram confeccionadas duas novas molas para possibilitar a obtenção das pressões de 5 mmHg (0,67 kPa) e 40 mmHg (5,3 kPa). A priori, as molas deveriam ter constantes elásticas de 107,4 N/m e 860,1 N/m para os valores de 5 mmHg e 40 mmHg, respectivamente. Porém, para a fabricação é preciso atender às características dos arames existentes comercialmente. Para determinar as dimensões das molas a serem fabricadas foi utilizada a Eq. (4.19) (BUDYNAS; NISBETT, 2011).

$$R = \frac{d^4 \cdot G}{D^3 \cdot n \cdot 8} \quad (4.19)$$

Onde:

R = constante elástica da mola [kgf/mm];
 d = diâmetro do arame [mm];
 D = diâmetro externo [mm];
 n = espiras ativas;
 G = módulo de elasticidade ao cisalhamento [kgf/mm²].

Assim, as molas foram fabricadas conforme as dimensões descritas na Tab. 4.18.

Tabela 4.18 - Dimensões das molas fabricadas

	Mola para pressão de 5 mmHg	Mola para pressão de 40 mmHg
d (mm)	0,8	1,1
D (mm)	18,5	16,5
n	6,5	5,0
G (kgf/mm²)	7382	7382
R (kgf/mm)	0,0105	0,0740

De acordo com a Tab. 4.18 os valores das constantes elásticas das molas não são exatamente iguais aos valores antes determinados, devido a adequação das dimensões adotadas em função dos diâmetros dos arames comerciais. Apesar dessa diferença, as válvulas fabricadas possuem valores de pressão próximas às previamente definidas, uma vez que, foram testadas utilizando um manômetro.

Com as válvulas já definidas, foi montado o circuito pneumático apresentado na Fig. 4.42. Ele é composto de um minicompressor, seis válvulas de controle de fluxo unidirecional cuja regulagem é realizada através de um parafuso e três válvulas reguladoras de pressão para reduzirem a pressão do compressor à valores determinados. As válvulas reguladoras adotadas foram as duas novas válvulas em que as molas foram confeccionadas e a utilizada comercialmente para reduzir a pressão do botijão de gás.

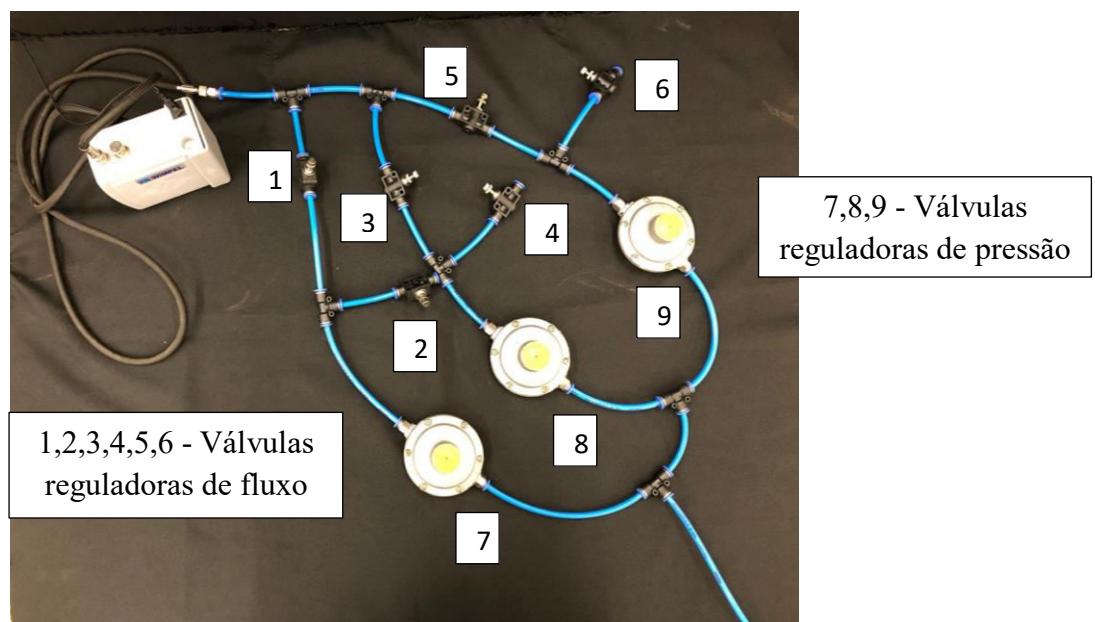


Figura 4.42 – Circuito pneumático

A combinação de abertura e fechamento das válvulas de controle de fluxo permitiu a obtenção de 4 valores de pressão, sendo: 7,95, 19,49, 22,65 e 40,45 mmHg. Essas pressões foram medidas utilizando um manômetro em U com água confeccionado para tal experimento, Fig. 4.43. As medidas das pressões feitas no manômetro foram em cmH₂O, sendo: 10,8, 26,5, 30,8 e 55.

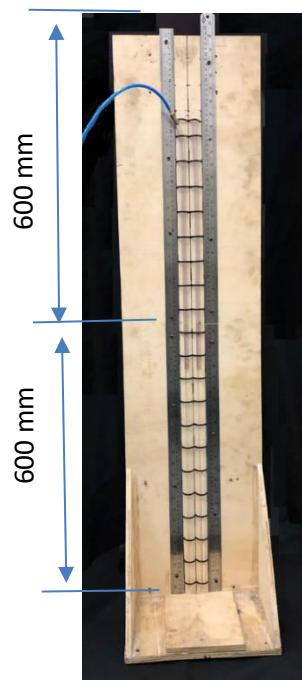


Figura 4.43 – Manômetro em U

Com a finalidade de desenvolver um dispositivo que medisse externamente a deformação craniana, uma vez que, em condições reais é inviável a colagem de um extensômetro em um crânio humano, e para melhorar a sensibilidade do sistema à pequenas pressões, foi fabricada uma fita para ser adaptada na parte externa do crânio. Assim, foi colado um extensômetro nessa fita para captar as deformações provocadas pelas pressões quando inseridas no crânio vedado. Foram confeccionadas duas fitas separadas e unidas por dois ajustes, superior e inferior, que as mantinham fixadas em torno do crânio acompanhando sua curvatura, Fig. 4.44.

A fita foi impressa em poliácido láctico (PLA) com preenchimento de 10%, altura entre camadas de 0,19 mm e ângulo de ativação de suporte de 45°, com as dimensões apresentadas na Fig. 4.45. Ela foi impressa devido a necessidade de obter uma fita com as dimensões desejadas, com um material mais rígido, devido à utilização do extensômetro, e que conseguisse ajustar à curvatura do crânio. Outras fitas foram confeccionadas com dimensões diferentes, porém essa foi a que melhor satisfez ao contorno do crânio e à sensibilidade do extensômetro.

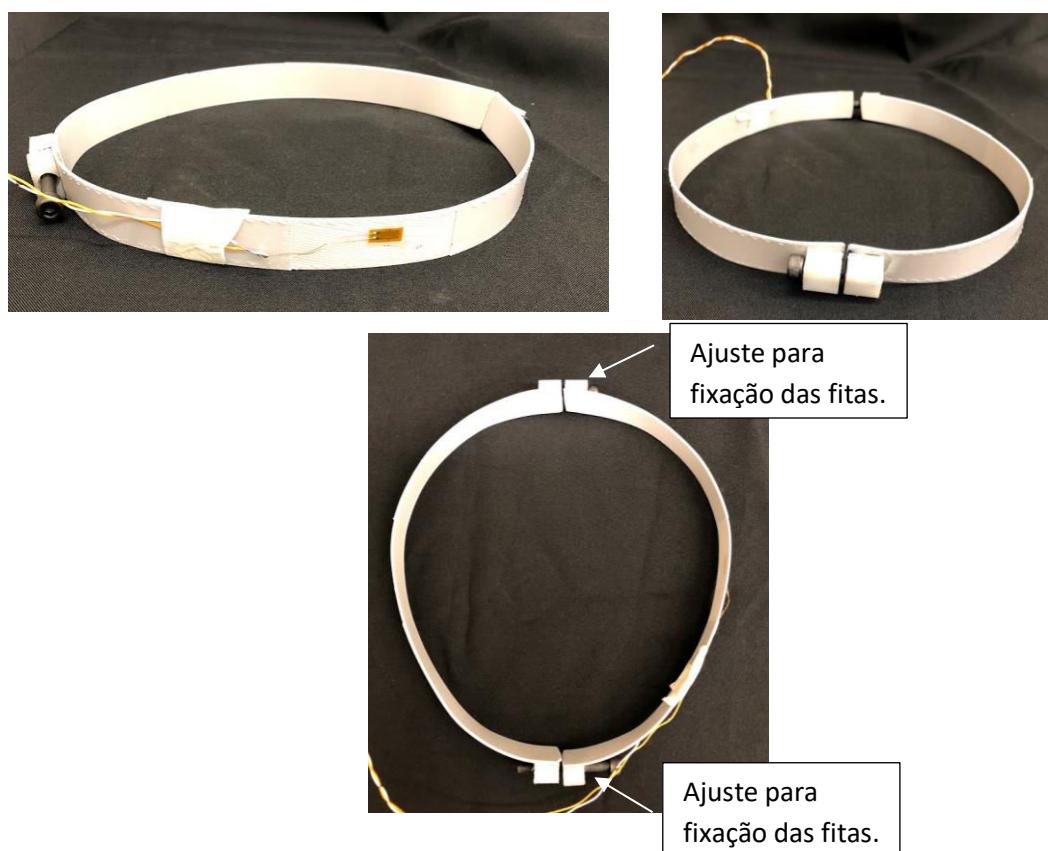


Figura 4.44 – Fitas confeccionadas para o aparato de medição das deformações

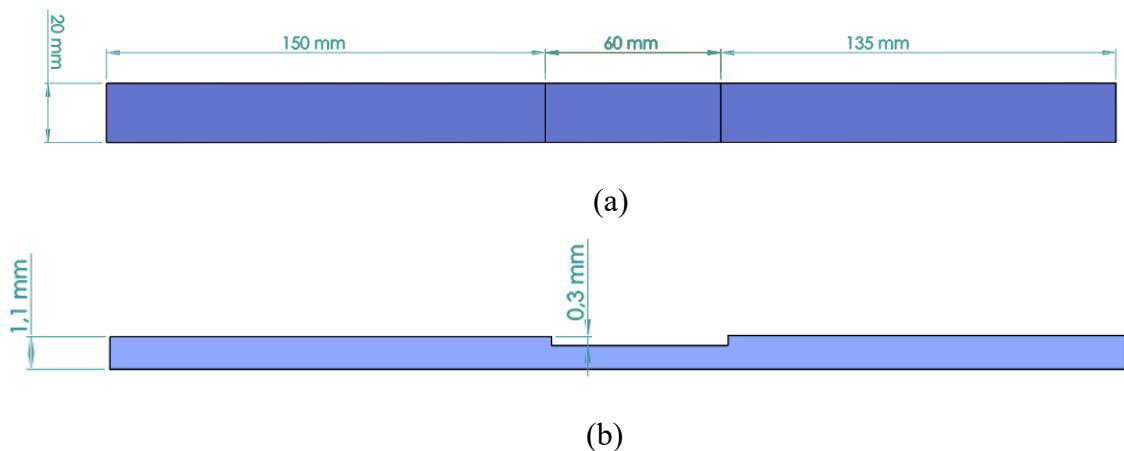


Figura 4.45 – (a) Dimensões lineares da fita, (b) Espessuras da fita

Verifica-se na Fig. 4.45 que uma região da fita possui uma espessura menor em relação ao restante. Isso foi feito para que essa região tenha uma maior sensibilidade à deformação em relação ao restante da fita pois, para uma mesma carga, quanto menor a área maior a deformação sofrida, o que foi evidenciado na análise por elementos finitos mostrada no Capítulo V. Com isso, o extensômetro foi colado nessa região. Assim, a medida da deformação da circunferência craniana propagada na região mais fina da fita de acordo com o aumento da pressão interna, seria feita pelo extensômetro.

A montagem da fita no crânio impresso está mostrada na Fig. 4.46. A posição da fita foi determinada para que a região da localização do extensômetro ficasse na região parietal do crânio devido as características já mencionadas.



Figura 4.46 – Aparato experimental utilizando a fita para análise da deformação craniana

Nesse experimento, foi usado um extensômetro unidirecional sendo colocado na direção longitudinal da fita, mostrado na Fig. 4.46, uma vez que se presumiu que a maior deformação seria nesse sentido, devido a forma como a fita foi posicionada em torno do crânio. Como ela está ajustada e não colada, ela tende a deformar nessa direção a medida em que o crânio se expande. Diferentemente do que acontece na direção transversal, que tende a ter menor deformação com a expansão do crânio.

O modelo do extensômetro usado foi o PA-06-250BA-120LEN, fabricado pela Excel Sensores Ltda, Fig. 4.47. Foi utilizado apenas um extensômetro, ligado em $\frac{1}{4}$ de ponte no sistema de aquisição para ser analisada a condição mais crítica da ponte de Wheatstone, no qual possui menor sensibilidade. Portanto, se o extensômetro conseguir medir de forma eficiente nessa configuração, nas configurações de meia ponte e ponte completa ele medirá de forma apropriada.

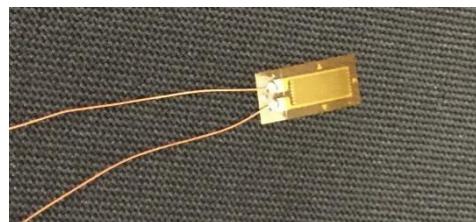


Figura 4.47 – Extensômetro unidirecional utilizado

Para a medição das deformações, o extensômetro foi conectado ao equipamento de aquisição Lynx® modelo ADS 2000, Fig. 4.48. Tal equipamento foi ligado diretamente em um notebook para a aquisição e exibição dos resultados.



Figura 4.48 - Equipamento de aquisição Lynx® modelo ADS 2000

O aparato experimental foi construído conforme desenho esquemático da Fig. 4.49. Neste aparato montado foi retirada a mangueira para entrada de ar e feita uma abertura na parte traseira

do acrílico para a conexão da mangueira do sistema pneumático. Essa abertura foi vedada com um anel de vedação para impedir o vazamento do fluido.

Para realizar os ensaios, primeiramente foi necessário calibrar o extensômetro na Lynx® cujas configurações iniciais foram: tensão de alimentação: 2V, ganho: 1000 e filtro: 20Hz. Para cada valor de pressão inserido no crânio, o sistema resultava num valor de tensão de saída, Tab. 4.19. A unidade das pressões foi apresentada em cmH₂O devido a utilização do manômetro em U e em mmHg para melhor compreensão dos valores aplicados em relação à PIC.

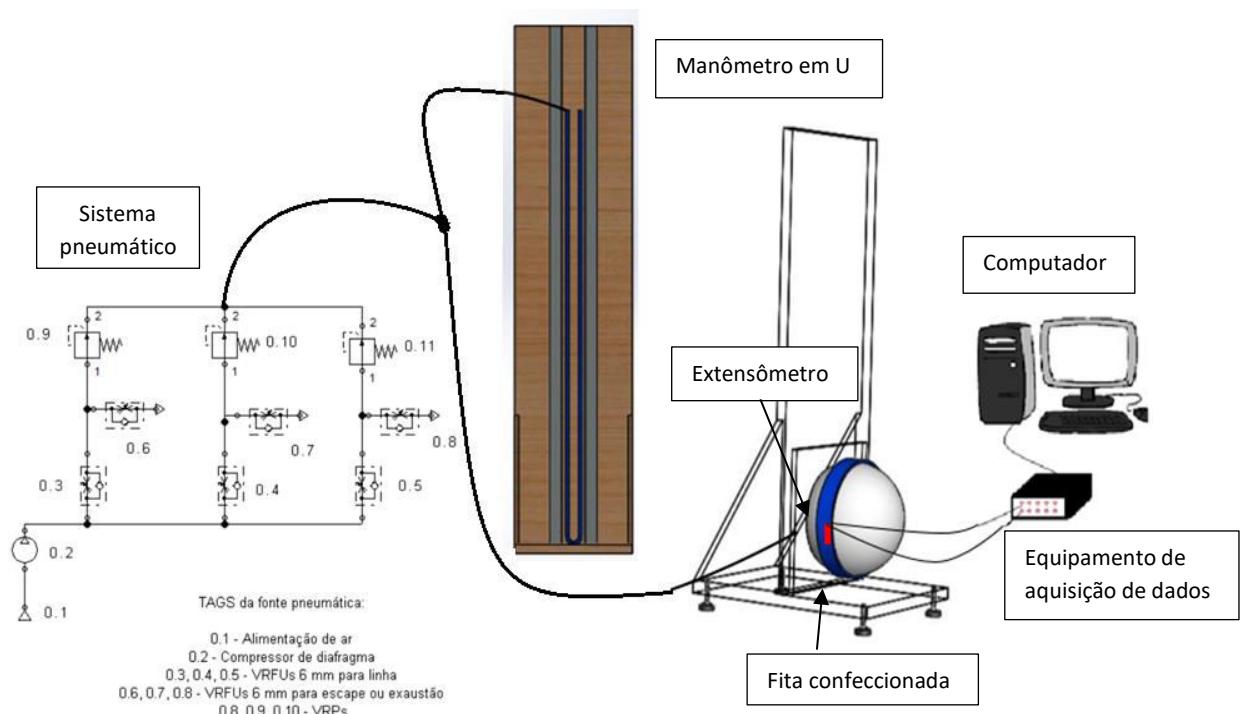


Figura 4.49 - Desenho esquemático do aparato experimental desenvolvido

Tabela 4.19 – Dados para calibração do extensômetro

Pressão (mmHg)	Pressão (cmH ₂ O)	Tensão (V)
0,00	0,00	0,0034
7,94	10,8	0,0086
19,49	26,5	0,0130
22,65	30,9	0,0145
40,45	55,0	0,0190

A partir dos valores da Tab. 4.19, obteve-se a reta de calibração do sistema de aquisição de sinais, Fig. 4.50.

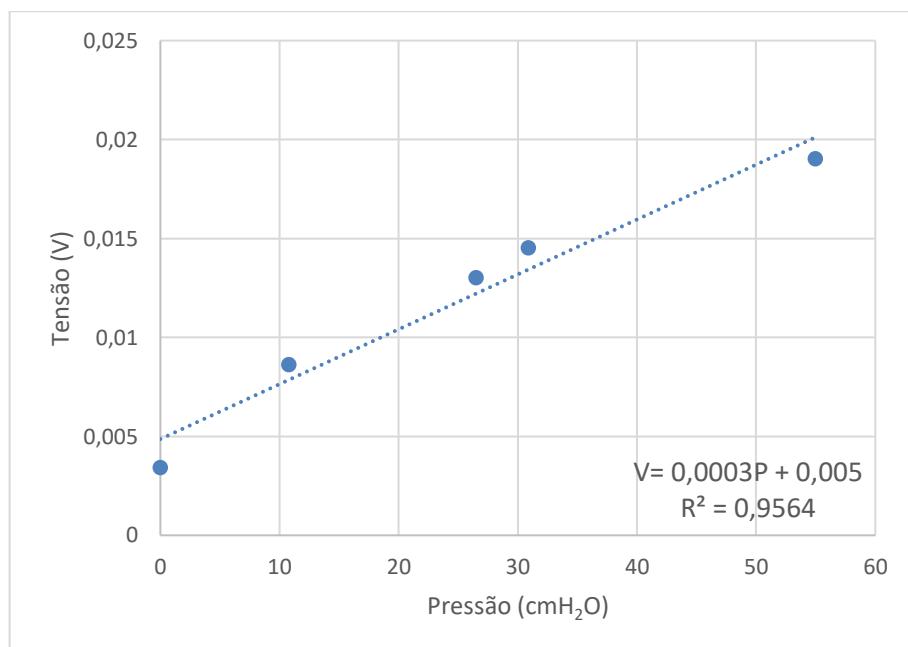


Figura 4.50 – Reta de calibração do extensômetro

Com o extensômetro calibrado, espera-se que, a cada vez que essas pressões sejam colocadas no crânio, os mesmos valores sejam medidos pelo extensômetro.

Após a calibração foram executados os ensaios previstos. Foram feitos 10 ensaios e em cada um deles o sistema de aquisição foi ligado permanecendo com a aquisição de dados durante 30 segundos sem a presença de pressão. Após 30 segundos o compressor foi ligado inserindo a pressão de 10,8 cmH₂O (7,94 mmHg) no crânio por 1 min. Após esse tempo, elevou-se a pressão à 26,5 cmH₂O (19,49 mmHg) permanecendo por mais 1 min. Do mesmo modo, elevou-se a pressão à 30,9 cmH₂O (22,65 mmHg) e depois à 55 cmH₂O (40,45 mmHg). Ao final foram feitas as médias dos 10 testes e retirados os 30 segundos iniciais de cada aumento de pressão visando minimizar a interferência da intervenção na manipulação das válvulas. Assim, obteve-se o comportamento da pressão adquirido pelo sistema de aquisição de dados em cmH₂O e em mmHg em função do tempo, respectivamente nas Figs. 4.51 e 4.52.

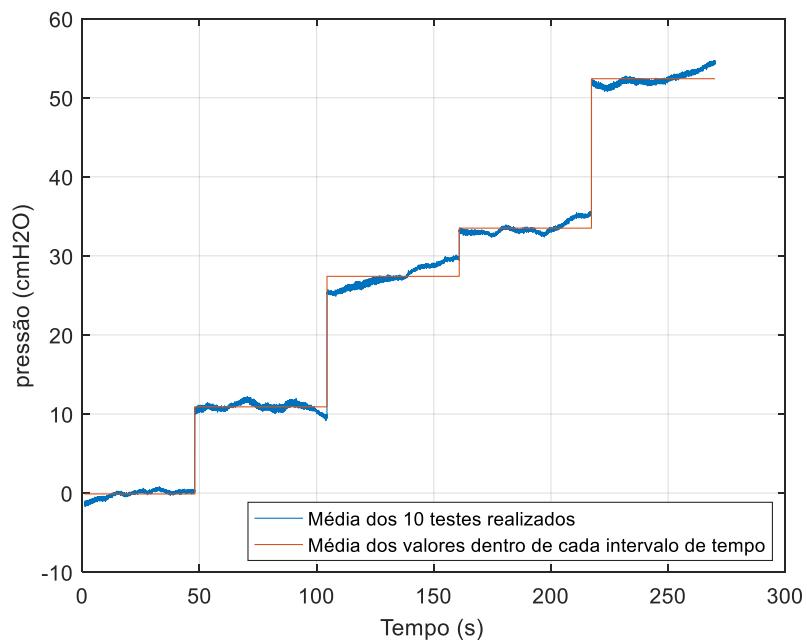


Figura 4.51 - Pressão (cmH₂O) em função do tempo para a média dos testes de um minuto

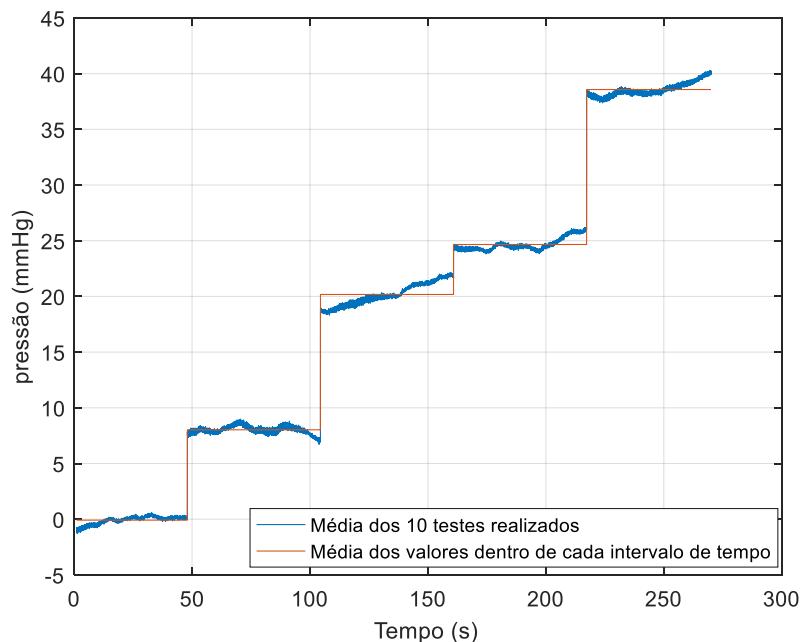


Figura 4.52 - Pressão (mmHg) em função do tempo para a média dos testes de um minuto

As linhas azuis dos gráficos das Figs. 4.51 e 4.52 representam as médias dos 10 testes realizados e as linhas vermelhas representam a média das pressões dentro de cada intervalo de tempo, apresentadas na Tab. 4.20.

Tabela 4.20 – Média das pressões obtidas no ensaio de um minuto

Intervalo de tempo (s)	Média pressão (cmH ₂ O)	Média pressão (mmHg)
0 – 30	-0,11	-0,08
30 - 90	10,90	8,02
90 - 150	27,41	20,16
150 - 210	33,51	24,65
210 - 270	52,40	38,54

Para determinar o quanto as pressões variaram em torno da média em cada patamar, foi feito o cálculo do coeficiente de variação (CV). Esse coeficiente indica se o conjunto de pressões em cada intervalo de tempo se comportaram de forma homogênea ou heterogênea em relação à média obtida. O cálculo do coeficiente de variação é dado por:

$$CV = \frac{s}{\bar{x}} \cdot 100 \quad (4.20)$$

onde:

s=desvio padrão;

\bar{x} = média.

A Tabela 4.21 apresenta os dados de CV calculados. Estes foram feitos utilizando as pressões em cmH₂O que são as utilizadas na calibração do sistema de aquisição de sinais.

Tabela 4.21 – Dados estatísticos analisados

Média pressão (cmH ₂ O)	Desvio padrão (cmH ₂ O)	Coeficiente de variação (%)
-0,11	0,47	427,27
10,90	0,48	4,40
27,41	1,37	4,99
33,51	0,77	2,30
52,40	0,83	1,58

A partir dos valores de CV apresentados na Tab. 4.21, verifica-se que as pressões adquiridas nos intervalos de tempo analisados estão variando próximo às médias obtidas das

pressões, pois valores de CV inferiores a 15% apresentam uma amostra homogênea com pouca variação em relação à média (OLIVEIRA, 2017). O coeficiente de variação para o primeiro patamar, em que há ausência de pressão, apresentou um valor muito elevado devido a média estar próximo à zero. Em razão disso, o valor foi desconsiderado.

A fim de analisar quanto as médias se diferenciaram da pressão aplicada, foi calculado o erro relativo entre elas, Tab. 4.22.

Tabela 4.22 – Erro relativo entre as pressões

Pressão aplicada (cmH ₂ O)	Média pressão (cmH ₂ O)	Erro relativo (%)
0,00	-0,11	-
10,80	10,90	0,93
26,50	27,41	3,43
30,90	33,51	8,45
55,00	52,40	4,73

De acordo com a Tab. 4.22 as médias das pressões obtidas são muito próximas aos valores de pressões aplicadas, apresentando valores de erros relativos baixos. Como a primeira pressão aplicada é considerada zero, devido ao instante onde o compressor se encontrava desligado, o erro relativo foi desconsiderado por indicar um valor infinito. Assim, analisando as outras pressões, o erro médio obtido foi de 4,38%, indicando que o extensômetro utilizado respondeu quantitativamente de forma satisfatória à pressão aplicada. Portanto, o sistema de medição envolvendo a fita com o extensômetro detectou a pressão aplicada percebendo a variação da mesma e acompanhando seu crescimento, mesmo essa tendo um valor baixo, o que pode ser verificado também nas Figs. 4.51 e 4.52.

Foi verificado também o comportamento das médias das pressões obtidas em cada patamar em relação à tensão de calibração do sistema de aquisição de dados. Ou seja, foram utilizadas as tensões equivalentes às pressões aplicadas na calibração da Lynx, Tab. 4.19, juntamente com as médias das pressões obtidas em cada intervalo de tempo, para analisar a linearidade e a correlação entre elas, Fig. 4.53.

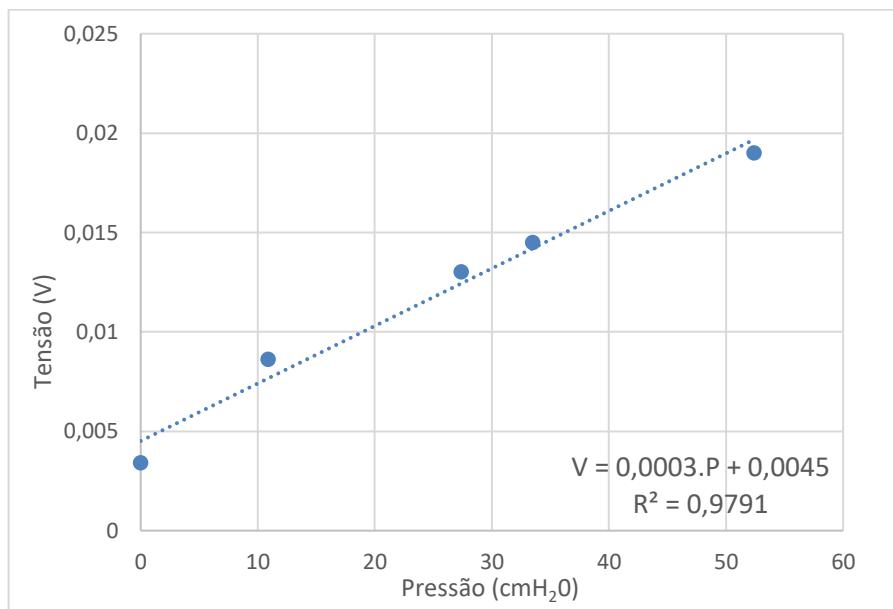


Figura 4.53 –Relação entre a média das pressões e a tensão da Lynx no ensaio de 1 min

Verifica-se pela Fig. 4.53 que as pressões obtidas se comportam de forma linear em relação às tensões apresentadas na calibração do sistema de aquisição de dados, apresentando um R^2 de 0,9791, que é maior que o R^2 obtido na Fig. 4.50.

Ao calibrar o sistema de aquisição de dados é aplicado um valor de pressão e esperado um tempo de estabilização para então registrar a tensão de saída, porém esse tempo é relativamente pequeno se comparado ao tempo de um minuto em que a pressão permaneceu constante nos testes realizados. Portanto, ao esperar um intervalo de tempo maior, as pressões tendem a estabilizar em torno de um valor mais adequado. Por isso, no ensaio em que se manteve a pressão constante durante um minuto a correlação com as tensões de saída apresentou melhor resultado.

Como o monitoramento da PIC é feito em um intervalo de tempo considerável, foi necessário verificar em quanto tempo o sistema de medição construído se tornava estável para medir a pressão com confiabilidade.

Com essa finalidade foram feitos novos ensaios de forma análoga ao anterior, porém cada pressão aplicada foi alterada após dois minutos. Foram feitos dez testes e ao final feitas as médias entre eles. Foram retirados os pontos iniciais de cada aumento de pressão visando minimizar a interferência da intervenção na manipulação das válvulas.

Para verificar o tempo necessário de aquisição do sinal a fim de verificar a estabilidade do sistema, foram analisados intervalos diferentes nos instantes em que a pressão permanecia

inalterada. Durante o intervalo de dois minutos foram considerados três intervalos de tempos, sendo eles:

- 1º: os últimos 90 segundos do intervalo;
- 2º: os últimos 60 segundos do intervalo;
- 3º os últimos 30 segundos do intervalo.

