

**Desenvolvimento de um método híbrido para caracterização dos campos de deslocamentos e de deformações em materiais hiper-elásticos**

**Bebiana Alexandra Bragança Mendonça**

Dissertação apresentada à

**Escola Superior de Tecnologia e Gestão**

**Instituto Politécnico de Bragança**

Para obtenção do grau de Mestre em

**Tecnologia Biomédica**

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

**Professor João Ribeiro**

**Professor Pedro Martins**

**Professor Hernâni Lopes**

Dezembro de 2013

---

## **Agradecimentos**

Este espaço é dedicado a todos aqueles com quem pude contar, não só na elaboração desta Dissertação de Mestrado, mas também a todos aqueles que me acompanharam ao longo destes anos de vida académica. A todos fica aqui o meu sincero agradecimento.

Em primeiro lugar, agradeço ao Prof. João Ribeiro pela ajuda que me deu, pela forma como orientou o trabalho e pela sua sempre simpatia e disponibilidade no auxílio a cada dúvida e dificuldade encontrada ao longo da elaboração desta dissertação.

Agradeço ao Prof. Pedro Martins, da FEUP, pela orientação e disponibilidade, e pelo tratamento dos dados de forma a obter as curvas experimentais usadas neste trabalho.

Agradeço também ao Prof. Hernâni Lopes, pela colaboração no tratamento dos dados experimentais e no processamento das imagens obtidas a partir da Correlação Digital de Imagem.

Agradeço à minha família pelo apoio, compreensão e força com que sempre me acompanhou nesta etapa da minha vida.

Por fim e não menos importantes, são também merecedores de uma nota de apreço os amigos que fui fazendo ao longo destes anos nesta cidade tão longe de casa. Obrigado por estarem comigo quando as dificuldades apertam e me animarem, fazendo-me andar para a frente. Sem o vosso apoio e amizade teria sido tudo muito mais difícil.



## Resumo

A caracterização de tecidos biológicos tornou-se área de elevado interesse nos últimos anos devido ao uso crescente e o desenvolvimento de implantes artificiais para tecidos moles, em especial, implantes fabricados em polímeros da família dos polidimetilsiloxano (PDMS). Os tecidos apresentam um comportamento mecânico não-linear, o qual difere em muito do comportamento dos materiais típicos utilizados em Engenharia. Este aspecto traz uma enorme dificuldade na caracterização de tecidos moles e, assim, torna necessário o desenvolvimento de novas técnicas experimentais associadas a algoritmos numéricos.

Este trabalho apresenta a caracterização mecânica do comportamento da bexiga suína, mucosa vaginal humana e material polimérico artificial (PDMS), recorrendo a uma técnica híbrida, a qual combina a medição experimental do campo de deslocamentos, adquiridos durante um ensaio de tração, com a simulação numérica, utilizando leis constitutivas do material. A técnica experimental de Correlação Digital de Imagem (DIC) foi utilizada para a medição com elevada resolução espacial do campo deslocamentos nos tecidos biológicos hiper-elásticos. Durante o ensaio de tração dos tecidos biológicos foi observada libertação de fluido da amostra, o qual resultou na perda de informação e limitou a análise do campo de deslocamentos. O método híbrido mostrou ser eficaz na caracterização de campos de deslocamentos e coerência com as medições experimentais obtidas através da técnica de Correlação Digital de Imagem.

**Palavras-Chave:** Tecidos biológicos, Materiais hiper-elásticos, Correlação Digital de Imagem, Simulação Numérica.



## Abstract

The characterization of biological tissues has become high interest area in recent years due to the grow uses and the development of artificial soft tissues implants. In particular, implants manufactured in polidimetilsiloxano (PDMS) polymers. These tissues present a non-linear mechanical behavior, which highly differs from typical engineering materials. This aspect brings an enormous difficulty in characterization of soft tissues and thus required the development of new experimental techniques associate to numerical algorithms.

This work presents the mechanical characterization of swine bladder, human vaginal mucosa and artificial material PDMS, based on a hybrid technique, which combines the experimental measurement of displacement field, acquired during a tensile test, with numerical simulation, using material constitutive laws. The Digital Image Correlation technique was used for high spatial resolution measurement of the displacements field on the hyper-elastic biological tissues. During the tensile test of biological tissues was observed fluid release from specimen, producing speckle decorrelation and limited the analysis to low displacements. The proposed hybrid method show to very effective in the characterization of displacement fields and coherency with experimental measurements obtained using Digital Image Correlation technique.

**Keywords:** Biological tissues, Hyper-elastic Materials, Digital Image Correlation, Numerical Simulation.



# Conteúdo

1. Introdução .....	1
1.1. Enquadramento do trabalho .....	1
1.2. Motivações .....	3
1.3. Estrutura da dissertação .....	3
2. Materiais Hiper-elásticos .....	5
2.1. PDMS .....	9
2.1.1. RTV 615 .....	10
2.1.2. Sylgard 184 .....	11
2.2. Tecidos Biológicos .....	11
3. Métodos Experimentais e Numéricos .....	13
3.1. Correlação Digital de Imagem (CDI) .....	13
3.2. Modelos de Comportamento dos Materiais Hiper-elásticos .....	15
3.2.1. Modelo de Mooney-Rivlin .....	18
3.2.2. Modelo de Odgen .....	18
3.2.3. Modelo de Yeoh .....	19
4. Ensaio experimental com PDMS .....	20
4.1. Estudo do comportamento mecânico do RTV 615 e Sylgard 184 .....	20
4.2. Ensaio experimental .....	21
4.2.1. Resultados obtidos para RTV 615 .....	24
4.2.2. Resultados Sylgard 184 .....	35
4.3. Análise por elementos finitos .....	41
4.3.1. Resultados RTV 615 .....	43
4.3.2. Resultados Sylgard 184 .....	45
4.4. Análise comparativa do campo de deslocamentos .....	47
5. Ensaio com Tecido Biológico .....	49
5.1. Estudo do comportamento mecânico da bexiga .....	49
5.1.1. Ensaio experimental .....	49

5.1.2. Simulação.....	54
5.2. Estudo do comportamento mecânico do tecido vaginal humano.....	55
5.2.1. Ensaio experimental.....	56
5.2.2. Análise Numérica.....	60
5.3. Análise dos resultados.....	64
6. Conclusão.....	69
6.1. Propostas para trabalhos futuros.....	69
Anexos.....	78
Anexo A.....	79
Anexo B.....	111
Anexo C.....	123
Anexo D.....	132
Anexo E.....	134
Anexo F.....	142

## Lista de tabelas

<b>Tabela 4.1:</b> Propriedades típicas dos polímeros PDMS. ....	20
<b>Tabela 4.2:</b> Provetes PDMS ensaiados.....	24
<b>Tabela 4.3:</b> Taxa de deformação dos ensaios dos provetes. ....	25
<b>Tabela 4.4:</b> Deslocamentos utilizados nas simulações numéricas. ....	42
<b>Tabela 4.5:</b> Modelos constitutivos do RTV 615 com menor erro médio. ....	43
<b>Tabela 4.6:</b> Modelos constitutivos do Sylgard 184 com menor erro relativo médio. ....	46
<b>Tabela 4.7:</b> Erros relativos médios no perfil do campo de deslocamentos para os materiais PDMS.....	48
<b>Tabela 5.1:</b> Dimensões das amostras ensaiadas.....	57
<b>Tabela 5.2:</b> Valores de deslocamento máximo experimental medido no ensaio de tração do tecido vaginal. ....	61
<b>Tabela 5.3:</b> Valores de carga utilizados no ensaio de cada provete. ....	62
<b>Tabela 5.4:</b> Valores dos erros obtidos nos provetes ensaios de tecido vaginal.....	68

## Lista de figuras

<b>Figura 2.1:</b> Estrutura química do polímero da borracha de silicone PDMS [26, 27].....	9
<b>Figura 3.1:</b> Variação do estado inicial (referência) para o estado final (deformada).....	14
<b>Figura 4.1:</b> Dimensões dos provetes ensaiados. ....	22
<b>Figura 4.2:</b> Montagem ótica para realização do ensaio de tração do PDMS, recorrendo à técnica CDI. ....	23
<b>Figura 4.3:</b> Representação da área analisada.....	24
<b>Figura 4.4:</b> Curvas tensão-deformação na direção X do material RTV 615: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5. ....	28
<b>Figura 4.5:</b> Curvas tensão-deformação do material RTV 615 na direção Y: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5. ....	31
<b>Figura 4.6:</b> Campo de deslocamento do provete 1 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 1mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.....	32
<b>Figura 4.7:</b> Campo de deslocamento do provete 5 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 10mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.....	33
<b>Figura 4.8:</b> Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 1 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 1mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.....	34
<b>Figura 4.9:</b> Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 5 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 10mm/min: (a) direção X e (b) direção Y. ....	35
<b>Figura 4.10:</b> Curvas tensão-deformação do material Sylgard 184 na direção X: (a) provete 1; (b) provete 2. ....	36
<b>Figura 4.11:</b> Curvas tensão-deformação do material Sylgard 184 na direção Y: (a) provete 1; (b) provete 2. ....	37
<b>Figura 4.12:</b> Campo de deslocamento medido no provete 1 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 1mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.....	38
<b>Figura 4.13:</b> Campo de deslocamento medido no provete 2 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 10mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y. ....	39
<b>Figura 4.14:</b> Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 1 do material Sylgard 184 para uma taxa de deformação de 1mm/min: (a) direção X e (b) direção Y. ....	40
<b>Figura 4.15:</b> Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 2 do material Sylgard 184 para uma taxa de deformação de 10mm/min: (a) direção X e (b) direção Y. ....	41
<b>Figura 4.16:</b> Malha de elementos finitos utilizada.....	42

<b>Figura 4.17:</b> Campo de deslocamentos obtidos por simulação numérica do material RTV 615 à taxa de 1mm/min nas direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5.....	45
<b>Figura 4.18:</b> Campo de deslocamentos obtidos por simulação numérica do material Sylgard 184 à taxa de 1mm/min nas direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2.....	46
<b>Figura 4.19:</b> Perfil do campo de deslocamentos experimental por via CDI e numérico por via do MEF do material RTV615 à taxa de deformação 1mm/min para as direções X e Y. ....	47
<b>Figura 4.20:</b> Perfil do campo de deslocamentos experimental, por via CDI, e numérico, por via do MEF, do material Sylgard à taxa de deformação 1mm/min para as direções X e Y.....	47
<b>Figura 5.1:</b> Curvas tensão-deformação obtidas no ensaio de tração biaxial com bexiga suína, na direção X. ....	51
<b>Figura 5.2:</b> Curvas tensão-deformação obtidas no ensaio de tração biaxial com bexiga suína, na direção Y. ....	51
<b>Figura 5.3:</b> Campo de deslocamento do provete 1 do material bexiga, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y. ....	52
<b>Figura 5.4:</b> Campo de deslocamento do provete 3 do material bexiga, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y. ....	53
<b>Figura 5.5:</b> Perfis do campo de deslocamento no centro do provete 1 de material bexiga: (a) direção X e (b) segundo Y.....	54
<b>Figura 5.6:</b> Perfis do campo de deslocamento no centro do provete 3 de material bexiga: (a) direção X e (b) direção Y. ....	54
<b>Figura 5.7:</b> Campo de deslocamentos obtidos na simulação numérica para o provete 1 de material bexiga: (a) direção X e (b) direção Y.....	55
<b>Figura 5.8:</b> Montagem experimental para o ensaio de tração uniaxial do tecido vaginal. ....	56
<b>Figura 5.9:</b> Curvas tensão-deformação obtidas nos ensaios de tração dos 4 provetes. ....	57
<b>Figura 5.10:</b> Imagem do ensaio de tecido vaginal com a identificação da região de medição. .58	
<b>Figura 5.11:</b> Campo de deslocamentos medido nas direções X e Y, usando a técnica CDI: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4.....	59
<b>Figura 5.12:</b> Perfil do campo de deslocamentos ao longo da mediatriz vertical dos provetes: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3 e (d) provete 4. ....	60
<b>Figura 5.13:</b> Malha de elementos finitos utilizada na simulação do comportamento dos provetes: (a) 1, 2 e 4; (b) provete 3.....	61
<b>Figura 5.14:</b> Campo de deslocamentos por simulação numérica do provete 1: (a) direção X; (b) direção Y. ....	62
<b>Figura 5.15:</b> Campo de deslocamentos por simulação numérica do provete 2: (a) direção X; (b) direção Y. ....	63
<b>Figura 5.16:</b> Campo de deslocamentos por simulação numérica do provete 3: (a) direção X; (b) direção Y.....	63

<b>Figura 5.17:</b> Campo de deslocamentos por simulação numérica do provete 4: (a) direção X; (b) direção Y. ....	64
<b>Figura 5.18:</b> Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, da bexiga suína, para a direção X do provete 1. ....	65
<b>Figura 5.19:</b> Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, da bexiga suína, para a direção Y do provete 1. ....	65
<b>Figura 5.20:</b> Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, do tecido vaginal, para a direção Y do provete 1. ....	66
<b>Figura 5.21:</b> Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, do tecido vaginal, para a direção Y do provete 2. ....	66
<b>Figura 5.22:</b> Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, do tecido vaginal, para a direção Y do provete 3. ....	67
<b>Figura 5.23:</b> Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, do tecido vaginal, para a direção Y do provete 4. ....	67

# Capítulo 1

## 1. Introdução

### 1.1. Enquadramento do trabalho

Nas últimas décadas a caracterização dos tecidos biológicos [1, 2, 3] tem sofrido uma enorme evolução. A Engenharia Biomédica tem estado na vanguarda do estudo de tecidos biológicos, bem como, no desenvolvimento de novos materiais que possam substituir esses tecidos em situações extremas em que outras terapêuticas são inviáveis ou não recomendadas. No estudo de tecidos biológicos humanos é habitual classifica-los em tecidos moles e tecidos duros [4]. Os tecidos moles têm uma matriz extracelular rica em fibras de colagénio e elastina, como são os casos do tecido conjuntivo, epitelial e muscular [5]. Os tecidos duros têm uma matriz extracelular mineralizada e constituída por elementos como o cálcio ou esmalte, como referências temos os ossos e os dentes [5]. O comportamento mecânico destes dois grupos de materiais é totalmente distinto, havendo, por isso, abordagens diferentes para a sua caracterização. No caso particular dos tecidos moles, pertencente ao grupo de materiais que será abordado neste trabalho, é caracterizado por apresentar um comportamento denominado de hiper-elástico. Este apresenta um comportamento mecânico que se caracteriza por uma elevada deformação antes de atingir a tensão de rotura [6]. A sua relação tensão-deformação pode ser derivada de uma função de densidade de energia de deformação [7]. Esta relação tensão-deformação é reversível podendo apresentar relações linear ou não linear.

A necessidade de substituição de alguns tecidos biológicos tem impulsionado a procura e desenvolvimento de novos materiais artificiais com características e comportamento muito próximas destes tecidos naturais. Vários trabalhos científicos sobre o desenvolvimento dos materiais artificiais e sua aplicação têm sido reportados na literatura. Pela sua relevância científica para este trabalho destacam-se o desenvolvimento de pele artificial

[8] para substituir a pele natural que foi destruída pela ação de queimaduras [9], tecido ósseo artificial [10] que poderá ser utilizado em pacientes com doenças degenerativas ou acidentados; malha de polipropileno desenvolvida para reparação de tecido da mucosa vaginal humana [11], utilizado em mulheres com incontinência urinária; a aplicação de materiais biocompatíveis como polidimetilsiloxano (PDMS), que é um material estrutural frequentemente utilizado em aplicações biomédicas [12, 13], como no caso de alguns tipos de próteses [14, 15]. Estas aplicações são alguns exemplos, entre muitos, onde foi necessário um profundo conhecimento do comportamento e características mecânicas destes materiais, tanto do tecido biológico natural, como no material desenvolvido artificialmente.

As abordagens mais adequadas à caracterização do comportamento mecânico dos materiais mencionados anteriormente, biológicos ou artificiais, poderá ser realizada através de duas metodologias: ensaio experimental e/ou simulação numérica. Na abordagem experimental, realizam-se um conjunto de ensaios, normalmente com amostras do material que se pretende caracterizar [16]. Para este tipo de análise são necessárias instalações laboratoriais e equipamentos bastante dispendiosos. Contudo, este permite obter os resultados com maior acuidade e mais realísticos. Existem vários ensaios mecânicos e técnicas de medição para a caracterização destes tecidos, sendo as mais utilizadas os ensaios de tração [16], fadiga [17], e fluência. Recentemente, novas técnicas óticas de medição de campo para a medição global do comportamento dos tecidos têm sido utilizadas. Pela sua elevada resolução destacam-se a interferometria laser (Moiré interferométrico, ESPI, *Shearography*) [18, 19, 20] ou de Correlação Digital de Imagem (CDI) [21, 22]. Por outro lado, a abordagem numérica pelo método dos elementos finitos (MEF) tem vindo a crescer exponencialmente [23, 24, 25]. Este deve-se ao fato de requerer menores custos do que os métodos experimentais, o aparecimento de ferramentas de cálculo aplicados a materiais biológicos e o aumento da capacidade de cálculo dos computadores.

Neste trabalho pretende-se desenvolver um método que seja capaz caracterizar com o máximo rigor o comportamento mecânico de materiais utilizados na bioengenharia e de tecido biológico. Com esse intuito, recorreu-se ao método experimental ensaio de tração (uni e biaxiais, sendo que os ensaios uniaxiais apenas tracionam num eixo, enquanto os ensaios biaxiais tracionam nos dois eixos, X e Y) associados a um método ótico para a medição de campo, CDI. Um método híbrido que combina o campo de deslocamentos

com o modelo numérico baseado no método dos elementos finitos (MEF) será desenvolvido de forma a melhorar a caracterização mecânica dos materiais.

## **1.2. Motivações**

A principal motivação deste trabalho foi o estudo e caracterização de materiais biológicos e materiais utilizados em bioengenharia, os quais apresentam um comportamento tensão-deformação conhecido por hiper-elástico. As outras motivações deste trabalho foram:

- Avaliar a capacidade da técnica ótica de campo de Correlação Digital de Imagem na medição de materiais hiper-elásticos.
- Determinar dos modelos constitutivos mais adequados aos diferentes materiais estudados.
- Desenvolvimento de uma técnica híbrida para uma melhor caracterização do comportamento destes materiais.

## **1.3. Estrutura da dissertação**

Este trabalho está dividido em 6 capítulos.

No primeiro capítulo é apresentado enquadramento ao tema em estudo e são definidas as principais motivações terminando com a descrição da dissertação.

No capítulo 2 é apresentada uma revisão de bibliográfica sobre o comportamento dos materiais hiper-elásticos, onde serão apresentados fundamentos essenciais para o desenvolvimento deste trabalho.

No capítulo 3 é dedicado ao desenvolvimento dos métodos experimentais e numéricos utilizados na caracterização mecânica dos materiais. Em particular, será descrita a técnica de correlação digital de imagem e os modelos de materiais hiper-elásticos utilizados neste trabalho.

No capítulo 4 será descrito a metodologia utilizada na caracterização do comportamento mecânico do PDMS. Esta está dividido em procedimento experimental, relativa aos ensaios de tração biaxiais, e na componente de simulação numérica pelo método dos elementos finitos. Por fim, são discutidos os resultados obtidos.

No capítulo 5 apresenta o procedimento utilizado para o estudo do tecido da bexiga suína e tecido vaginal humano. À semelhança do capítulo 4, será descrito o procedimento do ensaio experimental e a simulação numérica. Os resultados obtidos pelo método experimental, numérico e híbrido são apresentados e analisados.

No capítulo 6, serão apresentadas as conclusões gerais deste trabalho relativamente ao trabalho desenvolvido. A partir destes são traçadas linhas de investigação futuras. O trabalho termina com as referências bibliográficas essenciais na execução deste projeto e fundamentais para a compreensão do trabalho desenvolvido.

## Capítulo 2

### 2. Materiais Hiper-elásticos

Os materiais são constituídos por átomos e moléculas, quer sejam líquidos ou gasosos. No caso dos sólidos podem ser constituídos por estruturas cristalinas ou amorfas. Nas estruturas cristalinas os átomos e moléculas estão organizados de uma forma repetitiva, um exemplo clássico desses materiais são os metais como o ferro ou o alumínio. Nas estruturas amorfas os átomos e moléculas encontram-se distribuídos numa forma não organizada, considerando-se que se encontram distribuídos aleatoriamente, um exemplo desses materiais é o vidro [26].

Um dos aspetos da análise de estruturas tem a ver com as deformações que as cargas aplicadas provocam, sendo esta análise útil para a determinação das tensões [26, 27].

Um material diz-se comportar elasticamente se as deformações, provocadas por uma carga, desaparecerem após a carga ser removida, sendo que o maior valor da tensão para a qual o material se comporta elasticamente chama-se tensão limite de elasticidade, ou seja, o material comporta-se linear e elasticamente desde que a tensão se mantenha inferior à tensão de cedência [27, 28].

Nos casos em que o material não volte a forma inicial após a carga ter sido removida indica que o provete fica submetido a uma deformação plástica.

A deformação plástica não depende apenas do valor máximo atingido pela tensão, mas também do intervalo de tempo decorrido. Se as tensões em qualquer ponto do elemento excederem a tensão de cedência do material, ocorrem deformações plásticas [26].

Deformações que aparecem rapidamente durante o carregamento podem ser classificadas como elásticas ou plásticas. A deformação elástica é recuperada imediatamente após o descarregamento. Quando é a única deformação presente, a relação entre a tensão e a extensão é normalmente proporcional [26].

As deformações plásticas não são recuperadas após descarregamento e são por isso permanentes. Quando a deformação plástica tem início, um pequeno aumento de tensão provoca um aumento relativamente grande de deformação. Este processo chama-se cedência [26].

O resultado da deformação plástica (cedência) a nível da estrutura do material é que os átomos mudam de local, voltando a uma estrutura estável após o descarregamento onde o átomo vizinho é novo [27, 28].

A deformação elástica é um processo essencialmente independente da deformação plástica, assim quando uma tensão que causa cedência é retirada, a extensão elástica é recuperada tal como se não tivesse havido cedência, mas a extensão plástica é permanente [26, 27, 28].

Para além dos dois tipos de deformação instantânea já discutidos, os materiais deformam-se com comportamentos dependentes do tempo de aplicação das cargas, chamada fluência. Existe uma deformação elástica inicial que aumenta lentamente enquanto a tensão for mantida. Se a tensão for retirada, a deformação elástica é recuperada rapidamente, sendo que uma parcela da deformação de fluência pode vir a ser recuperada com o tempo, mas a parcela restante será permanente [27, 28].

Os comportamentos elásticos distinguem-se dos comportamentos ditos não elásticos, também chamados de comportamentos não-lineares, pelo facto dos comportamentos elásticos retomarem a forma inicial do sólido no processo de descarga. Quando os materiais não têm comportamentos deste tipo, ou seja, não-lineares, durante o processo de descarga o material não retoma o estado inicial [26, 28].

O comportamento elástico também pode ser linear e não-linear, os materiais cujo comportamento é linear elástico durante o processo de carregamento são tidos por mais fiáveis em termos estruturais. Robert Hooke, é mencionado como precursor da teoria da elasticidade estabelecida com base na existência de linearidade na relação entre as tensões e deformações, mas foi Thomas Young que estabeleceu o famoso módulo de proporcionalidade entre tensões e deformações, conhecido por módulo de Young [26, 27, 28].

Ao definir-se o módulo de Young, apenas considerámos a deformação longitudinal, no entanto, qualquer material elástico ao ser deformado sofre também uma deformação transversal que é proporcional à deformação longitudinal aplicada.

A razão entre a deformação transversal associada a uma deformação longitudinal na direção do esforço de tração, chama-se o coeficiente de Poisson [26, 27, 28].

Um material é considerado elástico quando este sofre deformações mecânicas sem que haja dissipação de energia.

Os modelos hiper-elásticos baseiam-se na função de energia livre de Helmholtz, em que  $W=W(F)=W(C)$ , sendo que esta função depende exclusivamente do estado de deformação definido pelo gradiente de deformação  $F$  ou tensor de Cauchy-Green  $C=F^T F$  [27].

O formato da energia livre  $W$  está dependente das particularidades do comportamento do material [27].

Os materiais hiper-elásticos abrangem uma ampla gama de tipos de materiais importantes, tais como, materiais isotrópicos, materiais incompressíveis e compressíveis [28].

Um material hiper-elástico isotrópico, como é o caso da borracha, é um material que quando aplicado uma carga irá ter uma resposta igual em todas as direções [27].

Num material isotrópico a energia de deformação  $W$  pode ser expressa através dos invariantes principais  $I_1$ ,  $I_2$ , e  $I_3$  do tensor de Cauchy-Green:

$$W = [I_1(C), I_2(C), I_3(C)] \quad (\text{Eq. 2.1})$$

Em que os invariantes são dados por:

$$I_1(C) = \text{tr}(C)$$

$$I_2(C) = \frac{1}{2} ((\text{tr}(C))^2 - \text{tr}(C^2)) \quad (\text{Eq. 2.2})$$

$$I_3(C) = \det C = J^2$$

A energia de deformação  $W$  de um material isotrópico, pode também ser expressa através dos valores próprios  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  e  $\lambda_3$  em que:

$$W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (\text{Eq. 2.3})$$

onde a energia é uma propriedade de funções isotrópicas de um tensor simétrico [27, 28].

Um material é considerado incompressível quando este apenas permite movimentos isocóricos, ou seja, o material consegue suportar deformações finitas sem que haja alteração de volume [27, 28]. Normalmente, os materiais incompressíveis são sujeitos a uma restrição cinemática interna que é dada por:

$$J = \det F = 1 \quad (\text{Eq. 2.4})$$

Para se obter a equação constitutiva geral para o caso dos materiais incompressíveis,  $W$  pode ser escrito da seguinte forma:

$$W = W(F) - p(J - 1) \quad (\text{Eq. 2.5})$$

onde  $p$  é um escalar multiplicador de Lagrange em que a interpretação física é o valor da pressão hidrostática. Refira-se que o escalar  $p$  apenas pode ser determinado a partir da equação de equilíbrio e das condições fronteira [27, 28].

No caso de hiperelasticidade isotrópica incompressível a função energia deformação é definida por [27]:

$$W = \bar{W}[I_1(C), I_2(C)] - \frac{1}{2}p(I_3(C) - 1) \quad (\text{Eq. 2.6})$$

onde  $\frac{p}{2}$  é o multiplicador de Lagrange.

Um material hiper-elástico compressível é um material que sofre alterações de volume quando sofre deformações e/ou está sujeito a tensões. Uma das restrições apresentadas por este tipo de material é que a relação de volume  $J$  deve ser sempre positiva [28].

Os materiais chamados de incompressíveis têm também uma variação volumétrica, no entanto, esta é mínima. Devido a essa variação mínima torna-se útil efetuar a decomposição multiplicativa de  $F$ , dada por:

$$\hat{F} := \frac{1}{J^{\frac{1}{3}}}F \iff F = J^{\frac{1}{3}}\hat{F} \quad (\text{Eq. 2.7})$$

$$J := \det[F] \quad (\text{Eq. 2.8})$$

$$\det[\hat{F}] = 1 \quad (\text{Eq. 2.9})$$

$$\hat{C} = \hat{F}^T \hat{F} \quad (\text{Eq. 2.10})$$

Nos modelos viscoelásticos a temperatura é constante ( $\theta = \theta_0$ ), utilizando-se assim a função de energia livre de deformação que define o estado termodinâmico da variável  $F$ , assim como um conjunto de variáveis internas representantes do mecanismo de dissipação do material [27, 28].

Para estes materiais utiliza-se a representação desligada da energia de deformação, dada por:

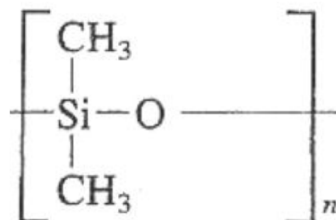
$$W(C) = U(J) + \psi_{iso}(\hat{C}) \quad (\text{Eq. 2.11})$$

Em que  $U(J)$  descreve a reação elástica volumétrica e  $\psi_{iso}(\hat{C})$  a reação elástica isocórica [27, 28].

## 2.1. PDMS

O PDMS atualmente é uma das grandes apostas na resolução de problemas na área da biomédica, sendo também utilizado em outras áreas, como são os casos da aeronáutica, farmacêutica, automóvel e naval. Este facto deve-se ao material possuir um elevado desempenho mecânico e um baixo custo quando comparado com os materiais convencionais, utilizados nestas áreas [14, 29, 30, 31].

O PDMS é um dos silicones que apresenta uma cadeia linear de átomos de silício e oxigénio alternados (chamado se siloxano) com radicais de metilo ( $\text{CH}_3$ ) ligados aos átomos de silício, conforme é visível na Figura 2.1 [29, 30, 32].



**Figura 2.1:** Estrutura química do polímero da borracha de silicone PDMS [29, 30].

Este elastómero tem propriedades que o fazem ser um polímero bastante utilizado no desenvolvimento de várias aplicações das mais diversificadas áreas. Este material é termicamente estável, quimicamente inerte e permeável aos gases, sendo bastante simples de fabricar e de manipular. Além disso, o PDMS é transparente, não fluorescente, um material biocompatível e não tóxico, sendo frequentemente utilizado no campo da biomédica [14, 29, 30, 31].

Este polímero é bastante versátil apesar de apresentar uma resistência mecânica baixa. O facto de ser o único polímero com uma ligação silício-oxigénio, em vez da convencional estrutura de carbono, torna-o menos sensível à temperatura [14, 29, 30].

Devido ao PDMS possuir uma excelente flexibilidade e estabilidade, faz com que este seja usado numa grande variedade de próteses, como são os casos de articulações dos dedos [33], válvulas cardíacas [15], implantes mamários [34], de orelhas, do queixo e em reconstruções do nariz [14]. Para além destas, é utilizado na produção de cateteres, tubos de drenagem e no isolamento de *pacemakers* cardíacos. Este também pode ser utilizado como oxigenadores de membrana devido à sua elevada permeabilidade ao oxigénio. Na microfluídica são usados em sistemas convencionais, como são os casos da separação de biomoléculas como proteínas, péptidos, sequência de ADN, ensaios enzimáticos, aminoácidos, amins biogénicas, eletroforese capilar e crescimento de células. Este elastómero é igualmente usado no fabrico de microcanais para estudos hemodinâmicos da microcirculação *in vitro* [14, 29, 31, 35].

### **2.1.1. RTV 615**

O silicone RTV615 pertence ao grupo de polímeros PDMS apresenta cor transparente e cura à temperatura ambiente através da adição de um agente de cura, tornando-se assim uma borracha silicone com uma elevada resistência. Este silicone é comercializado juntamente com o agente de cura e são projetados para serem utilizados com uma proporção de 10:1 mediante o peso [36, 37].

O RTV615 é um composto límpido e incolor e possui uma baixa viscosidade, a qual varia entre 3000 e 7000cps.

Este composto tem vindo a ser utilizado em proteção de componentes eletrónicos e produtos contra choque, vibração, humidade, poeira, ozono, produtos químicos e outros perigos ambientais [36, 37].

### **2.1.2. Sylgard 184**

O Sylgard 184 é do grupo dos silicones PDMS líquidos transparentes, permitindo uma fácil inspeção. Este silicone possui também boas propriedades dielétricas e tem também uma boa resistência à chama. Este polímero tem um processamento de cura relativamente rápido e versátil controlado pela temperatura. A sua cura pode ser realizada à temperatura ambiente, no entanto, esta poderá ser acelerada com o fornecimento de calor [38, 39].

Este polímero é comercializado juntamente com o agente de cura e sendo projetados para serem utilizados com uma proporção de 10:1 mediante o peso [38, 39].

O Sylgard 184 tem várias aplicações, entre as quais a proteção de dispositivos elétricos/ eletrónicos, sendo frequentemente utilizado em aplicações de envasamento gerais como nas situações de fontes de alimentação, conectores, sensores, controlos industriais, transformadores, amplificadores, pacotes de resistor de alta tensão, relés e incapsulante de células solares [39].

## **2.2. Tecidos Biológicos**

Os tecidos biológicos são classificados em tecidos duros e tecidos moles. Os ossos e dentes são designados de tecidos duros, enquanto que tecidos vasculares, musculares, pele, entre outros são classificados de tecidos moles [40, 41, 42, 43].

O conhecimento das propriedades híper-elásticas e elásticas dos tecidos biológicos moles têm motivado grande interesse por parte da comunidade médica devido à existência de várias aplicações, onde os parâmetros que caracterizam as propriedades híper-elásticas e elásticas serem essenciais para produzirem resultados de confiança, [44].

Apesar da existência de uma considerável pesquisa na medição do módulo de elasticidade linear em pequenas amostras de tecido biológico, tem sido poucas as pesquisas realizadas para os parâmetros de medição que caracterizam a elasticidade não linear [44, 45].

Os tecidos biológicos moles apresentam um comportamento mecânico extremamente complexo e difícil de caracterizar, os quais são conhecidos por apresentarem elevadas taxas de deformações, fenómeno de histerese, comportamento sólido/líquido, tensões residuais e deformações permanentes. Estes tecidos são constituídos por células, componentes extracelulares, redes vasculares e água [45].

## Capítulo 3

### 3. Métodos Experimentais e Numéricos

Neste capítulo pretende-se abordar alguns conceitos teóricos que sustentam os métodos experimentais e numéricos que foram utilizados ao longo deste trabalho de dissertação. Na componente experimental foi utilizada a técnica de correlação digital de imagem (CDI), tendo como princípio básico a correspondência entre duas imagens, uma imagem de referência (antes da deformação) e outra após a deformação. Para a simulação numérica, recorreu-se ao método dos elementos finitos (MEF), utilizando-se modelos de comportamento de material desenvolvidos especificamente para simular o comportamento dos materiais hiper-elásticos, tais como: Mooney-Rivlin, Yeoh, Ogden e outros.

#### 3.1. Correlação Digital de Imagem (CDI)

Na caracterização do comportamento mecânico dos materiais, a tensão e o deslocamento são parâmetros críticos, que devem ser determinados com elevada precisão e, preferencialmente, com o menor custo e simplicidade possíveis. A CDI é uma técnica que pode vir a ser ideal para o estudo de deformações de materiais hiper-elásticos, tendo o benefício de ser um método de relativo baixo custo, simples e preciso [46].

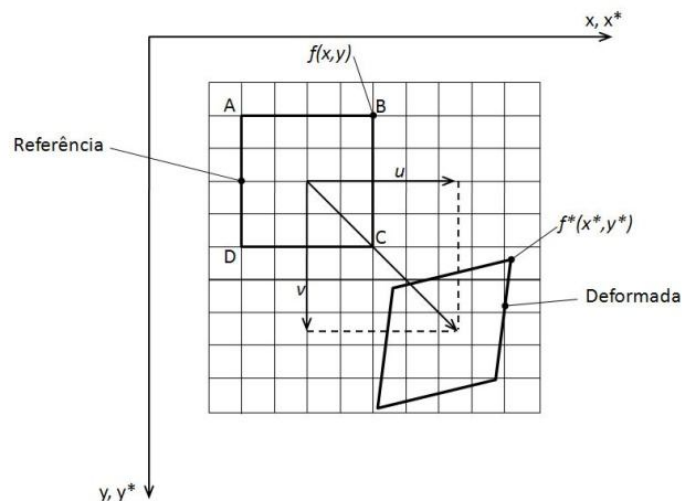
A CDI é uma técnica ótica de medição de campo, sem contacto e com elevada resolução espacial. Os primeiros trabalhos na área da correlação de imagem foram realizados por Gilbert Hobrough no início da década de 1950 [47], onde tentou encontrar padrões de reconhecimento entre duas imagens de fotografias consecutivas. Com o advento das imagens digitais, nos anos 60 e 70 do século passado, foi possível dar um salto evolutivo nesta área, tendo-se destacado o trabalho de Rosenfeld [48]. Em 1983, Sutton et al. [49] desenvolveram algoritmos numéricos e realizaram experiências preliminares a partir de imagens gravadas. Neste trabalho Sutton [50] sugere a divisão da imagem em sub-padrões, os quais são correlacionadas para determinar o campo de deslocamento entre ima-

gens consecutivas. Nos finais de 1980, o mesmo investigador realizou simulações numéricas de modo a fornecer estimativas da precisão das medições da deformação na correlação de imagem [51].

A técnica CDI baseia-se na comparação entre imagens digitais gravadas para estados diferentes de deformação do objeto de padrões únicos na imagem. Esta técnica procura blocos de pixels, de forma a permitir que o sistema possa medir o deslocamento da superfície e construir o vetor do campo de deslocamentos em 2D e 3D. Para aumentar a eficácia da CDI, os blocos de pixels precisam ser aleatórios e únicos, com uma elevada gama de níveis de contraste e intensidade [52]. Para esse efeito, o objeto deve ser iluminado por uma fonte de luz branca. Tal como referido anteriormente, os padrões de intensidade, que deverão ter uma distribuição aleatória, serão subdivididos em sub-regiões. Cada subdivisão, definida na imagem e que é inicialmente gravada será usada como referência e comparada por correlação com imagens obtidas para estados diferentes de deformação do objeto. Considerando  $f(x,y)$  como uma função discreta que define os níveis de cinzento dos pixel da imagem inicial e  $f^*(x^*,y^*)$  dos pixel da imagem final. A relação entre as duas funções é definida por [53]:

$$f^*(x^*,y^*) = f(x + u(x,y), y + v(x,y)) \quad (\text{Eq. 3.1})$$

onde  $u$  e  $v$  representam o campo de deslocamentos, conforme representado na Figura 3.1.



**Figura 3.1:** Variação do estado inicial (referência) para o estado final (deformada).

A correlação deve ser aplicada a todos os padrões que se encontrem no centro da rede virtual da imagem inicial, para se obter a máxima resolução espacial da medição.

Por forma a aumentar a resolução do campo de deslocamento, ao nível do sub-pixel, e determinar o campo de deformações, o padrão aleatório de cada sub-região é aproximado por funções bilineares, as quais são correlacionadas entre par de imagens consecutivas:

$$\begin{aligned} u(x, y) &= a_u x + b_u y + c_u xy + d_u \\ v(x, y) &= a_v x + b_v y + c_v xy + d_v \end{aligned} \quad (\text{Eq. 3.2})$$

Os deslocamentos do corpo rígido nos pontos A, B, C e D são calculados através de processos iterativo de otimização, para minimizar um par de funções bilineares correspondentes a estados diferentes de deformação. Estes deslocamentos são calculados durante a iteração “*i*” com as componentes do campo de deslocamentos determinadas na iteração “*i-1*”. Este processo iterativo termina na iteração “*n*”, quando é alcançado o critério de erro definido no algoritmo.