Para cada intervalo destes adotados, foram analisados a média das pressões adquiridas, o desvio padrão, o coeficiente de variação e o erro relativo. Todos esses dados são apresentados nas Tabs 4.23, 4.24, 4.25, equivalentes à cada intervalo de tempo analisado.

Tabela 4.23 – Intervalo de tempo dos últimos 90 segundos

Intervalo de 90 segundos				
Pressões aplicadas (cmH ₂ O)	Média das pressões (cmH ₂ O)	Desvio padrão (cmH ₂ O)	Coeficiente de variação (%)	Erro relativo (%)
0,00	-0,18	0,68	377,78	-
10,80	12,80	1,91	14,92	18,52
26,50	29,41	1,93	6,56	10,98
30,90	37,45	1,31	3,50	21,20
55,00	54,55	0,58	0,97	0,82
Média	-	-	6,49	12,88

Tabela 4.24 – Intervalo de tempo dos últimos 60 segundos

Intervalo de 60 segundos				
Pressões aplicadas (cmH ₂ O)	Média das pressões (cmH ₂ O)	Desvio padrão (cmH ₂ O)	Coeficiente de variação (%)	Erro relativo (%)
0,00	-0,18	0,68	377,78	-
10,80	13,99	0,99	7,08	29,54
26,50	30,61	0,97	3,17	15,51
30,90	38,11	0,978	2,57	23,33
55,00	54,73	0,56	1,02	0,50
Média	-	-	3,46	17,22

Tabela 4.25 – Intervalo de tempo dos últimos 30 segundos

Intervalo de 30 segundos				
Pressões aplicadas (cmH ₂ O)	Média das pressões (cmH ₂ O)	Desvio padrão (cmH ₂ O)	Coeficiente de variação (%)	Erro relativo (%)
0,00	-0,18	0,68	377,78	-
10,80	14,82	0,36	2,43	37,22
26,50	31,45	0,54	1,72	18,68
30,90	37,32	0,60	1,61	20,78
55,00	54,89	0,65	1,18	0,20
Média	-	-	1,74	19,22

Em todos os intervalos analisados, Tabs. 4.23, 4.24 e 4.25, foi desconsiderado o coeficiente de variação e o erro relativo para o primeiro valor de pressão, por motivos já esclarecidos anteriormente.

Analizando os dados obtidos nos últimos 90 s em cada intervalo de tempo de 2 min, apresentados na Tab. 4.23, a média das pressões obtidas estão próximas aos valores das pressões aplicadas apresentando um erro relativo médio de 12,88% entre elas, com um coeficiente de variação médio de 6,49%, o que indica que os valores de pressões obtidas nesse intervalo estão próximos à média considerada.

De acordo com os dados da Tab. 4.24, no qual foram analisados os dados referentes aos últimos 60 segundos no intervalo de dois minutos, a média das pressões apresentaram maior diferença com as pressões aplicadas com um erro relativo médio de 17,22%, porém, o coeficiente de variação médio foi de 3,46%, que é menor do que o coeficiente obtido para o intervalo de 90 segundos, indicando que nesse tempo analisado os valores de pressão obtidos estão mais homogêneos em relação à média adquirida.

Já para o intervalo de 30 segundos, Tab. 4.25, a média das pressões apresentaram um erro relativo médio de 19,22% mostrando valores com maior diferença das pressões aplicadas do que nas outras análises de intervalo de tempo. Porém, o coeficiente de variação médio foi de 1,74%, indicando o menor valor obtido. Assim, para esse intervalo as pressões adquiridas tiveram maior estabilidade, ou seja, todos os dados dos intervalos ficaram mais próximos aos valores da média, mostrando mais confiabilidade no resultado.

A partir dos três casos analisados, verifica-se que a pressão demora um tempo para se estabilizar sendo importante, então, que haja uma monitoração da pressão por um intervalo de tempo maior, a fim de garantir o verdadeiro valor da pressão medida, que é o quesito mais importante. Assim, o intervalo de tempo dos últimos 30 segundos analisados é o que apresenta valores satisfatórios, uma vez que, os dados obtidos nesse intervalo indicam o valor real da pressão.

Utilizando, então, o intervalo de tempo dos últimos 30 segundos, foi observado o comportamento da pressão em cmH_2O e em mmHg em função do tempo, Figs. 4.54 e 4.55, respectivamente. As linhas azuis dos gráficos representam as médias dos 10 testes realizados e as linhas vermelhas representam a média das pressões dentro de cada intervalo de tempo. Pode-se observar pelas Figs. 4.54 e 4.55 que, apesar das médias das pressões obtidas não indicarem com exatidão os valores das pressões aplicadas, essas acompanharam bem o crescimento da pressão, respondendo de forma satisfatória ao sistema.

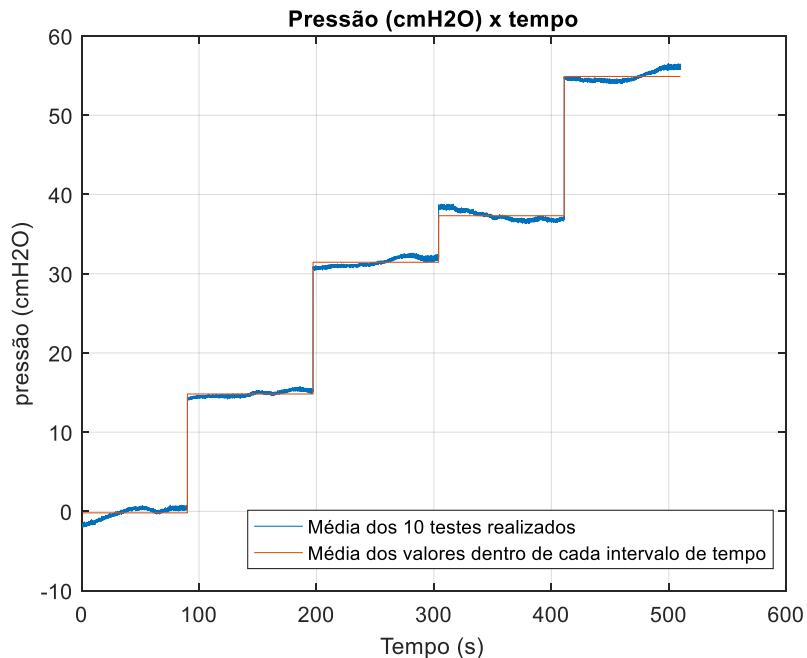


Figura 4.54 – Pressão (cmH_2O) em função do tempo para a média dos testes de dois minutos

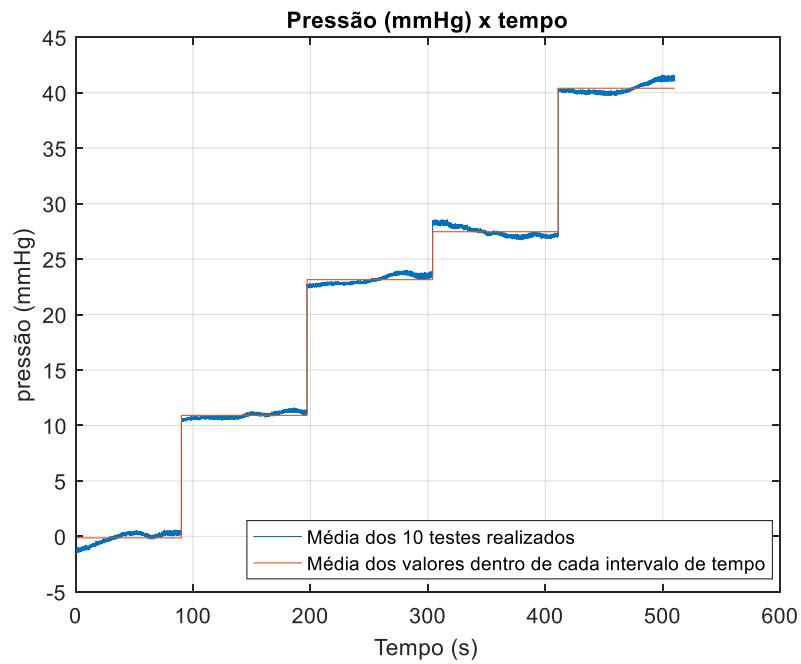


Figura 4.55 – Pressão (mmHg) em função do tempo para a média dos testes de dois minutos

Para verificar o comportamento da média das pressões em função da tensão adquirida na calibração do sistema de aquisição de dados, foi analisada a linearidade entre eles, Fig. 4.56.

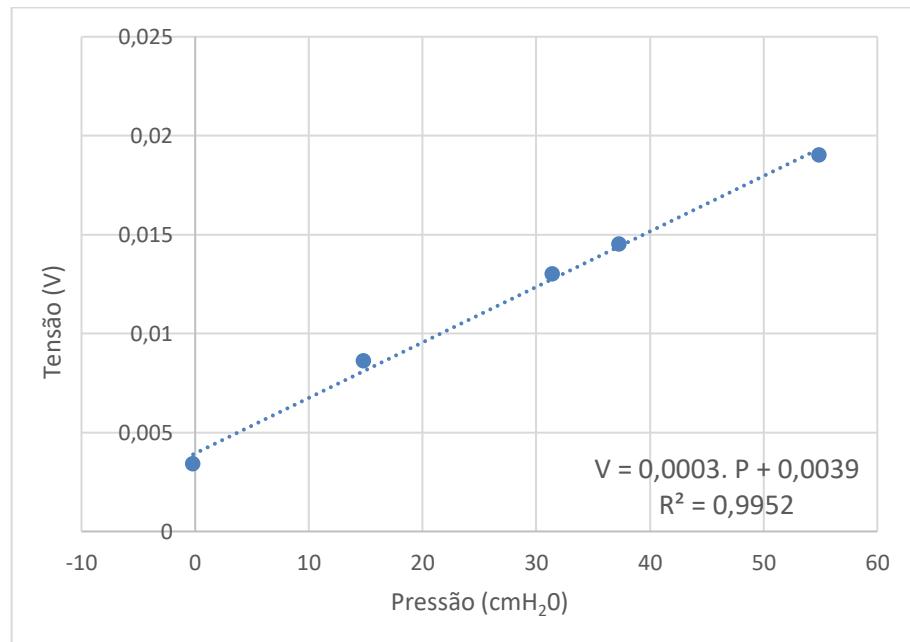


Figura 4.56 - Linearização entre a média das pressões e a tensão da Lynx para o ensaio de intervalo de tempo de dois minutos

Verifica-se pela Fig. 4.56, que nesse intervalo de tempo, as pressões adquiridas tiveram maior correlação com as tensões apresentando um R^2 de 0,9952, indicando um sistema mais linear do que foi obtido na calibração, devido à maior estabilidade das pressões.

Apesar dos valores das pressões variarem em torno da média adquirida, esta apresenta um erro maior em relação às pressões aplicadas, o que pode ser corrigido por uma relação entre elas. Ou seja, o sistema apresenta um erro, mas é possível ajustá-lo e calibrá-lo. Para isso foi analisada a relação entre as pressões médias adquiridas e as pressões aplicadas, Fig. 4.57. Como o intuito do sistema é medir as pressões intracranianas e estas são dadas em mmHg, as médias das pressões serão apresentadas nessa unidade para maior familiaridade com os níveis da PIC.

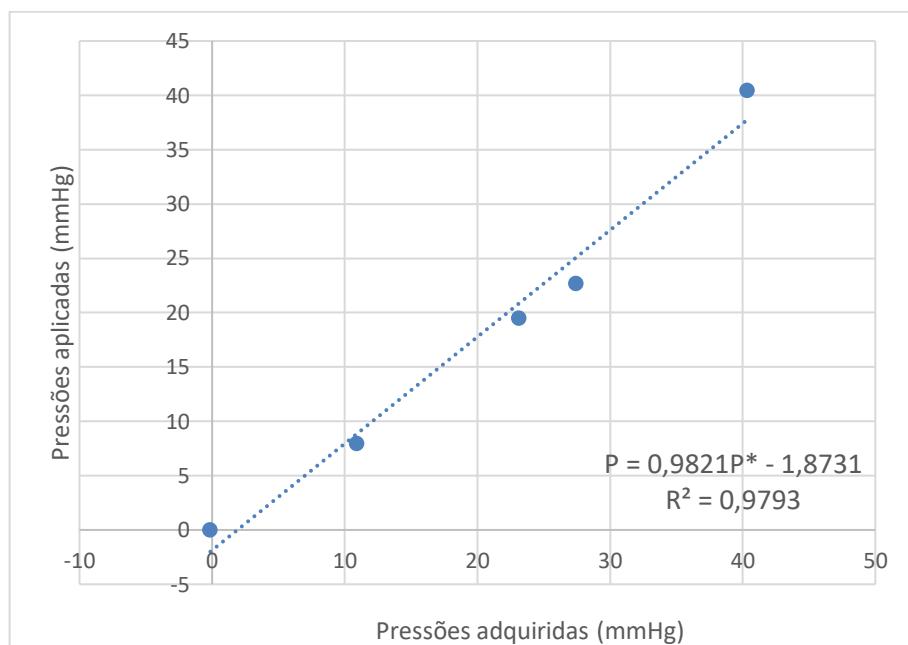


Figura 4.57 –Relação entre as pressões aplicadas e as pressões adquiridas no intervalo de tempo analisado

Assim, ao adquirir os sinais da pressão pelo sistema de aquisição é possível correlacionar com as pressões reais através da Eq. (4.21).

$$P = 0,9821P^* - 1,8732 \quad (4.21)$$

Onde:

P = Pressão aplicada [mmHg];

P^* = Pressão adquirida [mmHg].

Com isso, utilizou-se a Eq. (4.21) para ajustar a pressão média obtida pelo sistema de medição para a pressão real, e assim corrigir os erros. Estes erros são provenientes de condições externas, como variação de temperatura ar, instabilidade do sistema, erros de medição no manômetro e complexidade do modelo analisado. A Tabela 4.26 apresenta as pressões médias obtidas e as pressões corrigidas pela equação, sendo estas as utilizadas para o cálculo das deformações.

Tabela 4.26 – Pressões corrigidas pela Eq. (4.21)

Pressão média obtida (mmHg)	Pressão corrigida pela equação (mmHg)
-0,13	-2,00
10,91	8,83
23,14	20,84
27,45	25,09
40,37	37,77

O extensômetro é utilizado para detectar a deformação da fita e consequentemente, da caixa craniana relacionando com a pressão interna que causa essa deformação. Como o sistema de aquisição de dados foi calibrado para obter os resultados em pressão, foi necessário utilizar a Eq. (4.22) proveniente da equação de linearização da calibração do sistema na Fig. 4.50 para determinar as tensões relacionadas com as pressões médias corrigidas.

$$V = 0,0003P + 0,005 \quad (4.22)$$

Sendo:

V = tensão de saída [V];

P = pressão média obtida corrigida [cmH₂O].

Assim, após determinar as tensões equivalentes às pressões médias da Tab. 4.25, esses valores de tensão foram utilizados para determinar as deformações correspondentes através da Eq. (4.9). Para isso, foi utilizada a tensão de alimentação $E = 2V$, determinada pelo aparelho de aquisição e o fator de sensibilidade do extensômetro $K = 2,11$. Como o sistema de aquisição

estava definido com um ganho de 1000, os valores das deformações obtidas foram divididos por esse ganho e apresentadas na Tab. 4.27.

O primeiro valor da pressão média corrigida da Tab. 4.26 foi obtido como -2 mmHg, devido à oscilação do sistema antes da medição. Porém, foi ajustado para zero pois se trata da medição inicial do sistema, ou seja, sem a presença de pressão e sua correspondente deformação é resultante de um erro do sistema. Assim, o valor de deformação encontrado para esse valor foi descontado das deformações seguintes. A distribuição da deformação obtida em função da média das pressões é apresentada na Fig. 4.58.

Tabela 4.27 – Deformações médias obtidas no ensaio de 2 min utilizando os 30 s finais

Pressão (mmHg)	Deformação (μE)
0,00	0,00
8,83	4,19
20,84	8,84
25,09	10,48
37,77	15,39

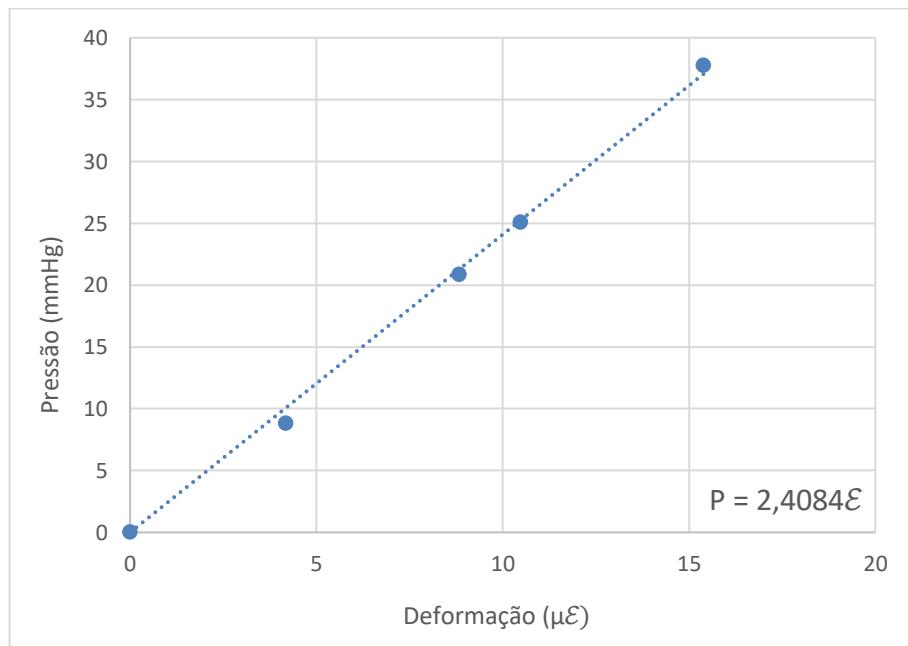


Figura 4.58 –Pressão em função da deformação para o teste de dois minutos

Para determinar qual o nível de pressão a partir da deformação obtida pelo extensômetro utiliza-se a Eq. (4.23) proveniente da reta de tendência da Fig. 4.58.

$$P = 2,4084 \cdot \varepsilon \quad (4.23)$$

Onde:

P = pressão [mmHg];

ε = deformação [μE].

Portanto, ao utilizar a Eq. (4.23) são determinadas as pressões que causam as deformações obtidas pelo sistema de aquisição.

Apesar dos erros presentes do sistema de medição apresentado, que são facilmente corrigidos, verificou-se que é possível medir o valor da pressão intracraniana e acompanhar o crescimento da mesma nos experimentos *in vitro* feitos, sendo um passo primordial para futuras análises *in vivo*.

Ao utilizar o extensômetro em uma fita presa ao crânio é possível, por meio das deformações captadas por ele, definir o nível de pressão intracraniana presente e verificar se ela se enquadra num critério normal ou se ela se eleva de acordo com o tempo de monitoramento, uma vez que, o sistema de medição teve sensibilidade suficiente para, a partir dos pequenos níveis de pressões trabalhados, acompanhar de forma adequada a mudança de pressão aplicada.

O método utilizado e apresentado nessa seção, portanto, responde de forma satisfatória ao objetivo do trabalho, que é identificar o aumento da pressão intracraniana de forma não invasiva. Assim, ajustes ainda devem ser feitos para a utilização do método em experimentos *in vivo*.

4.4 Modelo analítico para a verificação das deformações

A fim de verificar os níveis de deformações obtidas pelo extensômetro no sistema de medição criado, foi utilizado um modelo analítico simplificado do crânio e calculados os valores de deformações para comparação.

Para os cálculos analíticos foi utilizado um modelo de vaso de pressão de parede fina, considerando o crânio como uma esfera. Para o modelo do crânio se enquadrar em uma análise de vasos de pressão de parede fina, ele deve obedecer a Eq. (4.24), onde r é o raio interno e t é a espessura da parede (HIBBEKER, 2009).

$$\frac{r}{t} \geq 10 \quad (4.24)$$

Como as dimensões do crânio não representam uma esfera perfeita, Fig. 4.5, foi considerado um raio médio de 100 mm e utilizada a Eq. (4.24), obtendo um quociente igual a 12. Verificando, portanto, que o modelo utilizado pode ser analisado segundo às equações que representam um vaso de pressão de parede fina, Eq. (4.25).

$$\sigma = \frac{pr}{2t} \quad (4.25)$$

Onde:

σ = tensão normal na direção longitudinal [Pa];

p = pressão aplicada internamente [Pa];

r = raio interno [m];

t = espessura da parede [m];

A partir da Eq. (4.25) calcula-se a tensão normal à seção transversal do crânio, e por meio da Lei de Hooke, Eq. (4.26), obtém-se as deformações no crânio resultantes da pressão interna aplicada.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (4.26)$$

No qual:

E = módulo de elasticidade do material [Pa];

ε = deformação longitudinal [mm/mm].

O módulo de elasticidade adotado para o material do crânio (nylon) foi de 1750 MPa, valor que se encontra dentro dos valores obtidos na literatura, Tab. 4.1, considerando que o crânio se comporta como um material homogêneo e isotrópico.

Ao utilizar as Eq. (4.25) e posteriormente a Eq. (4.26) foram obtidas as deformações analíticas na caixa craniana provenientes das pressões médias corrigidas no ensaio experimental, Tab. 4.28.

Tabela 4.28 - Deformações obtidas pelo método analítico

Pressão (mmHg)	Tensão longitudinal (kPa)	Deformação ($\mu\epsilon$)
0,00	0,00	0,00
8,83	7,26	4,15
20,84	17,13	9,79
25,09	20,63	11,79
37,77	31,05	17,74

Os valores das deformações encontradas pelo modelo analítico foram comparados com as deformações obtidas pelo método desenvolvido utilizando a fita, Tab. 4.29.

Tabela 4.29 – Comparaçāo entre as deformações obtidas pelo método experimental e pelo método analítico

Deformações ($\mu\epsilon$)		
Método experimental	Método analítico	Erro relativo (%)
0,00	0,00	0,00
4,19	4,15	0,96
8,84	9,79	9,70
10,48	11,79	11,11
15,39	17,74	13,25

Verifica-se pela Tab. 4.29 que os métodos analítico e experimental utilizados resultam em níveis de deformações com um erro máximo de 13%. Pelo método analítico simplificado foram obtidas as deformações na caixa craniana e pelo método experimental foram obtidas as deformações na fita causada pelo crânio, o que justifica a diferença entre os valores encontrados. Porém, a fita utilizada possui espessura muito pequena, o que diminui a sua influência sobre a deformação craniana, por isso, apesar da diferença nos resultados, os valores obtidos não apresentam muita discrepância, apresentando um erro relativo médio de 8,75%.

Ao calcular as deformações no modelo analítico simplificado, estas são iguais em todas as direções, o que não acontece no modelo real do experimento, pois, como já mencionado, as maiores deformações são encontradas na direção do extensômetro.

Apesar de todas as simplificações feitas para a comparação das deformações, os resultados indicam que método desenvolvido para a medição da pressão intracraniana é eficaz, apresentando resultados condizentes.

4.5 Ensaio mecânico no poliácido láctico (PLA)

Como a fita utilizada nos ensaios experimentais foi impressa em PLA, foram feitos ensaios de tração para a determinação do módulo de elasticidade do material para a aplicação na simulação por elementos finitos.

Para isso foram impressos cinco corpos de prova com a geometria especificada na Fig. 4.59 definida pela norma para ensaio de tração em plásticos ASTM D638 (STANDARD, 2010).

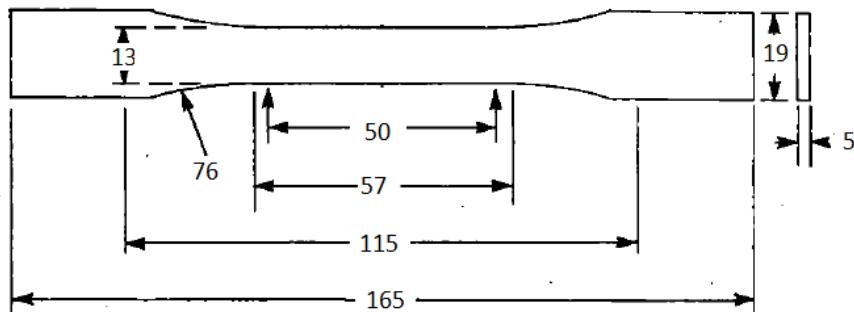


Figura 4.59 – Geometria do corpo de prova (Dimensões em mm)

Os corpos de prova foram impressos com preenchimento total e ângulo de ativação de suporte de 45° , sendo impressos na mesma orientação de impressão que a fita. Dois dos corpos de provas impressos são representados na Fig. 4.60.



Figura 4.60 – Corpos de prova impressos

Para a determinação do módulo de elasticidade utilizou-se a máquina de ensaios mecânicos do fabricante Oswaldo Filizola modelo BME com capacidade de 10 kN. Foi empregada nos testes uma célula de carga com capacidade de 1 kN e acoplada à máquina uma garra de aperto manual por meio de parafusos também do fabricante Oswaldo Filizola. Além disso, foi utilizado um extensômetro acoplado ao corpo de prova para a determinação da deformação do material. O ensaio foi feito a uma velocidade de 3 mm/min.

A Figura 4.61 (a) ilustra a máquina de ensaio com a garra de aperto, a célula de carga e o extensômetro utilizados nos testes de tração. E a Fig. 4.61(b) apresenta o corpo de prova rompido.



Figura 4.61 – (a) Máquina de ensaio de tração, (b) corpo de prova rompido

Para cada um dos cinco corpos de prova foram feitas as curvas de σ x ε (tensão x deformação) para a obtenção do módulo de elasticidade do material, Fig. 4.62

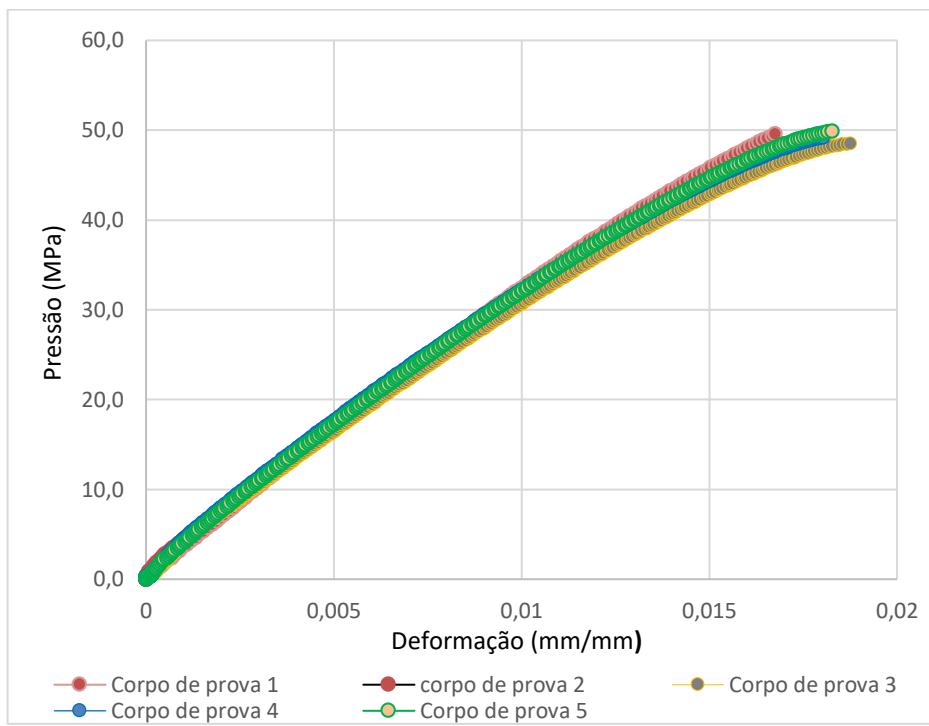


Figura 4.62 – Fase elástica dos ensaios de tração dos corpos de prova

Foi analisada a fase elástica de cada corpo de prova e feita uma regressão linear visando obter a reta de proporcionalidade entre a tensão e a deformação. A inclinação dessas retas é usada para determinar o valor do módulo de elasticidade. Assim, foi obtido um módulo de elasticidade médio dos cinco ensaios feitos, Tab. 4.30.

Tabela 4.30 – Módulos de elasticidade encontrados para o PLA

Corpo de prova	Módulo de elasticidade (MPa)
1	3295,0
2	3034,8
3	3007,0
4	3187,8
5	3172,0
Média	3139,3

Portanto, o módulo de elasticidade encontrado foi de 3139,3 MPa sendo utilizado nos ensaios por elementos finitos apresentados no Capítulo V.

CAPÍTULO V

ANÁLISE NUMÉRICA POR ELEMENTOS FINITOS

5.1 Introdução

Neste capítulo são apresentadas as metodologias e os resultados obtidos utilizando simulação computacional por elementos finitos. O principal objetivo é validar o modelo numérico a partir do que foi feito experimentalmente e apresentado no capítulo IV.

O método de elementos finitos (MEF) é utilizado por possibilitar uma análise eficaz da biomecânica humana, refletindo situações reais onde experimentos *in vivo* não são possíveis e auxiliando quando a utilização de cadáveres humanos representa uma dificuldade de simular mudanças características do corpo vivo (YUE et al., 2013).

Assim, aqui são apresentadas as etapas da análise por elementos finitos, como a determinação da geometria utilizada, propriedades mecânicas adotadas, análise de malha, aplicação das condições de contorno, carregamento aplicado, bem como os resultados obtidos para as análises em questão.

5.2 Validação da deformação craniana

O objetivo dessa análise foi validar um modelo que represente adequadamente as deformações cranianas sofridas devido a pressão interna considerando uma abordagem *in vitro*. Este modelo tem por finalidade a verificação da confiabilidade dos resultados obtidos por medição indireta, conforme procedimento experimental descrito na seção 4.2.

5.2.1 Análise de convergência de malha

O primeiro passo foi determinar um modelo tridimensional da estrutura óssea do crânio para atender às necessidades do trabalho. As exigências impostas para esse modelo são: possuir uma espessura, assim como o osso do crânio humano, e ser oco para permitir a aplicação de pressões internas que simulem a PIC. O modelo em Solidworks® utilizado foi apresentado na Fig. 4.1.

A estrutura 3D do crânio foi modelada através do software Abaqus®, com as mesmas dimensões do crânio impresso, Fig. 5.1.

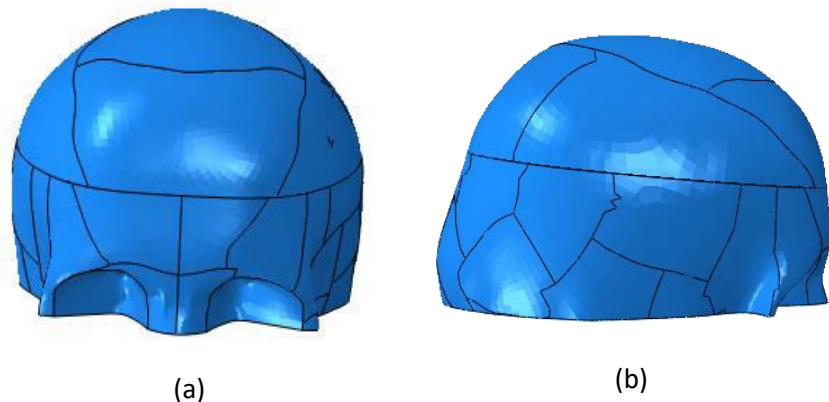


Figura 5.1 – Modelo tridimensional ajustado da estrutura óssea do crânio – (a) vista frontal, (b) vista lateral

O elemento selecionado para a construção da malha do modelo da Fig. 5.1 foi o C3D10, caracterizado como um elemento tridimensional definido por dez nós e com três graus de liberdade em cada nó, Fig. 5.2. Esse elemento é indicado para geometrias complexas por apresentar melhor nível de convergência (DS SIMULIA ABAQUS, 2008).