Com a correlação matemática de  $f(x, y)$  e  $f^*(x^*, y^*)$ , é possível determinar os campos de deslocamento  $u(x, y)$  e  $v(x, y)$ . O coeficiente de correlação pode ser calculado pelo método dos mínimos quadrados:

$$C_1 = \int_{\Delta M} (f(x, y) - f^*(x^*, y^*))^2 dx dy \quad (\text{Eq. 3.3})$$

Onde  $\Delta M$  é o padrão aleatório na superfície. Os coeficientes de correlação são minimizados na determinação do campo de deslocamento.

Esta técnica tem vindo a ser utilizada também na medição de campos de deformações de elevada resolução [54, 55].

### 3.2. Modelos de Comportamento dos Materiais Hiper-elásticos

Uma das ferramentas numéricas mais usadas e estudadas para análise estrutural é o método de elementos finitos, no qual se discretiza ou divide-se o domínio contínuo de integração numa quantidade finita de partes, chamadas de elementos. Todos os elementos finitos possuem certo número de pontos, designados de nós. Estes por sua vez possuem

os parâmetros nodais ou graus de liberdade, que assumem função de aproximação de uma grandeza [56].

A biomecânica dos tecidos, tem recorrido tem recorrido ao Método dos Elementos Finitos para o estudo do comportamento mecânico de materiais biológicos, [57, 58].

Os tecidos biológicos moles possuem um comportamento não linear hiper-elástico, cujo modelo constitutivo é necessário conhecer para simular numericamente o seu comportamento [59, 60].

Os modelos hiper-elásticos dividem-se em modelo micromecânicos, que são desenvolvidos a partir de informações químicas da fabricação do material e são baseados no conceito de célula unitária, e em modelos fenomenológicos, baseados em comportamentos do material durante os ensaios experimentais. Para a implementação dos modelos deste grupo é necessário conhecer as variáveis existentes no processo de deformação [61].

Os materiais hiper-elásticos possuem uma relação não linear entre tensão e deformação pelo que a lei de Hooke não pode ser aplicada para descrever o modelo. Este poderá ser descrito recorrendo ao modelo de energia de deformação ou energia armazenada.

De modo a estudar materiais com propriedades mecânicas não-lineares, que geralmente apresentam grandes taxas de deformações, foi desenvolvido um modelo não-linear da teoria da elasticidade, a teoria não-linear elástica. Nesta teoria, um material hiper-elástico, também conhecido como material elástico de Green, é definido como aquele para o qual existe uma função de energia livre de Helmholtz, também chamada de energia de deformação ou energia armazenada ( $\Psi$ ), a qual descreve em termos energéticos o comportamento mecânico desta classe de materiais:

$$P = \frac{\partial \Psi}{\partial F} \quad (\text{Eq. 3.4})$$

ou, no caso mais geral:

$$P = -pF^T + \frac{\partial \Psi}{\partial F} \quad (\text{Eq. 3.5})$$

Onde  $P$  é o primeiro tensor das tensões de Piola-Kirchhoff,  $F$  é o gradiente das deformações,  $p$  é um múltiplo de Lagrange, obtido em função do estado de tensão e  $F^T$  corresponde ao transposto do gradiente das deformações.

A função de energia livre de Helmholtz,  $\Psi$ , é um potencial termodinâmico que mede o trabalho de um sistema termodinâmico fechado, a uma temperatura e volume constantes [57].

Um modelo de materiais hiper-elásticos depende da definição da função energia de deformação, a qual assume diferentes formas de acordo com o material ou classe de materiais considerados. Esta função é obtida a partir das condições de simetria, relação termodinâmica e considerações energéticas [57].

Por simplificação, assumiu-se que, no caso em análise, o material é isotrópico e incompressível. Sendo o material isotrópico, as funções de energia de deformação ( $\Psi$ ), são expressões matemáticas que somam a energia armazenada do material resultante de deformação [61]:

$$\Psi_{isotrópico} = \Psi(I_1, I_2, I_3) \quad (\text{Eq. 3.6})$$

onde

$$I_1 = \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2$$

$$I_2 = \sum_{i,j=1}^3 \lambda_i^2 \lambda_j^2 \quad i \neq j \quad (\text{Eq. 3.7})$$

$$I_3 = \prod_{i=1}^3 \lambda_i^2$$

sendo,  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  e  $\lambda_3$  os alongamentos principais.

Se o material hiper-elástico é também incompressível ( $I_3=1$ ), a equação 3.7 vem simplificada e poderá ser escrita na forma:

$$\Psi_1 = \Psi(I_1, I_2) \quad (\text{Eq. 3.8})$$

Como as variantes da deformação dependem dos alongamentos principais ( $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ ), as funções da energia de deformação, podem aparecer como função dos alongamentos:

$$\Psi_1 = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (\text{Eq. 3.9})$$

De seguida faz-se uma descrição sucinta dos modelos de energia de deformação  $\Psi$  para os modelos hiper-elásticos utilizados neste trabalho. A partir da equação do tensor de Cauchy e da calibração adequada dos principais ensaios experimentais de tração (uniaxial e biaxial), determinam-se as equações constitutivas dos modelos hiper-elásticos.

### 3.2.1. Modelo de Mooney-Rivlin

A importância deste modelo é bem conhecida, não apenas por razões históricas visto ter sido um dos primeiros modelos hiper-elásticos, mas também devido à sua alta precisão na previsão do comportamento não-linear de materiais isotrópicos.

A função de energia livre para este modelo é muitas vezes descrita na literatura como:

$$\Psi = \frac{\mu_1}{2}(I_1 - 3) - \frac{\mu_2}{2}(I_2 - 3) \quad (\text{Eq. 3.10})$$

De modo a poder-se reescrever esta expressão de forma mais simples, os parâmetros do material  $\mu_1$  e  $\mu_2$  irão ser substituídos por  $C_1$  e  $C_2$ .

$$\Psi = \sum_{i=1}^2 C_i (I_i - 3) \quad (\text{Eq. 3.11})$$

onde  $C_1$  e  $C_2$  são constantes do material a serem determinadas durante o processo de calibração [43].

### 3.2.2. Modelo de Ogden

O modelo Ogden é utilizado para descrever o comportamento não linear de materiais complexos tais como borracha, polímeros e tecidos biológicos. Este modelo é descrito pela seguinte expressão:

$$\Psi = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (\text{Eq. 3.12})$$

onde  $N$  é o número total de termos da série e  $\mu_i$  e  $\alpha_i$  são constantes materiais, podendo tomar valores positivos e negativos. No modelo de Odgen deve ser respeitada a seguinte restrição teórica:

$$\mu = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \mu_i \alpha_i \quad (\text{Eq. 3.13})$$

De acordo com Holzapfel, é alcançada uma boa convergência entre os resultados teóricos e experimentais para a borracha quando  $N=3$  [61].

Com este modelo é possível obter outros modelos por simplificação, como por exemplo, o modelo Neo-Hookean onde  $N=1$ ,  $\mu_1=\mu$ ,  $\alpha_1=2$  [61].

### 3.2.3. Modelo de Yeoh

O modelo Yeoh para materiais incompressíveis, como é o caso da borracha, foi apresentado no início da década de 1990. Este modelo tem a função de simular o comportamento mecânico de borrachas vulcanizadas com o típico efeito de endurecimento no domínio de grandes tensões. A função da energia de deformação que caracteriza-se por depender só do primeiro invariante da deformação ( $I_1$ ) [62].

$$\Psi = \sum_{i=1}^3 C_i (I_1 - 3)^i \quad (\text{Eq. 3.14})$$

onde  $C_1$ ,  $C_2$  e  $C_3$  são constantes do material que são determinadas dos ensaios experimentais [43].

## Capítulo 4

### 4. Ensaio experimental com PDMS

#### 4.1. Estudo do comportamento mecânico do RTV 615 e Sylgard 184.

Os polímeros RTV 615 e Sylgard 184 pertence ao grupo dos polímeros PDMS e apresentam um comportamento mecânico hiper-elástico não linear. Na tabela 4.1 é possível observar algumas das propriedades típicas destes materiais.

**Tabela 4.1:** Propriedades típicas dos polímeros PDMS.

<b>Propriedades</b>	<b>RTV 615</b> [36, 37, 63]	<b>Sylgard 184</b> [38, 39]
<b>Mecânicas</b>		
Dureza	44	50
Resistência à tração	65 (Kg/cm <sup>2</sup> )	980 (PSI)
Alongamento (%)	120	--
Retração (%)	0.2	--
Índice de refração	1.406	1.41
<b>Elétricas</b>		
Força dielétrica (V/mm)	19700	540
Constante dielétrica até 100Hz	2.7	2.7
Fator de dissipação até 100Hz	0.0006	<0.001
Volume de resistividade	1.8x10 <sup>15</sup>	2.9x10 <sup>14</sup>
<b>Térmicas</b>		
Faixa de temperatura útil (°C)	-60 até 204	-45 até 200
Condutividade térmica	0.00045 (g.cal/s.cm <sup>2</sup> (°C/cm))	0.2 (W/m K)
Coefficiente de expansão	2.7x10 <sup>-5</sup>	--
Calor específico (cal/g °C)	0.3	--

## 4.2. Ensaio experimental

O ensaio experimental consistiu em submeter os polímeros a ensaios de tração até à ruptura, obtendo-se assim as respetivas curvas de tensão-deformação. A partir destas curvas é possível determinar algumas propriedades mecânicas destes materiais hiper-elásticos, com destaque para o módulo de elasticidade  $E$ . O módulo de elasticidade é uma grandeza proporcional à rigidez do material quando este é submetido a uma tensão externa de tração ou compressão. Basicamente, é a razão entre a tensão aplicada e a deformação sofrida pelo corpo, quando o comportamento é linear, e é dado pela seguinte expressão:

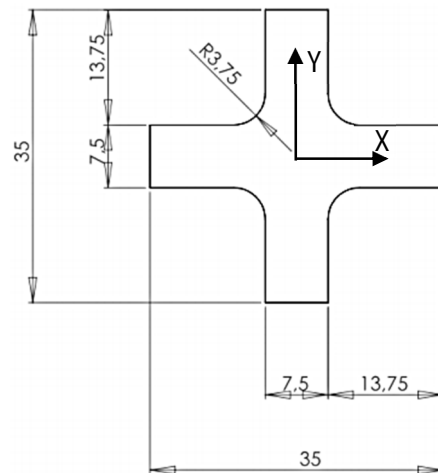
$$E = \frac{\delta}{\varepsilon} \quad (\text{Eq. 4.1})$$

em que  $\delta$  é a tensão aplicada e  $\varepsilon$  a deformação elástica longitudinal do corpo.

Com esse objetivo, foi desenvolvida uma montagem experimental que permitisse realizar os ensaios de tração biaxiais. Neste desenvolvimento considerou-se um conjunto de especificidades, tais como: as baixas cargas envolvidas, as elevadas deformações e o sistema de fixação das amostras.

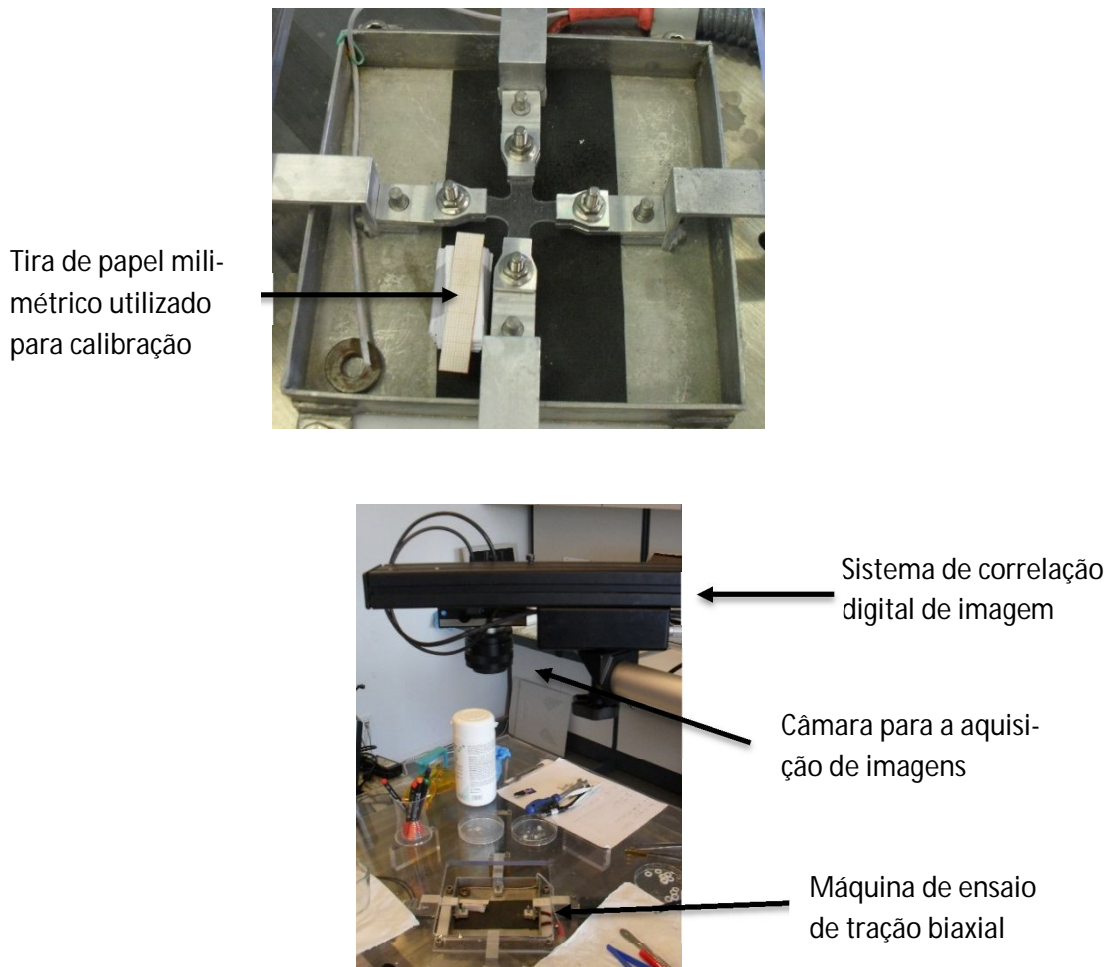
O PDMS inicialmente encontrasse em estado líquido, no entanto, após a adição de um agente de cura este irá solidificar ao longo do tempo. O PDMS foi misturado na proporção de 10:1 com o agente de cura de forma a produzir o polímero. De seguida, o PDMS foi vertido num molde com a geometria que se pretendia, neste caso foi um molde retangular de modo a maximizar a produção do número de provetes. Posteriormente o PDMS foi levado ao forno para curar, a uma temperatura de 80°C durante 1 hora, de forma a acelerar este processo de cura.

A preparação dos provetes envolveu duas fases, a saber: o material foi cortado com as dimensões adequadas, recorrendo-se à utilização de um molde cortante com as dimensões pretendidas (Figura 4.1), para de seguida ser criado um padrão aleatório na superfície do material. Neste último caso, o padrão aleatório foi gerado na superfície do provete.



**Figura 4.1:** Dimensões dos provetes ensaiados.

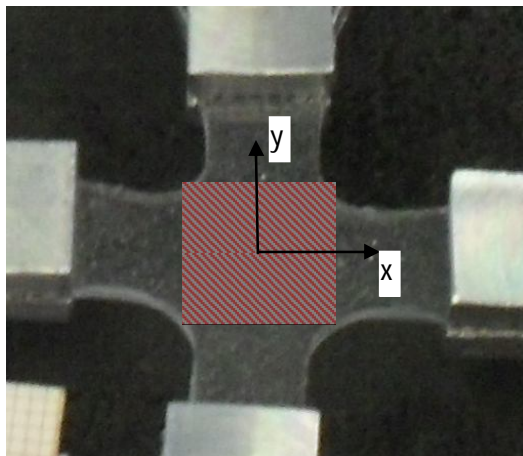
Depois de criado o padrão aleatório, o provete é colocado na máquina de ensaio de tração biaxial, sendo fixa por amarras de forma a não permitir o seu escorregamento. A superfície em que foi criado o padrão aleatório ficou virada para o sistema de CDI (Figura 4.2).



**Figura 4.2:** Montagem ótica para realização do ensaio de tração do PDMS, recorrendo à técnica CDI.

No presente trabalho foi utilizado um sistema de CDI comercial, Aramis®, constituído por duas câmaras CCD com a resolução 1624 x 1236 pixel, um computador dedicado para a aquisição, controlo e processamento das imagens. O sistema Aramis permite a medição do campo deslocamentos e deformações no plano e fora do plano, usando a visão estereoscopia de duas câmaras CCD. Como no caso em análise se pretendeu unicamente medir o campo de deslocamentos no plano, foi usada uma só câmara com a taxa de aquisição de uma imagem por segundo. As imagens adquiridas durante o ensaio de tração foram gravadas no PC e posteriormente processadas utilizando o programa comercial Aramis®, cujo tutorial pode ser visto no anexo B, e o algoritmo foi descrito no Capítulo 3.

A medição do campo de deslocamentos foi realizada na região central do provete (Figura 4.3)



**Figura 4.3:** Representação da área analisada

A calibração da resolução do sistema foi realizada utilizando um padrão de papel milimétrico montado junto à superfície do provete e definindo a distância entre dois pontos. Esta escala servirá de referência para a posteriormente determinar o campo de deslocamentos na superfície do tecido durante o ensaio.

As amostras de PDMS utilizadas nos ensaios de tração têm a geometria representada na Figura 4.1, onde a espessura é muito inferior em relação às restantes dimensões. Na tabela 4.2, estão identificadas as espessuras dos provetes ensaiados.

**Tabela 4.2:** Provetes PDMS ensaiados.

	Espessura [mm]	Nº de Provetes
RTV 615	0.65	5
Sylgard 184	1.80	1
	2.00	2

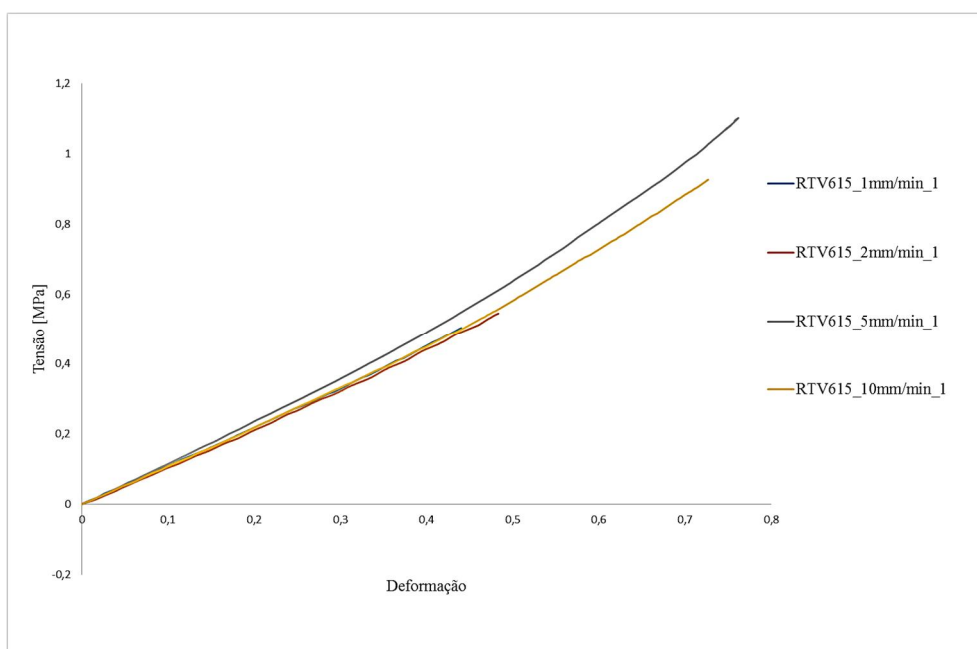
#### 4.2.1. Resultados obtidos para RTV 615

As curvas tensão-deformação obtidas para os 5 provetes RTV 615 e para as respetivas taxas de deformação representadas na tabela 4.3, encontram-se representadas nas Figuras 4.4 e 4.5, respetivamente, para as direções X e Y.

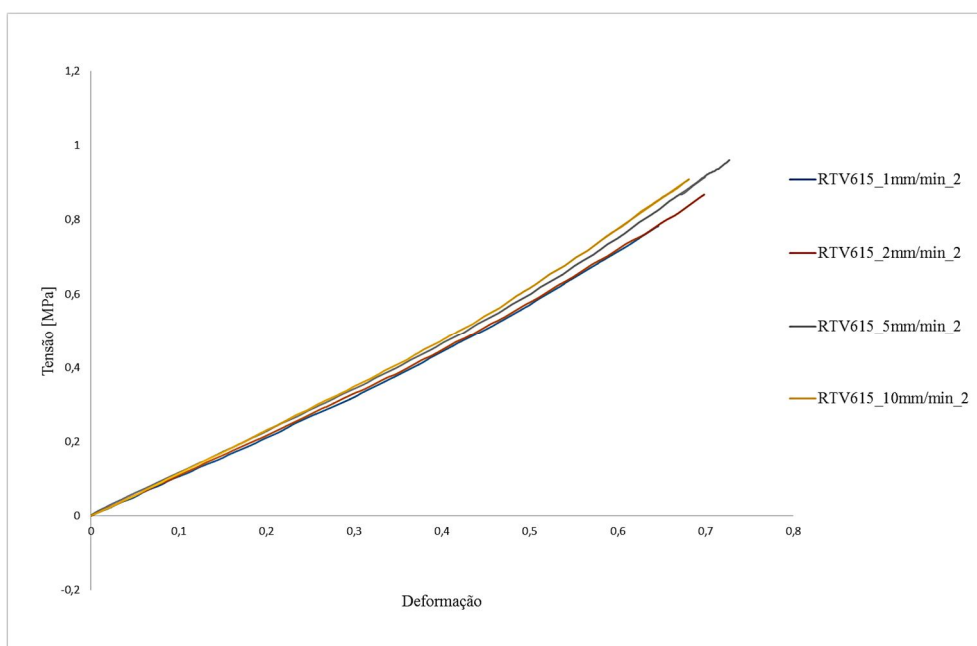
**Tabela 4.3:** Taxa de deformação dos ensaios dos provetes.

Ensaio	Taxa de deformação [mm/min]
1	1
2	2
3	5
4	10

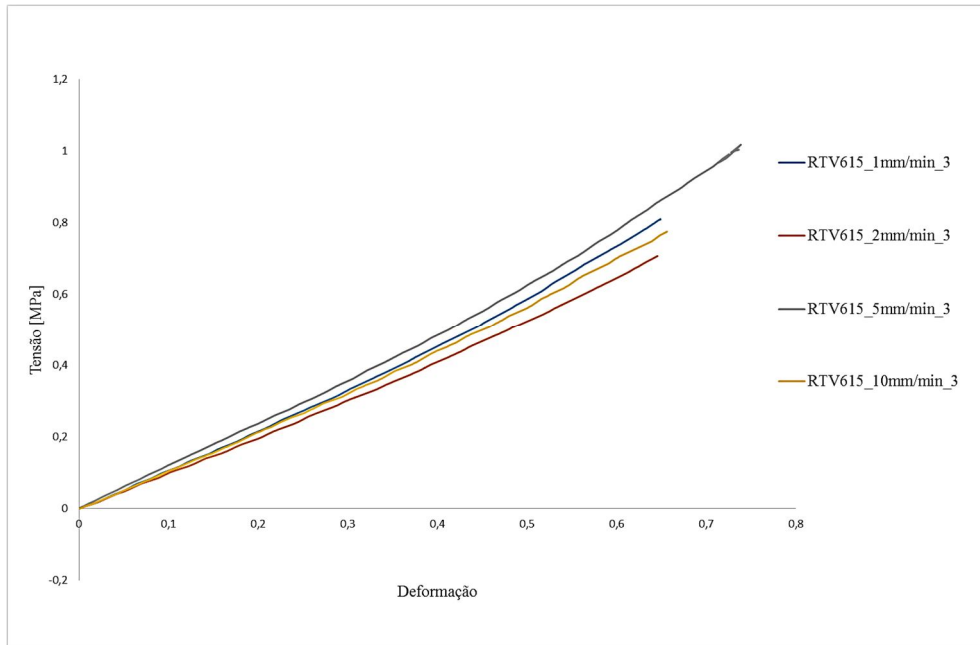
O PDMS RTV 615 têm propriedades hiper-elásticas e, como se pode observar pelas curvas de tensão-deformação, Figuras 4.4 e 4.5, estas apresentam um comportamento muito semelhante com deformações elevadas, o que traz problemas na utilização das técnicas óticas para a medição de campo, podendo ocorrer a descorrelação. No entanto, a CDI, é uma das poucas técnicas óticas que permite a medição de campos de deslocamentos e deformações tão elevados como os que ocorrem com estes materiais.



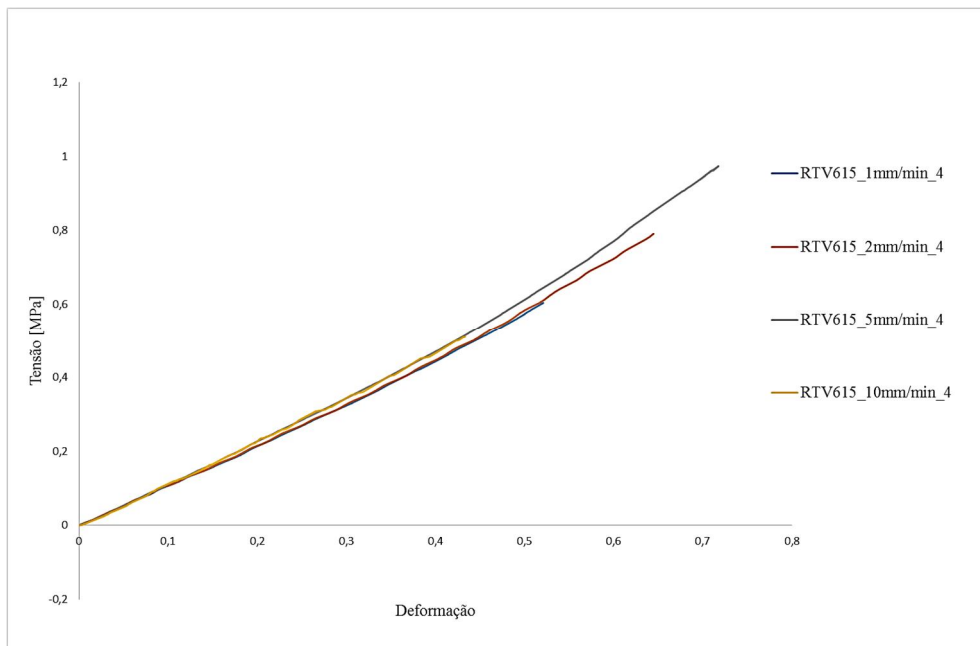
(a)



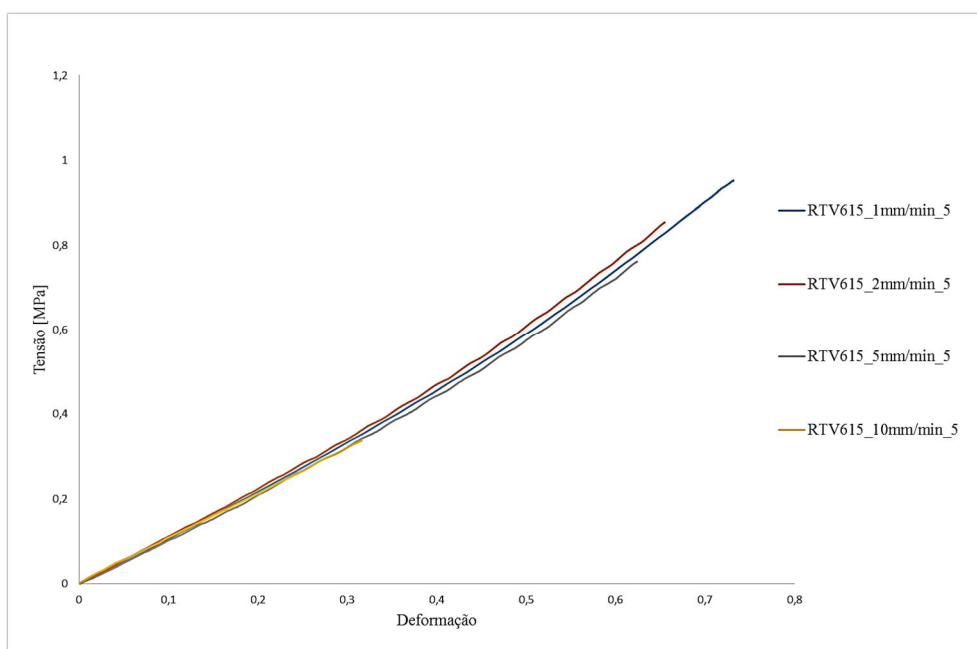
(b)



(c)

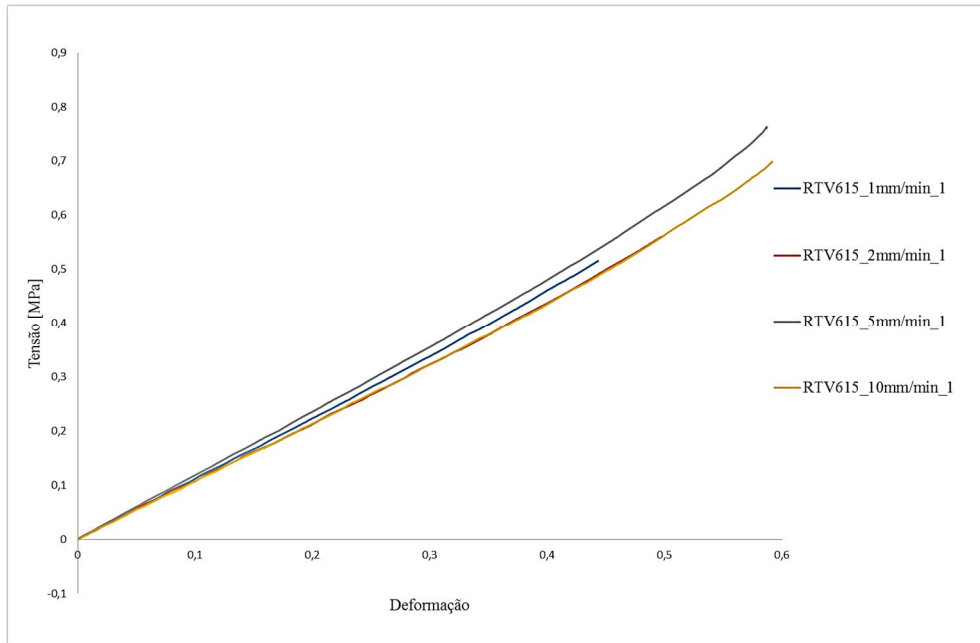


(d)

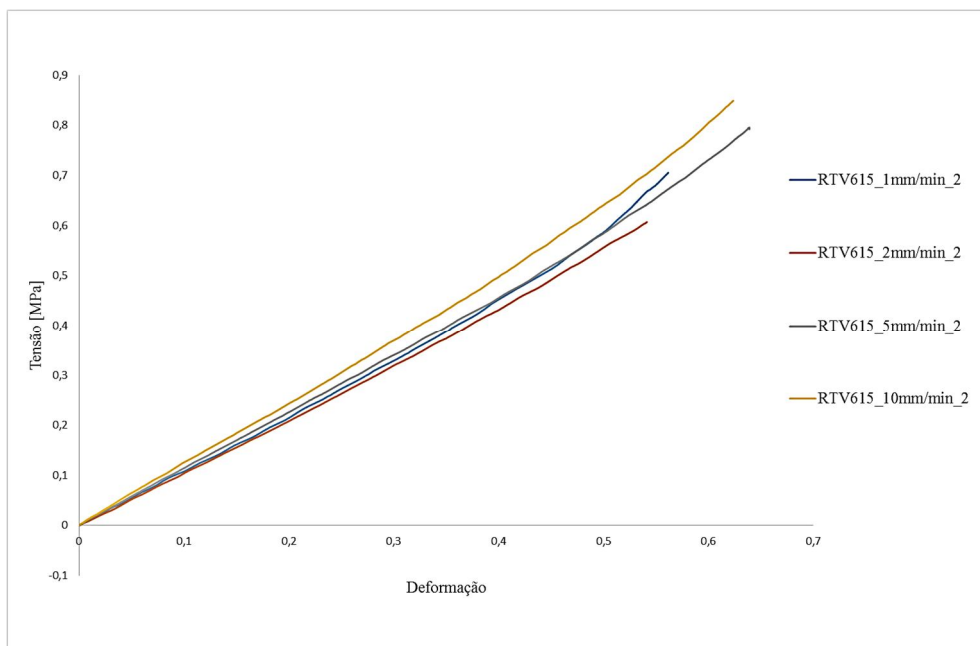


(e)

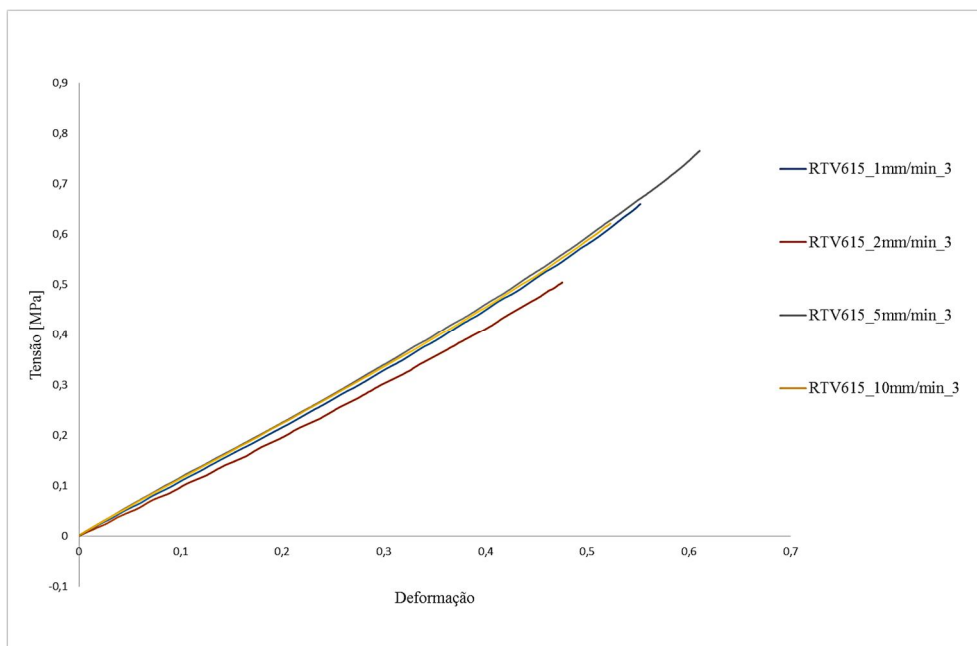
**Figura 4.4:** Curvas tensão-deformação na direção X do material RTV 615: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5.



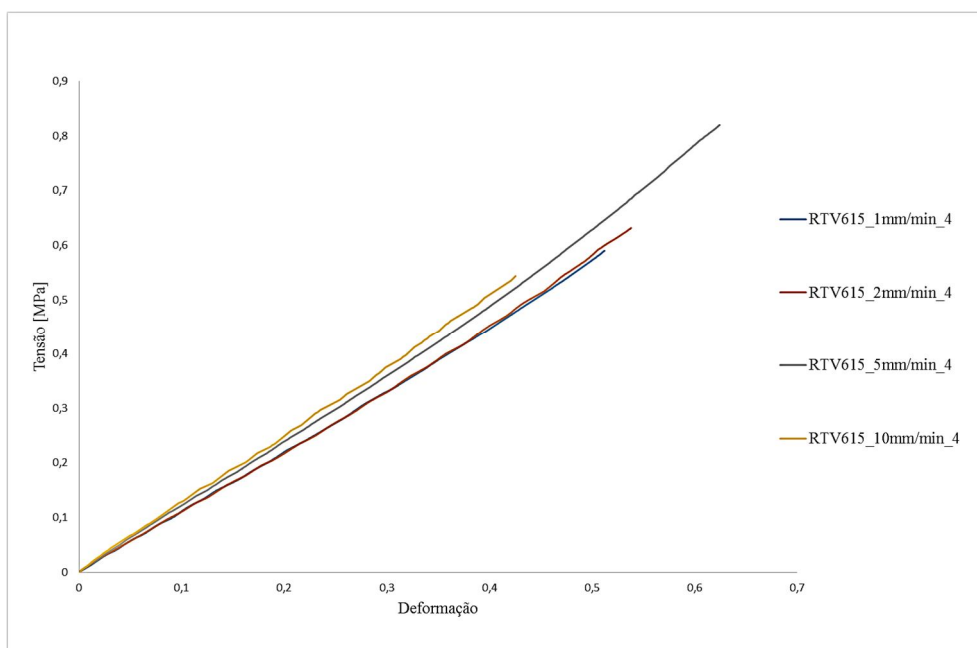
(a)



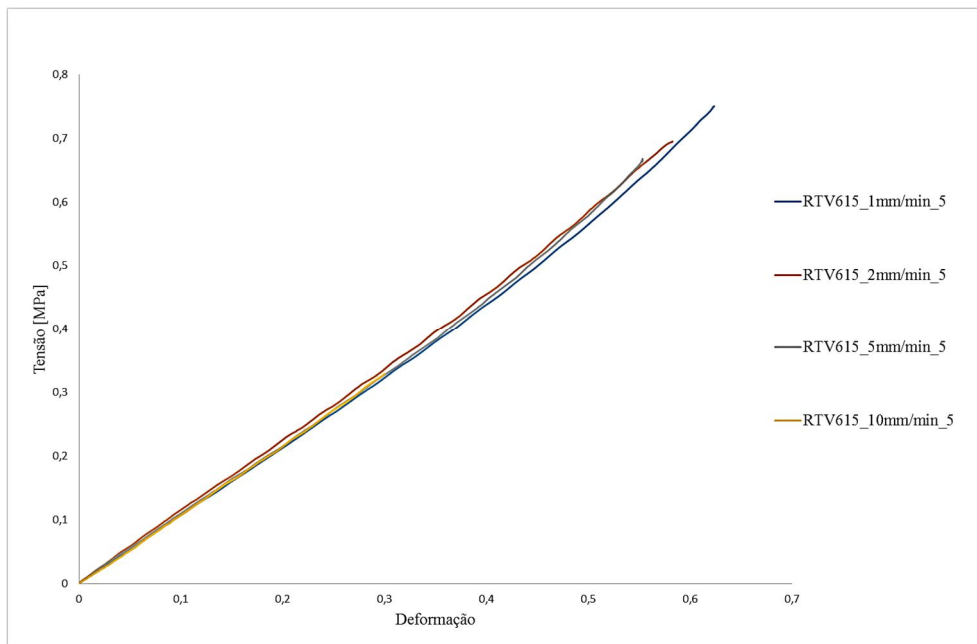
(b)