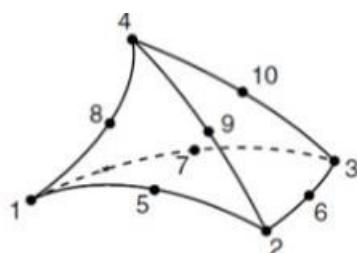


Figura 5.2 – Elemento C3D10 (adaptado de GUIMARÃES, 2013)

Após a escolha do elemento foi feito um estudo de convergência para avaliar a sensibilidade da malha a fim de obter melhor precisão nos resultados e tomando como um dos parâmetros a redução do tempo de processamento. Para esse estudo de malha foi utilizada apenas a calvária e dentro dela selecionada uma região de aplicação de carga. A análise nessa região foi feita usando diferentes configurações de malhas feitas de forma manual, variando a *seed* do elemento, que representa o tamanho médio do elemento da malha. Para cada configuração foi aplicado sempre o mesmo valor de pressão obtendo o deslocamento total dos nós presentes sobre uma linha pré-determinada na região de análise, Fig. 5.3.

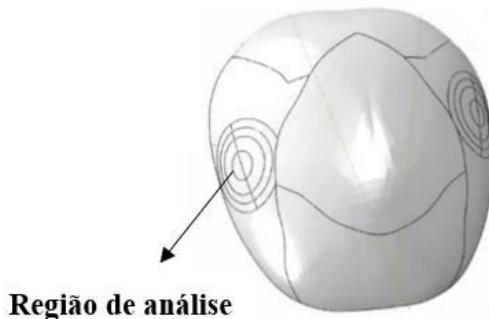


Figura 5.3 – Região de análise para estudo de malhas

A Tabela 5.1 apresenta as *seeds* das malhas testadas para o refinamento, o número de elementos, o número de nós e o tempo de processamento em um computador com um processador de 8 núcleos da AMD modelo FX-8150 3,6 GHz memória RAM 32 GB 1866 MHz e SSD OCZ Agility 3 240 GB. O refinamento 1 refere-se à malha menos refinada, enquanto o refinamento 7 refere-se à malha mais refinada.

Tabela 5.1 - Características das malhas para a análise de sensibilidade

Níveis de refinamento	Seeds	Número de elementos	Número de nós	Tempo de processamento (s)
1	5,0	41816	68911	127,8
2	3,0	147918	227926	336,4
3	2,5	226858	342730	558,9
4	2,4	250357	380393	716,7
5	2,3	280529	420446	764,0
6	2,2	313404	468484	899,0
7	2,0	417914	618317	2771,6

A Figura 5.4 representa as curvas de deslocamento total (mm) em função dos nós gerados sobre a linha escolhida para cada nível de refinamento avaliado.

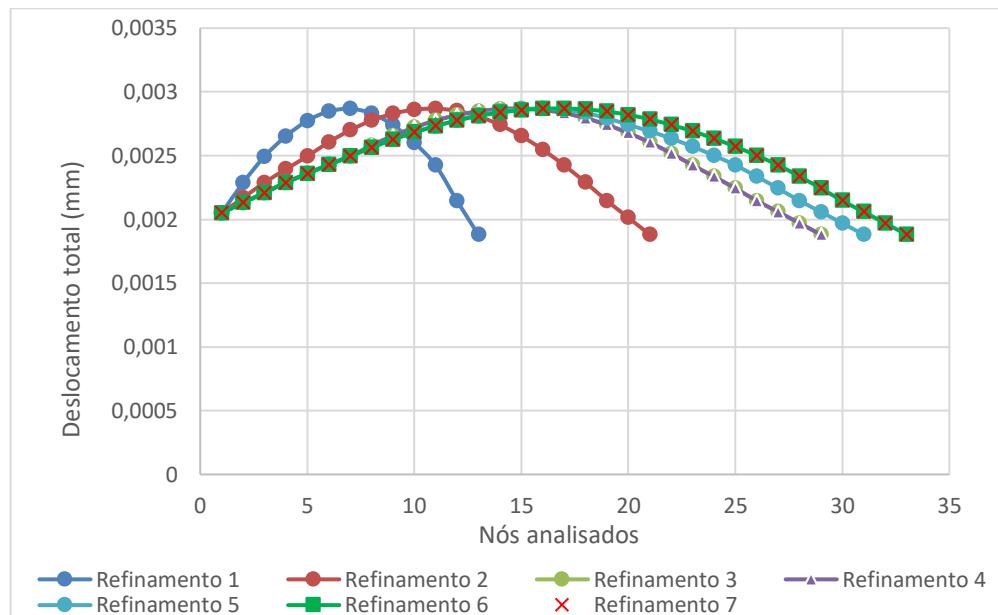


Figura 5.4 –Convergência para os diferentes níveis de refinamento da malha

Verifica-se pela Fig. 5.4 que quanto maior o refinamento da malha, mais nós são gerados sobre a linha escolhida para a análise. E assim as curvas de deslocamento tendem a ter as mesmas características, com os nós convergindo para um mesmo valor. Os refinamentos 6 e 7 apresentam resultados de deslocamento muito próximos, porém com tempo de processamento diferente, sendo o tempo do refinamento 7 três vezes maior que o do 6. Por isso, foi escolhido como o mais adequado o nível de refinamento da malha 6 devido o menor custo computacional em relação a malha 7.

Após a escolha da malha, ela foi aplicada em todo o modelo, Fig. 5.5.



Figura 5.5 - Malha aplicada no modelo do crânio

5.2.2 Condições de contorno

As condições de contorno utilizadas no crânio para simulação foram similares às condições observadas experimentalmente. Na região inferior do crânio, os pontos foram fixados em todos os movimentos de rotação e translação, simulando a fixação dele no aparato de acrílico, Fig. 5.6.

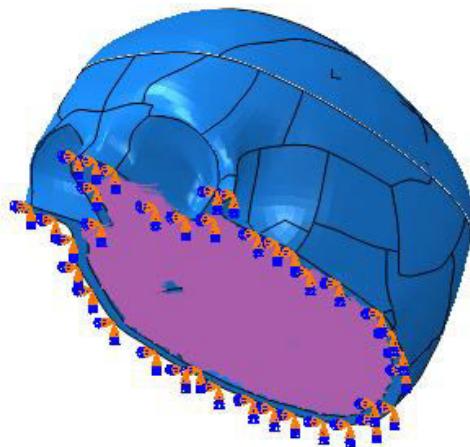


Figura 5.6 – Condições de contorno aplicadas

Além disso, como a maxila e a calvária são modelos separados, eles foram “colados” para simular a condição anatômica intacta do crânio como um corpo único.

5.2.3 Propriedades mecânicas do material

As propriedades mecânicas utilizadas na simulação, como o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson foram as do nylon, uma vez que este foi o material utilizado na impressão do modelo experimental. O módulo de elasticidade foi definido como $E = 1750$ MPa e o coeficiente de Poisson foi usado $\nu = 0,408$ (AMADO-BECKER et al., 2008).

5.2.4 Região de análise das deformações

Para simular o que foi feito experimentalmente e comparar os resultados das deformações principais, tanto para o ensaio utilizando a água, como para o ensaio utilizando o ar comprimido,

foi necessário definir uma região de análise no modelo que representasse a posição do extensômetro do tipo roseta utilizado experimentalmente.

Assim, foram desenhadas três retas na região externa da calvária representando a direção de cada extensômetro da roseta utilizada no ensaio experimental, Fig. 5.7. Além da direção de cada extensômetro, foi desenhado o eixo de referência adotado na Fig. 4.26. A origem desse eixo de referência foi a região definida para a obtenção das deformações principais para a comparação com os valores obtidos experimentalmente.

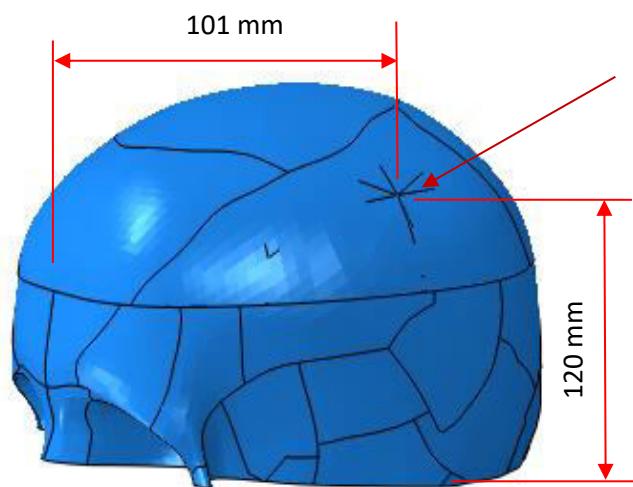


Figura 5.7 – Região de análise das deformações principais

5.2.5 Validação do experimento utilizando a água

Após a preparação do modelo foram aplicadas no interior do crânio as mesmas pressões obtidas no ensaio experimental utilizando a água. Isso foi feito para comparar as deformações principais obtidas no ensaio por elementos finitos com as obtidas experimentalmente. Essas pressões aplicadas são as médias das pressões para os nove testes feitos em cada intervalo de tempo, Tab. 5.2.

Tabela 5.2 – Pressões aplicadas na simulação pelo MEF simulando experimento com água

Pressões (mmHg)				
7,55	21,64	37,66	53,06	68,28

Para cada valor de pressão aplicado foi analisada na região definida pela Fig. 5.7 as deformações principais ε_1 e ε_2 , apresentadas na Tab. 5.3.

Tabela 5.3 – Deformações principais obtidas na simulação pelo MEF utilizando pressões do ensaio com a água

Pressões (mmHg)	Deformações principais ($\mu\epsilon$)	
	ε_1	ε_2
0,00	0,00	0,00
7,55	3,45	-3,34
21,64	9,88	-9,57
37,66	17,20	-16,60
53,06	24,20	-23,50
68,28	31,20	-30,20

Para comparação desses valores das deformações por simulação em elementos finitos com os obtidos experimentalmente, estes foram colocados na Tab. 5.4, e apresentados nas Figs. 5.8 e 5.9.

Tabela 5.4 – Comparaçao das deformações principais experimentais com as obtidas pelo MEF utilizando as pressões do ensaio com a água

Pressões (mmHg)	Deformações principais ($\mu\epsilon$)			
	ε_1	ε_2		
Experimental	MEF	Experimental	MEF	
7,55	4,88	3,45	-2,80	-3,34
21,64	19,40	9,88	0,39	-9,57
37,66	20,00	17,2	6,33	-16,6
53,06	19,90	24,2	12,00	-23,5
68,28	24,50	31,2	-7,20	-30,2

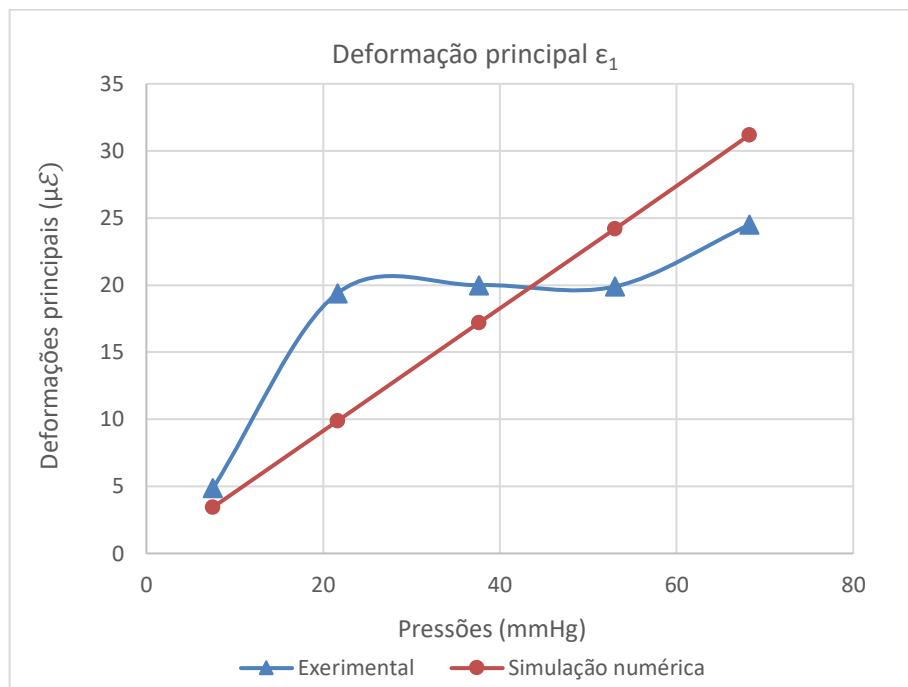


Figura 5.8 – Comparação da deformação principal (ε_1) experimental e numérica para o ensaio usando a água

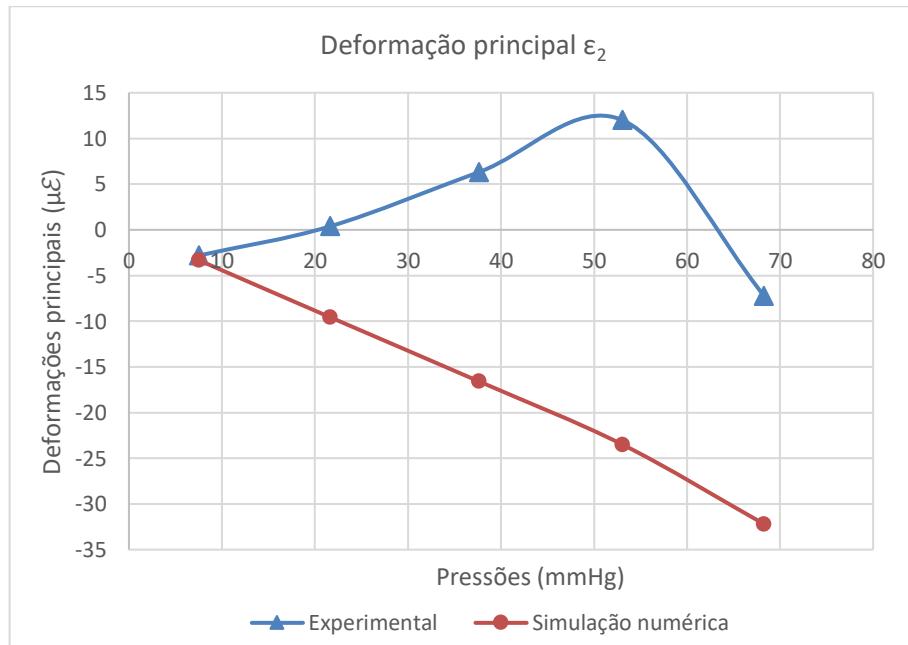


Figura 5.9 – Comparação da deformação principal (ε_2) experimental e numérica para o ensaio usando a água

Na simulação por elementos finitos, o modelo do crânio é simplificado como um corpo cujo material é homogêneo e isotrópico, o que significa que possui as mesmas propriedades

físicas e mecânicas em todas as direções e em todo o seu volume. Assim, ao se variar a pressão interna de forma crescente, a deformação do corpo no ponto analisado tende a se comportar de forma crescente e linear. Isso pode ser verificado nos gráficos das Figs. 5.8 e 5.9, em que as deformações principais ϵ_1 e ϵ_2 obtidas pela simulação numérica possuem um comportamento linear de acordo com o aumento da pressão aplicada.

As deformações principais ϵ_1 e ϵ_2 obtidas através do ensaio experimental não apresentam um crescimento linear de acordo com o aumento da pressão e nem valores, ou ordem de grandeza em algumas pressões, próximos aos encontrados na simulação. Isso indica que para o ensaio experimental utilizando a água, não foi possível obter um comportamento semelhante ao modelo de elementos finitos.

Portanto, a comparação das deformações principais obtidas experimentalmente com as obtidas pela análise por elementos finitos demonstra que o crânio impresso não possui o mesmo comportamento que o modelo numérico para as pressões utilizadas com a água, não sendo possível validar o modelo numérico a partir do experimental.

5.2.6 Validação do experimento utilizando ar comprimido

Além da pressão hidrostática, foi aplicada a pressão pneumática por meio de um compressor. Utilizando as mesmas pressões médias aplicadas no ensaio, a simulação numérica foi feita para a comparação dos valores das deformações principais obtidas. Essas pressões aplicadas estão apresentadas na Tab. 5.5.

Tabela 5.5 – Pressões aplicadas na simulação por MEF simulando experimento com ar comprimido

Pressões (mmHg)				
55,2	153,4	267,2	369,5	469,5

Para cada valor de pressão aplicado, foram analisadas as deformações principais ϵ_1 e ϵ_2 na região definida pela Fig. 5.7. As deformações obtidas pela simulação numérica estão apresentadas na Tab. 5.6.

Tabela 5.6 – Deformações principais obtidas pelo MEF utilizando as pressões do ar comprimido

Pressões (mmHg)	Deformações principais ($\mu\epsilon$)	
	ϵ_1	ϵ_2
55,2	25,2	-24,0
153,4	70,0	-67,8
267,2	122,0	-118,0
369,5	168,0	-163,0
469,5	214,0	-208,0

Esses valores encontrados na análise por elementos finitos ficaram próximos aos valores das deformações principais encontrados experimentalmente. As comparações estão apresentadas nas Tabs. 5.7 e 5.8.

Tabela 5.7 – Comparação de ϵ_1 experimental e pelo MEF utilizando pressões do ar comprimido

Pressões (mmHg)	Deformação principal ϵ_1 ($\mu\epsilon$)		
	Experimental	MEF	Erro relativo (%)
55,2	37,3	25,2	32,4
153,4	75,2	70,0	6,9
267,2	119,0	122,0	2,5
369,5	162,0	168,0	3,7
469,5	207,0	214,0	3,4

Tabela 5.8 – Comparação de ϵ_2 experimental e pelo MEF utilizando pressões do ar comprimido

Pressões (mmHg)	Deformação principal ϵ_2 ($\mu\epsilon$)		
	Experimental	MEF	Erro relativo (%)
55,2	-26,9	-24,0	10,8
153,4	-60,2	-67,8	12,6
267,2	-93,8	-118,0	25,8
369,5	-133,0	-163,0	22,5
469,5	-169,0	-208,0	23,1

Graficamente essas comparações estão apresentadas nas Figs. 5.10 e 5.11.

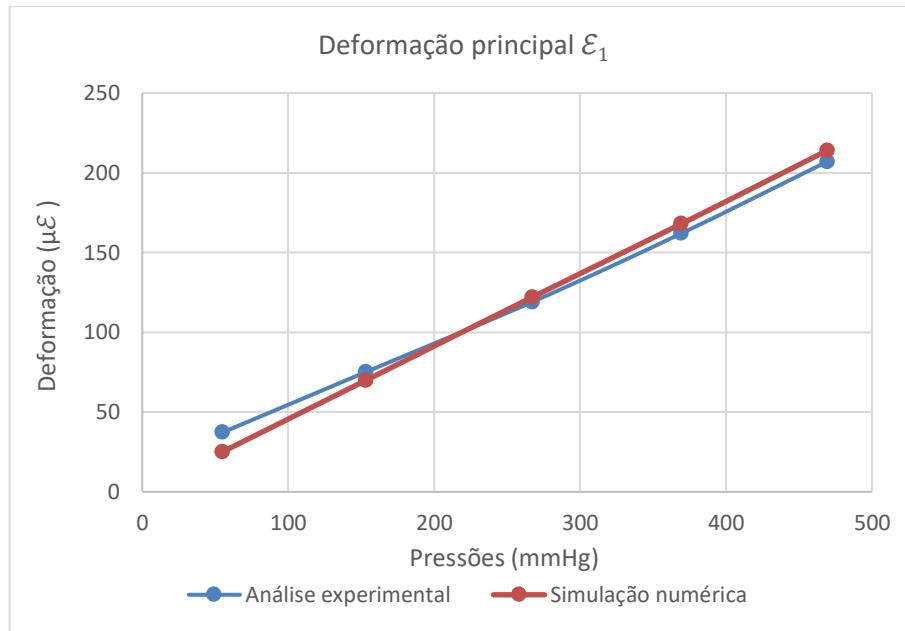


Figura 5.10 – Comparação de ε_1 experimental e numérica para o ensaio usando ar comprimido

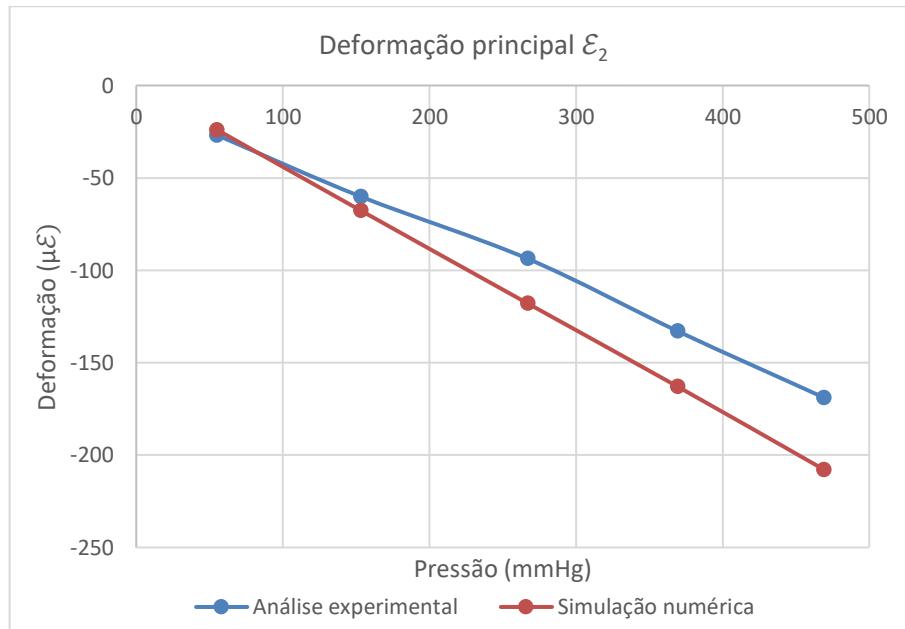


Figura 5.11 – Comparação de ε_2 experimental e numérica para o ensaio usando ar comprimido

De acordo com as Figs. 5.10 e 5.11, as deformações principais obtidas, tanto experimental quanto por simulações em elementos finitos possuem comportamentos semelhantes, apresentando valores próximos, Tabs. 5.8 e 5.9, com erro relativo médio de 9,78% para ε_1 e 18,96% para ε_2 . Portanto, ao utilizar o ar comprimido nessa faixa de pressão, e as condições

previamente definidas do modelo, foi possível equiparar o comportamento do ensaio experimental e numérico validando o modelo utilizado a fim de representar o comportamento real.

Na seção 4.2.4.1 foi feita uma nova verificação do comportamento do crânio submetido a pressões reduzidas, uma vez que o ensaio com a água mostrou instabilidade no sistema. Utilizando as equações de linearização no ensaio com o ar comprimido, foram determinadas as deformações nas direções A, B e C, aplicando as mesmas pressões utilizadas no ensaio com a água. A partir dessas deformações foram determinadas, também, as deformações principais.

As deformações principais encontradas e apresentadas na Tab. 4.16 foram comparadas com as deformações principais obtidas através da simulação numérica para o mesmo nível de pressão, apresentadas na Tab. 5.3. Essas deformações, ε_1 e ε_2 , estão novamente apresentadas na Tabs. 5.9 e 5.10, e nas Figs. 5.12 e 5.13.

Tabela 5.9 – Comparaçāo da deformāo principal (ε_1) obtida pela equaçāo de linearizaçāo e pelo MEF utilizando pressões do ensaio com o ar comprimido

Deformāo principal ε_1 ($\mu\varepsilon$)			
Pressões (mmHg)	Experimental	MEF	Erro relativo (%)
7,55	3,35	3,45	2,9
21,64	9,62	9,88	2,7
37,66	16,73	17,2	2,8
53,06	23,42	24,2	3,3
68,28	30,34	31,2	2,8

Tabela 5.10 – Comparaçāo da deformāo principal (ε_2) obtida pela equaçāo de linearizaçāo e pelo MEF utilizando pressões do ensaio com o ar comprimido

Deformāo principal ε_2 ($\mu\varepsilon$)			
Pressões (mmHg)	Experimental	MEF	Erro relativo (%)
7,55	-2,71	-3,34	23,2
21,64	-7,81	-9,57	22,5
37,66	-13,57	-16,6	22,3
53,06	-18,82	-23,5	24,9
68,28	-24,60	-30,2	22,8

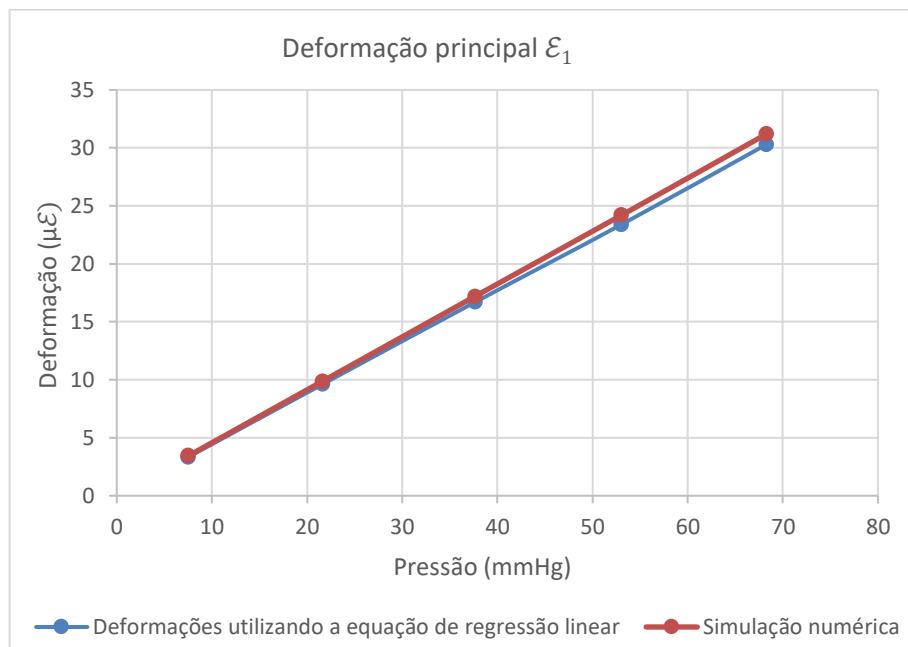


Figura 5.12 – Comparação das deformações principais (ε_1) utilizando as equações de linearização

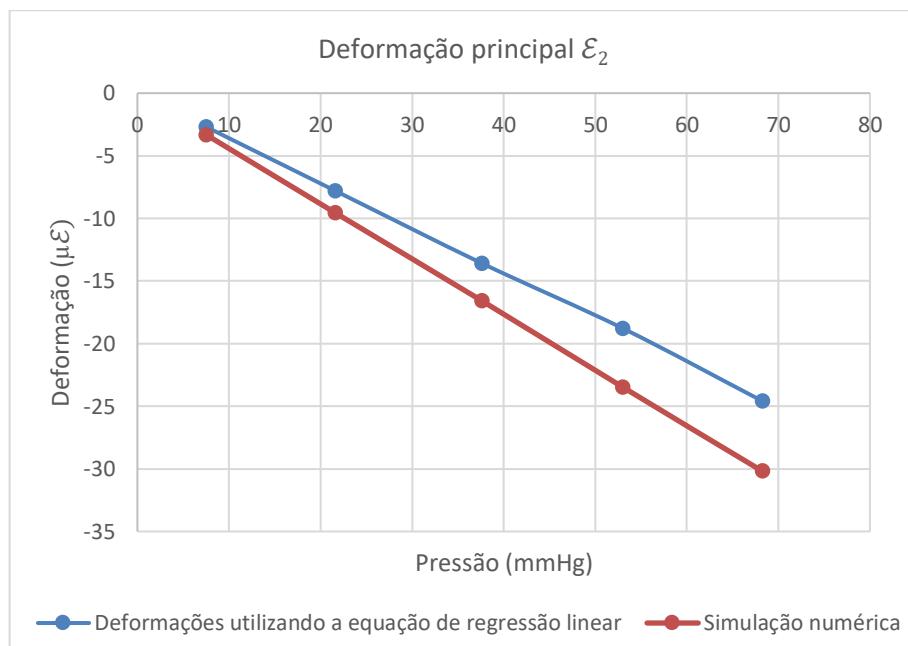


Figura 5.13 – Comparação das deformações principais (ε_2) utilizando as equações de linearização

Os dados de deformação principal obtidos e apresentados nas Tabs. 5.9 e 5.10 foram usados para verificar o comportamento do modelo numérico para pequenas pressões aplicadas

ao utilizar o ar comprimido como fluido, uma vez que o modelo foi validado para representar o comportamento do modelo real quando utilizadas pressões de grandezas elevadas.

Quando foram usadas pressões pequenas a partir da água como o fluido, verificou-se que as deformações obtidas no crânio impresso não apresentaram um comportamento semelhante com as obtidas a partir da simulação por elementos finitos, provenientes da instabilidade da água. Ao utilizar as mesmas pressões, porém, por meio das equações de linearização, as deformações apresentaram um comportamento semelhante às do modelo por elementos finitos, já validado para pressões de valores elevados. Além do comportamento, os valores obtidos das deformações foram muito próximos, apresentando erros relativos médios 2,8% para ϵ_1 e 23,14% para ϵ_2 .

Portanto, extrapolando o sistema do ar comprimido para pequenas pressões verificou-se que o modelo numérico se comporta de maneira semelhante ao que aconteceria se utilizasse o ar nessas condições, portanto, o modelo de elementos finitos também foi validado para as pequenas pressões utilizadas, podendo ser utilizado para representar o modelo real em qualquer condição analisada. Além disso, verifica-se que as deformações principais obtidas no ensaio com a água apresentam um comportamento desordenado devido principalmente ao fluido utilizado e não ao comportamento do crânio impresso submetido à pequenas pressões.

5.3 Validação do modelo computacional utilizando a fita

O objetivo dessa análise é verificar por elementos finitos a taxa de deformação craniana sofrida quando se utilizou a fita ao redor do crânio. Os resultados aqui obtidos são comparados com os obtidos experimentalmente na seção 4.3, com o objetivo de validar o método de medição utilizado.

5.3.1 Determinação da geometria

Para simular o que foi feito experimentalmente, foi desenhada uma fita em SolidWorks® e exportadas para o Abaqus®, conforme Fig. 5.14. Analogamente à fita impressa, foi desenhada uma região mais fina para simular a localização do extensômetro e concentrar as deformações nessa região, apresentada na Fig. 5.14b.

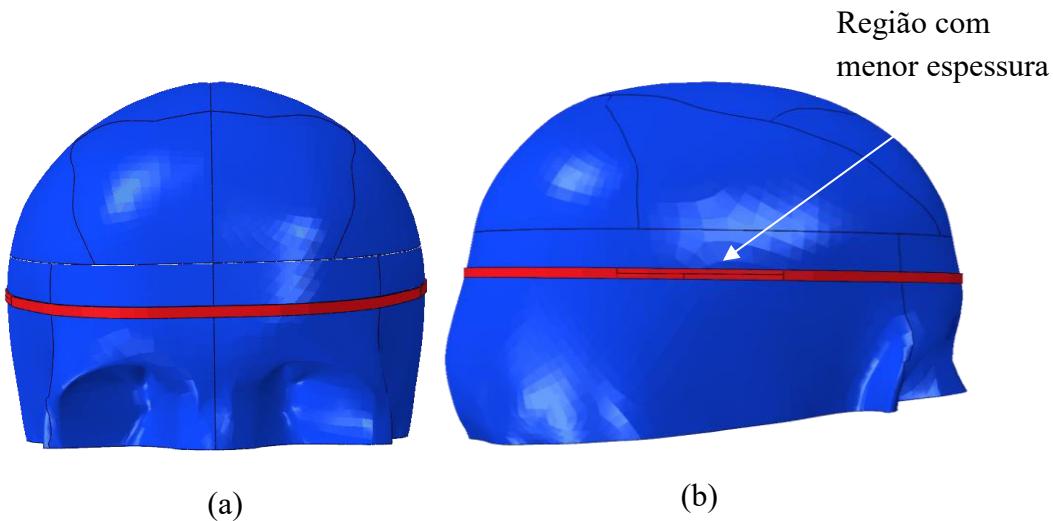


Figura 5.14 – Modelo do crânio com a fita para simulação, (a) vista frontal, (b) vista lateral

A fita utilizada na simulação possui as mesmas dimensões da fita impressa, em relação às espessuras adotadas e apresentadas na Fig. 4.45. No que diz respeito à largura da fita houve um ajuste em suas dimensões. Ao utilizar uma fita com a mesma dimensão da largura da fita impressa, algumas regiões ficavam adentrando ao crânio, enquanto em outras havia um espaço entre eles, ocorrendo interferências na simulação realizada. Isso acontecia devido à complexidade em obter uma fita com o formato exato da curvatura do crânio. Com isso, a largura da fita foi ajustada para um tamanho de 4 mm devido às dificuldades de modelagem da mesma na geometria do modelo do crânio.

A posição da fita foi determinada para melhor aproximação com o modelo experimental. Por ter diminuído consideravelmente a largura da fita, foi necessário colocá-la numa posição inferior à experimental simulando a posição do extensômetro.

5.3.2 Análise de convergência de malha da fita

Uma vez já definido o melhor elemento e a melhor malha para o modelo do crânio, foi feito o mesmo para a fita a fim de verificar se outras malhas mais refinadas que a já definida se adequariam melhor ao modelo da fita com maior convergência de resultados.

Foi escolhido o mesmo elemento C3D10, Fig. 5.2, alterando a malha manualmente a partir da *seed* já definida para o crânio, que foi 2,2. Para isso foi utilizado um computador com oito

núcleos da ADM modelo FX-8350, 4,01GHz, memória RAM 32 GB, SSD Kingston Hyper X 256GB.

Foi selecionada uma linha na fita, Fig. 5.15, no qual foram obtidos os deslocamentos totais de todos os nós nessa região quando se variava a *seed* do elemento. Cada análise foi feita sempre com o mesmo valor de pressão aplicado.

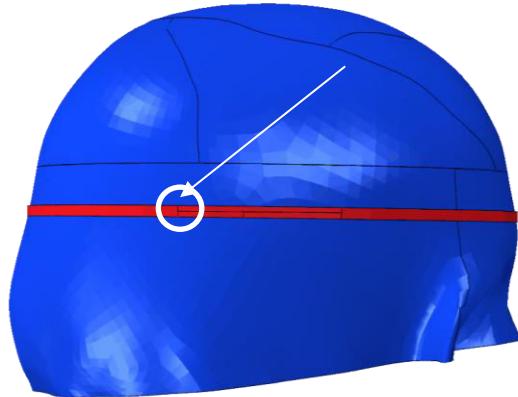


Figura 5.15 – Linha de análise na fita

Assim, a Tab. 5.11 apresenta as *seeds* das malhas testadas para o refinamento da malha da fita, o número de elementos, o número de nós e o tempo de processamento(s). O refinamento 1 refere-se à malha menos refinada, enquanto o refinamento 3 refere-se à malha mais refinada.

Tabela 5.11 - Características das malhas para a análise de sensibilidade

Níveis de refinamento	Seeds	Número de elementos	Número de nós	Tempo de processamento(s)
1	2,2	598942	906093	1840,0
2	2,0	599990	908308	2177,0
3	1,0	627941	961285	2202,0

A Figura 5.16 apresenta as curvas de deslocamento total (mm) em função dos pontos analisados para cada nível de refinamento avaliado.

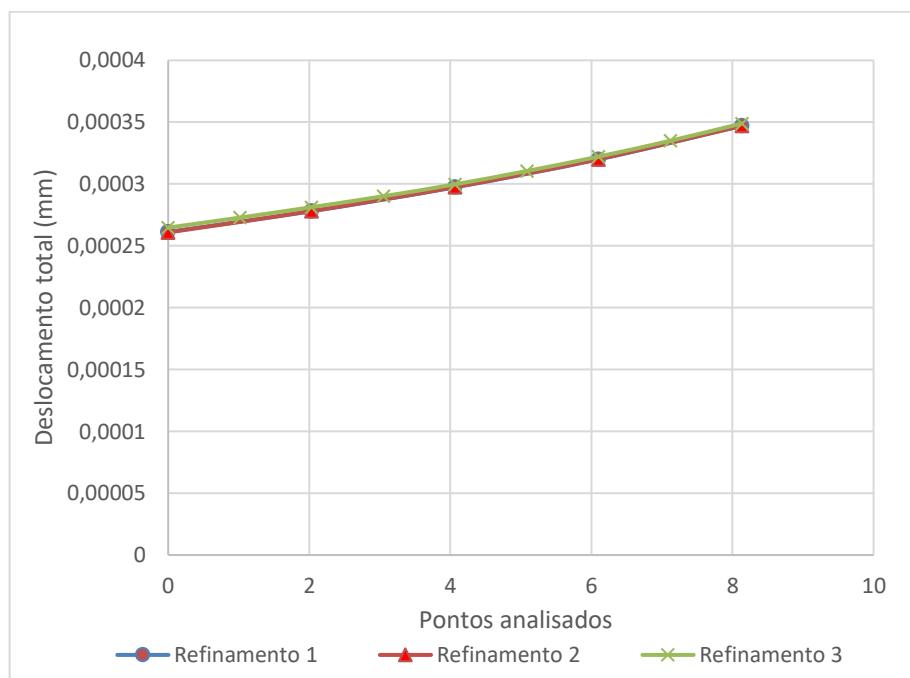


Figura 5.16 – Refinamentos da malha da fita

Verifica-se pela Fig. 5.16 que os tamanhos dos elementos das malhas utilizados resultaram em valores de deslocamentos bem próximos, indicando que a malha de *seed* 2,2 adotada para o crânio já estava refinada o suficiente para o modelo da fita. Assim, essa malha foi a escolhida por apresentar resultados de deslocamentos semelhantes às outras malhas mais refinadas e devido ao menor tempo de processamento. A Figura 5.17 ilustra a fita com a aplicação da malha escolhida.



Figura 5.17 – Aplicação da malha no modelo

5.3.3 Características do contato mecânico e condições de contorno

As superfícies da fita e do crânio foram “coladas” para simular a condição da fita verificada no ensaio experimental que se encontrava bem ajustada ao contorno do crânio impresso e para que houvesse convergência dos modelos.

A maxila e a calvária também foram “coladas” simulando o crânio físico e, da mesma forma como na seção 5.2.2, o crânio foi fixado na região inferior impedindo movimentos de rotação e translação em todas as direções.

5.3.4 Propriedades mecânicas dos materiais

A fita utilizada no ensaio experimental foi impressa em PLA e devido a isso foi feito o ensaio de tração para determinar seu módulo de elasticidade, $E = 3139,3$ MPa, a fim de utilizar na simulação numérica. Porém, como foi necessário ajustar a largura da fita para o modelo numérico com o intuito de diminuir a interferência na simulação, o módulo de elasticidade utilizado também foi ajustado. Foi definido para essa simulação um módulo de elasticidade de 6000 MPa. O valor adotado é maior do que o encontrado no ensaio de tração para compensar a diminuição da área de contato da fita e foi determinado após simulações prévias. O coeficiente de Poisson adotado foi $\nu = 0,36$, obtido na literatura (TORRES et al., 2015).

Para o crânio foram utilizados o módulo de elasticidade $E = 1750$ MPa, e o coeficiente de Poisson $\nu = 0,408$, já citados na seção 5.2.3.

5.3.5 Região de análise das deformações

A fim de simular a região em que foi colocado o extensômetro na fita, foram determinadas e desenhadas duas linhas na sua seção mais fina. Foi definido na interseção dessas linhas, apresentadas na Fig. 5.18, o nó que representa a posição do extensômetro usado experimentalmente. Essa posição foi medida na fita ao redor do crânio impresso e no modelo numérico para garantir que a região analisada fosse mais próximo possível da posição do extensômetro.

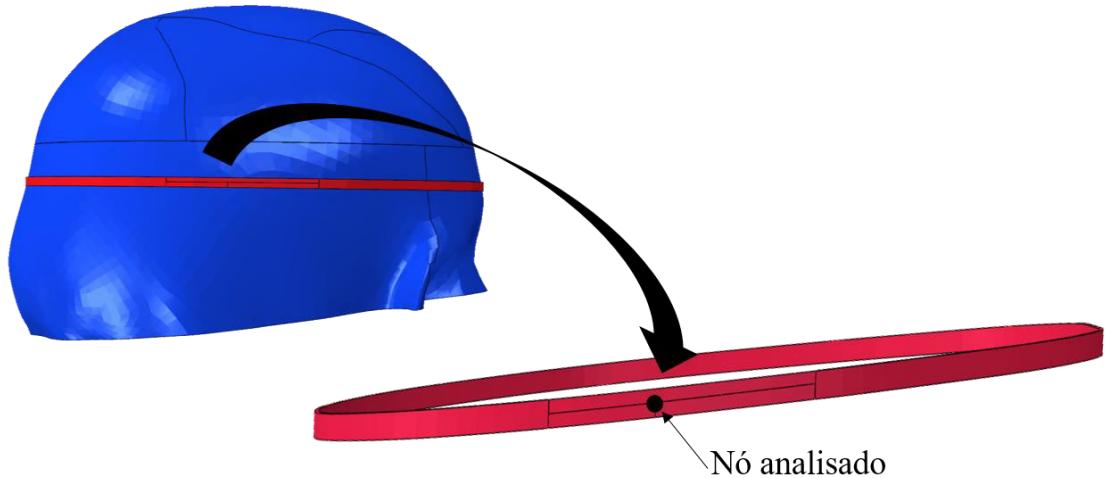


Figura 5.18 – Nô analisado na fita

Além disso, foi determinado um eixo cartesiano sobre a região de análise, Fig. 5.19, representado através do eixo y a direção na qual o extensômetro sofreu deformação. Assim, a direção y do eixo foi definida para que ficasse na região vertical da fita quando simulada a posição do crânio deitado, como apresentado no aparato experimental da Fig. 4.11.

As deformações obtidas pela análise em elementos finitos foram determinadas na direção do eixo y criado, uma vez que, essa representa a direção no qual o extensômetro mediu experimentalmente as deformações. Para a comparação dos resultados, os valores foram obtidos sempre no mesmo nó da região de análise a cada mudança de pressão.

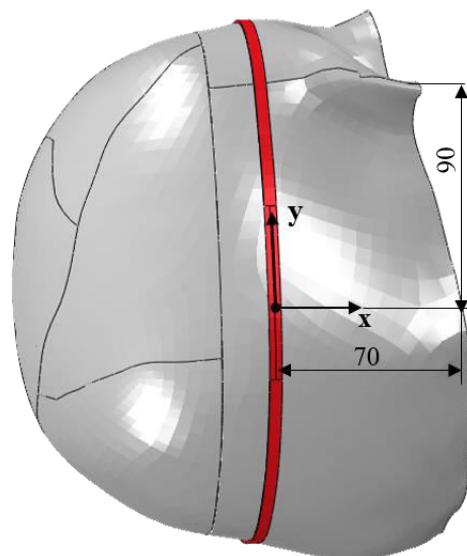


Figura 5.19 – Eixo cartesiano criado para análise das deformações. Dimensões em mm

5.3.6 Verificação da região de deformação da fita

Como já mencionado, a fita utilizada possui uma região de espessura menor que o restante para concentrar a deformação obtida quando se aplica uma pressão no interior do crânio.

A fim de verificar esse comportamento na fita, após já definidas as etapas para a simulação numérica, foi aplicada uma pressão no interior do crânio de $P = 10,3$ mmHg e analisada suas regiões de deformação. A distribuição da deformação ao longo da fita está apresentada na Fig. 5.20.

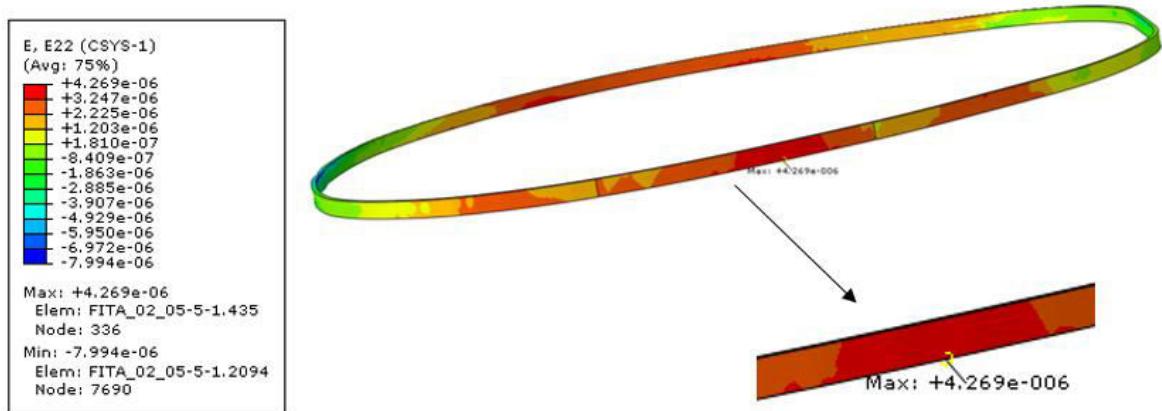


Figura 5.20 - Distribuição da deformação ao longo da fita

Pode-se verificar pela Fig. 5.20 que as maiores deformações se concentram nas regiões com menor espessura da fita, como era esperado. Assim, as deformações medidas experimentalmente foram de fato medidas na posição mais adequada.

No modelo numérico, mesmo para a condição de “colada”, as maiores deformações também se encontram nessa região devido a menor interferência na deformação do crânio por meio da espessura menor.

5.3.7 Obtenção das deformações para validação do modelo

Após a preparação do modelo, como escolha da melhor malha, condições de contorno e contato, determinação das propriedades mecânicas e escolha da região de análise, foi feita a simulação numérica para a obtenção das deformações na direção y (sentido longitudinal da fita).

Para isso, foram aplicadas no interior do crânio os valores das pressões corrigidas no ensaio da fita com a duração de dois minutos analisando os dados dos 30 últimos segundos do intervalo, uma vez que, os resultados obtidos para esse ensaio foram mais satisfatórios, como já analisado anteriormente.

Para cada pressão aplicada foi medida a deformação na direção y sobre o nó determinado na seção 5.3.4. Assim, as deformações foram obtidas de acordo com cada pressão, apresentadas na Tab. 5.12.

Tab. 5.12 – Deformações obtidas na fita na análise por elementos finitos.

Pressão (mmHg)	Deformação ($\mu\epsilon$)
8,83	3,09
20,84	7,24
25,09	8,63
37,77	13,25

Os valores de deformação encontrados na análise por elementos finitos apresentaram um erro relativo médio de 18,97 % em relação às deformações obtidas experimentalmente, ficando próximos aos valores das deformações obtidas experimentalmente, como pode ser observado na Tab. 5.13, apresentando comportamento semelhante, Fig. 5.21.

Tab. 5.13 – Comparaçao das deformações obtidas utilizando a fita com a simulação numérica

Pressão (mmHg)	MEF	Experimental	Erro relativo (%)
8,83	3,09	4,19	26,25
20,84	7,24	8,84	18,10
25,09	8,63	10,48	17,65
37,77	13,25	15,39	13,90

Verifica-se pela Fig. 5.21 que as deformações se elevam de acordo com o aumento da pressão, tanto no ensaio experimental quanto por elementos finitos. Apesar do erro existente, ele é consideravelmente pequeno, pois, as deformações se apresentam sempre na mesma faixa,

verificando que o ajuste do modelo numérico foi adequado para tal experimento, representando aproximadamente o modelo real.

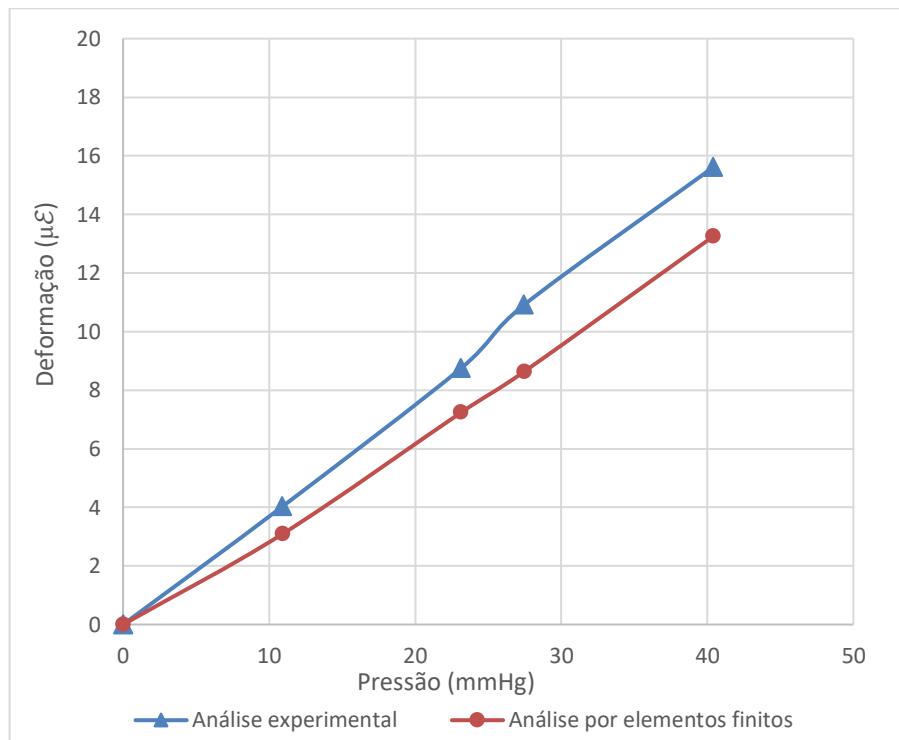


Figura 5.21 – Comparação das deformações obtidas na fita por análise experimental e por elementos finitos

Apesar das limitações nas análises por elementos finitos, provenientes da geometria complexa do crânio, foi possível validar o modelo numérico, apresentando comportamentos parecidos, a partir das deformações principais analisadas.

O modelo numérico do método de medição da PIC com a fita, também apresentou algumas limitações relacionadas principalmente à sua geometria. Porém, adaptações foram feitas, como nas dimensões e módulo de elasticidade da fita para tornar o modelo adequado. Desta forma, a partir das deformações principais obtidas pelo método de elementos finitos e comparadas com o modelo experimental, verificou-se que o modelo numérico desenvolvido representa de maneira eficiente o modelo real.

Por meio das simulações em elementos finitos é possível determinar deformações para pressões diferentes das que foram utilizadas no método de medição experimental e assim, verificar o comportamento da fita no crânio em situações diferentes das experimentadas.

CAPÍTULO VI

ANÁLISE EXPERIMENTAL POR CORRELAÇÃO DIGITAL DE IMAGENS

6.1 Introdução

Neste capítulo são apresentadas as metodologias e os resultados obtidos experimentalmente pela técnica de correlação digital de imagens (DIC). O objetivo dessa análise é identificar a variação da pressão intracraniana e estabelecer uma correlação entre essa variação com a deformação obtida através de um método de processamento de imagens. Ou seja, poder identificar através da imagem qual o valor da PIC, apresentando um método de medição não invasivo.

Com esta finalidade, a técnica DIC foi utilizada para determinar a deformação sofrida por uma fita posicionada ao redor do crânio impresso quando o mesmo foi submetido a uma variação de pressão interna simulando a PIC. Para tal análise, foi utilizado o programa Ncorr, cujo código computacional foi desenvolvido em Matlab® por Blaber et al. (2015).

O programa também foi utilizado para medir a deformação da região de uma fita, semelhante à posicionada ao redor do crânio impresso, quando submetida a uma força de tração aplicada por uma máquina de ensaios mecânicos. Os resultados dessa medição foram comparados com os dados obtidos pela máquina para validação do gradiente de deformação via DIC.

Além disso, foi verificada a influência da curvatura do crânio na análise por correlação digital de imagens para posterior ajuste/calibração do sistema visando diminuir os erros.

Assim, nesse capítulo são apresentadas as etapas para essas análises experimentais, bem como seus resultados e discussões.

6.2 Determinação da deformação da fita

O objetivo dessa análise foi verificar através da técnica de correlação digital de imagens, as deformações sofridas por uma fita fixada na parte externa do crânio quando este está submetido a uma variação de pressão interna que simula a PIC, e assim, poder identificar a pressão existente no interior do crânio a partir da deformação detectada.

Para o ensaio experimental foi montado um aparato similar ao das análises de deformação via extensometria, com uma fita fixada ao crânio. Nesse caso, o material da fita utilizada foi modificado para o silicone visando sua maior adaptação ao formato do crânio, e um aumento das taxas de deformação, diferentemente do PLA que foi o material utilizado no experimento por extensometria.

Além disso, o aparato dispunha de um tripé com um suporte para fixação de uma câmera para aquisição das imagens. Foi também fixada uma lanterna para a iluminação do ambiente e da região de análise da fita. Visando uma simplificação da análise, a câmera utilizada foi de um aparelho celular da marca iPhone 8 com uma câmera de 12 megapixels e zoom digital de 5x. A câmera foi utilizada na sua maior configuração para obter imagens com melhor resolução.

Para a aplicação das pressões foi utilizado o circuito pneumático desenvolvido e apresentado na Fig. 4.42, juntamente com o manômetro em U usado para a medição da pressão aplicada utilizando ar comprimido. O desenho esquemático do aparato para o experimento está apresentado nas Fig. 6.1.

Para avaliar a influência do padrão de imagens da fita foram utilizadas algumas configurações de pontos e analisada qual delas apresentava maior correlação e melhores resultados através do programa Ncorr, uma vez que, a escolha de uma imagem ruim pode levar a resultados indesejáveis. Verificou-se que as imagens obtidas por uma fita pintada com spray eram melhores recomendadas para a análise. Portanto, a fita utilizada foi pintada com um spray de tinta preta de forma dispersa e aleatória para provocar uma diferença na densidade de cores na imagem, Fig 6.2, uma vez que, o programa utilizado para a análise de deformações se baseia na comparação das cores das imagens antes e depois da deformação.

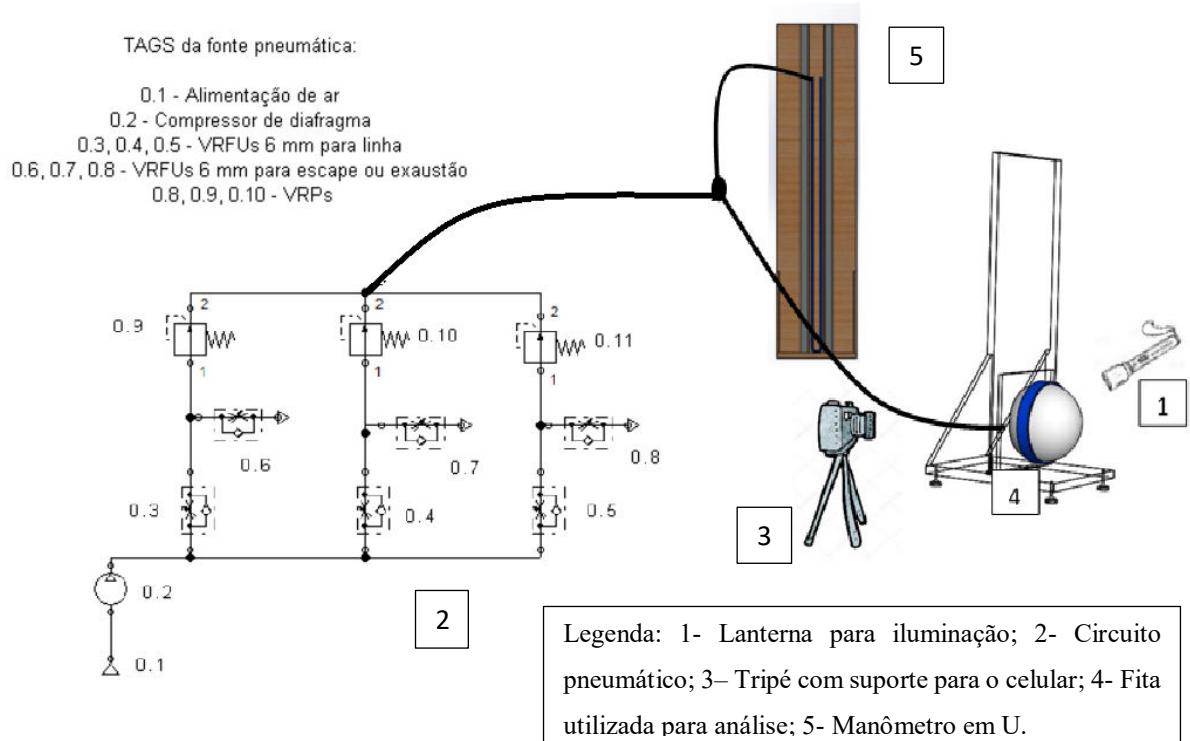


Figura 6.1 - Desenho esquemático do aparato desenvolvido



Figura 6.2 – Fita utilizada na análise

Após a montagem do aparato foram feitos alguns testes utilizando a fita ajustada à caixa craniana. Para a aquisição das fotos, a imagem da câmera foi ampliada para capturar a região pintada da fita com maior nitidez desconsiderando o restante dos objetos.

Antes de iniciar os testes foi tirada uma foto da região analisada da fita para servir como imagem de referência no programa utilizado. Essa imagem indica o ponto inicial, onde a pressão é zero e consequentemente não há deformação. Posteriormente, foram aplicadas pressões cujas intensidades são as mesmas utilizadas nos testes por extensometria, apresentadas no Cap. IV. As pressões utilizadas estão exibidas na Tab. 6.1, sendo indicados os valores em cmH_2O , por ser a unidade medida pelo manômetro, e em mmHg, por ser a unidade da PIC.

Tabela 6.1 – Pressões aplicadas nos ensaios por imagens

Pressão (cmH ₂ O)	Pressão (mmHg)
0,00	0,00
10,8	7,94
26,5	19,49
30,8	22,65
55,0	40,45

A pressão nula indica o início do teste em que o compressor se encontrava desligado, sendo o momento no qual foi captada a imagem de referência. Após isso, cada pressão colocada foi mantida por 2 min e a cada mudança de pressão foi tirada uma nova foto para capturar a imagem que representa a deformação proveniente dessa mudança. Para a captura das imagens foi selecionada uma função da câmera do celular que tira dez fotos a cada três segundos, o que minimiza a influência manual ao tirar a foto, pois as nove fotos subsequentes ao comando são feitas de forma automática. Assim, para o conjunto de dez fotos equivalentes a cada pressão aplicada, foi utilizada para a análise sempre a quinta foto tirada. Com a escolha de todas as fotos, estas são utilizadas para a medição da deformação no programa Ncorr.

Para se chegar nos resultados do programa são necessários seguir alguns passos no ambiente do programa Ncorr:

Passo 1: São inseridas no programa a imagem de referência e as fotos subsequentes que servirão para os cálculos das deformações. Nesse ensaio foram feitas quatro fotos, cada uma equivalente à pressão aplicada, Fig. 6.3.

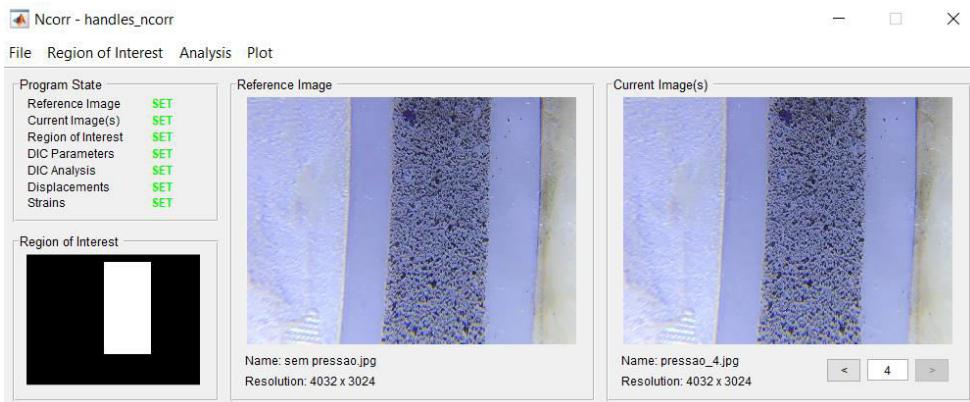


Figura 6.3 – Imagem de referência e imagens posteriores de análise no Ncorr

De acordo com a Fig. 6.3 apenas uma região da fita foi capturada nas imagens analisadas.

Passo 2: Na imagem de referência é delimitada uma região de análise chamada de ROI (*Region of Interest*). É nessa região que serão analisadas as deformações, Fig. 6.4. Pode-se determinar o ROI manualmente através de desenhos de retângulo, elipse e linhas que delimitam um polígono, ou carregando uma imagem com a região de interesse já delimitada.

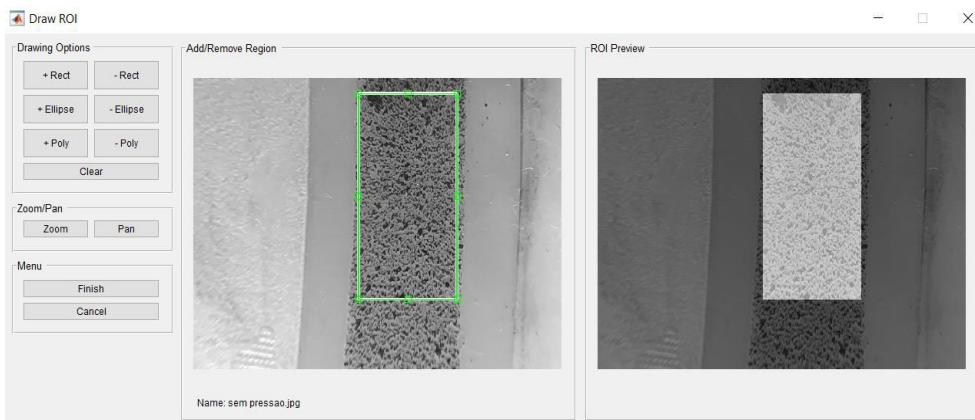


Figura 6.4 – Determinação do ROI no Ncorr

Passo 3: Determinar os parâmetros de análise. Nesse passo são determinados, o tamanho do raio do subconjunto e o espaçamento entre eles. Existem padrões para ambas as opções, mas cabe ao usuário selecionar as configurações ideais em sua análise. A opção mais importante para corrigir é o raio do subconjunto, sendo que, a ideia principal é selecionar o menor subconjunto possível, que não resulta em dados de deslocamento com ruídos (BLABER; ANTONIOU, 2017). Nesse caso, foi utilizado um raio de 50 pixels e um espaçamento de 5

pixels, Fig. 6.5. Caso as dimensões determinadas pelo usuário não sejam adequadas, o programa exibe uma mensagem (BELEZA, 2017).