(c)



(d)

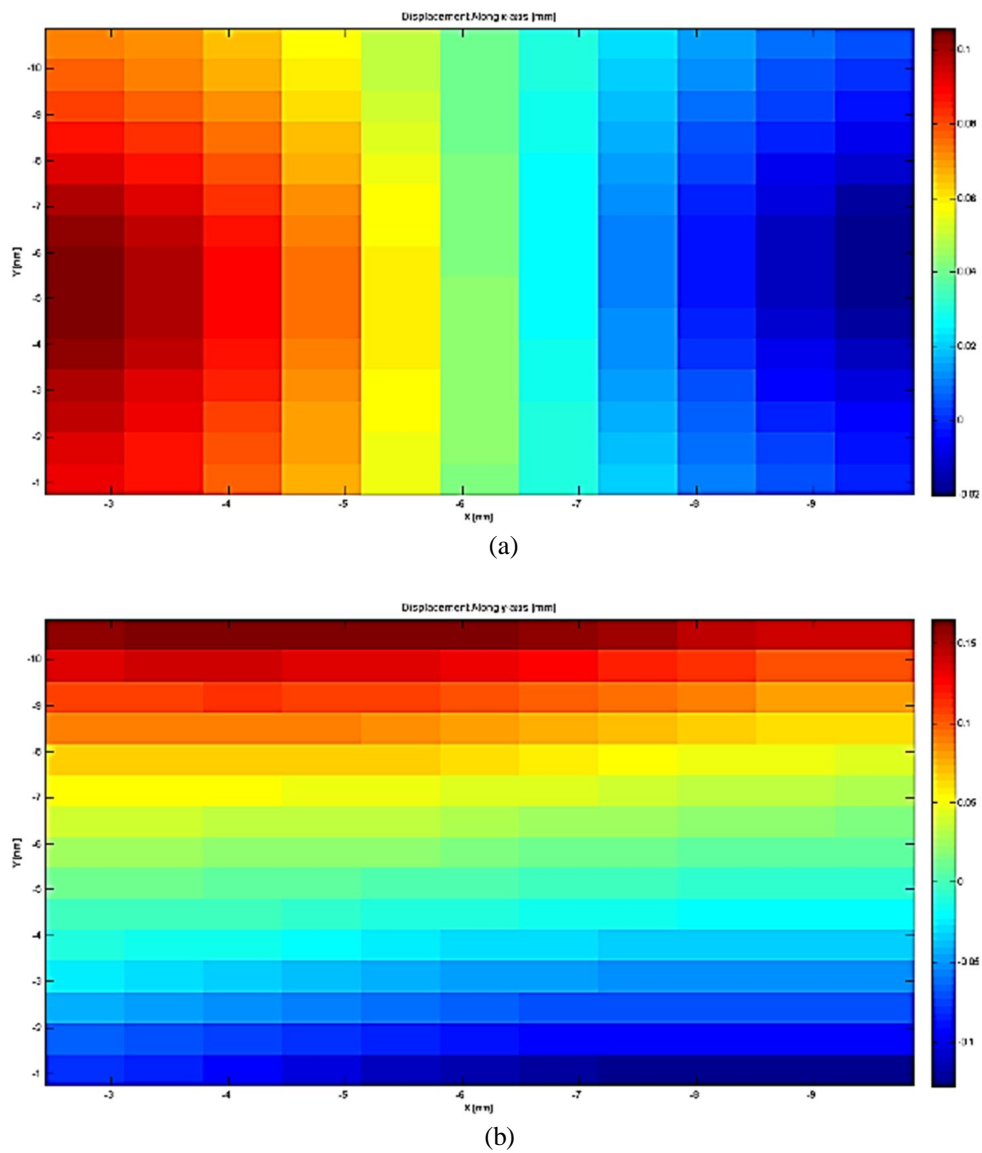


(e)

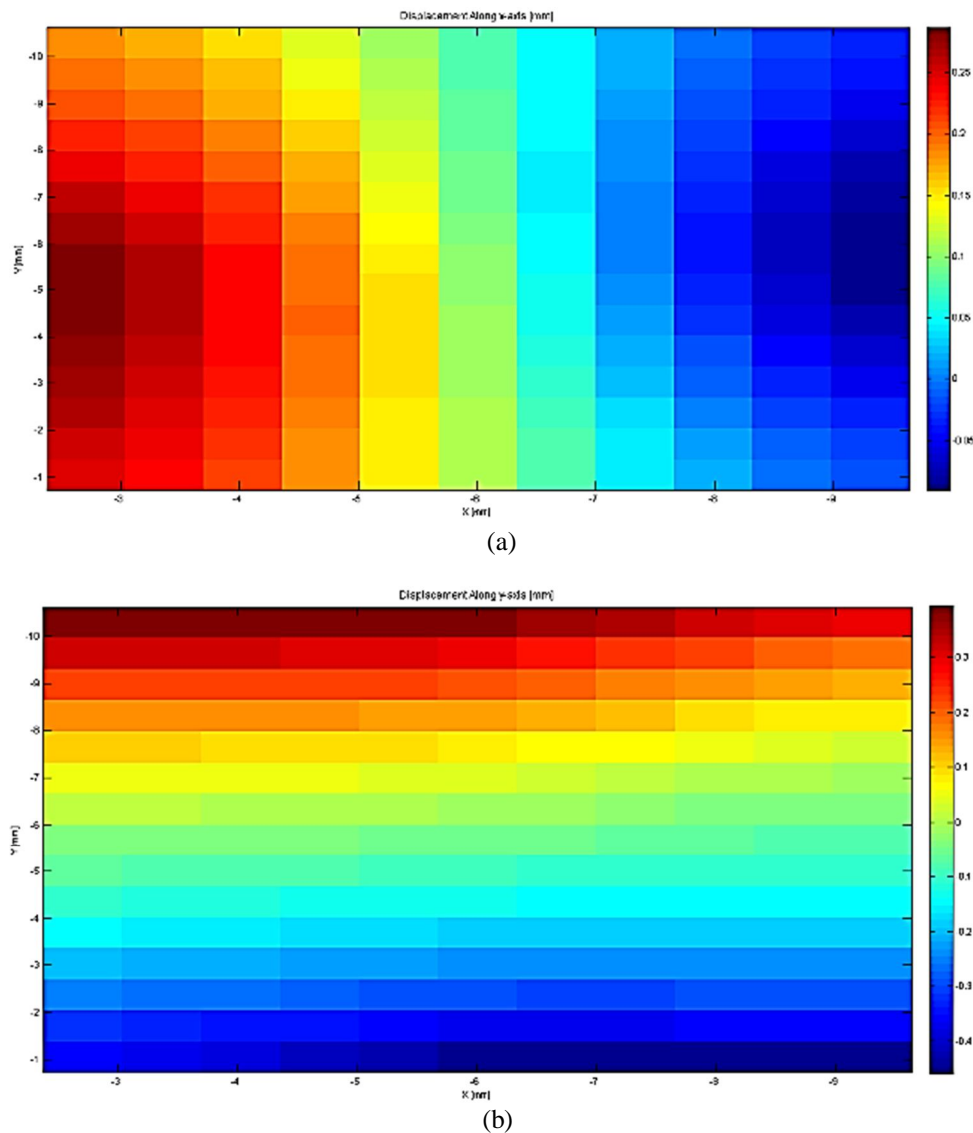
**Figura 4.5:** Curvas tensão-deformação do material RTV 615 na direção Y: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5.

Os respetivos campos de deslocamentos na direção X e Y medidos com a técnica CDI e para a taxa de deformação mínima do provete 1 e máxima do provete 5 estão representados nas Figuras 4.6 e 4.7, sendo que os restantes casos dos provetes ensaiados e respetivas taxas de deformação são apresentados no anexo A.

Refira-se que apesar destes corresponderem a diferentes instantes de deformação, a distribuição espacial do campo de deslocamentos é muito semelhante. Este resultado prova que a técnica CDI é adequada para a medição do deslocamento em materiais hiper-elásticos e evidencia que o comportamento do material é independente da taxa de deformação aplicada



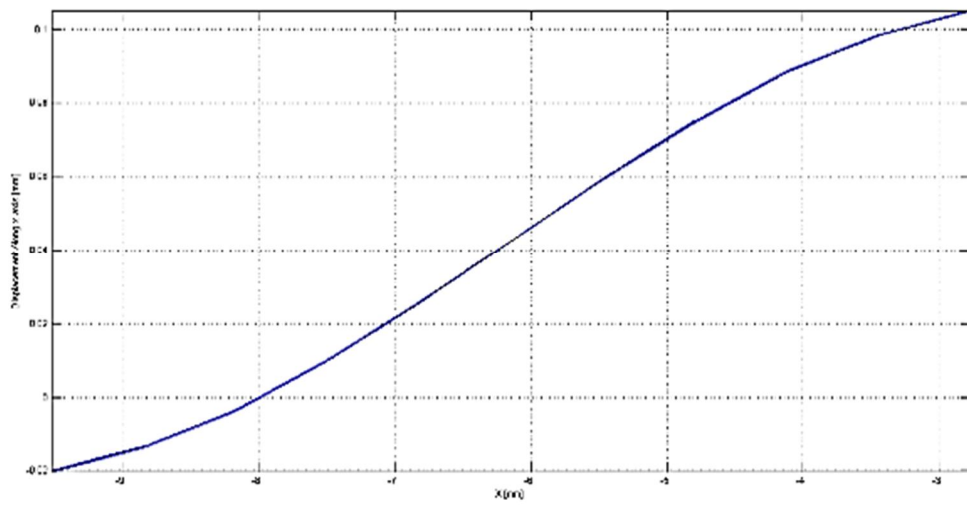
**Figura 4.6:** Campo de deslocamento do provete 1 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 1mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



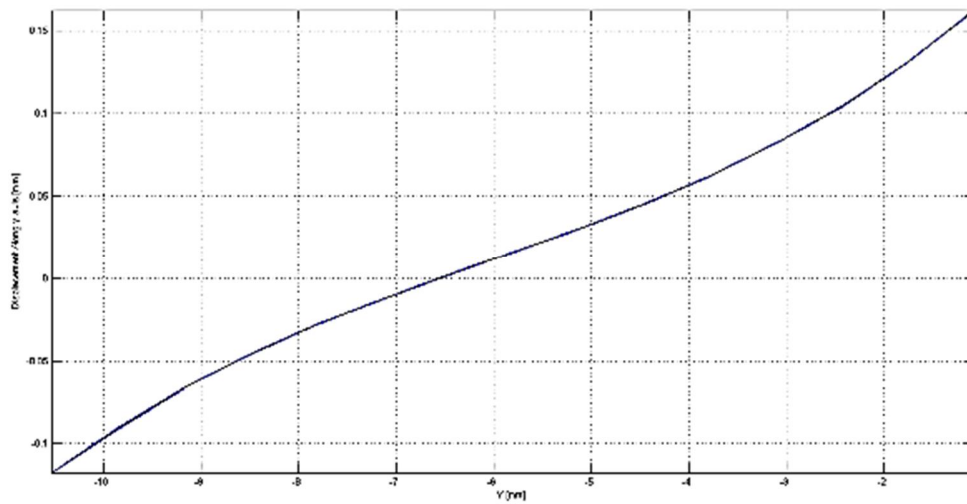
**Figura 4.7:** Campo de deslocamento do provete 5 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 10mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.

Como referido, a distribuição do campo de deslocamentos apresentados anteriormente referem-se à área central do provete, onde a evolução deste campo é aproximadamente linear, conforme se pode comprovar pelo perfil nas direções X e Y, das Figuras 4.8 e 4.9, sendo que os casos são apresentados no Anexo A.

A análise da evolução do perfil da distribuição deslocamentos ao longo das direções X e Y, revela que estes apresentam uma variação próxima da linear.

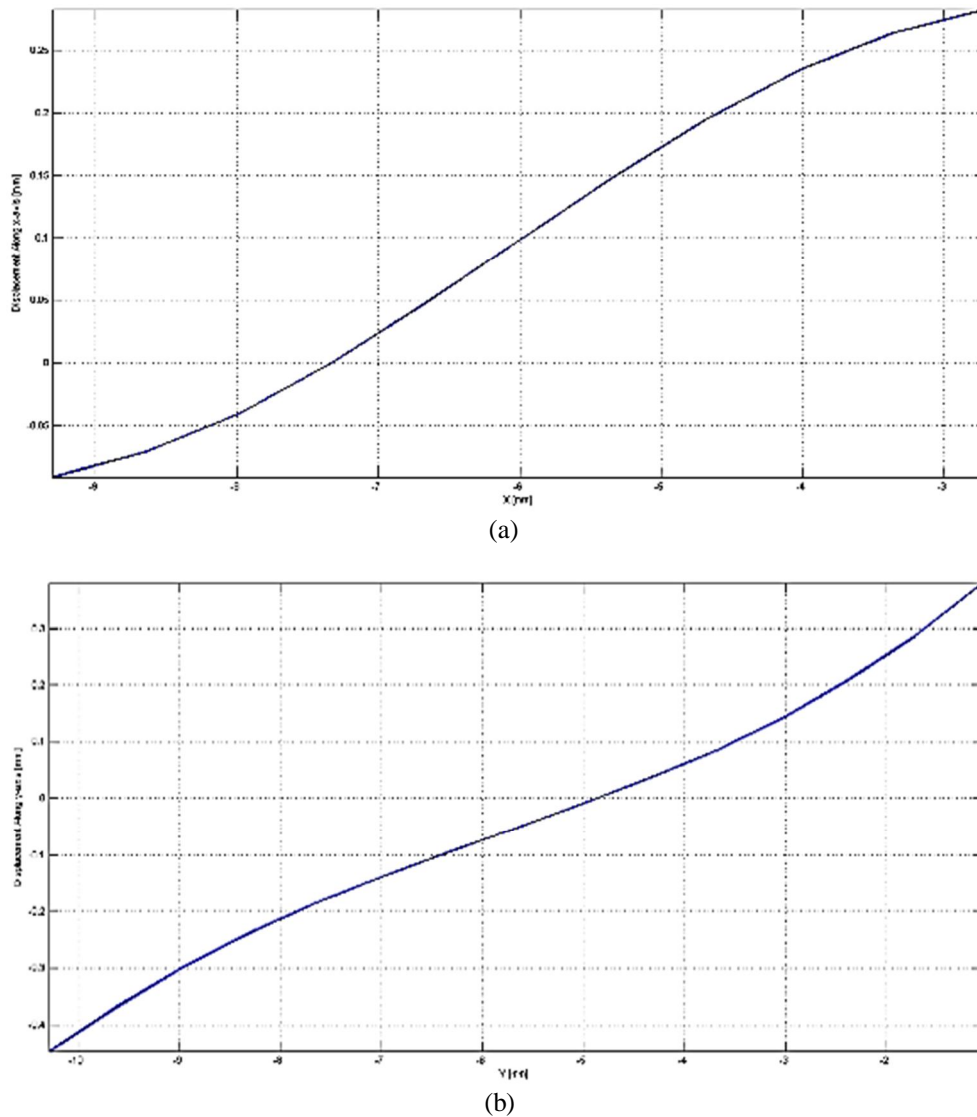


(a)



(b)

**Figura 4.8:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 1 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 1mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

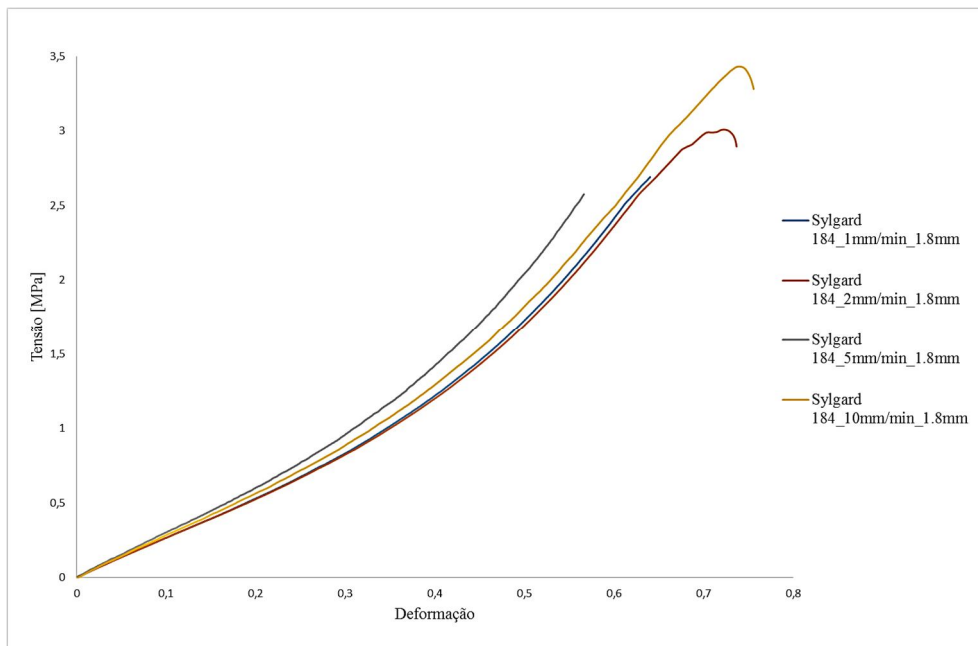


**Figura 4.9:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 5 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 10mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

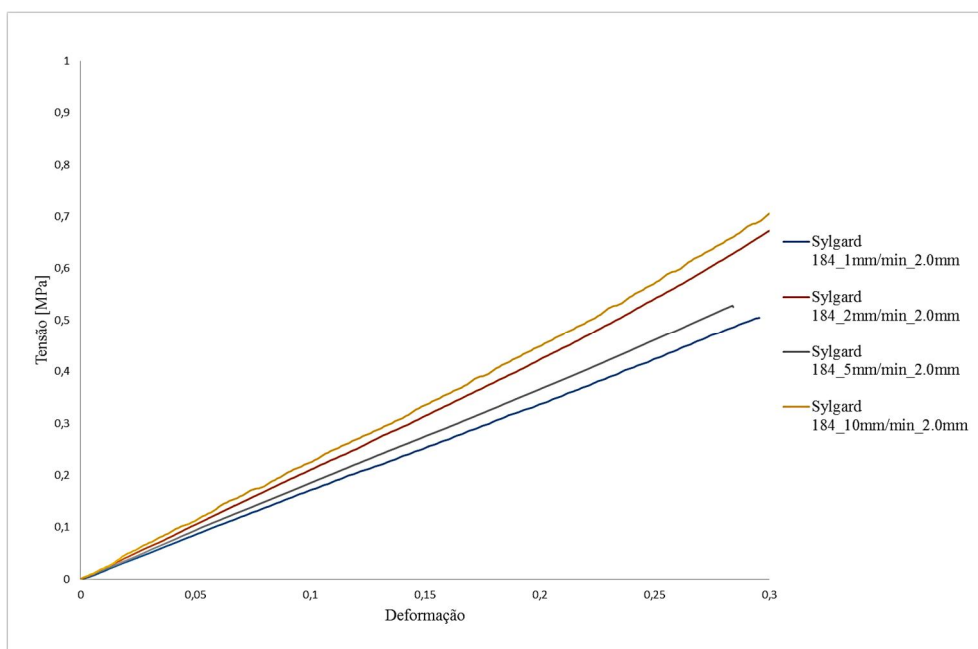
#### 4.2.2. Resultados Sylgard 184

A semelhança do estudo anterior foram realizados 4 ensaios às taxas de deformação de 1,2,5 e 10 mm/min nos provetes com espessuras de 1.8 mm e 2mm. As curvas tensão-deformação obtidas através dos ensaios realizados para o PDMS Sylgard 184 encontram-se representadas nas Figuras 4.10 e 4.11.