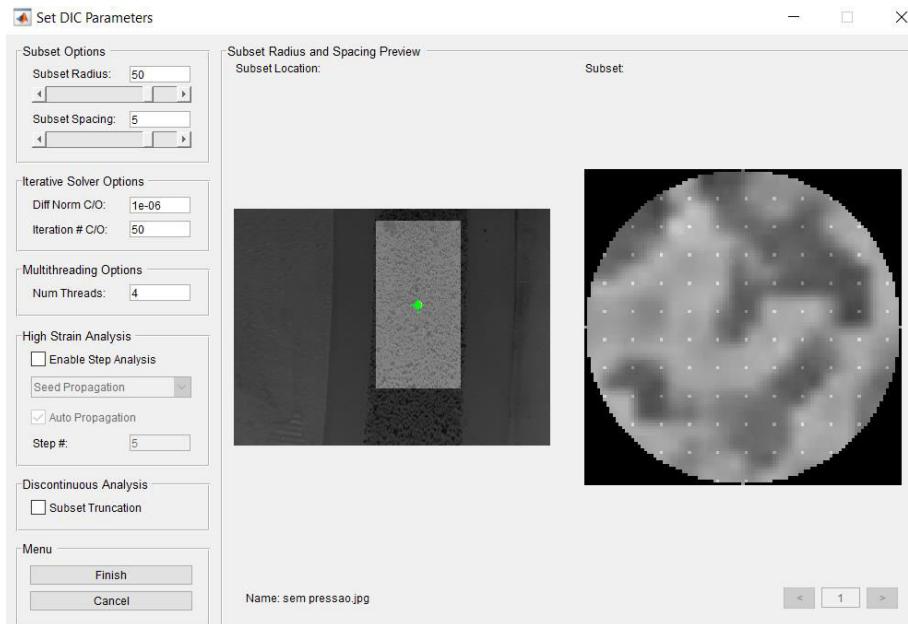


Figura 6.5 – Seleção do raio e espaçamento do subconjunto de análise no Ncorr

Passo 4: Selecionar uma região de processamento colocando as sementes (ponto inicial) onde seriam o princípio de análise dos subconjuntos. A quantidade de sementes depende da quantidade de núcleos do processador especificados na instalação do programa. Nesse caso são utilizadas quatro sementes distintas, Fig. 6.6.

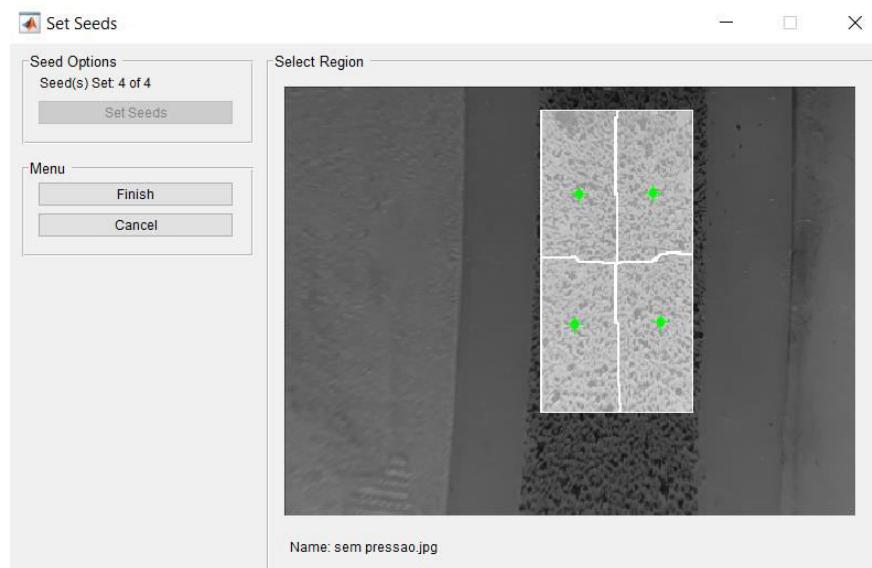


Figura 6.6 – Determinação das sementes no Ncorr

As sementes devem ser colocadas em regiões onde não sairão das imagens subsequentes. Ou seja, deve-se garantir que mesmo com a deformação apresentada nas imagens posteriores à de referência, a semente se encontra dentro da ROI. Deve-se buscar também posições onde se tenham valores de correlação mais próximos de zero, o que garante maior correlação entre as imagens e valores reais. Caso a escolha das sementes não seja adequada é exibida uma mensagem indicando que poderá ter erros nos processamentos.

Após a definição da localização das sementes é feita uma análise prévia das correlações e aberta uma janela que indicam os coeficientes calculados para cada semente em cada foto inserida no programa, Fig. 6.7. Para diminuir os coeficientes, basta mudar a posição das sementes e processar o programa novamente até atingir as melhores correlações.

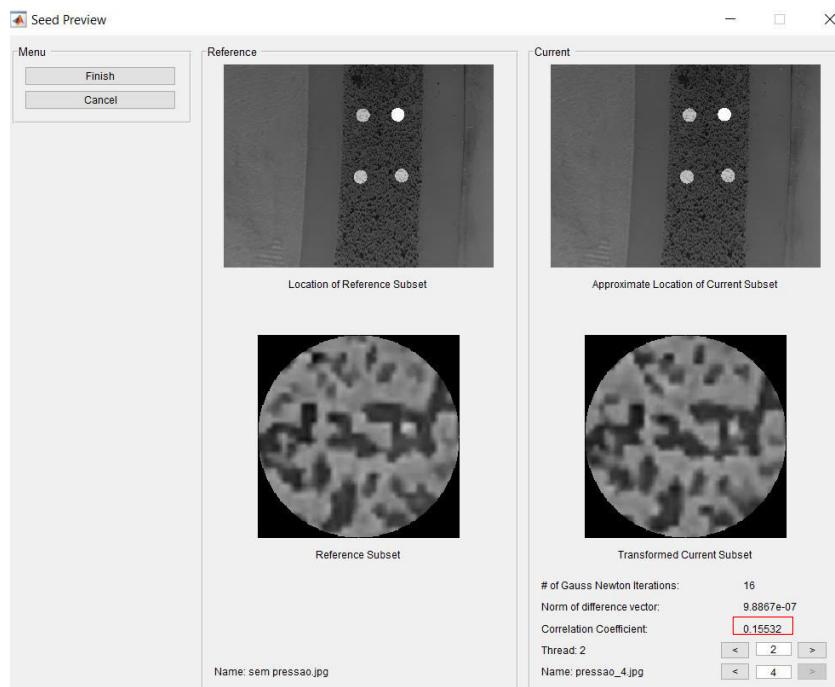


Figura 6.7 – Análise prévia de correlação das sementes selecionadas no Ncorr

Passo 5: Determinar a conversão de unidades no programa para o cálculo dos deslocamentos. Para isso é necessário carregar a imagem de referência e selecionar uma medida previamente conhecida para a conversão das unidades, Fig 6.8.

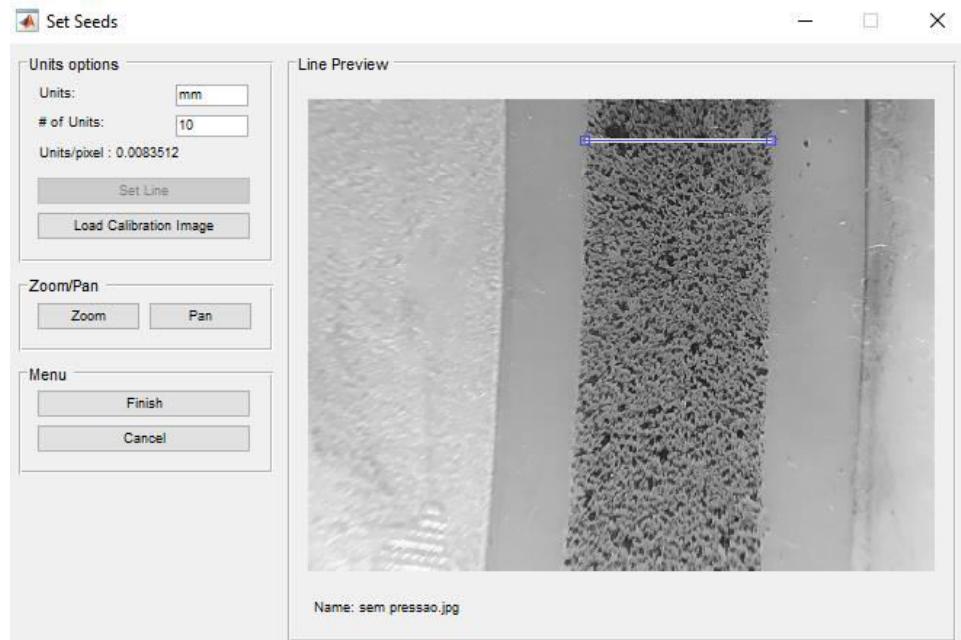


Figura 6.8 – Conversão de unidades no programa no Ncorr

Passo 6: Calcular a deformação a partir dos dados de deslocamento. Nessa etapa, o único dado a ser inserido é o raio de deformação. Este é o raio de um círculo que seleciona um grupo de pontos para encaixar um plano. A seleção do raio de deformação ideal é semelhante à seleção do raio do subconjunto ideal, em que o menor raio é desejado, o que não resultaria em dados de deformação ruidosa (BLABER; ANTONIOU, 2017), Fig. 6.9. Nessa etapa foi utilizado o raio igual a 5 pixels.

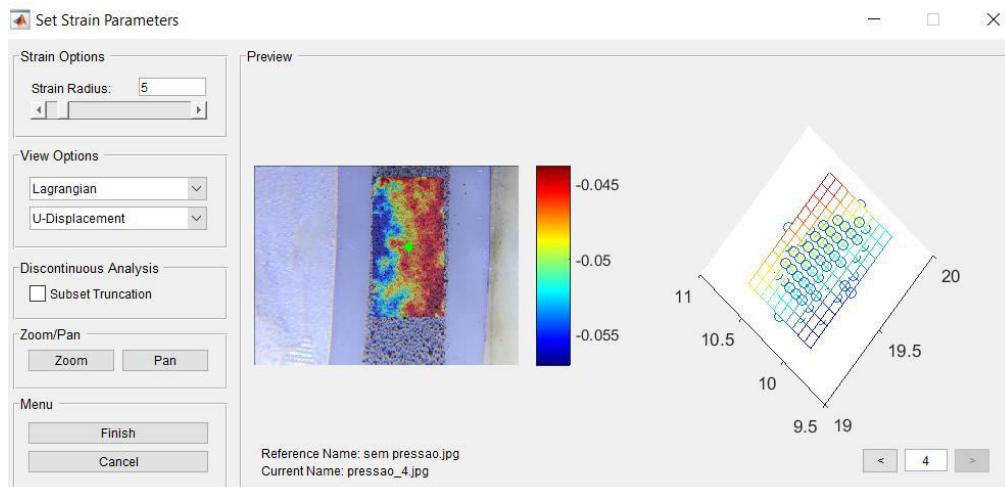


Figura 6.9 - Determinação do raio de deformação

Com todas essas etapas concluídas o programa irá calcular os deslocamentos na direção x, y, as deformações em x, y e a resultante das deformações para todas as imagens adicionadas. A figura 6.10 mostra o resultado da deformação na direção y para a última imagem, que equivale a última pressão aplicada. São mostrados os dados apenas na direção y, por ser a direção de análise.

Nesse quadro são mostradas todas as configurações anteriormente empregadas e as deformações máxima, mínima e média obtidas na região de análise.

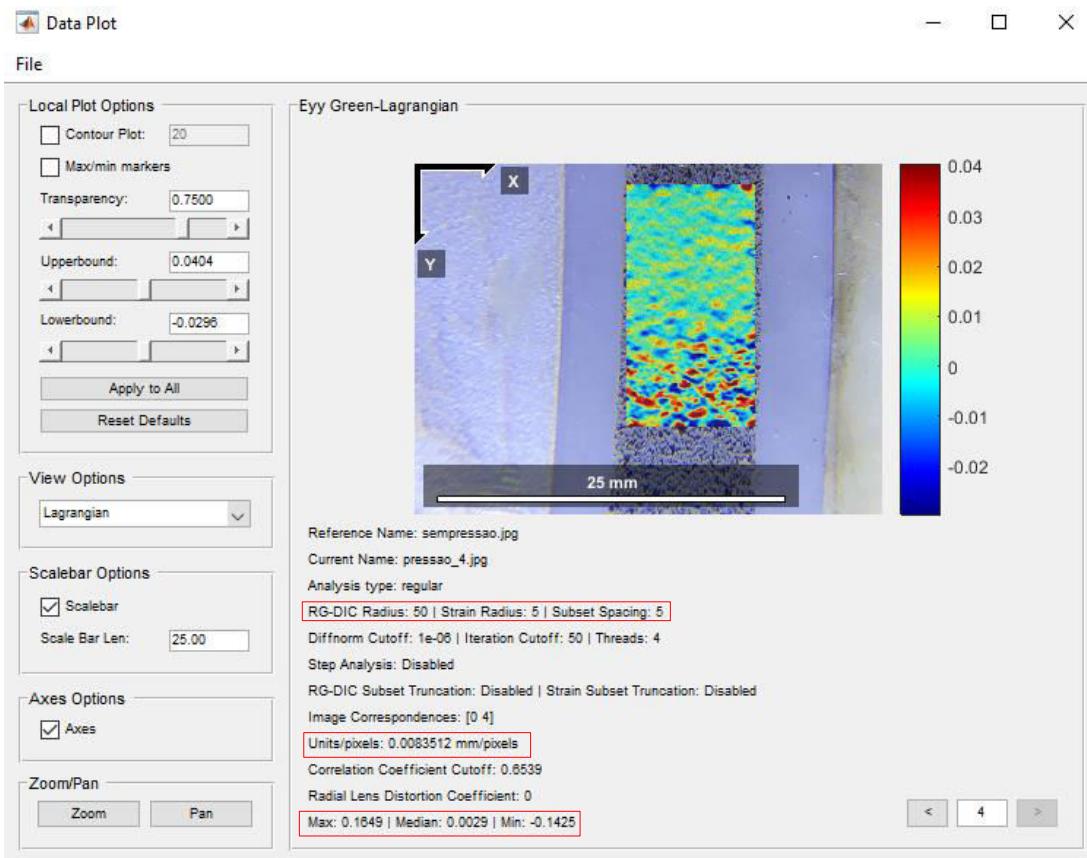


Figura 6.10 – Deformação na direção y para a última pressão aplicada

O mesmo procedimento foi feito para os seis ensaios realizados. Assim, foram obtidas as deformações médias na direção y para todas as quatro pressões aplicadas em todos os ensaios feitos. Foi utilizada a direção y por ser a direção longitudinal da fita no qual ela possui maior deformação quando o crânio se expande devido a pressão interna. A Figura 6.11 apresenta o sistema de coordenadas adotado na fita a fim de indicar a direção y em que são analisadas as deformações obtidas pelo programa.

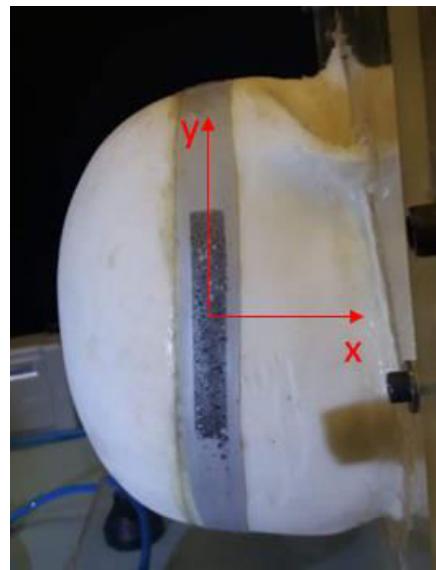


Figura 6.11 – Sistema de coordenadas utilizado para análise via DIC

As deformações médias na direção y obtidas na região de interesse, em todos os testes feitos, são apresentadas de acordo com a pressão aplicada, Tab. 6.2.

Tabela 6.2 – Deformações médias na direção y para cada valor de pressão aplicada

Pressão (mmHg)	Deformação (μE)					
	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4	Teste 5	Teste 6
0,00	0	0	0	0	0	0
7,94	1400	2500	1100	1500	2400	1400
19,49	1600	3500	1200	2000	1200	1000
22,65	1500	3500	1100	3200	1700	1800
40,45	1300	2900	1400	3000	2300	2800

Graficamente, são apresentadas as deformações da Tab. 6.2 na Fig. 6.12.

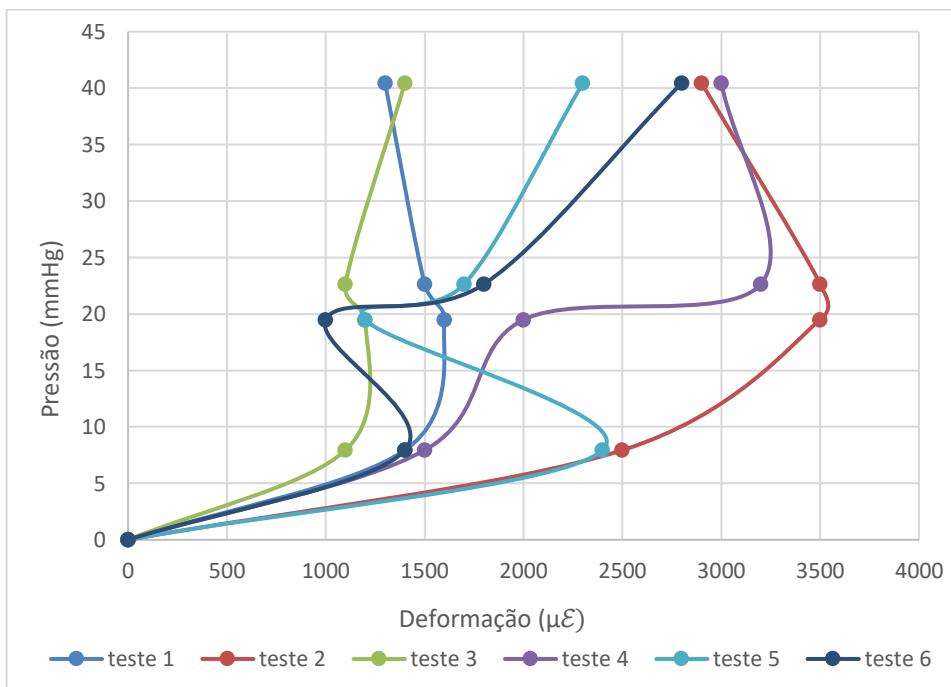


Figura 6.12 - Representação gráfica das deformações obtidas no ensaio experimental

Verifica-se pela Fig. 6.12 que em cada teste feito as deformações obtidas possuem um comportamento desordenado e diferente. Provavelmente, estas variações são relacionadas com a forma geométrica do crânio que influenciam no processamento do método de análise. O Ncorr é um programa utilizado para medições em sistemas 2D, ou seja, para deformações no plano e, portanto, a não planicidade do crânio poderia atrapalhar a sua eficiência obtendo resultados não coerentes. Assim, a curvatura do crânio e a posição em que a fita se encontra nessa geometria poderia dificultar a medição das deformações via DIC pelo programa e influenciar os resultados apresentados na Fig. 6.12.

Para avaliação desta hipótese foram realizados diferentes ensaios de tração de uma fita utilizando uma máquina de ensaios mecânicos que são apresentados na seção 6.3.

6.3 Análise de influência da curvatura do crânio na técnica DIC

A fim de averiguar a influência da técnica DIC utilizando o programa Ncorr para as análises de deformações e verificar a influência da curvatura do crânio utilizado numa análise DIC 2D, foram feitos dois tipos de análises utilizando uma máquina de ensaios mecânicos do fabricante Oswaldo Filizola modelo BME.

Em um dos ensaios foi utilizada a fita em posição plana para verificação do comportamento e confiabilidade do Ncorr, e no outro a fita foi utilizada em posição curva, simulando a posição da fita no crânio impresso, no intuito de verificar a influência dessa curvatura. Os dados desses ensaios estão apresentados nas seções 6.3.1 e 6.3.2, respectivamente.

6.3.1 Análise da fita em posição plana via DIC

Uma fita de mesmo material e dimensões semelhantes à fita colocada na cabeça, foi posicionada entre as garras da máquina de ensaios mecânicos sendo aplicadas forças de tração, Fig. 6.13. O ensaio foi filmado pelo mesmo celular anteriormente citado utilizando a configuração para vídeos de 4k a 60 fps para uma alta definição da imagem captada. Essas imagens foram utilizadas no programa Ncorr a fim de verificar a semelhança ou a diferença com as deformações obtidas por meio da máquina Filizola.

Para o ensaio, utilizou-se a fita de silicone pintada com spray de tinta preta, um tripé com um suporte para a fixação do celular, uma lanterna para a iluminação do ambiente, uma célula de carga de 500 N, um indicador de força em N e uma folha branca atrás da fita para obter um contraste de cores nas imagens utilizadas. Esses equipamentos estão indicados pelos números 1, 2, 3, 4, 5 e 6, respectivamente, na Fig. 6.14. Além disso, foi utilizado um computador para a captura dos dados da máquina, como deslocamento e força aplicada. Esses dados foram utilizados para o cálculo das deformações.



Figura 6.13 – Fixação da fita na máquina de ensaios mecânicos

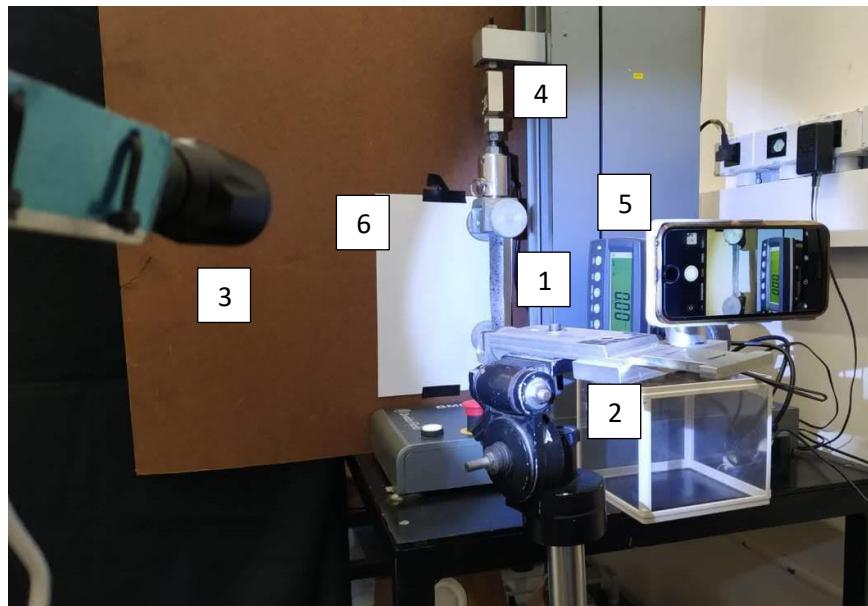


Figura 6.14 – Equipamentos utilizados para o ensaio na máquina de ensaios mecânicos

Inicialmente, foi aplicada uma pré carga de 0,15 N na fita e o sistema de força e deslocamento foi zerado nessa posição, iniciando o processo de filmagem. Foram aplicadas forças na fita de 0 a 0,4 N, variando de 0,05 N com uma velocidade de 5 mm/min. Posteriormente, foram retirados do vídeo os frames correspondentes à cada mudança de força, utilizando um programa que converte o vídeo em imagens. Para isso, na filmagem foram registrados a fita e o indicador de força, para ser possível a obtenção das fotos correspondentes a cada força aplicada. Essas imagens podem ser verificadas pela Fig. 6.15.

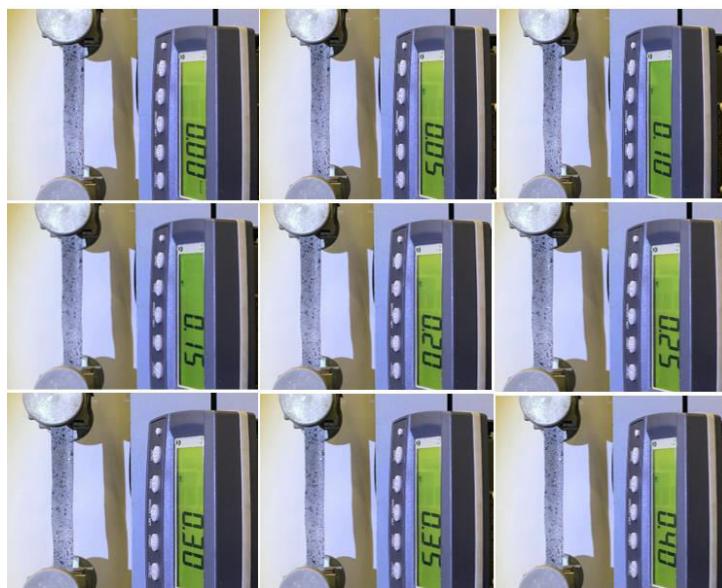


Figura 6.15 – Imagens da fita equivalentes a cada força aplicada

Após o término da aplicação de forças, foram obtidos pelo computador utilizados os deslocamentos sofridos pela fita durante o ensaio e divididos pelo seu comprimento inicial de 138,5 mm, definido pela distância entre as garras da máquina, para determinar as deformações. Esses deslocamentos obtidos são referentes à direção longitudinal da fita. Assim, para os dados adquiridos pela máquina de ensaios mecânicos, obteve-se a deformação na fita em função das forças aplicadas, apresentadas na Fig. 6.16.

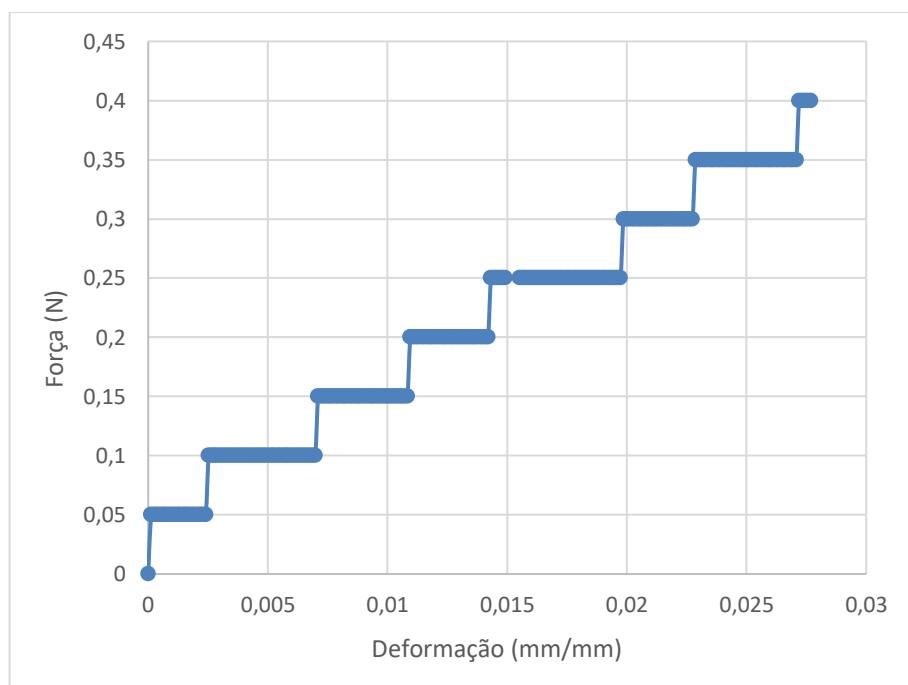


Figura 6.16 – Deformação equivalente à força aplicada obtida pela máquina de ensaios mecânicos

De acordo com a Fig. 6.16, a força permanece constante durante um certo intervalo devido a resolução do indicador de força, não sendo possível verificar valores de força menores que 0,05 N. Para comparar a deformação obtida pelo ensaio mecânico com o programa Ncorr, foram consideradas apenas as deformações quando há a mudança na intensidade da força, ou seja, o primeiro ponto de cada patamar apresentado na Fig. 6.16, obtendo-se assim, oito valores de deformações, apresentados na Tab. 6.3.

Tabela 6.3 – Deformação obtida utilizando a máquina de ensaios mecânicos

Força (N)	Deformação ($\mu\epsilon$)
0,00	0
0,05	1000
0,10	2500
0,15	7100
0,20	11000
0,25	14300
0,30	19900
0,35	22900
0,40	27200

Com os valores das deformações calculados através dos dados de deslocamento do ensaio mecânicos, foi utilizado o programa Ncorr para a obtenção das deformações e comparação dos resultados de ambos processos.

As fotos adquiridas do vídeo gravado no ensaio foram manuseadas no programa Ncorr e executado o mesmo procedimento no programa explicado na seção 6.2, sendo, nesse caso, utilizado um raio do subconjunto de 40 pixels com um espaçamento de 4 pixels, e o raio da deformação de 5 pixels. Esses valores foram ajustados para essa condição visando uma melhora da correlação entre as imagens. Com isso, obteve-se os valores das deformações para cada imagem correspondente a cada força aplicada. Para ilustração, a Fig. 6.17 apresenta a distribuição da deformação na fita, de acordo com o programa Ncorr equivalente à força de 0,4 N.

Para comparação dos resultados com a máquina de ensaios mecânicos, foram utilizadas as deformações médias na região de análise para cada imagem obtidas pelo Ncorr na direção y. Essa direção é equivalente à direção de aplicação da carga pela máquina de ensaios mecânicos, ou seja, a direção longitudinal da fita. Essas deformações estão apresentadas na Tab. 6.4.



Figura 6.17 - Distribuição da deformação em y para a força de 0,4 N

Tabela 6.4 – Deformação média na direção y obtida pelo programa Ncorr

Força (N)	Deformação ($\mu\epsilon$)
0,00	0
0,05	900
0,10	3200
0,15	7800
0,20	12300
0,25	15400
0,30	21500
0,35	25500
0,40	29900

Para comparação, são apresentadas as deformações obtidas pelo Ncorr e por meio da máquina de ensaios mecânicos na Tab. 6.5 e na Fig. 6.18.