À semelhança do material analisado no estudo anterior, o Sylgard 184 também apresenta um comportamento típico dos materiais hiper-elásticos, com elevadas deformações.

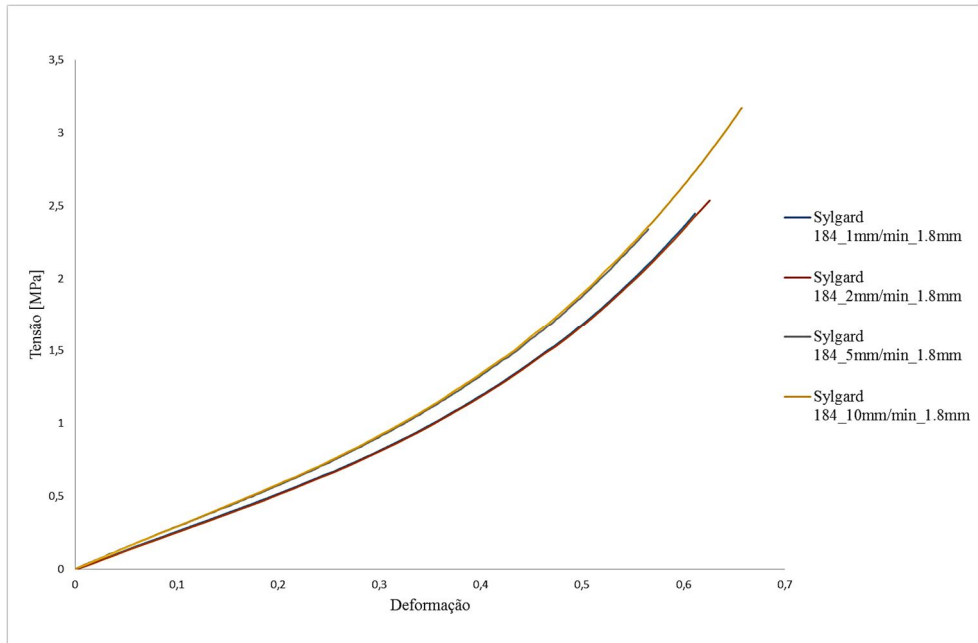


(a)

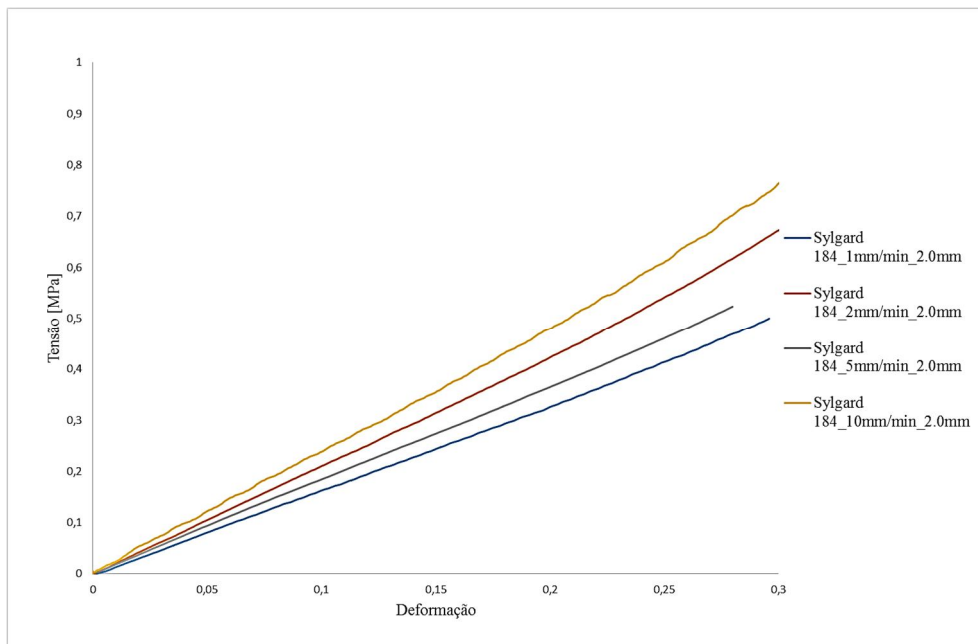


(b)

**Figura 4.10:** Curvas tensão-deformação do material Sylgard 184 na direção X: (a) provete 1; (b) provete 2.



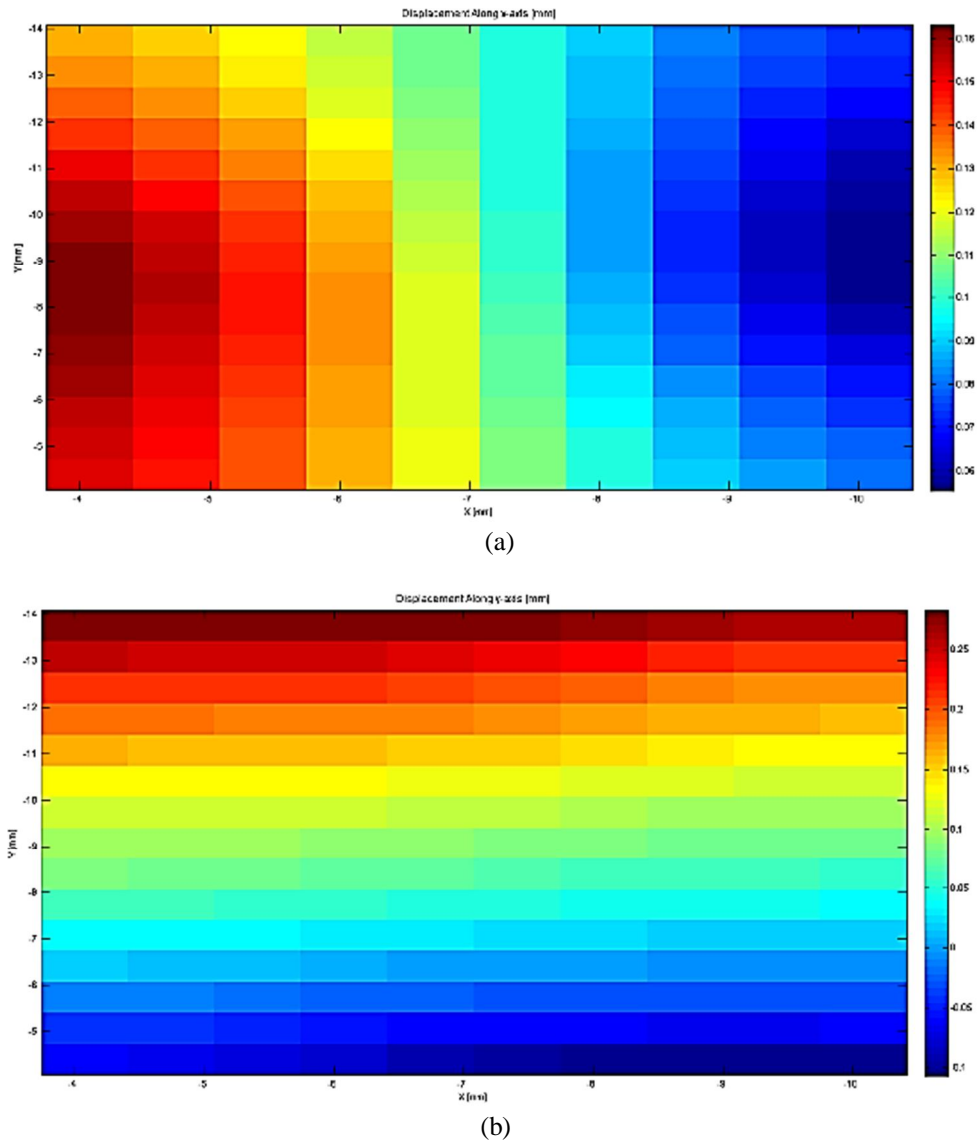
(a)



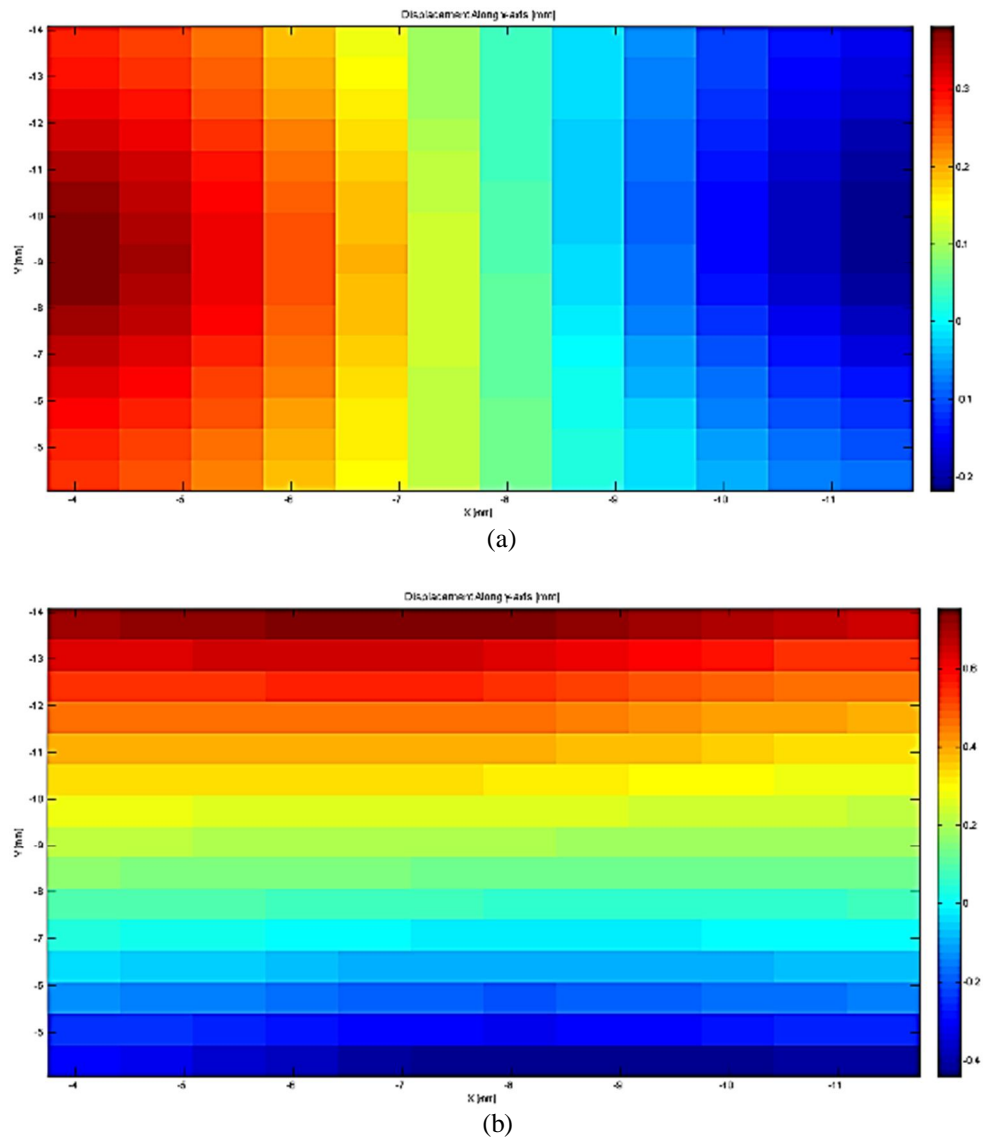
(b)

**Figura 4.11:** Curvas tensão-deformação do material Sylgard 184 na direção Y: (a) provete 1; (b) provete 2.

Relativamente ao campo de deslocamentos medido nas duas direções com a técnica CDI, Figuras 4.12 e 4.13, sendo que para os restantes casos o respetivo campo de deslocamentos é apresentado no anexo A, verifica-se que a sua distribuição é muito semelhante ao material analisado anteriormente.

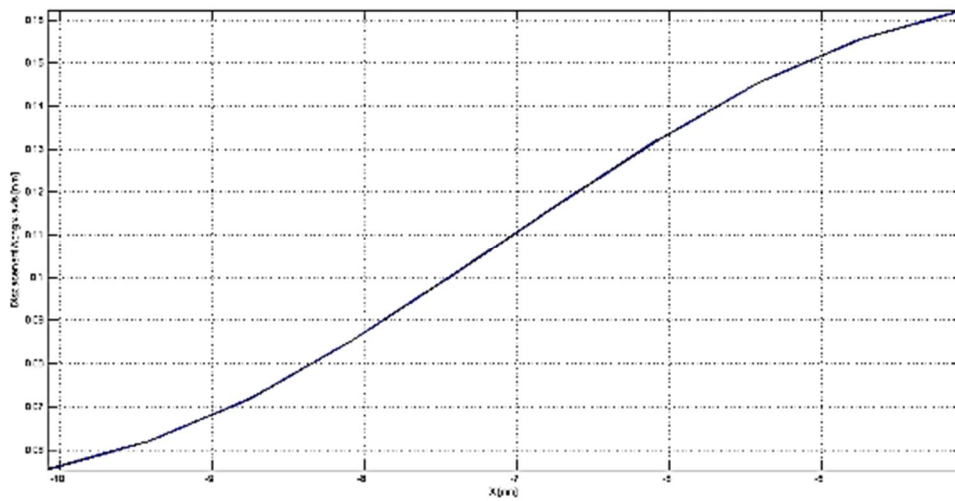


**Figura 4.12:** Campo de deslocamento medido no provete 1 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 1mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.

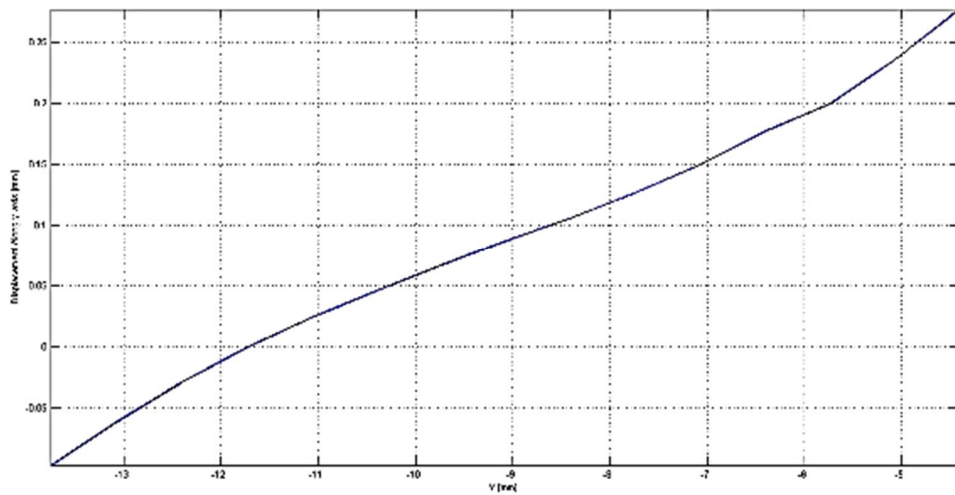


**Figura 4.13:** Campo de deslocamento medido no provete 2 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 10mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.

Quanto ao perfil dos deslocamentos as direções X e Y, verifica-se a existência de uma variação aproximadamente linear, tal como se pode comprovar pelos resultados apresentados nas Figuras 4.14 e 4.15 e no Anexo A.

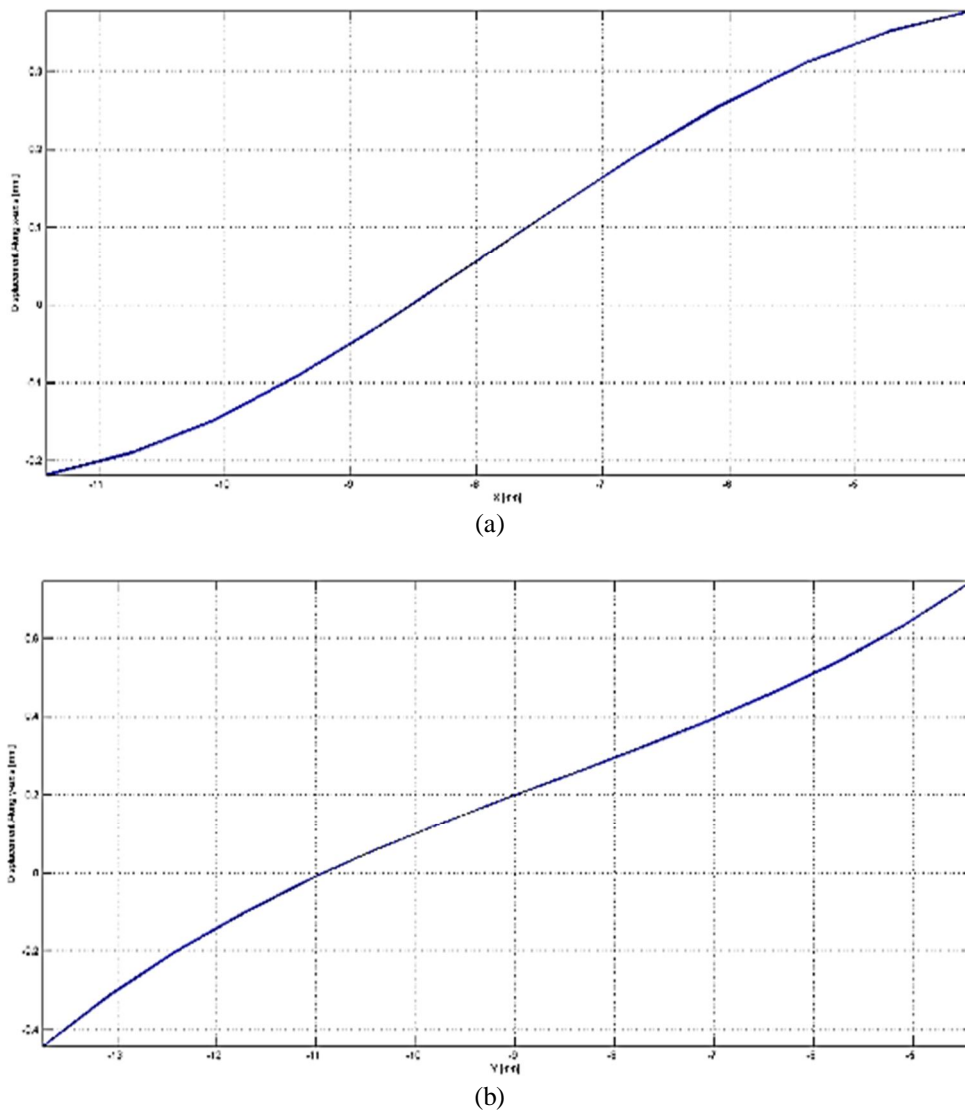


(a)



(b)

**Figura 4.14:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 1 do material Sylgard 184 para uma taxa de deformação de 1 mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.



**Figura 4.15:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 2 do material Sylgard 184 para uma taxa de deformação de 10mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

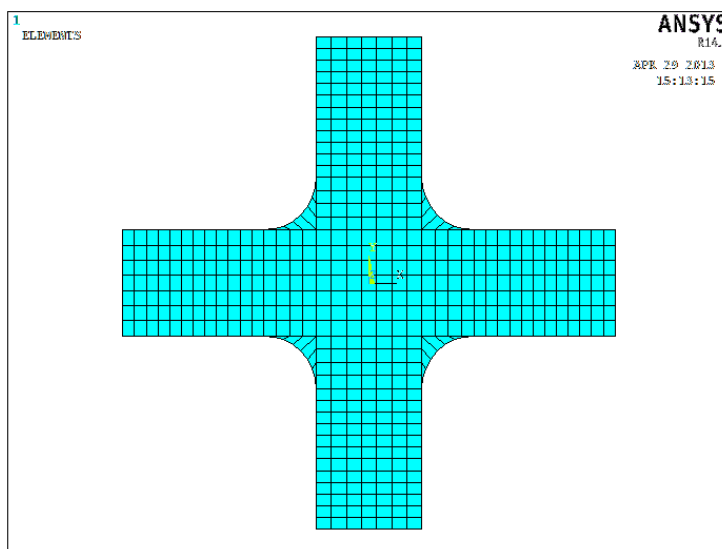
### 4.3. Análise por elementos finitos

A simulação numérica foi implementada com recurso ao método dos elementos finitos (MEF), tendo sido utilizado o programa comercial Ansys®.

Para efetuar a simulação numérica foi necessária criar um modelo com geometria e dimensões idênticos às amostras utilizadas no ensaio experimental e discretizar a região numa malha de elementos finitos. As condições de carregamento e cinemáticas foram idênticas às usadas no ensaio experimental. Considerou-se um comportamento não linear

hiper-elástico, tendo sido utilizados os modelos de comportamento Mooney-Rivlin, Yeoh e Ogden, por serem os recomendados na literatura para os materiais PDMS.

Para a determinação das constantes do material utilizou-se a curva experimental do ensaio de tração. Foi gerada uma malha com 4 nós, sendo este elemento denominado como PLANE182. A malha usada na discretização dos modelos está representada na figura 4.16.



**Figura 4.16:** Malha de elementos finitos utilizada.

No que diz respeito às condições de fronteira do modelo, aplicou-se um deslocamento positivo e uniforme aplicado em todos os nós do bordo superior e do lado direito do modelo, sendo que no bordo inferior e esquerdo foi aplicado um deslocamento de valores negativos.

No sentido de validar o modelo de elementos finitos foram realizadas simulações com diferentes valores de deslocamento aplicado e que se apresentam na tabela 4.4.

**Tabela 4.4:** Deslocamentos utilizados nas simulações numéricas.

	1 mm/min	2mm/min	5mm/min	10mm/min
RTV 615	1.03 mm	1.50 mm	1.41 mm	3.32 mm
Sylgard 184	1.03 mm	1.50 mm	1.41 mm	3.32 mm

### 4.3.1. Resultados RTV 615

Os modelos numéricos foram implementados usando o método dos elementos finitos, sendo utilizados os modelos constitutivos do material hiper-elástico Mooney-Rivlin, Ogden e Yeoh testados na simulação. As curvas dos modelos constitutivos do material são determinadas através do seu ajuste à curva tensão-deformação experimental, por minimização o erro relativo ou absoluto da diferença entre as duas curvas. O grau do modelo constitutivo poderá ser escolhido em função da complexidade da curva experimental. Na tabela 4.5 apresenta-se um resumo dos modelos com menor erro médio relativo.

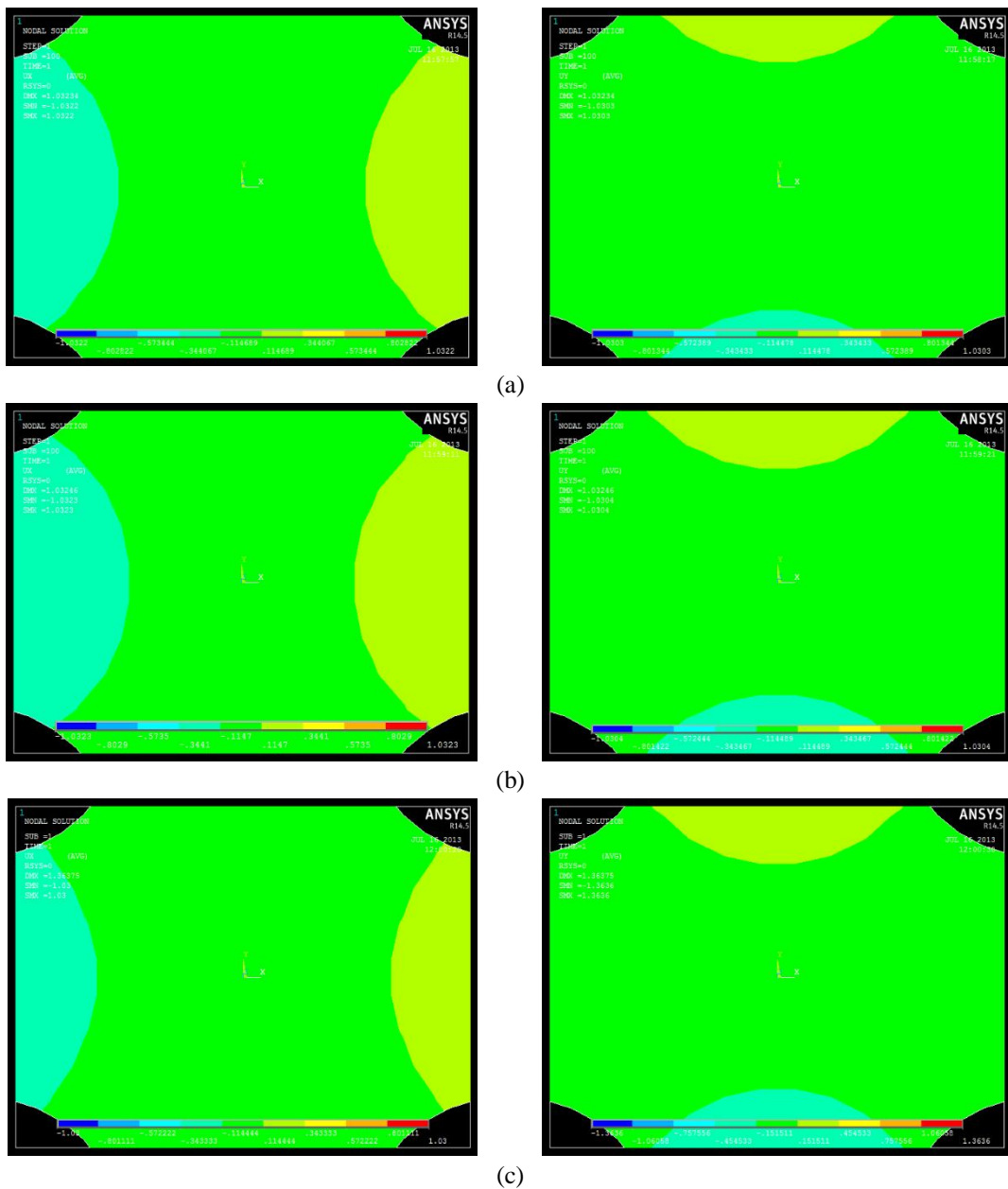
**Tabela 4.5:** Modelos constitutivos do RTV 615 com menor erro médio.

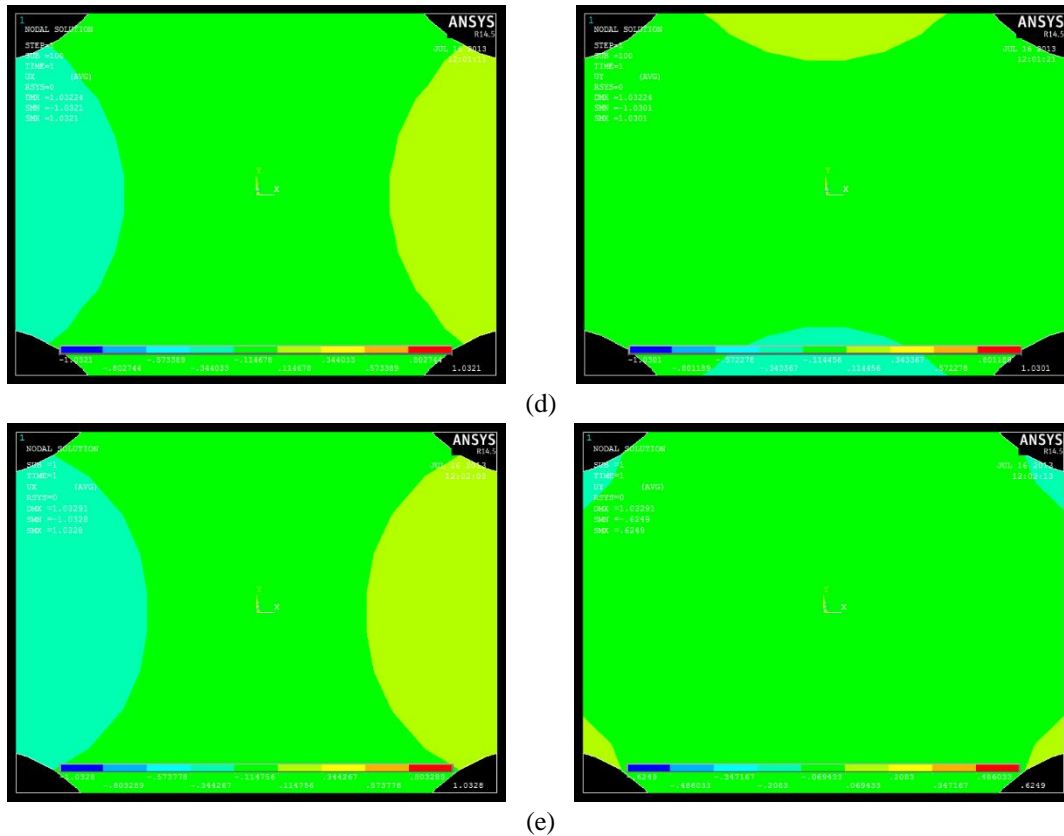
	1mm/min	2mm/min	5mm/min	10mm/min
Provete 1	Mooney-Rivlin 3 <b>(9.29%)</b>	Mooney-Rivlin 2 <b>(17.28%)</b>	Ogden 2 <b>(5.20%)</b>	Yeoh 1 <b>(9.07%)</b>
Provete 2	Yeoh 3 <b>(21.93%)</b>	Ogden 1 <b>(6.10%)</b>	Mooney-Rivlin 2 <b>(16.85%)</b>	Yeoh 1 <b>(9.19%)</b>
Provete 3	Mooney-Rivlin 3 <b>(41.98%)</b>	Ogden 3 <b>(4.46%)</b>	Mooney-Rivlin 5 <b>(15.64%)</b>	Mooney-Rivlin 2 <b>(34.86%)</b>
Provete 4	Mooney-Rivlin 3 <b>(19.52%)</b>	Ogden 2 <b>(6.76%)</b>	Mooney-Rivlin 3 <b>(18.20%)</b>	Ogden 1 <b>(17.34%)</b>
Provete 5	Mooney-Rivlin 5 <b>(54.5%)</b>	Ogden 1 <b>(5.07%)</b>	Mooney-Rivlin 3 <b>(42.60%)</b>	Mooney-Rivlin 2 <b>(61.73%)</b>

A partir da análise do erro relativo médio, foi possível definir qual dos modelos melhor caracteriza o comportamento hiper-elástico dos provetes ensaiados. Neste caso, verificou-se que o modelo de Mooney-Rivlin é o que descreve globalmente o comportamento do material para uma velocidade de 1mm/min e 5mm/min, enquanto os modelos de Ogden

e Yeoh apresentam melhor comportamento para uma velocidade de 2mm/min e de 10mm/min, respetivamente. É de referir que os resultados são apenas baseados na curva tensão-deformação medida nos pontos de fixação do provete e não na sua região central.

O campo de deslocamentos na região central do primeiro provete e para uma taxa de deformação de 1 mm/min estão representados na Figura 4.17, sendo que para os restantes casos o respetivo campo de deslocamentos é apresentado no anexo A. Estes apresentam para uma mesma direção uma distribuição do campo de deslocamentos muito semelhante, variando apenas a sua amplitude.





**Figura 4.17:** Campo de deslocamentos obtidos por simulação numérica do material RTV 615 à taxa de 1mm/min nas direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5.

É de referir que a variação de amplitude é linear nas duas direções campo de deslocamento

#### 4.3.2. Resultados Sylgard 184

À semelhança do estudo anterior procedeu-se à determinação das curvas dos modelos constitutivos do material, necessária à simulação numérica pelo método dos elementos finitos. Assim, através do ajuste às curvas tensão-deformação experimentais foi possível determinar os modelos constitutivos que melhor reproduzem o comportamento do material, apresentando-se na tabela 4.6 um resumo dos modelos com menor erro relativo médio.

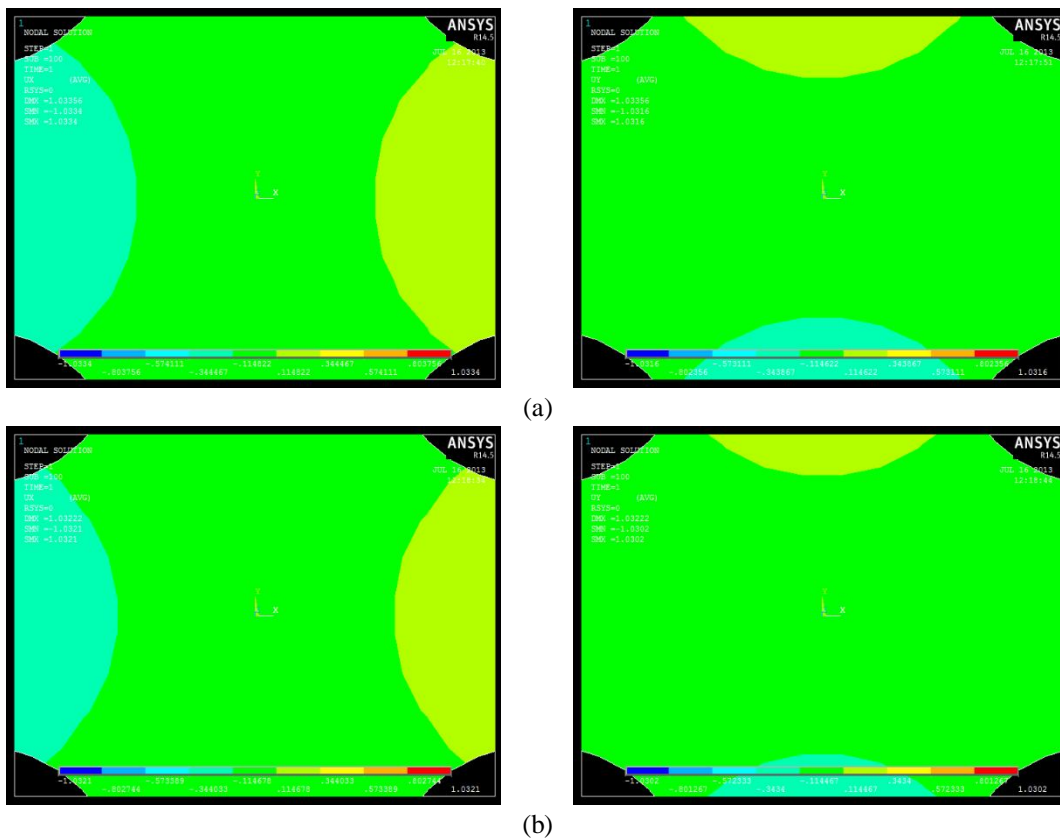
**Tabela 4.6:** Modelos constitutivos do Sylgard 184 com menor erro relativo médio.

	1mm/min	2mm/min	5mm/min	10mm/min
Ensaio 1	Yeoh 2 <b>(11.16%)</b>	Ogden 2 <b>(10.49%)</b>	Yeoh 3 <b>(9.48%)</b>	Yeoh 2 <b>(6.03%)</b>
Ensaio 2	Mooney-Rivlin 3 <b>(28.11%)</b>	Mooney-Rivlin 2 <b>(24.70%)</b>	Ogden 3 <b>(8.76%)</b>	Yeoh 2 <b>(10.08%)</b>

A análise da tabela revela que o modelo de Yeoh é mais adequado para velocidades de 1mm/min e 10mm/min, enquanto o modelo de Ogden traduz melhor o comportamento dos provetes velocidades de 2mm/min e 5mm/min.

Os campos de deslocamentos na região central do provete 1 e para as direções X e Y estão representados na Figura 4.18, sendo que os restantes estão representados no Anexo A.

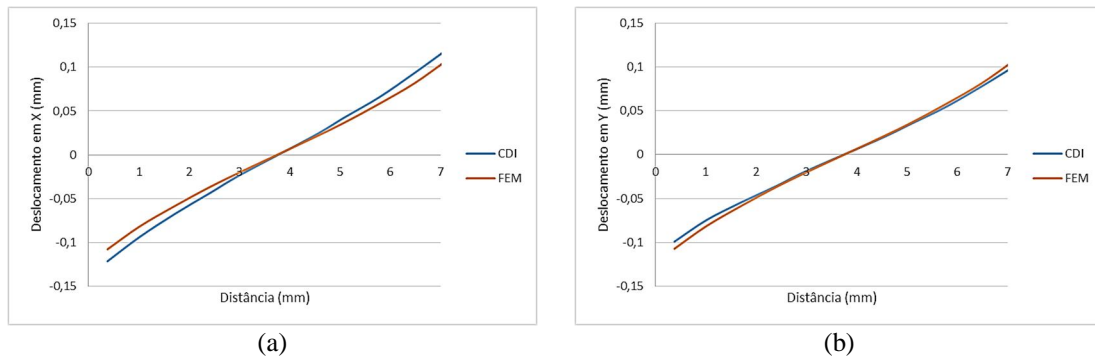
A análise comparativa revela que uma correlação próximo do linear o campo de deslocamento nas direções X e Y nos ensaios.



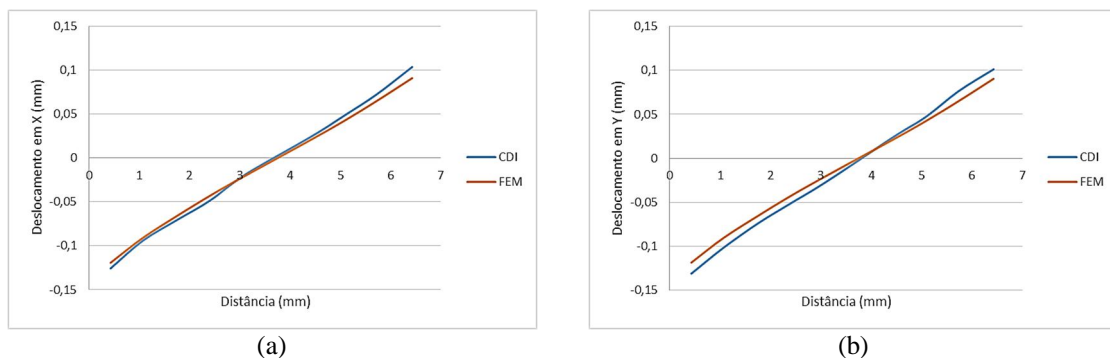
**Figura 4.18:** Campo de deslocamentos obtidos por simulação numérica do material Sylgard 184 à taxa de 1mm/min nas direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2.