Tabela 6.5 – Comparação das deformações obtidas pela máquina de ensaios e pelo Ncorr

Força (N)	Deformação Ncorr ($\mu\epsilon$)	Deformação máquina de ensaios mecânico ($\mu\epsilon$)	Erro relativo (%)	Erro absoluto ($\mu\epsilon$)
0,00	0	0	0,0	0
0,05	900	100	800,0	800
0,10	3200	2500	28,0	700
0,15	7800	7100	9,8	700
0,20	12300	11000	11,8	1300
0,25	15400	14300	7,7	1100
0,30	21500	19900	8,0	1600
0,35	25500	22900	11,3	2600
0,40	29900	27200	9,9	2700

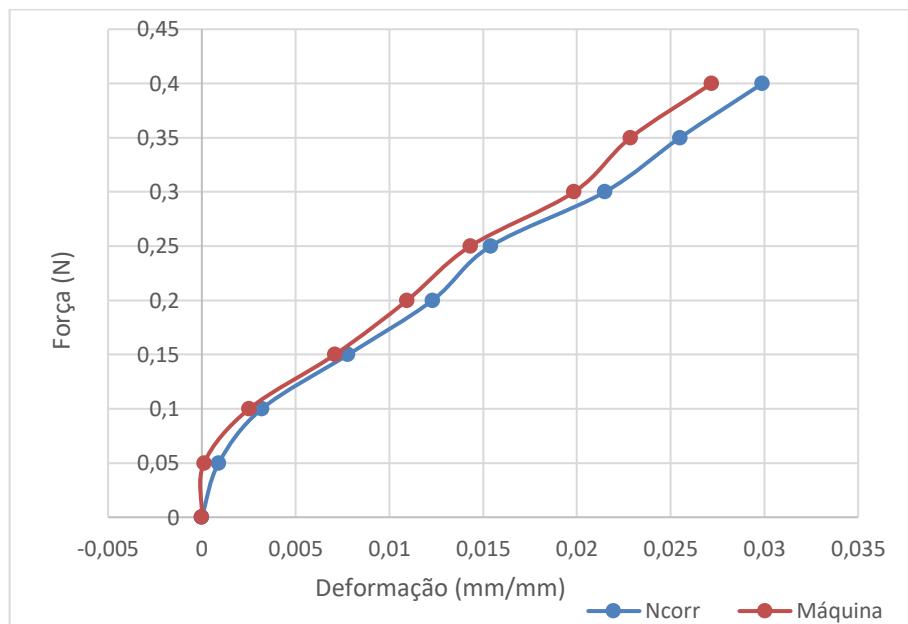


Figura 6.18 –Comparação entre as deformações obtidas

De acordo com os dados apresentados na Fig. 6.18 e na Tab. 6.5, o crescimento das deformações em função das forças aplicadas, tanto medidas pelo programa Ncorr quanto pela máquina de ensaios mecânicos, possuem comportamentos muito parecidos e valores próximos. Verifica-se pela Tab. 6.5 que o erro absoluto aumenta enquanto o erro relativo diminui, com o aumento da força aplicada. O maior erro relativo encontrado é referente à primeira carga aplicada que causa uma deformação menor em relação ao restante, apresentando um erro

relativo de 800%. Esse erro percentualmente elevado é consequência dos pequenos valores envolvidos. Mesmo o erro absoluto sendo pequeno, para pequenas cargas aplicadas, verifica-se que existe uma discrepância nos valores de deformações obtidas, constatado também por Beleza (2017). É provável que para cargas menores que 0,05 N também haja discrepância nas deformações obtidas, sendo necessário determinar uma correlação entre as forças aplicadas e as deformações obtidas a fim de corrigir essa distorção.

Apesar das particularidades discutidas, verifica-se pelo ensaio feito que o programa Ncorr é confiável, resultando em valores bem próximos de um equipamento amplamente utilizado na engenharia, resultando num erro relativo médio de 12% ao excluir o primeiro ponto. Além disso, com a fita estando em posição plana, constatou-se que em sistemas bidimensionais o programa possui boa correlação com os valores experimentais.

Para a confirmação dos resultados, foi feito um novo teste nas mesmas condições anteriormente descritas a fim de comparar os resultados das deformações obtidas pelo programa Ncorr em ambos os testes. O objetivo foi verificar a equivalência dos resultados obtidos via Ncorr repetindo o ensaio mecânico. A comparação foi feita somente entre a correlação de imagens no Ncorr. Assim, voltou-se a fita para a posição inicial e reaplicou as forças por meio da máquina enquanto o ensaio foi filmado. As imagens retiradas do vídeo foram analisadas pelo programa Ncorr, a cada mudança de valor da carga, e obtidas as deformações na direção da aplicação. Os dados da deformação obtidas correspondente aos valores de força estão apresentados na Tab. 6.6.

Tabela 6.6 – Tabela de deformações obtidas pelo Ncorr para o segundo ensaio feito

Força (N)	Deformação Ncorr (μE)
0,00	0
0,05	1100
0,10	3200
0,15	6200
0,20	10700
0,25	15100
0,30	19400
0,35	24000
0,40	27700

Para a comparação dos resultados obtidos pelo Ncorr para os dois ensaios executados, são apresentadas as deformações na Tab. 6.7 e na Fig. 6.19.

Tabela 6.7 – Tabela de comparação das deformações pelo Ncorr para os dois ensaios feitos

Força (N)	Deformação Ncorr	Deformação Ncorr	Erro relativo (%)
	ensaio 1 ($\mu\epsilon$)	ensaio 2 ($\mu\epsilon$)	
0,00	0	0	0,0
0,05	900	1100	22,2
0,10	3200	3200	0,0
0,15	7800	6200	20,5
0,20	12300	10700	13,0
0,25	15400	15100	1,9
0,30	21500	19400	9,8
0,35	25500	24000	5,9
0,40	29900	27700	7,4

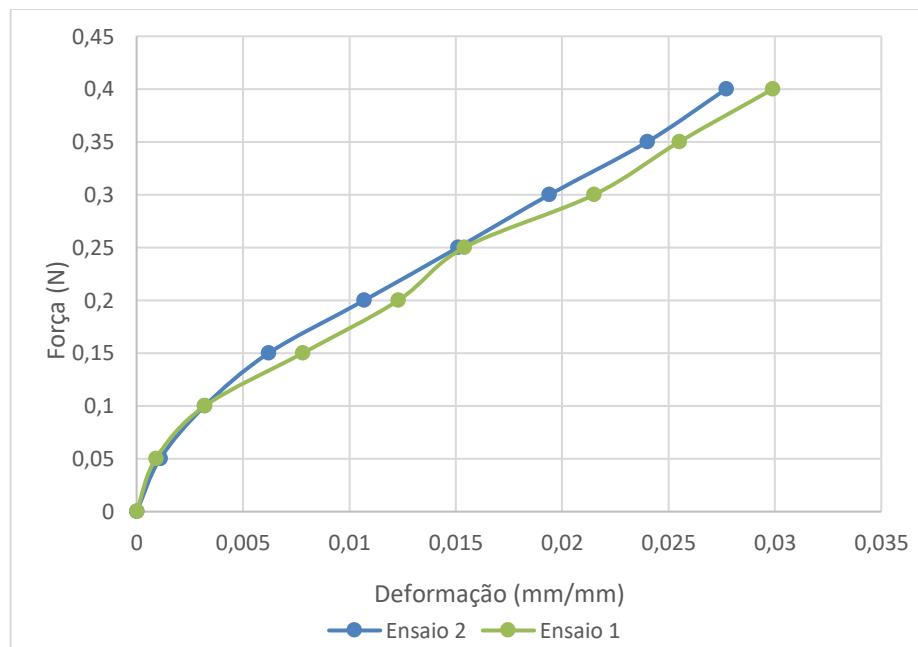


Figura 6.19 – Comparação das deformações obtidas pelo Ncorr para os dois ensaios feitos

Nota-se pela Fig. 6.19 que em ambos os ensaios, as deformações obtidas pelo programa Ncorr possuem comportamento semelhante, com um erro relativo médio de 10,1% entre os

dois. Isso demonstra que o programa utilizado apresenta resultados confiáveis quando se utiliza um sistema 2D e semelhantes ao realizar ensaios repetitivos para as mesmas configurações.

O fato de o programa apresentar resultados satisfatórios para essa análise feita, implica que os valores obtidos e apresentados na Fig. 6.12 apresentam erros de medição devido ao comportamento desordenado das deformações. Provavelmente, as influências nas medições são provocadas pela posição da fita analisada na geometria curva do crânio impresso. Para essa conformação foi realizado um novo ensaio utilizando a máquina de ensaios mecânicos, porém com a fita posicionada de forma semelhante na caixa craniana, ou seja, considerando uma curvatura para a fita.

6.3.2 Ensaio da fita em posição curva via DIC

A fim de verificar a influência da curvatura do crânio nas deformações obtidas pelo Ncorr e apresentadas na seção 6.2, foi utilizado um mesmo modelo do crânio com dimensões menores posicionado na máquina de ensaios mecânicos, Fig. 6.20.

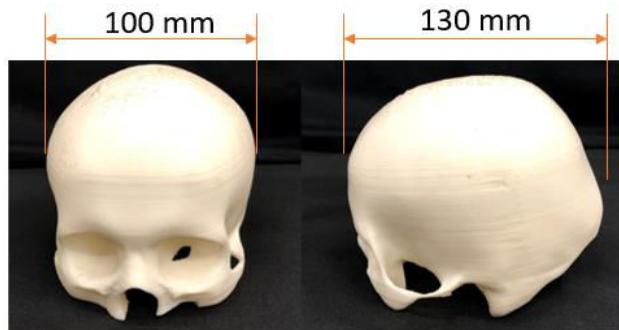


Figura 6.20 – Crânio impresso com dimensões reduzidas

Esse crânio foi posicionado no contorno da fita presa na máquina de ensaios provocando uma curvatura na mesma, Fig. 6.21. Isso foi feito para que a fita apresentasse uma geometria parecida com a da fita utilizada na parte curva do crânio.

Nesse ensaio a fita foi posicionada entre as garras da máquina e analogamente, foram aplicadas forças de tração de mesmas intensidades, ou seja, de 0 a 0,4 N, variando de 0,05 N. Para esse ensaio foi utilizado o mesmo aparato experimental descrito na Fig. 6.14, ou seja, a célula de carga de 500 N, o indicador de força e o sistema para a filmagem, contendo o tripé para o suporte do celular e a lanterna para a iluminação, Fig. 6.22.

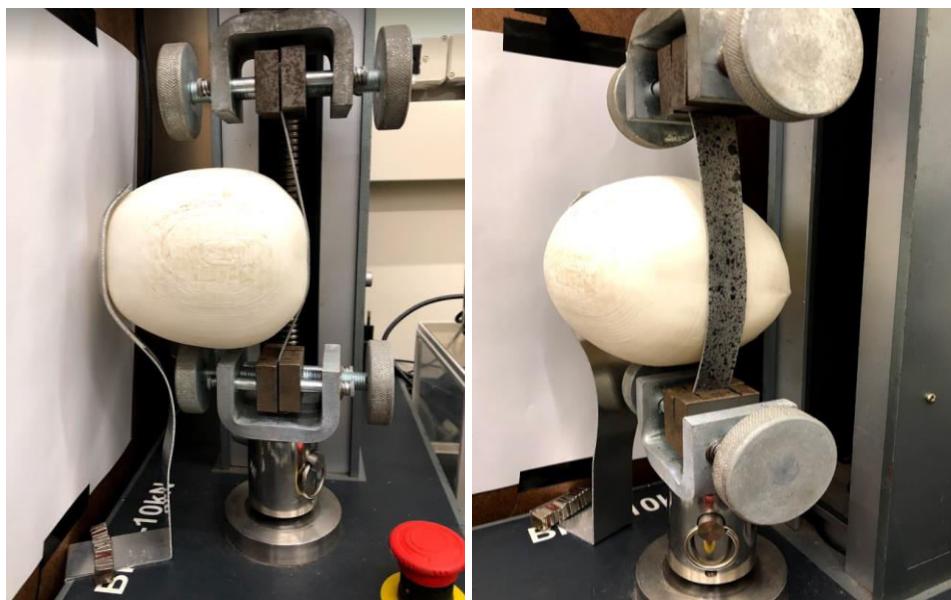


Figura 6.21 – Posicionamento do crânio na máquina de ensaios mecânicos

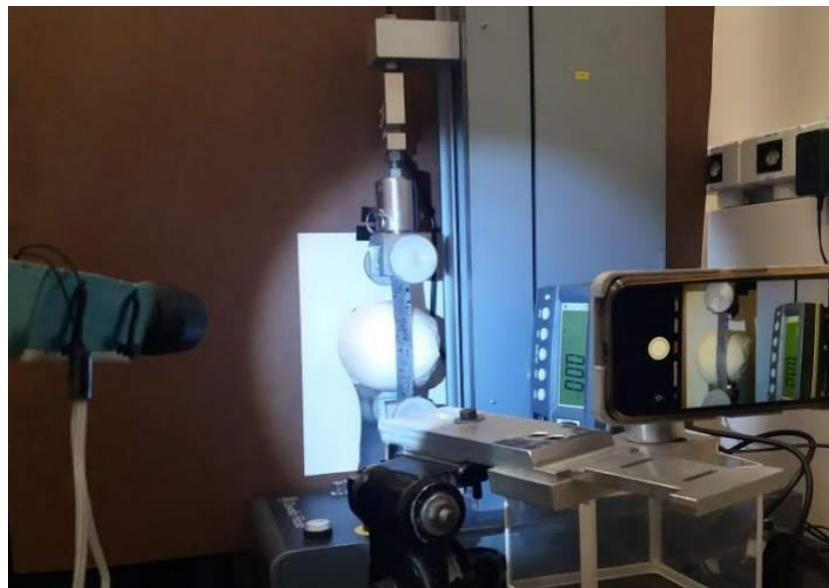


Figura 6.22 – Aparato experimental utilizando o crânio na máquina de ensaios mecânicos

Os frames das imagens foram retirados a cada um segundo do vídeo gravado e analisadas apenas as fotos que apresentavam a mudança da carga aplicada, totalizando oito imagens. Assim, foi utilizado o programa Ncorr com as mesmas configurações da análise anterior, ou seja, utilizado um raio do subconjunto de 40 pixels com um espaçamento de 4 pixels, e o raio da deformação de 5 pixels. Com isso, foram obtidas as deformações médias na região de análise da fita para cada imagem utilizada, representando a deformação na direção longitudinal da fita

correspondente à aplicação da carga, Tab. 6.8. A Figura 6.23 apresenta a distribuição de deformação no programa Ncorr para a força de 0,4 N.

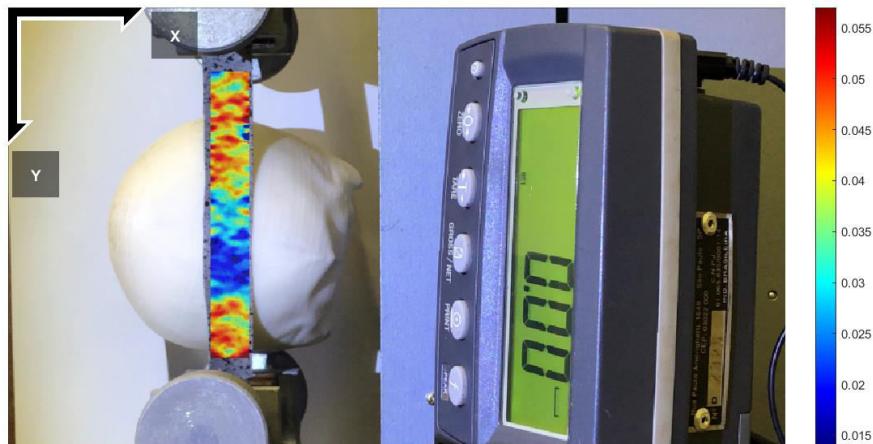


Figura 6.23 - Distribuição de deformação no Ncorr para a força de 0,4 N para a fita curva

O objetivo desse ensaio é verificar a influência da curvatura do crânio nos resultados de deformação obtidos pelo programa Ncorr, sendo comparadas as deformações obtidas nesse ensaio com as do ensaio da seção 6.2.1, onde a fita se encontrava plana. Os dados das deformações na direção y para ambos os ensaios estão apresentados na Tab. 6.9 e graficamente comparados na Fig. 6.24.

Tabela 6.8 – Deformações obtidas pelo Ncorr utilizando o crânio impresso posicionado na máquina de ensaios

Força (N)	Deformação Ncorr ($\mu\epsilon$)
0,00	0
0,05	1400
0,10	3200
0,15	7700
0,20	14100
0,25	19800
0,30	25000
0,35	30800
0,40	38700

Tabela 6.9 – Deformações obtidas pelo Ncorr para a fita plana e sob o efeito do crânio impresso

Força (N)	Deformação Ncorr com o	Deformação Ncorr para	Erro relativo
	crânio impresso (μE)	a fita plana (μE)	(%)
0,00	0	0	0,0
0,05	1400	900	55,6
0,10	3200	3200	0,0
0,15	7700	7800	1,3
0,20	14100	12300	14,6
0,25	19800	15400	28,6
0,30	25000	21500	16,3
0,35	30800	25500	20,8
0,40	38700	29900	29,4

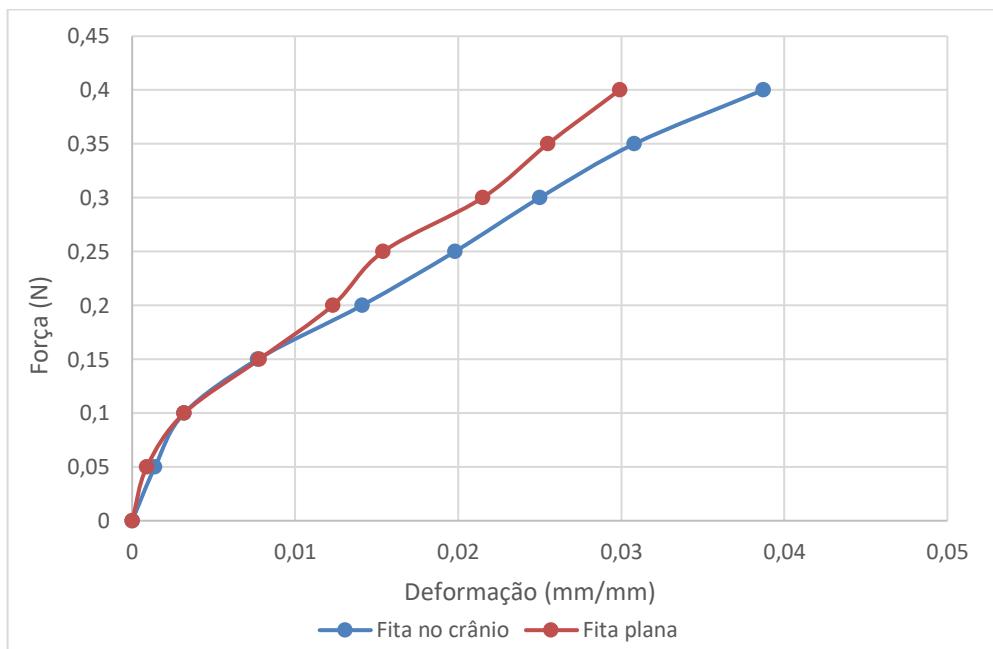


Figura 6.24 – Comparação das deformações obtidas pelo Ncorr para a fita plana e sob o efeito do crânio impresso

De acordo com a Tab. 6.9, o erro relativo entre as deformações obtidas apresenta valores mais elevados, com uma média de 20,8%, ou seja, o dobro do erro obtido quando foram comparados os resultados oriundos do Ncorr para a fita em posição plana. Além disso, verifica-se pela Fig. 6.24 que o comportamento das deformações obtidas pelo Ncorr para a fita plana e

para a fita sob o efeito do crânio impresso vai aumentando a medida que a força é aplicada, diferentemente do que acontece quando se compara deformações para uma mesma condição de ensaio, como apresentado na Fig. 6.19. Com isso, constata-se que a curvatura do crânio tem influência nos resultados de deformações processados pelo Ncorr, o que admite que os dados da Fig. 6.12, provenientes das imagens da fita ao redor do crânio, podem não ter boa relação com os dados reais.

Devido à influência da curvatura do crânio nos resultados de deformações obtidos pelo Ncorr, foi feito um ajuste no aparato experimental com o intuito diminuir o erro causado pela curvatura e aproximar a posição da fita analisada para uma posição plana. Estes ajustes são apresentados na seção 6.4.

6.4 Ajustes na fita posicionada no crânio

Para deixar a fita com um formato plano, visando a análise através da correlação digital de imagens e diminuir a influência da curvatura do crânio, foi impresso um suporte em PLA com uma face plana e a outra face com a curvatura do crânio, Fig. 6.25.

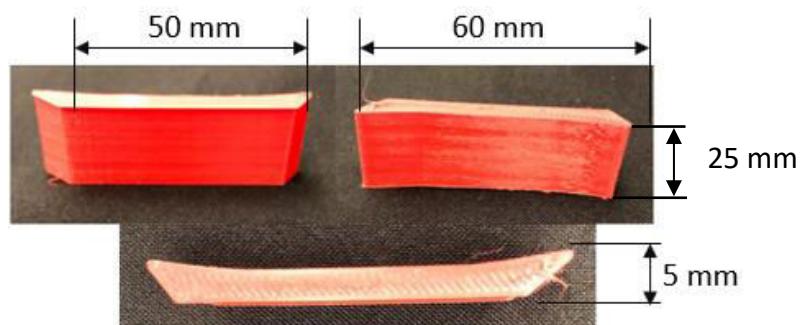


Figura 6.25 – Vistas diferentes do suporte feito em PLA

Esse suporte foi posicionado na região de onde foi retirada sua curvatura e colocado abaixo da fita. A região de análise da fita foi posicionada na parte plana do suporte minimizando o efeito da curvatura do crânio sobre as análises por imagens, Fig. 6.26.

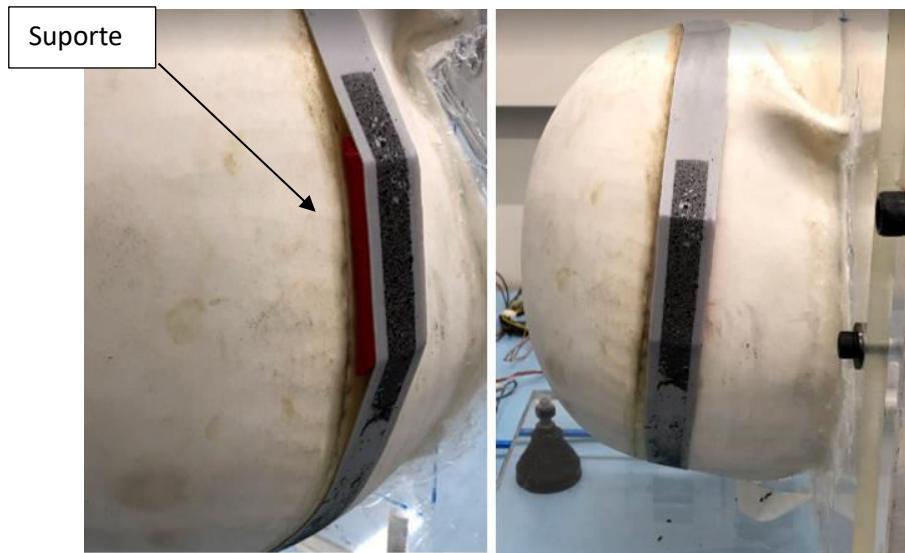


Figura 6.26 – Suporte posicionado no crânio

Com o suporte posicionado repetiu-se o ensaio aplicando pressões internamente no crânio, por meio do sistema de válvula pneumáticas, para verificar a deformação sofrida pela fita. Foi utilizado novamente o tripé com suporte para o celular que fotografou o ensaio e a lanterna para a iluminação, Fig. 6.27.

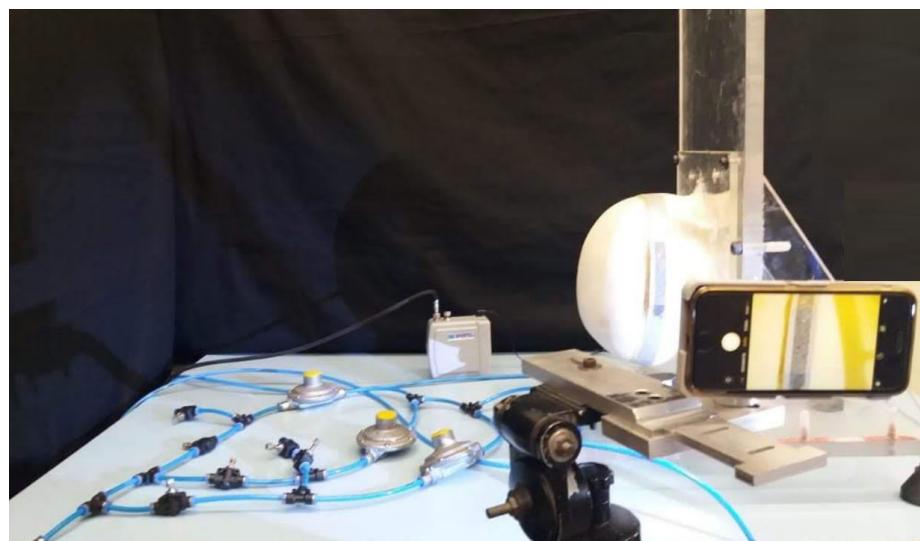


Figura 6.27 – Aparato experimental utilizando o suporte abaixo da fita

O tripé foi posicionado de forma que a câmera do celular ficasse perpendicular com a fita de modo que as imagens obtidas ficassem centralizadas e retas, conforme Fig. 6.28.

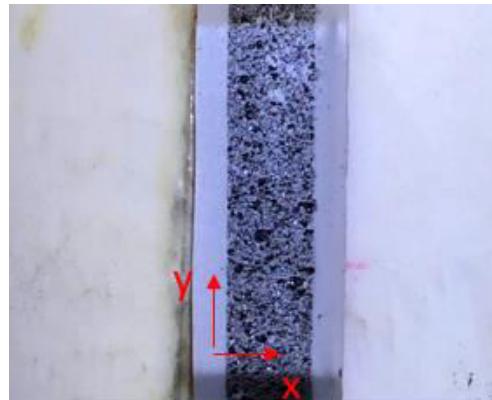


Figura 6.28 – Fotografia da região plana da fita

Foram aplicadas as pressões mostradas na Tab. 6.1 a cada 2 min e obtidas imagens da fita a cada vez que se alterava o valor da pressão. Para a obtenção da imagem da Fig. 6.28 foi ampliada a imagem na região plana da fita e a câmera foi configurada para capturar 10 fotos de forma automática a cada mudança de pressão, sendo analisada a quinta foto tirada em cada pressão aplicada, totalizando quatro fotos com a presença de pressão no crânio. A imagem de referência para o programa foi tirada enquanto o compressor se encontrava desligado. Todo o procedimento foi repetido seis vezes.

As imagens fotografadas foram utilizadas no programa Ncorr para a análise da deformação na direção y da fita. Para essa análise os mesmos procedimentos da Fig. 6.3 à Fig. 6.10 foram executados utilizando 40 pixels como o raio do subconjunto com um espaçamento de 4 pixels, e um raio de deformação de 5 pixels. Assim, foram obtidas as deformações na direção especificada para cada foto analisada nos seis ensaios executados. A Figura 6.29 apresenta o comportamento da deformação para as quatro pressões aplicadas em um dos testes executados.

As deformações médias na direção y obtidas na região de análise para cada pressão aplicada em todos os testes feitos são mostradas na Tab. 6.10 e graficamente na Fig. 6.30.

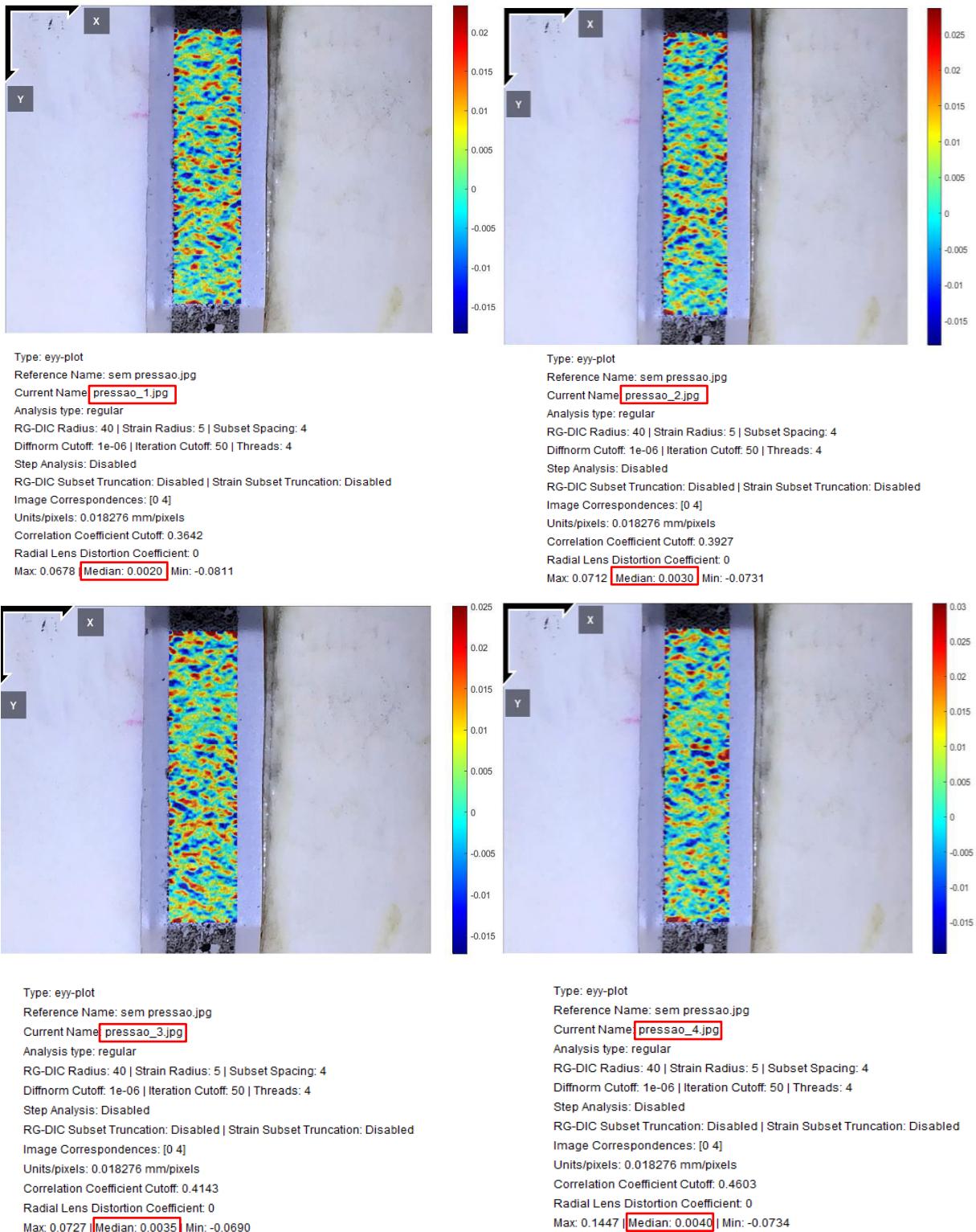


Figura 6.29 – Distribuição das deformações na direção y para as quatro pressões aplicadas em um dos testes executado

Tabela 6.10 – Deformações obtidas pelo Ncorr para a fita ao redor do crânio com suporte

Pressão (mmHg)	Deformação na direção y (μE)					
	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4	Teste 5	Teste 6
0,00	0	0	0	0	0	0
7,94	1900	1400	1500	900	1400	2000
19,49	2600	2700	3200	2100	2700	3000
22,65	2800	3500	3600	2800	3100	3500
40,45	2900	4200	3800	3400	3800	4000

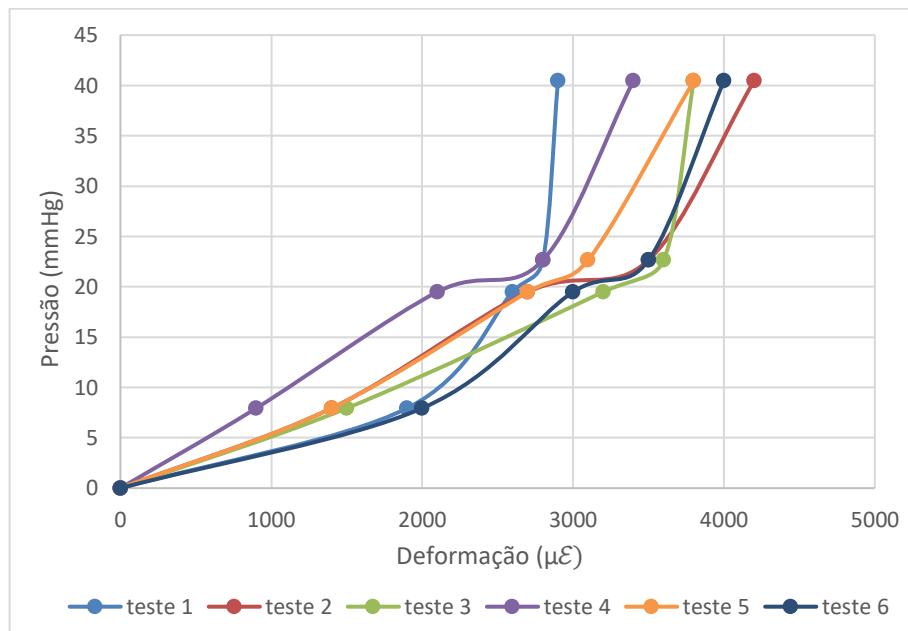


Figura 6.30 – Deformações obtidas pelo Ncorr para a fita ao redor do crânio para as pressões aplicadas

Após o ajuste, as deformações obtidas para essa análise possuem um comportamento semelhante em todos os testes executados, o que pode ser verificado pela Fig. 6.30. Além disso, os valores dessas deformações tendem a aumentar com o aumento da pressão aplicada em todos os testes, como é mostrado na Tab. 6.10. Com isso, constata-se que os ajustes feitos para deixar a fita plana contribuiu para a melhoria do processamento via Ncorr.

Para correlacionar a deformação obtida na fita com a pressão aplicada no crânio fez-se a média das deformações apresentadas na Tab. 6.10. A Tabela 6.11 apresenta a média das deformações obtidas de acordo com cada pressão aplicada.

Tabela 6.11 – Média da deformação equivalente a cada pressão aplicada

Pressão (mmHg)	Deformação média (μE)
0,00	0
7,94	1517
19,49	2717
22,65	3217
40,45	3683

Assim, a média das deformações na direção y se correlacionam com as pressões aplicadas através da Eq. (6.1), apresentada na Fig. 6.31.

$$P = 3 \cdot 10^{-6} \cdot \mathcal{E}^2 - 0,0008 \mathcal{E} \quad (6.1)$$

No qual:

P = pressão aplicada [mmHg];

\mathcal{E} = deformação obtida pelo Ncorr [μE].

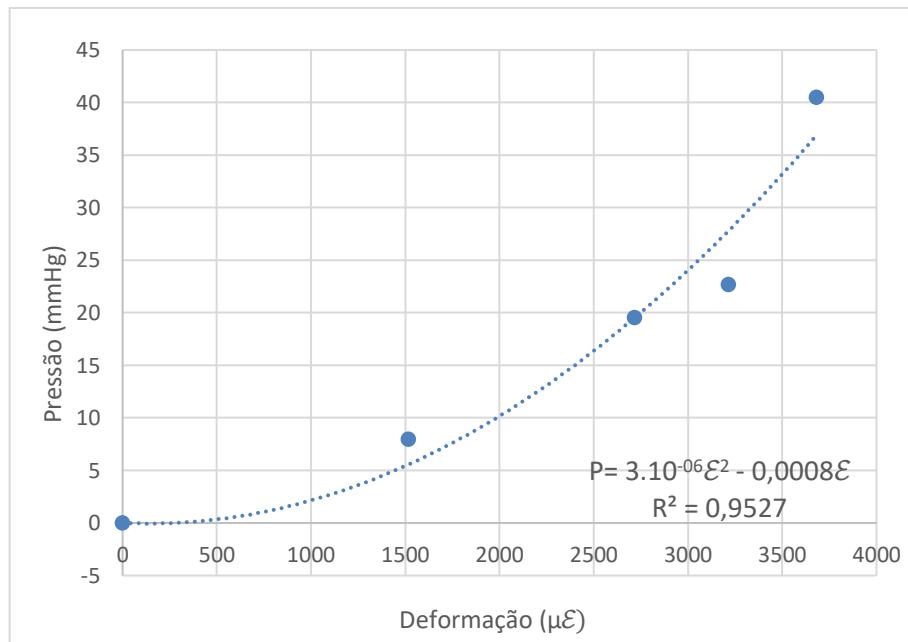


Figura 6.31 –Correlação entre a deformação e a pressão aplicada

Nota-se que os valores médios das deformações, para cada valor de pressão aplicada, tendem a aumentar com a elevação da pressão, como pode ser observado na Fig. 6.31. Isso indica que o programa Ncorr possui sensibilidade suficiente para identificar a mudança de pressão presente no sistema, mesmo sendo aplicados pequenos valores de pressões que simulam a pressão intracraniana. Ou seja, para as condições definidas no modelo analisado, a técnica de correlação digital de imagens utilizada consegue detectar a mudança de pressão correlacionando a mesma com a deformação provocada na fita.

Para sistemas equivalentes ao que foi adotado, é possível estimar o valor da pressão interna utilizando o sistema de imagens a partir da Eq. (6.1), podendo identificar então, se a pressão está sendo elevada com o tempo, que é o principal objetivo desse trabalho.

Mesmo sendo possível detectar a mudança de pressão, o sistema ainda precisa de ajustes para diminuição dos erros e correção dos resultados. O programa utilizado, como verificado pelos ensaios da seção 6.3, apresenta discrepância nos valores quando se trata de taxas de deformações menores, o que acontece nesse caso devido às baixas pressões aplicadas. Por isso, faz-se necessário identificar os erros presentes nas deformações obtidas.

As análises por extensometria e por elementos finitos, desenvolvidas nos capítulos IV e V, resultaram em microdeformações, enquanto as taxas encontradas para a análise por correlação de imagens são milideformações, o que indica que há erros presentes nesses resultados, uma vez que as deformações obtidas por extensometria foram validadas por um método analítico simplificado.

A fim de corrigir as deformações, foram utilizadas as Eqs. (4.25) e (4.26) do modelo analítico apresentado no Cap. IV para calcular as deformações para essas pressões aplicadas e comparar com as deformações obtidas pelo Ncorr. Essas deformações são determinadas como sendo as deformações de referência para o sistema analisado. Assim, para corrigir o erro da técnica DIC via Ncorr foi feita uma correlação entre as deformações obtidas e as obtidas pelo método analítico, a fim de obter uma equação de calibração para a medida das deformações via DIC, Fig. 6.32. Apesar da deformação medida pelo modelo analítico ser referente à caixa craniana, a fita utilizada nesse sistema por imagens apresenta espessura muito fina não influenciando de forma significativa na deformação do crânio, por isso essa deformação foi considerada como sendo a real.

Na Tabela 6.12 são apresentadas essas deformações obtidas analiticamente juntamente com as obtidas pelo ensaio por imagem.

Tabela 6.12 - Relação entre as deformações obtidas de forma analítica e pelo Ncorr

Pressão (mmHg)	Deformação por método analítico ($\mu\epsilon$)	Deformação obtida pelo Ncorr ($\mu\epsilon$)
7,94	3,73	1517
19,49	9,16	2717
22,65	10,64	3217
40,45	19,00	3683

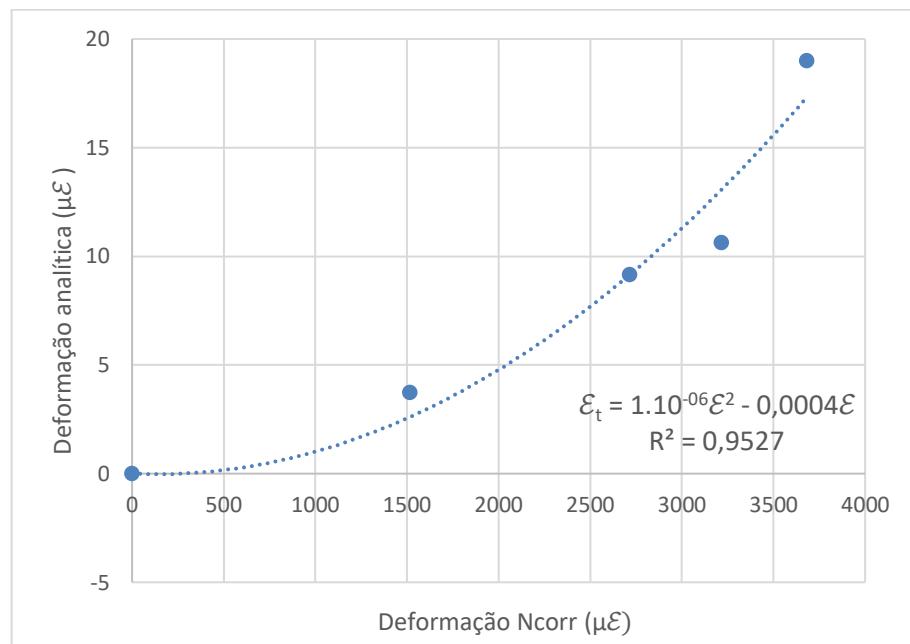


Figura 6.32 – Gráfico da relação entre as deformações obtidas de forma analítica e pelo Ncorr

Pela equação da linha de tendência, Eq. (6.2), apresentada na Fig. 6.32 é possível correlacionar as deformações obtidas e assim corrigir o erro do sistema de medição via DIC analisada pelo programa Ncorr.

$$\epsilon_t = 1.10^{-6}\epsilon^2 - 0,0004\epsilon \quad (6.2)$$

Onde: ϵ_t = deformação obtida pelo método analítico [$\mu\epsilon$];

ϵ = deformação obtida pelo Ncorr [$\mu\epsilon$].

Assim, a presença de erros nos resultados da medição pelo Ncorr é corrigida estabelecendo uma correlação com os valores de referência através da Eq. (6.2). Portanto, ao obter a deformação pelo Ncorr é possível calcular o gradiente de deformação considerando a aplicação da pressão.

Para obter a correlação da pressão aplicada com a deformação já corrigida foi obtida primeiramente a relação entre a pressão e a deformação analítica, Eq. (6.3), obtida na Fig. 6.33.

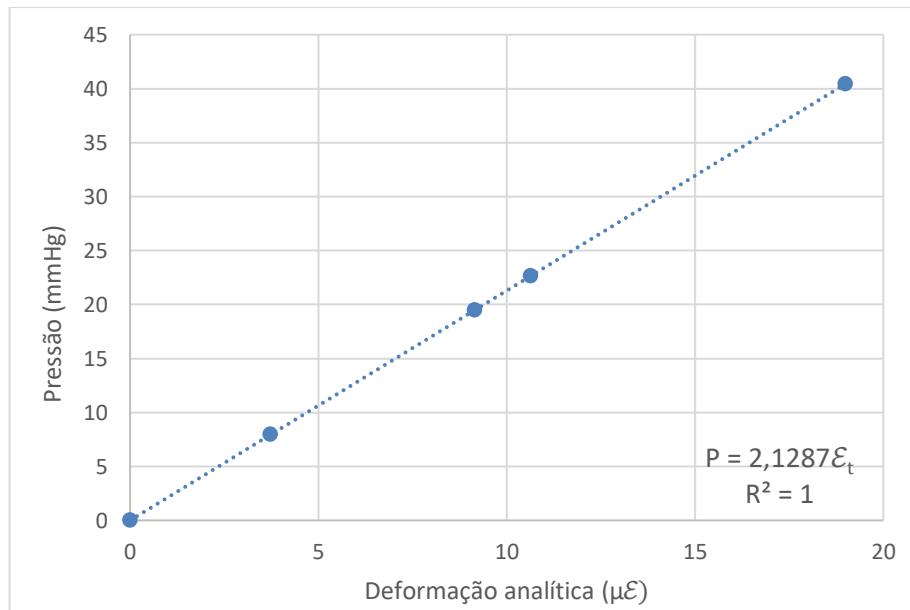


Figura 6.33 - Relação entre a pressão e a deformação analítica

$$P = 2,1287\epsilon_t \quad (6.3)$$

Onde:

ϵ_t = deformação obtida pelo método analítico [$\mu\epsilon$];

P = Pressão aplicada [mmHg].

Utilizando as Eqs. (6.2) e (6.3) é possível, finalmente, obter a correlação final da deformação com a PIC obtida via técnica de correlação digital de imagens, ou seja,

$$P = 2,13 \cdot 10^{-6}\epsilon^2 - 8,51 \cdot 10^{-4}\epsilon \quad (6.4)$$

Onde:

\mathcal{E} = deformação obtida pelo Ncorr [$\mu\mathcal{E}$];

P = Pressão aplicada [mmHg].

Apesar dos erros observados pelo sistema de medição, em relação aos valores quantitativos obtidos, foi possível verificar que utilizando um método de medição por correlação digital de imagens é possível detectar a variação da pressão existente no interior da caixa craniana, *in vitro*, através dos dados da deformação craniana. Alguns ajustes devem ser feitos para validar os resultados e para que o sistema seja utilizado em experimentos *in vivo*, sendo capaz de detectar a mudança da PIC e acompanhar o seu crescimento de forma não invasiva.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

A proposta do trabalho foi desenvolver um protótipo de medição para a avaliação da pressão intracraniana de forma não invasiva utilizando duas técnicas baseadas na variação da deformação craniana com a variação da pressão interna.

Foi verificado que as taxas de deformações cranianas podem ser medidas por meio de um extensômetro do tipo roseta com pressão intracraniana simulada por pressão hidrostática e por pressão pneumática. Ao utilizar a água, foi possível simular os mesmos níveis de pressão da PIC, porém, o sistema não se comportou de forma satisfatória devido à instabilidade do fluido. A utilização do ar comprimido foi mais estável, gerando melhores sinais de saída e deformações cranianas com comportamento mais lineares.

A fim de melhorar a sensibilidade e utilizar um sistema de medição não invasivo, foi utilizada uma fita em torno do crânio, posicionando o extensômetro na seção de menor espessura para captar a deformação concentrada nessa região. O sistema desenvolvido conseguiu acompanhar o crescimento da pressão pneumática de forma satisfatória, porém, foi necessário um maior tempo de análise para a estabilidade das pressões. O tempo de espera para a estabilidade do sistema não é um agravante em futuras medições da PIC *in vivo*, uma vez que, é necessário um longo tempo de monitoramento, em torno de trinta minutos (CZOSNYKA, PICKARD, 2004).

Os valores de pressão obtidos pelo sistema apresentaram erros quantitativos, porém, estes puderam ser corrigidos por meio de uma correlação entre as pressões aplicadas e as pressões obtidas, correlacionando com as suas respectivas deformações. Essas deformações foram validadas usando um método analítico simplificado.

Ao utilizar o método de medição por extensometria proposto, foi possível verificar a mudança de pressão aplicada internamente no crânio impresso em 3D, simulando a PIC, por meio das deformações cranianas detectadas pelo extensômetro localizado na fita posicionada ao redor do crânio. Assim, conclui-se que o método foi capaz de detectar o crescimento da PIC *in vitro*. Ajustes como verificação da melhor fita a ser utilizada, sensibilidade dos extensômetros, posicionamento do mesmo e isolamentos de interferências externas, ainda devem ser feitos no sistema de medição para que seja utilizado em experimentos *in vivo*.

A simulação numérica constatou que a água não apresentou bons resultados para pequenas pressões, não sendo possível validar o modelo para essas condições a partir dos resultados experimentais obtidos. Porém, o modelo foi validado ao utilizar os níveis de pressões mais elevados e ao extrapolar as pressões no experimento com o ar comprimido.

O método de medição utilizando a fita também foi validado, apresentando comportamento semelhante aos ensaios experimentais. Para isso, o modelo numérico foi ajustado, a partir das condições de contorno, de contato, carregamento, propriedades mecânicas e dimensões, para que representasse o comportamento do modelo real;

Na verificação de confiabilidade da técnica por DIC e na influência da curvatura do crânio nas medições, constatou-se que o programa utilizado é eficiente nas medições, porém a curvatura do crânio pode influenciar nos resultados. Devido a isso, o ajuste feito para planificar a fita posicionada ao redor do crânio, permitiu obter deformações com melhor correlação com as pressões internas.

O sistema apresentou erros de medição que podem ser corrigidos a partir de dados obtidos pelas outras técnicas utilizadas. Apesar disso, ele conseguiu detectar a mudança da pressão intracraniana. Ajustes nesse sistema de medição como, analisar o melhor material a ser utilizado e testar novas técnicas DIC, também devem ser feitos para que a técnica baseada em correlação digital de imagens possa ser empregada em medições da pressão intracraniana *in vivo*.

7.1 Conclusão geral

Diante dos resultados obtidos, conclui-se que, pelos experimentos realizados, é possível relacionar a deformação craniana com a PIC e acompanhar seu crescimento a partir dos sistemas e métodos de medição desenvolvidos.

O método baseado em extensometria foi útil para identificar os níveis de deformações obtidos a partir da pressão intracraniana e verificar que o sistema consegue acompanhar a variação de pressão. Este método utiliza um sensor de medição amplamente conhecido e confiável (extensômetro), possibilitando, então, desenvolver protótipos de medição da PIC não invasivos.

A nova técnica proposta que utiliza correlação digital de imagens permitiu acompanhar a variação da pressão, porém, com erros que foram corrigidos por métodos analíticos e experimentais. Assim, ao adequar e melhorar a técnica de correlação digital de imagens, esta poderá ser uma alternativa em equipamentos de medição da PIC de forma não invasiva. Esta metodologia servirá para monitorar a pressão intracraniana e identificar se há um crescimento ao longo do tempo, a fim de tomar as medidas cabíveis em situações de emergência.

7.2 Perspectivas futuras

Para continuação deste trabalho sugere-se como atividades futuras:

- No modelo numérico por elementos finitos:
 - Realizar simulações utilizando fluido-estrutura.
 - Realizar simulações adotando o crânio como material anisotrópico.
 - Adotar outras condições de contato com a fita.
 - Simular hematomas na caixa craniana.
- No aparato experimental:
 - Testar outros materiais na fita para melhorar a sensibilidade.
 - Testar outros materiais para o crânio, simulando o tecido ósseo ou um crânio de cadáver.
 - Utilizar outros tipos de sensores e análises.
 - Desenvolver a técnica de medição por correlação de imagens 3D.
 - Desenvolver dispositivos para monitorar a PIC *in vivo*.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3D SYSTEM CORPORATION. DuraForm® PA plastic for use with all selective laser sintering (SLS®) systems. Rock Hill, p.2, 2007.

ALLEN, C. H.; WARD, J. D. An evidence-based approach to management of increased intracranial pressure. **Critical care clinics**, v. 14, n. 3, p. 485-495, 1998.
[https://doi.org/10.1016/S0749-0704\(05\)70012-9](https://doi.org/10.1016/S0749-0704(05)70012-9)

AL-MUFTI, F.; SMITH, B.; LANDER, M.; DAMODARA, N.; NUOMAN, R.; EL-CHANEM, M.; KAMAL, N.; AL-MARSOUMMI, S.; ALZUBAIDI, B.; NUOAMAN, H.; FOREMAN, B.; AMULURU, K.; GANDHI, C. D. Novel minimally invasive multi-modality monitoring modalities in neurocritical care. **Jounal of the Neurological Sciences**, p. 184 - 192, 2018.
<https://doi.org/10.1016/j.jns.2018.03.032>

ALVES, H. A.; SANTOS, M. I. M. P.; MONTEIRO, M. A. A.; MORAIS, P. R.; MELO, F. C. L.; RIBEIRO, W. Análise dos parâmetros antropométricos da cabeça dos militares da força aérea brasileira no projeto de capacetes balísticos. **Revista Brasileira de Biometria**, v. 29, n. 3, p. 472-492, 2011.

AMADO-BECKER, A.; RAMOS-GREZ, J.; JOSÉ YAÑEZ, M.; VARGAS, Y.; GAETE, L. Antonio et al. Elastic tensor stiffness coefficients for SLS Nylon 12 under different degrees of densification as measured by ultrasonic technique. **Rapid Prototyping Journal**, v. 14, n. 5, p. 260-270, 2008.
<https://doi.org/10.1108/13552540810907929>

AMIB - Associação de Medicina Intensiva Brasileira: CITIN - Curso de Imersão em Terapia Intensiva Neurológica. 5.ed. 2006. 254p.

ANDRADE, R. A. P. **Análise e melhoria de um sistema não invasivo de monitoramento da pressão intracraniana.** 2013. 151f. Dissertação de mestrado em Engenharia Mecânica - Universidade de São Paulo, São Carlos.

ANDRADE, A. F.; PAIVA, W. S.; AMORIM, R. L. O.; FIGUEIREDO, E. G.; NETO, E. R.; TEIXEIRA, M. J. Mecanismos de lesão cerebral no traumatismo crânioencefálico. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 55, n. 1, p. 75-81, 2009.

<https://doi.org/10.1590/S0104-42302009000100020>

ANDREWS, P. J. D.; CITERIO G. Intracranial pressure Part one: Historical overview and basic concepts. **Intensive care medicine**. Springer, v. 30, n. 10, p. 1730 - 1733, jul. 2004.

<https://doi.org/10.1007/s00134-004-2376-4>

ANDRIOTTI, M. Moldes que imitam osso humano aceleram cirurgias de crânio e face. 2016. Material disponível em: <<http://g1.globo.com/sp/campinas-regiao/noticia/2016/09/moldes-que-imitam-osso-humano-aceleram-cirurgias-de-cranio-e-face-campinas.html>>. Acesso em: outubro de 2016.

ASGHARPOUR, Z.; BAUMGARTNER, D.; WILLINGER, R.; GRAW, M.; PELDSCHUS, S. The validation and application of a finite element human head model for frontal skull fracture analysis. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 33, p. 16-23, 2014.

<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.02.010>

AVEZAAT, C. J.; VAN EIJDHOVEN, J. H.; WYPER, D. J. Cerebrospinal fluid pulse pressure and intracranial volume-pressure relationships. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 42, n. 8, p. 687-700, 1979.

<https://doi.org/10.1136/jnnp.42.8.687>

BADKE, M. R.; PERDONSSINI, L. G. B.; DALMOLIN, I. S.; SASSI, M. M. HEMATOMA SUBDURAL AGUDO TRAUMÁTICO: Um Estudo de Caso. **Revista Contexto & Saúde**, v. 10, n. 20, p. 999-1004, 2011.

BARBOSA, A. P.; CABRAL, S. A. Novas terapias para Hipertensão Endocraniana. **Jornal de Pediatria**, v. 79, n. 2, p. 139 - 148, 2003.

<https://doi.org/10.1590/S0021-75572003000800003>

BARRETO JR., E. Manual Prático de Extensometria. Manual. UNESP. Ilha Solteira, SP: [s.n.], 1998.

BARRETO JR., E. **Utilização do método de correlação de imagens na caracterização de materiais metálicos e poliméricos**. 2008. 121f. Dissertação de mestrado em Engenharia Mecânica -Universidade Federal Fluminense, Niterói.

BELEZA, S. C. A. **Medição de deformações através da técnica de correlação digital de imagem**. 2017. 101f. Dissertação de mestrado em Engenharia Mecânica - Universidade Nova de Lisboa, Lisboa.

BELLNER, J.; ROMMER, B.; REINSTRUP, P.; KRISTIANSSON, K. A.; RYDING, E.; BRANDT, L. Transcranial Doppler sonography pulsatility index (PI) reflects intracranial pressure (ICP). **Surgical neurology**, v. 62, n. 1, p. 45-51, 2004.
<https://doi.org/10.1016/j.surneu.2003.12.007>

BERNARDINO JR, R.; QUEIROZ, M. M.; MÁXIMO, R. O.; TEIXEIRA, E.; LIZARDO, F. B.; VILARINHO, G. S.; SANTOS, J. W. Mensuração da espessura do osso da calota em parietais de crânios macerados. **Bioscience Jounal**, v. 27, n. 6, 2001.

BERSHAD, E. M.; ANAND, A.; DESANTIS, S. M.; YANG, M.; TANG, R. A.; CALVILLO, E.; GOSDIN, L. M.; FOROOZAN, R.; DAMANI, R.; MALDONADO, N.; GUPTA, P.; TAN, B.; RAO, C. P. V.; SUAREZ, J. I.; CLARK, J. B.; SUTTON, J. P.; DONOVIEL, D. B. Clinical Validation of a Transcranial Doppler-Based Noninvasive Intracranial Pressure Meter: A Prospective Cross-Sectional Study. **World neurosurgery**, v. 89, p. 647-653, 2016.
<https://doi.org/10.1016/j.wneu.2015.11.102>

BIM, C.; PINOTTI, M.; CAMILO, J. R.; MASET, A. L.; MANSUR, S. S.; VIEIRA, E. D. R. Cerebrospinal Fluid Drainage Devices: Experimental Caracterization. **RETERM-Thermal Engineering**, v. 12, n.2, p. 59-62, 2013.
<http://dx.doi.org/10.5380/reterm.v12i2.62047>

BLABER, J.; ANTONIOU, A. Instruction Manual Version 1.2.2. 2017. Material disponível em: <http://www.ncorr.com/download/ncorrmanual_v1_2_2.pdf> Acesso em: 10 de junho de 2018.

BLABER, J.; ADAIR, B.; ANTONIOU, A. Ncorr: open-source 2D digital image correlation matlab software. **Experimental Mechanics**, v. 55, n. 6, p. 1105-1122, 2015. <https://doi.org/10.1007/s11340-015-0009-1>

BORCHERT, M. S.; LAMBERT, J. L. Non-Invasive Method of Measuring Cerebral Spinal Fluid Pressure. US6129682, 2000.

BUDYNAS, R. G.; NISBETT, J. K. Elementos de Máquinas de Shigley. 8 ed. Mc Graw Hill. 2011. 1073p.

BUILDPARTS. Rapid 3D printing, fabrication and manufacturing. p.9, 2014.

CAMPBELL, S. E.; BAKER JR., C. R. Method and system for monitoring intracranial pressure. US 8696593B2, 2014.

CANGUSSU, S. R. **Infecção na Monitoração Intraventricular da Pressão Intracraniana com Drenagem Contínua do Líquido Cefalorraquidiano**. 2006. 120f. Dissertação de Mestrado em Enfermagem - Universidade de São Paulo, São Paulo.

CARDIM, D.; CZOSNYKA, M.; DONNELLY, J.; ROBBA, C.; CABELLA, B. C. T.; LIU, X.; CABELEIRA, M. T.; SMIELEWSKY, P.; HAUBRICH, C.; GARNETT, M. R.; PICKARD, J. D.; CZOSNYKA, Z. Assessment of non-invasive ICP during CSF infusion test: an approach with transcranial Doppler. **Acta neurochirurgica**, v. 158, n. 2, p. 279-287, 2016a. <https://doi.org/10.1007/s00701-015-2661-8>

CARDIM, D., SCHMIDT, B., ROBBA, C., DONNELLY, J., PUPPO, C., CZOSNYKA, M., SMIELEWSKI, P. Transcranial Doppler Monitoring of Intracranial Pressure Plateau Waves. **Neurocritical Care**, p. 1-9, 2016b.

<https://doi.org/10.1007/s12028-016-0356-5>

CARDIM, D.; ROBBA, C. BOHDANOWICZ, M. DONNELLY, J. CABELLA, B.; LIU, X.; CABELEIRA, M.; SMIELEWSKI, P.; SCHMIDT, B.; CZONYKA, M. Non-invasive monitoring of intracranial pressure using transcranial Doppler ultrasonography: is it possible? **Neurocritical care**, v. 25, n. 3, p. 473-491, 2016c.

<https://doi.org/10.1007/s12028-016-0258-6>

CARDOSO, E. R.; ROWAN, J. O.; GALBRAITH, S. Analysis of the cerebrospinal fluid pulse wave in intracranial pressure. **Journal of neurosurgery**, v. 59, n. 5, p. 817-821, 1983. <https://doi.org/10.3171/jns.1983.59.5.0817>

CARLOTTI JR, C. G.; COLLI, B. O.; DIAS, L. A. A. Hipertensão intracraniana. **Medicina**, Ribeirão Preto, v. 31, n. 4, p. 552-562, 1998.

<https://doi.org/10.11606/issn.2176-7262.v31i4p552-562>

CARVALHO, L. R. **Educação a distância sobre o método minimamente invasivo para monitoração da pressão intracraniana**. 2013. 154f. Dissertação de Mestrado em Enfermagem - Universidade Federal de São Carlos, São Paulo.

CARVALHO, S.; CARLOS, L.; PINTO, R.; COSTA, J.; SANTOS, F. Pressão Intracraniana - Recolha e Processamento de Sinais Biológicos. O Instituto Superior Técnico (IST) e a Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa, 2008. Material disponível em: < <https://nebm.ist.utl.pt/repositorio/download/888/0>> Acesso em: 15 de abril de 2014.

CHOI, S.; SHAH, S. P. Measurement of deformations on concrete subjected to compression using image correlation. **Experimental mechanics**, v. 37, n. 3, p. 307-313, 1997. <https://doi.org/10.1007/BF02317423>

CITERIO, G.; ANDREWS, P. J. D. Intracranial pressure Part two: Clinical applications and technology. **Intensive care medicine**. Springer, v. 30, n. 10, p. 1882 - 1885, 2004. <https://doi.org/10.1007/s00134-004-2377-3>

CRISTINO FILHO, G. **Efeito da hipertensão intracraniana sobre a complacência gástrica de ratos anestesiados: caracterização do fenômeno e dos mecanismos neurais**. 2004. 148f. Tese de Doutorado em Cirurgia - Universidade Federal do Ceará, Fortaleza.

CRUZ J. Hemometabolismo cerebral: de medidas isoladas a medidas de monitorização e terapêutica. **Arq Neuropsiquiatr** v. 51, n.1, p. 1-7, 1993.

CZOSNYKA, M. Increased intracranial pressure: what to do about it and when? **Critical care medicine**, v. 41, n. 2, p. 688, 2013.

<https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e318278b369>

CZOSNYKA, M.; PICKARD, J. D. Monitoring and interpretation of intracranial pressure. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 75, n. 6, p. 813-821, 2004. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2003.033126>

DALLY, J. W.; RILEY, W. F. **Experimental stress analysis**. 4^a ed. Tennessee: College House Enterprises, 2005. 671p.

DANTAS FILHO, V. P. **Aspectos técnicos da monitorização da pressão intracraniana pelo método subaracnóideo e análise dos fatores que influenciaram a evolução de 206 pacientes com traumatismo craniencefálico grave**. 1999. 165f. Tese de Doutorado em Ciências Médicas - Universidade Estadual de Campinas, São Paulo.

DELILLE, R.; LESUEUR, D.; POTIER, P.; DRAZETIC, P.; MARKIEWICZ, E. Experimental study of the bone behaviour of the human skull bone for the development of a physical head model. **International Journal of Crashworthiness**, v. 12, n. 2, p. 101-108, 2007.

<https://doi.org/10.1080/13588260701433081>

DI IEVA, Antonio; SCHMITZ, Erika M.; CUSIMANO, Michael D. Analysis of intracranial pressure: past, present, and future. **The Neuroscientist**, v. 19, n. 6, p. 592-603, 2013.

<https://doi.org/10.1177/1073858412474845>

DS SIMULIA ABAQUS. **Getting started with Abaqus**. Dassault Systèmes Simulia Corp. Providence, USA, p. 645. 2008.

DUNN, L. T. Raised intracranial pressure. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 73, n. 1, p. 23-27, 2002.

https://doi.org/10.1136/jnnp.73.suppl_1.i23

ELECTRO OPTICAL SYSTEMS. PA 2200 Performance 1.0. p.2, 2018.

EVENSEN, K. B.; PAULAT, K.; PRIEUR, F.; HOLM, S.; EIDE, P. K. Utility of the Tympanic Membrane Pressure Waveform for Noninvasive Estimation of The Intracranial Pressure Waveform. **Scientific reports**, v. 8, n. 1, p. 15776, 2018.

<https://doi.org/10.1038/s41598-018-34083-6>

FARIA, A. R. **Modelagem de procedimentos cirúrgicos para tratamento do hematoma subdural agudo.** 2013. 119f. Tese de Doutorado em Engenharia Mecânica - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

FARIA, A. R.; ROQUETTE, A. G. D.; ARAÚJO, C. A.; MIRANDA, R. F.; CARÍSIO, P. B.; GUIMARÃES, B. V.; BRESSION, V.; LESSA, S. S. BVCDF - A New Surgical Procedure Applied To Cerebral Hematoma Treatment. In: 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013), 2013, Ribeirão Preto, p. 7817-7826.

FERNÁNDEZ-GIL, M. A.; PALACIOS - BOTE, R.; LEO - BARAHONA, M.; MORA-ENCINAS, J. P. Anatomy of the brainstem: a gaze into the stem of life. **Seminars in Ultrasound, CT and MRI.** WB Saunders, v. 31, p. 196-219, 2010.

<https://doi.org/10.1053/j.sult.2010.03.006>

FERREIRA, M. D. C. **Análise inversa utilizando o método dos elementos de contorno e correlação de imagens digitais.** 2012. 173f. Tese de doutorado em Engenharia de Estruturas - Universidade de São Paulo, São Carlos.

FIGUEIREDO NETO, N.; MARTINS, J. W. G.; FARAGE FILHO, M.; MOTTA, L. A. C. R.; MELLO, P.A.; PEREIRA, R. S. S. Hematoma subdural agudo traumático: estudo de 110 pacientes. **Arquivos de neuro-psiquiatria**, v. 54, n. 2, p. 238-244, 1996.

<https://doi.org/10.1590/S0004-282X1996000200011>

FIRSCHING R.; MÜLLER, C.; PAULI, S. U.; VOELLGER, B.; RÖHL, F. W.; BAUMANN, W. B. Noninvasive assessment of intracranial pressure with venous ophthalmodynamometry. **Journal of Neurosurgery**, v. 115, n. 2, p. 371-374, 2011.

<https://doi.org/10.3171/2011.3.JNS101275>

FIRSCHING, R.; SCHÜTZE, M.; MOTSCHMANN, M.; BAUMANN W. B. Venous ophthalmodynamometry: a noninvasive method for assessment of intracranial pressure. **Journal of Neurosurgery**, v. 93, p. 33-36, 2000.

<https://doi.org/10.3171/jns.2000.93.1.0033>

GAIHEDE, M.; FELDING, J. U.; ELBROND, O. Biomechanical characteristics of the middle ear system measured by a new method: III: Comparisons with tympanometric measurements. **Acta Otolaryngol**, v. 115, n. 4, p. 522-527, 1995.

<https://doi.org/10.3109/00016489509139360>

GHAJAR, J. Traumatic brain injury. **The Lancet**, v. 356, n. 9233, p. 923-929, 2000.

[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)02689-1](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)02689-1)

GIUGNO, K. M.; MAIA, T. R.; KUNRATH, C. L.; BIZZI, J. J. Tratamento da hipertensão intracraniana. **Jornal de Pediatria**, v. 79, n. 4, p. 287 - 296, 2003.

<https://doi.org/10.1590/S0021-75572003000400005>

GRAAFF, V. **Anatomia Humana**. 6 ed. Ed. Manole. 2003. 843 p.

GRAY, H., LEWIS, W. H. **Anatomy of the human body**. 30 ed. Ed. Philadelphia: Lea & Febiger. 1918. 1404 p.

<https://doi.org/10.5962/bhl.title.20311>

GUIMARÃES, M. V. **Desenvolvimento de um novo implante utilizado no tratamento de lesões do manguito rotador**. 2013. 155f. Dissertação de mestrado em Engenharia Mecânica - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

HAN, Y.; MCCULLEY, T. J.; HORTON, J. C.; No Correlation between Intraocular Pressure and Intracranial Pressure. **Annals of Neurology**, v. 64, n. 2, p. 221-224, ago. 2008.

<https://doi.org/10.1002/ana.21416>

HANSEN, H.C.; HELMKE, K. The subarachnoid space surrounding the optic nerves: an ultrasound study of the optic nerve sheath. **Surg Radiol Anat**, v.18, p. 323-328, 1996.

<https://doi.org/10.1007/BF01627611>

HARILAL, R.; RAMJI, M. Adaptation of open source 2D DIC software Ncorr for solid mechanics applications. In: 9th International Symposium on Advanced Science and Technology in Experimental Mechanics, 2014, New Delhi, India.

HAWTHORNE, C.; PIPER, I. Monitoring of intracranial pressure in patients with traumatic brain injury. **Frontiers in neurology**, v. 5, p. 121, 2014.

<https://doi.org/10.3389/fneur.2014.00121>

HENRIQUES FILHO, G. T.; BARBOSA, O. Tratamento da Hipertensão Intracraniana. **Revista Portuguesa de Medicina Intensiva**, Lisboa, v.18, n.3, 2011. Disponível em: < <http://www.spci.pt/>> Acesso em: 8 abril 2014.

HIBBEKER, R. C. Resistência dos materiais. 7^a ed. São Paulo: Pearson, 2009. 659 p.

HULME, A.; COOPER, R. A technique for the investigation of intracranial pressure in man. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 29, n. 2, p. 154 - 156, 1966.
<https://doi.org/10.1136/jnnp.29.2.154>

JOHANSON, C. E.; DUNCAN III, J. A.; KLINGE, P. M.; BRINKER, T.; STOPA, E. G.; SILVERBERG, G. D. Multiplicity of cerebrospinal fluid functions: New challenges in health and disease. **Cerebrospinal Fluid Research**, v. 5, n. 1, p. 1, 2008.

<https://doi.org/10.1186/1743-8454-5-10>

JOHNSTON, I. H.; JOHNSTON, J. A.; JENNITT, B. Intracranial-pressure changes following head injury. **The Lancet**, v. 296, n. 7670, p. 433-436, 1970.

[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(70\)90054-1](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(70)90054-1)

JOSEPH, M. Intracranial pressure monitoring: Vital information ignored. **Indian Journal of Critical Care Medicine**, v. 9, n. 1, p. 35-41, 2005.

<https://doi.org/10.4103/0972-5229.16268>

KERL, J.; PARITTOTOKKAPORN, T.; FRASSON, L. OLDFIELD, M.; RODRIGUEZ, F. R.; BEYRAU, F. KERL, Johannes et al. Tissue deformation analysis using a laser based digital image correlation technique. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 6, p. 159-165, 2012.

<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.10.007>

KIM, N.; CHANG, Y; STENFELT, S. A three-dimensional finite-element model of a human dry skull for bone-conduction hearing. **BioMed research international**, v. 2014.

<https://doi.org/10.1155/2014/519429>

KIRK, T.; JONES, K.; MILLER, S.; CORBETT, J. Measurement of Intraocular and Intracranial Pressure: Is There a Relationship? **Annals of Neurology**, v. 70, n. 2, p. 323-326, ago. 2011.

<https://doi.org/10.1002/ana.22414>

KIRKNESS, C. J.; MITCHELL, P. H.; BURR, R. L.; MARCH, K. S.; NEWLL, D. W. Intracranial pressure waveform analysis: clinical and research implications. **Journal of neuroscience nursing**, v. 32, n. 5, p. 271-277, 2000.

<https://doi.org/10.1097/01376517-200010000-00007>

LEE, K. J.; PARK, C.; OH, J.; LEE, B. Non-invasive detection of intracranial hypertension using a simplified intracranial hemo-and hydro-dynamics model. **Biomedical engineering online**, v. 14, n. 1, p. 51, 2015.

<https://doi.org/10.1186/s12938-015-0051-3>

LI, J. T. Non-invasive intracranial pressure monitor. US 20130018277 A1, 2013.

LI, C.; WU, P. M.; SHUTTER, L. A.; NARAYAN, R. K. Dual-mode operation of flexible piezoelectric polymer diaphragm for intracranial pressure measurement. **Applied Physics Letters**, v. 96, n. 5, p. 053502, 2010.

<https://doi.org/10.1063/1.3299003>

LEVINSKY, A.; PAPYAN, S.; WEINBERG, G.; STADHEIM, T.; EIDE, P. K. Non-invasive estimation of static and pulsatile intracranial pressure from transcranial acoustic signals. **Medical engineering & physics**, v. 38, n. 5, p. 477-484, 2016.

<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.02.009>

LUCKE-WOLD, B. P.; TURNER, R. C.; JOSIAH, D.; KNOTTS, C.; BHATIA, S. Do age and anticoagulants affect the natural history of acute subdural hematomas? **Archives of emergency medicine and critical care**, v. 1, n. 2, 2016.

LUERSSEN, T. G. Intracranial pressure: Current status in monitoring and management. **Seminars in Pediatric Neurology**, v. 4, n. 3, p. 146 - 155, 1997.

[https://doi.org/10.1016/S1071-9091\(97\)80033-2](https://doi.org/10.1016/S1071-9091(97)80033-2)

LYONS, J. S.; LIU, J.; SUTTON, M. A. High-temperature deformation measurements using digital-image correlation. **Experimental Mechanics**, v. 36, n. 1, p. 66-70, 1996.

<https://doi.org/10.1007/BF02328699>

MADILL, S. A.; CONNOR, S. E. Computed tomography demonstrates short axial globe length in cases with idiopathic intracranial hypertension. **J Neuro- Ophthalmology**, v. 25, n. 3, p. 180-184, set. 2005.

<https://doi.org/10.1097/01.wno.0000177302.90586.16>

McELHANEY, J. H.; FOGLE, J. L.; MELVIN, J. W.; HAYNES, R. R.; ROBERTS, V. L.; ALEM, N. M. Mechanical properties of cranial bone. **Journal of biomechanics**, v. 3, n. 5, p. 495-511, 1970.

[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(70\)90059-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(70)90059-X)

MICHAELLI, D.; RAPPAPORT, Z. H. Tissue resonance analysis; a novel method for noninvasive monitoring of intracranial pressure. **Journal of neurosurgery**, v. 96, n. 6, p. 1132-1137, 2002.

<https://doi.org/10.3171/jns.2002.96.6.1132>

MOREIRA, P. G. M. O. **Desenvolvimento de algoritmo de correlação digital de imagens para avaliação de grandes deformações**. 2015. 135f. Dissertação de mestrado em Engenharia Mecânica - Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

MUÑANA-RODRÍGUEZ, J. E.; RAMÍREZ-ELÍAS, A. Escala de coma de Glasgow: origen, análisis y uso apropiado. **Enfermería universitaria**, v. 11, n. 1, p. 24-35, 2014.

[https://doi.org/10.1016/S1665-7063\(14\)72661-2](https://doi.org/10.1016/S1665-7063(14)72661-2)

MURILLO, F.; MUÑOZ, M. A. Monitorización neurológica en la unidad de terapia intensiva. In: GODOY, D. A.; UBIERGO, S. U. (Orgs.). **GREEN BOOK. CUIDADO INTENSIVO. DE LA TEORÍA A LA PRÁCTICA**. 1 ed. Colombia: Distribuna editorial, 2014. cap.1, p.3-11.

NCORR. DIC Algorithms. 2019. Material disponível em: < www.ncorr.com >. Acesso em: 15 de fevereiro de 2019.

NOWINSKI, W. L., **Introduction to Brain Anatomy - Biomechanics of the Brain**. Springer, 2011. 228 p.

https://doi.org/10.1007/978-1-4419-9997-9_2

NORTH, B. Intracranial pressure monitoring. **Head injury**, p. 209 - 216, 1997.

NORTHWEST RAPID MANUFACTURING. Nylon 12 material data. p.1, 2013.

OLIVEIRA, U. R. Estatística e probabilidade. Resende: Associação Educacional Dom Bosco, 2017. 37p.

PATESTAS, M. A.; GARTNER, L. P. **A Textbook of Neuroanatomy**. 2 ed. Wiley Blackwell, 2016. 534 p.

PADAYACHY, L. C.; PADAYACHY, V.; GALAL, U.; POLLOCK, T.; FIEGGEN, A. G. The relationship between transorbital ultrasound measurement of the optic nerve sheath diameter (ONSD) and invasively measured ICP in children. **Child's nervous system**, v. 32, n. 10, p. 1769-1778, 2016.

<https://doi.org/10.1007/s00381-016-3067-5>

PEREIRA, A. P. O que são multi e hyper-threading? 2009. Material disponível em: < <https://www.tecmundo.com.br/aumentar-desempenho/2841-o-que-sao-multi-e-hyper-threading-.htm> > Acesso em: 10 de março de 2019.

PICOY, Y. S. M. **Correlação de imagens para medições de deslocamentos em vigas em balanço**. 2016. 77f. Dissertação de mestrado em Engenharia de Sistemas e Automação - Universidade Federal de Lavras, Lavras.

POLITI, M. T.; GHIGO, A.; FERNÁNDEZ, J. M.; KHELIFA, I.; GAUDRIC, J.; FULLANA, J. M.; LAGRÉE, P. Y. The dicrotic notch analyzed by a numerical model. **Computers in biology and medicine**, v. 72, p. 54-64, 2016.

<https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2016.03.005>

RABOEL, P. H.; BARTEK Jr., J.; ANDRESEN, M.; BELLANDER, B. M.; ROMMER, B. Intracranial Pressure Monitoring: Invasive versus Non - Invasive Methods - A Review. **Critical care research and practice**, 2012.

<https://doi.org/10.1155/2012/950393>

RAGAUSKAS, A., BARTUSIS, L., PIPER, I., ZAKELIS, R., MATIJOSAITIS, V., PETRIKONIS, K., RASTENYTE, D. Improved diagnostic value of a TCD-based non-invasive ICP measurement method compared with the sonographic ONSD method for detecting elevated intracranial pressure. **Neurological research**, v. 36, n. 7, p. 607-614, 2014.
<https://doi.org/10.1179/1743132813Y.0000000308>

RAGAUSKAS, A., DAUBARIS, G., DZIUGYS, A., AZELIS, V., GEDRIMAS, V. Innovative non-invasive method for absolute intracranial pressure measurement without calibration. In: **Intracranial Pressure and Brain Monitoring XII**. Springer Vienna. p. 357-361, 2005.

https://doi.org/10.1007/3-211-32318-X_73

RAGAUSKAS, A.; MATIJOSAITIS, V.; ZAKELIS, R.; PETRIKONIS, K.; RASTENYTE, D.; PIPER, I.; DAUBARIS, G. Clinical assessment of noninvasive intracranial pressure absolute value measurement method. **Neurology**, v. 78, n. 21, p. 1684-1691, 2012.
<https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e3182574f50>

RAJESH, A.; KINGSTON-HEPNER, M.; KRISHNAKUMAR, D. Raised intracranial pressure. **Paediatrics and Child Health**, v. 27, n. 6, p. 260-267, 2017.
<https://doi.org/10.1016/j.paed.2017.01.016>

RAUMEDIC, Instruções De Uso - Cateteres De Medição Da Pressão Intracraniana. Material disponível em: <<http://www.fusao.net/produtos/cranio/raumedic.html>>. Acesso em: 27 de agosto de 2015.

REKATE, H. L. Intracranial Pressure. Reference Module in Neuroscience and Biobehavioral Psychology, p. 1-6, 2018.

<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-809324-5.03900-6>

ROBBA, C. Intracranial Pressure Monitoring. **Neuromonitoring Techniques**, cap. 1, p. 1 - 29, 2018.

<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-809915-5.00001-2>

ROBBA, C., BACIGALUPPI, S., CARDIM, D., DONNELLY, J., BERTUCCIO, A., CZOSNYKA, M. Non-invasive assessment of intracranial pressure. **Acta Neurologica Scandinavica**, 2015.

<https://doi.org/10.1111/ane.12527>

RODRÍGUEZ-BOTO, G.; RIVERO-GRVÍA, M.; GUTIÉRREZ-GONZÁLEZ, R.; MÁRQUEZ-RIVAS, J. Basic concepts about brain pathophysiology and intracranial pressure monitoring. **Neurología**, v. 30, n. 1, p. 16-22, 2014.

<https://doi.org/10.1016/j.nrleng.2012.09.002>

ROSS, N.; EYNON, C. A. Intracranial pressure monitoring. **Current Anaesthesia & Critical Care**, v.16, n. 4, p. 255 - 261, 2005.

<https://doi.org/10.1016/j.cacc.2005.11.013>

ROZO, J. M. Hematoma subdural crónico. **Revista de la Facultad de Medicina**, v. 39, n. 3, p. 191-218, 1981.

SAJJADI, S. A.; HARIRCHIAN, M. H.; SHEIKHBAHAEI, N.; MOHEBBI, M. R.; MALEKMANDANI, M. H.; SABERI, H. The Relation between Intracranial and Intraocular Pressures: Study of 50 Patients. **Annals of Neurology**, v. 59, n. 5, p. 867-870, mai. 2006.

<https://doi.org/10.1002/ana.20856>

SAKKA, L.; COLL, G.; CHAZALA, J. Anatomy and physiology of cerebrospinal fluid. **European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck diseases**, v. 128, n. 6, p. 309-316, 2011.

<https://doi.org/10.1016/j.anorl.2011.03.002>

SALMAN, M. S. Can intracranial pressure be measured non-invasively? **The Lancet**, v. 350, n. 9088, p. 1367, 1997.

[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(05\)65138-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(05)65138-0)

SANTOS, A. H. A.; PITANGUEIRA, R. L. S.; RIBEIRO, G. O.; CALDAS, R. B. Study of size effect using digital image correlation. **Revista IBRACON de Estruturas e Materiais**, v. 8, n. 3, p. 323-340, 2015.

<https://doi.org/10.1590/S1983-41952015000300005>

SCHWAN, G. **A fisioterapia respiratória e a pressão intracraniana, pressão arterial média e fluxo sanguíneo cerebral de pacientes neurológicos internados em uma unidade de terapia intensiva.** 2006. 65f. Trabalho de conclusão de curso em fisioterapia - Centro Universitário Feevale, Novo Hamburgo.

SILVA JR., J. C. **Efeitos de solução salina hipertônica e manitol em coelhos com hipertensão intracraniana aguda.** 2006. 95f. Dissertação de Mestrado em Neuropsiquiatria e Ciências do Comportamento - Universidade Federal de Pernambuco, Recife.

SINHA, D. N. Method for noninvasive other publications intracranial pressure. US6117089, 2000.

SKARŻYŃSKI, Ł.; SYROKA, E.; TEJCHMAN, J. Measurements and calculations of the width of the fracture process zones on the surface of notched concrete beams. **Strain**, v. 47, n. 1, p. 319-332, 2011.

<https://doi.org/10.1111/j.1475-1305.2008.00605.x>

SLOAN, M. A; ALEXANDROV, A. V.; TEGELER, C. H.; SPENCER, M. P.; CAPLAN, L. R.; FELDMANN, E.; WECHSLER, L. R.; NEWELL, D. W.; GOMEZ, C. R.; BABIKIAN, V. L.; LEFKOWITZ, D.; GOLDMAN, R. S.; ARMON, C.; HSU, C. Y.; GOOSIN, D. S. Assessment: transcranial Doppler ultrasonography report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. **Neurology**, v. 62, n. 9, p. 1468-1481, 2004.

<https://doi.org/10.1212/WNL.62.9.1468>

STANDARD, A. S. T. M. D638: Standard test method for tensile properties of plastics. **West Conshohocken (PA): ASTM International**, 2010.

STANIER, S. S.; BLABER, J.; TAKE, W. A.; WHITE, D. J. Improved image-based deformation measurement for geotechnical applications. **Canadian Geotechnical Journal**, v. 53, n. 5, 2016.

<https://doi.org/10.1139/cgj-2015-0253>

STEINER, L. A.; ANDREWS, P. J. D. Monitoring the injured brain: ICP and CBF. **BJA: British Journal of Anaesthesia**, v. 97, n. 1, p. 26-38, 2006.

<https://doi.org/10.1093/bja/ael110>

STETTIN, E.; PAULAT, K.; SCHULZ, C.; KUNZ, U.; MAUER, U. M. Noninvasive Intracranial Pressure Measurement Using Infrasonic Emissions From The Tympanic Membrane. **Journal of Clinical Monitoring and Computing**, v. 25, n. 3, p. 203-210, 2011.
<https://doi.org/10.1007/s10877-011-9297-x>

STOCCHETTI, N., MAAS, A. I., CHIEREGATO, A., VAN DER PLAS, A. A. Hyperventilation in head injury. **Chest**, v. 127, n. 5, p. 1812-1827, 2005.

<https://doi.org/10.1378/chest.127.5.1812>

SWOBODA, M.; HOCHMAN, M. G.; FRITZ, F. J. Non-invasive intracranial pressure sensor. US2013289422A1, 2013.

TABER, K. H.; WARDEN, D. L.; HURLEY, R. A. Blast - Related Traumatic Brain Injury: Whats Is Known? **The Journal of Neuropsychiatry and Clinical Neurosciences**, v. 18, n. 2, p. 141 - 145, 2006.

<https://doi.org/10.1176/jnp.2006.18.2.141>

TANG, Z. Z., LIANG, J., GUO, C.; WANG, Y. X. Photogrammetry-based two-dimensional digital image correlation with nonperpendicular camera alignment. **Optical Engineering**, v. 51, n. 2, p. 023602, 2012.

<https://doi.org/10.1117/1.OE.51.2.023602>

TORRES, J., COTELO, J., KARL, J., GORDON, A. P.; Mechanical Property Optimization of FDM PLA in Shear with Multiple Objectives. **JOM**, v. 67, n. 5, p. 1183-1193, 2015.

<https://doi.org/10.1007/s11837-015-1367-y>

TOSHIAKI, U. M. D.; BRANDON R. M. B. A.; WILLIAM T. Y.; ALAN R. H. Noninvasive assessment of intracranial pressure waveforms by using pulsed phase lock loop technology. **Journal of Neurosurgery**, v. 103, n. 2, p. 361-367, 2005.

<https://doi.org/10.3171/jns.2005.103.2.0361>

VALIDO, A.; SILVA, J. D. Introdução à extensometria eléctrica de resistência. 29f. Escola Superior Tecnologia, Setúbal - Portugal, 1997.

VÁRADY FILHO, C. A. F. **Um ambiente computacional de alto desempenho para cálculo de deslocamentos usando correlação de imagens digitais.** 2016. 116f. Dissertação de mestrado em Engenharia Civil - Universidade Federal de Alagoas, Maceió.

VILELA, G. H. F.; **Desenvolvimento de um sistema minimamente invasivo para monitorar a pressão intracraniana.** 2010. 127f. Tese de Doutorado em Física - Universidade de São Paulo, São Carlos, São Paulo.

VITERBO, V. D. Method for measuring intracranial elasticity. US9028416, 2015.

WAKERLEY, B. R.; KUSUMA, Y.; YEO, L. L. L.; LIANG, S.; KUMAR, K.; SHARMA, A. K.; SHARMA, V. K. Usefulness of Transcranial Doppler-Derived Cerebral Hemodynamic Parameters in the Noninvasive Assessment of Intracranial Pressure. **Journal of Neuroimaging**, v. 25, n.1, p. 111-116, 2014.

<https://doi.org/10.1111/jon.12100>

WAGSHUL, M. E.; EIDE, P. K.; MADSEN, J. R. The pulsating brain: a review of experimental and clinical studies of intracranial pulsatility. **Fluids and Barriers of the CNS**, v. 8, n. 1, p. 5, 2011.

<https://doi.org/10.1186/2045-8118-8-5>

WANG, T.; MA, S.; GUAN, Y.; DU, J.; LIU, G.; ZHAO, X. Double function of noninvasive intracranial pressure monitoring based on flash visual evoked potentials in unconscious patients with traumatic brain injury. **Journal of Clinical Neuroscience**, v. 27, p. 63-67, 2016.

<https://doi.org/10.1016/j.jocn.2015.08.036>

WEBER, A. L. Metrologia e Instrumentação. Universidade de Caxias do Sul. 16f. 2008.

WIEGAND, C.; RICHARDS, P. Measurement of intracranial pressure in children: a critical review of current methods. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 49, n. 12, p. 935-941, 2007.

<https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00935.x>

WHITE, F. M. **Mecânica dos Fluidos**. 6 ed. Ed. Mc Graw Hill. 2011. 878 p.

YAVIN, D.; LUU, J.; JAMES, M. T.; ROBERTS, D. J.; SUTHERLAND, G. R.; JETTE, N.; WIEBE, S. Diagnostic accuracy of intraocular pressure measurement for the detection of raised intracranial pressure: meta-analysis. **Journal of Neurosurgery**, v. 121, n.3, p. 680-687, 2014.
<https://doi.org/10.3171/2014.4.JNS13932>

YUE, X.; WANG, L.; WANG, R. Tissue modeling and analyzing with finite element method: a review for cranium brain imaging. **International journal of biomedical imaging**, v. 2013, 2013.

<https://doi.org/10.1155/2013/781603>

ZEWDIE, A.; TESEMA, H.; AKLILU, A. T.; TEKLEMARIAM, T. L.; ZEWDU, T.; ASHAGRE, Y.; BIZUNEH, Y.; AZAZH, A.; HASSE, H. G. Bedside ultrasound as a simple non-invasive method of assessing intracranial pressure in limited resource setting. **African Journal of Emergency Medicine**, v. 6, n. 3, p. 1-4, set. 2016.

<https://doi.org/10.1016/j.afjem.2016.06.002>

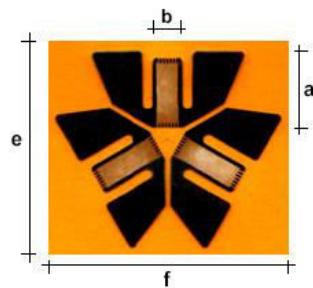
ZHOU, Y.; SUN, C.; SONG, Y.; CHEN, J. Image pre-filtering for measurement error reduction in digital image correlation. **Optics and Lasers in Engineering**, v. 65, p. 46-56, 2015.
<https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2014.04.018>

ZORZETTO, R. Sob pressão - Sensor permite monitorar de modo não invasivo alterações no cérebro causadas por traumas e pela gestação. **Revista Pesquisa Fapesp**, São Paulo, v. 221, julho 2014. Disponível em: <<http://revistapesquisa.fapesp.br/2014/07/15/sob-pressao/>>. Acesso em: 23 fev. 2015.

ANEXO

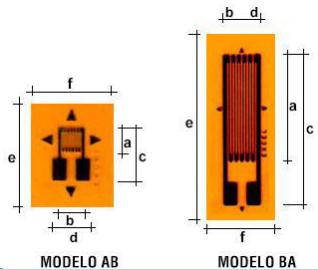
ESPECIFICAÇÕES DOS EXTENSÔMETROS UTILIZADOS

- Extensômetro roseta tripla a 120°



IDENTIFICAÇÃO					DIMENSÕES			
BASE E METAL	COMPENSAÇÃO DE TEMPERATURA	TAMANHO E FORMA	RESISTÊNCIA ELÉTRICA (OHMS)	OPÇÕES DISPONÍVEIS	ESPAÇO DA GRELHA		ESPAÇO DA BASE	
					comprimento (a)	largura (b)	comprimento (e)	largura (f)
PA	06	060 YA	120	B; S; L; C2; C3	1,5mm	1,3mm	8mm	8mm
PA	09	060 YA	120					
PA	13	060 YA	120					
PA	06	125 YA	120	B; S; L; C2; C3	3mm	1,5mm	11mm	11mm
PA	09	125 YA	120					
PA	13	125 YA	120					

- Extensômetro unidirecional:



IDENTIFICAÇÃO					DIMENSÕES					
BASE E METAL	COMPENSAÇÃO DE TEMPERATURA	TAMANHO E FORMA	RESISTÊNCIA ELÉTRICA (OHMS)	OPÇÕES DISPONÍVEIS	ESPAÇO DA GRELHA		ESPAÇO DA GRELHA COM SEUS TERMINAIS		ESPAÇO DA BASE	
					comprimento (a)	largura (b)	comprimento (c)	largura (d)	comprimento (e)	largura (f)
PA	06	040 AB	120	B; S; L; EN ; SEN; LEN; C2; C3; ENC2; ENC3	1mm	1mm	2mm	1,5mm	5,5mm	4,5mm
PA	06	060 BA	120	B; S; L; EN ; SEN; LEN; C2; C3; ENC2; ENC3	1,5mm	1,5mm	3mm	1,5mm	6mm	4,5mm
PA	09	060 BA	120							
PA	13	060 BA	120							
PA	06	060 BA	350	B; S; L; EN ; SEN; LEN; C2; C3; ENC2; ENC3	2mm	1,5mm	3,5mm	1,5mm	7mm	5mm
PA	09	060 BA	350							
PA	13	060 BA	350							
PA	06	125 BA	120	B; S; L; EN ; SEN; LEN; C2; C3; ENC2; ENC3; LL	3mm	1,5mm	4,5mm	1,5mm	8mm	5mm
PA	09	125 BA	120							
PA	13	125 BA	120							
PA	06	125 BA	350	B; S; L; EN ; SEN; LEN; C2; C3; ENC2; ENC3; LL	3mm	1,5mm	4,5mm	1,5mm	8mm	5mm
PA	09	125 BA	350							
PA	13	125 BA	350							
PA	06	250 BA	120	B; S; L; EN ; SEN; LEN; C2; C3; ENC2; ENC3; LL	6mm	3mm	9mm	3mm	12mm	6,5mm
PA	09	250 BA	120							
PA	13	250 BA	120							
PA	06	250 BA	350	B; S; L; EN ; SEN; LEN; C2; C3; ENC2; ENC3; LL	6mm	3mm	9mm	3mm	12mm	6,5mm
PA	09	250 BA	350							
PA	13	250 BA	350							
PA	06	500 BA	120	B; S; L; EN ; SEN; LEN; C2; C3; ENC2; ENC3; LL	13mm	4,5mm	18mm	4,5mm	22mm	9mm
PA	09	500 BA	120							
PA	13	500 BA	120							
PA	06	500 BA	350	B; S; L; EN ; SEN; LEN; C2; C3; ENC2; ENC3; LL	13mm	4,5mm	18mm	4,5mm	22mm	9mm
PA	09	500 BA	350							
PA	13	500 BA	350							