#### 4.4. Análise comparativa do campo de deslocamentos

No sentido de validar a implementação do modelo numérico é feita uma comparação do perfil de deslocamento ao longo das bissetrizes do provete e para a região central, entre o campo medido por via experimental e o obtido por simulação numérica. Nas Figuras 4.19 e 4.20 apresentam-se os perfis do campo de deslocamentos nas direções X e Y do primeiro provete e a uma taxa de deformação de 1 [mm/min], respetivamente para os materiais RTV 615 e Sylgard 184. No anexo A são apresentados os perfis dos deslocamentos para os restantes provetes e para as diferentes taxas de deformação analisadas.



**Figura 4.19:** Perfil do campo de deslocamentos experimental por via CDI e numérico por via do MEF do material RTV615 à taxa de deformação 1mm/min para as direções X e Y.



**Figura 4.20:** Perfil do campo de deslocamentos experimental, por via CDI, e numérico, por via do MEF, do material Sylgard à taxa de deformação 1mm/min para as direções X e Y.

A análise dos perfis dos deslocamentos revela que globalmente existe uma diferença dos valores na região mais próxima das amarras. Esta diferença poderá ser justificada pelos desvios nos modelos constitutivos hiper-elásticos implementados no Ansys.

De forma a tornar mais simples a análise comparativa foi criada a tabela 4.7, na qual se apresenta o erro médio da diferença dos perfis de deslocamento nas duas direções analisadas.

Apesar de existir esta diferença entre os valores de deslocamento experimentais e numéricos, pode-se constatar que o erro relativo médio é aceitável para este tipo de materiais, tal como se pode observar pelos valores apresentados nas tabelas 4.7.

**Tabela 4.7:** Erro relativo médio no perfil do campo de deslocamentos para os materiais ensaiados.

	1mm/mim	2mm/mim	5mm/mim	10mm/mim
RTV 615	29.44%	7.93%	19.7%	26.44%
Sylgard 184	19.64%	17.6%	9.12%	8.06%

A média dos erros obtidos por o Sylgard 184 foi menor em todas as taxas de deformação, com a exceção da velocidade de 2mm/min. A análise comparativa dos erros médios dos modelos constitutivos das tabelas 4.4 e 4.5 e o erro médio do campo de deslocamento da tabela 4.7, revela que existe uma relação direta entre o erro no ajuste do modelo constitutivo à curva tensão-deformação experimental e o erro obtido no campo de deslocamentos. Este resultado evidencia que a representatividade do modelo numérico é fortemente dependente do modelo constitutivo do material e da sua capacidade em reproduzir a curva tensão-deformação experimental. Refira-se que as curvas experimentais são obtidas com base em medições das amarras e representam o comportamento global do material. Este fato poderá igualmente explicar alguns dos desvios observados no perfil do campo de deslocamentos.

## Capítulo 5

### 5. Ensaio com Tecido Biológico

#### 5.1. Estudo do comportamento mecânico da bexiga

A bexiga é constituída essencialmente por células musculares lisas e por uma matriz extracelular. A matriz extracelular é composta por duas proteínas, o colagénio e as fibras elásticas (elastina) [64, 65, 66].

Hoje em dia têm sido realizados estudos no sentido de demonstrar que a elasticidade da bexiga é inerente nas fibras elásticas, ou seja, a sua capacidade de manter baixas pressões função da componente elástica da parede [64, 67].

Com o esvaziamento da bexiga a pressão interior desta passa a ser aproximadamente zero, no entanto, à medida que começa a encher a pressão vai aumentado. Esta pressão constante é causada pela própria parede da bexiga [64, 65].

A parede da bexiga é constituída por fibras, principalmente proteínas da matriz extracelular como é o caso da elastina e do colagénio, especialmente quando esta se encontra cheia [64, 65, 66].

##### 5.1.1. Ensaio experimental

Foi realizado um ensaio experimental de tração até à rotura utilizando-se tecido de bexiga suína com uma espessura de 3mm de forma a se obter as respetivas curvas de tensão-deformação.

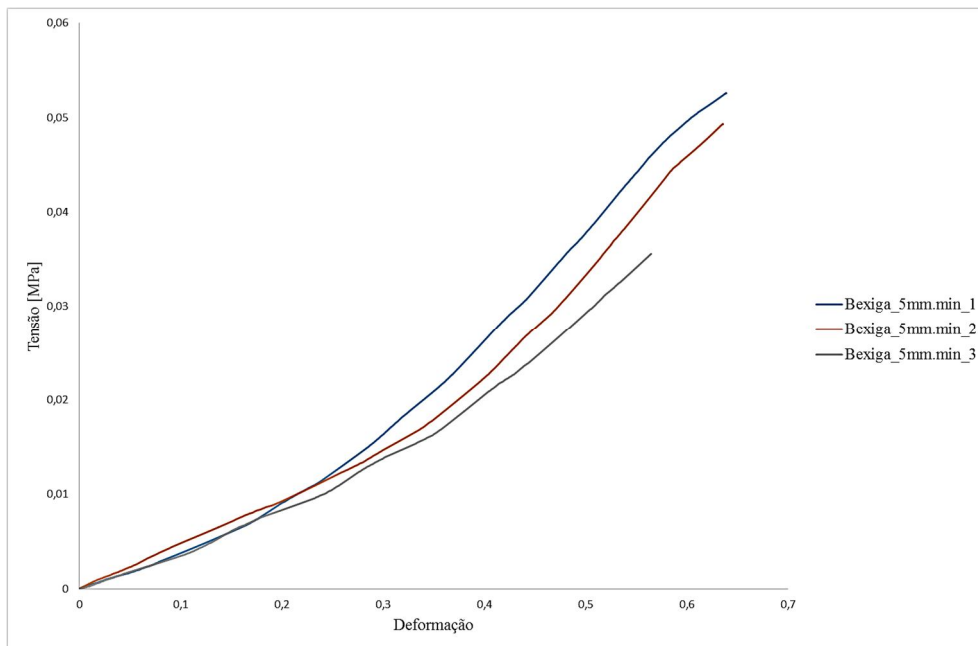
Para tal, desenvolveu-se uma montagem experimental similar à usada no estudo dos materiais PDMS, de forma realizar os ensaios de tração biaxiais. No entanto, foi necessário ter em consideração alguns aspetos específicos na manipulação deste tipo de materiais, como, cuidados especiais de proteção por parte dos utilizadores e de higiene local, pois é fundamental ter um especial cuidado a nível de proteção pessoal e ambiental contra possíveis agentes virais e bacteriológicos.

A preparação dos provetes envolveu duas fases: na primeira, o material foi cortado com as dimensões adequadas (Figura 4.1 do capítulo 4), recorrendo-se à utilização de um molde cortante com as dimensões pretendidas, para na segunda fase ser criado um padrão aleatório na superfície do material a medir. Neste último caso, o padrão aleatório foi criado na superfície do provete polvilhando-a com pó de *toner*.

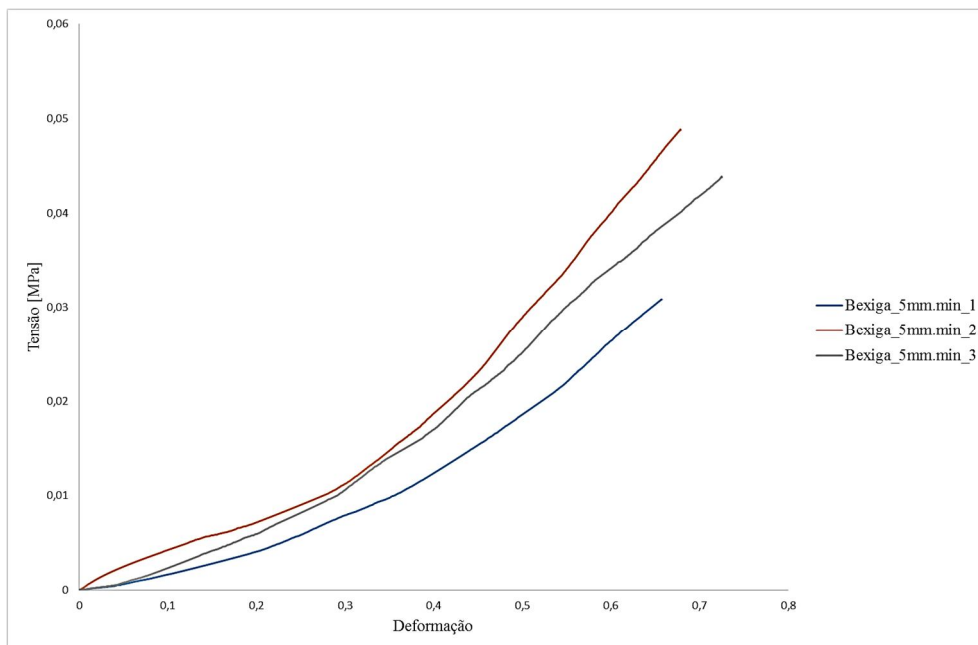
Após a criação do padrão aleatório, o provete é colocado na máquina de tração biaxial, com amarras de forma a não permitir o escorregamento do material. A superfície em que foi criado o padrão aleatório foi posicionada para a permitir a medição do campo de deslocamentos com o sistema de CDI comercial, Aramis da Gom.

À semelhança do estudo anterior foi usado uma câmara, com uma taxa de aquisição foi a de uma imagem por segundo. As imagens foram adquiridas durante o ensaio de tração, tendo sido digitalizadas e gravadas no PC para serem posteriormente processadas com os algoritmos que foram sucintamente descritos no capítulo 3 deste trabalho. Junto a uma das amarras foi colocado um padrão de linhas que serviu de referência para ajustar a escala da medição.

É de salientar que as amostras de tecido de bexiga suína possuem as dimensões representadas na Figura 4.1 e uma espessura de 3mm. Foram ensaiados três provetes à taxa de deformação de 5 mm/min. As curvas tensão-deformação obtidas nestes ensaios encontram-se representadas nas Figuras 5.1 e 5.2.



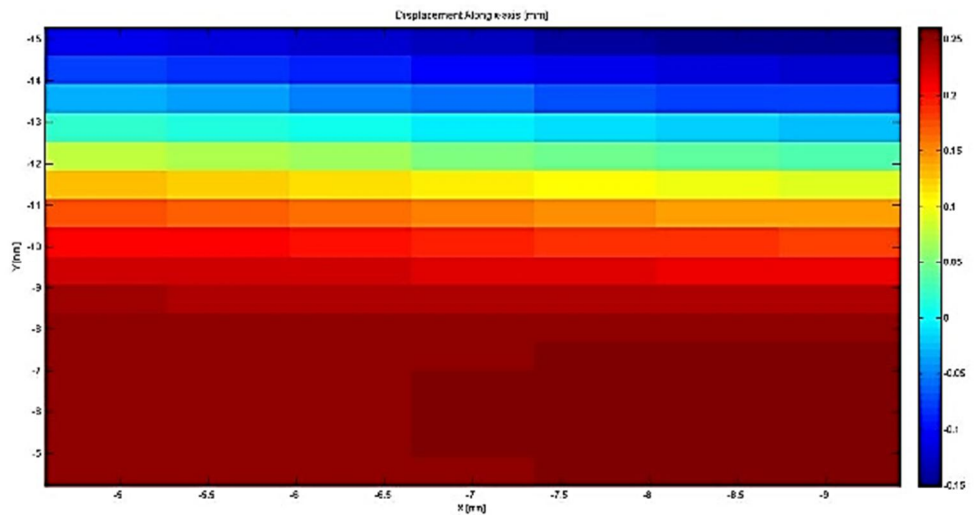
**Figura 5.1:** Curvas tensão-deformação obtidas no ensaio de tração biaxial com bexiga suína, na direção X.



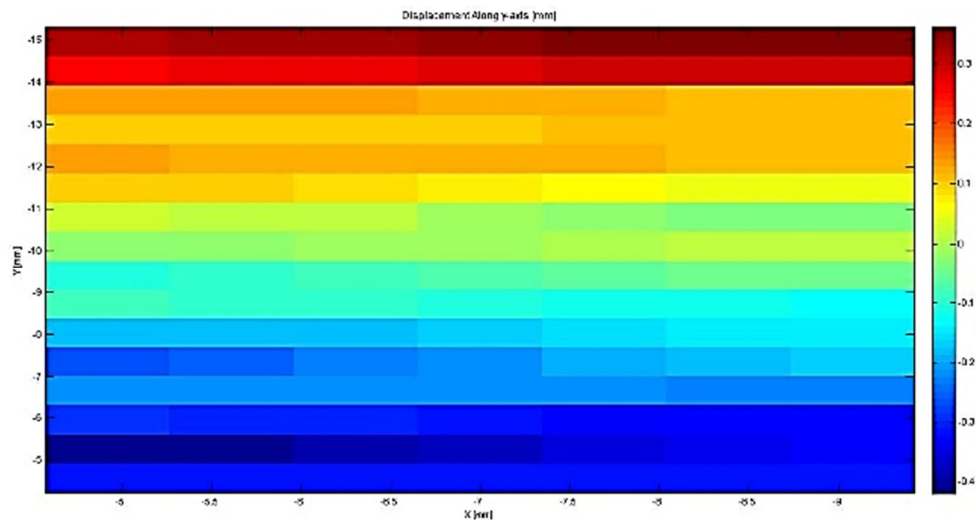
**Figura 5.2:** Curvas tensão-deformação obtidas no ensaio de tração biaxial com bexiga suína, na direção Y.

O comportamento das curvas tensão-deformação mostra que o tecido da bexiga possui propriedades hiper-elásticas. As deformações observadas são da ordem de 70% do seu comprimento inicial. Este facto trás grandes dificuldades na utilização das técnicas óticas para a medição de campo, podendo resultar na descorrelação parcial ou total do padrão de *speckle* criado na superfície.

Nas Figuras 5.3 e 5.4 estão representados os campos de deslocamento obtidos através da CDI segundo os eixos X e Y no ensaio efetuado à velocidade 5mm/min.

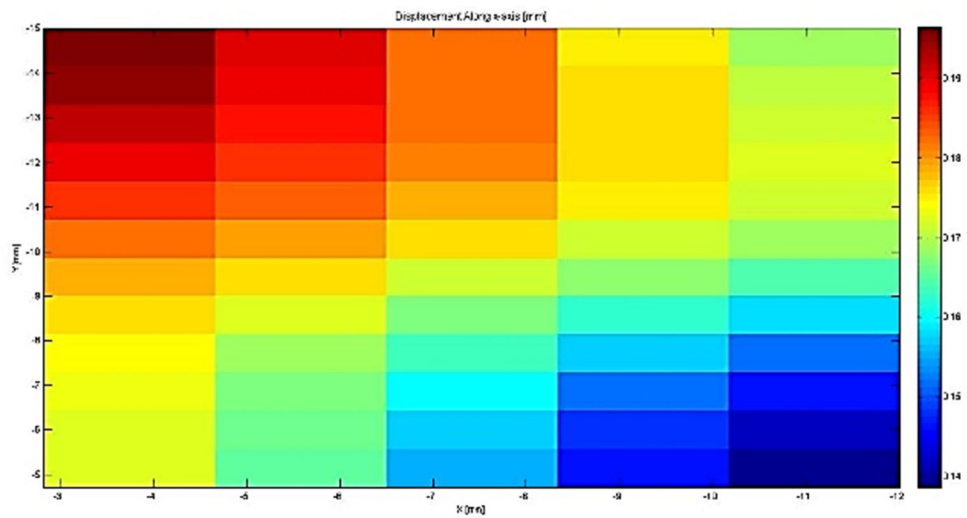


(a)

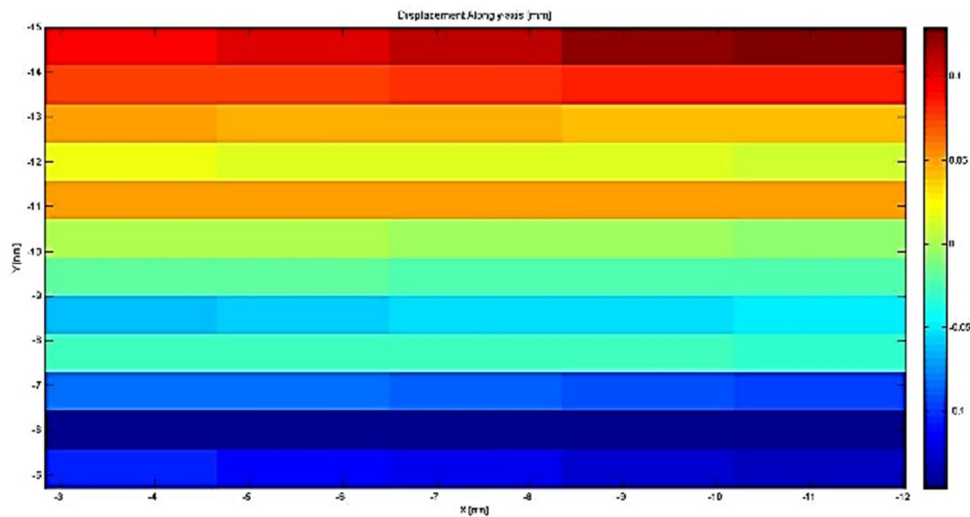


(b)

**Figura 5.3:** Campo de deslocamento do provete 1 do material bexiga, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



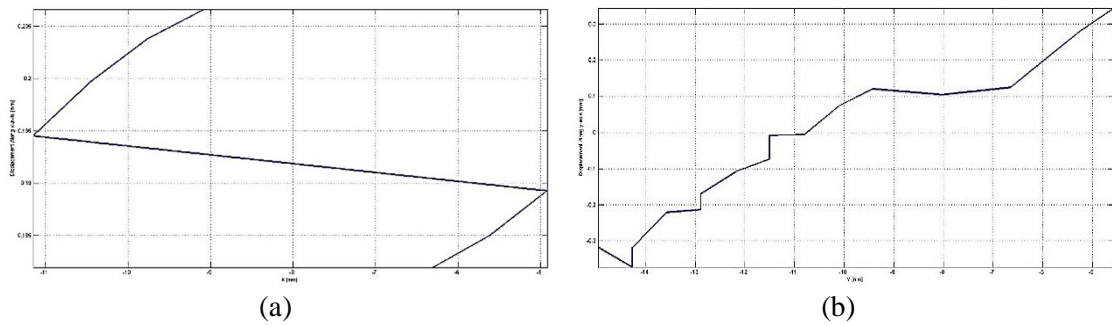
(a)



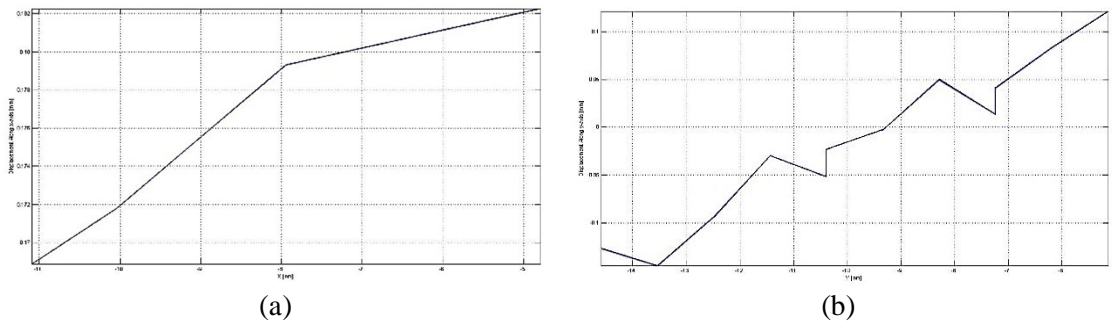
(b)

**Figura 5.4:** Campo de deslocamento do provete 3 do material bexiga, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.

Apesar da baixa resolução espacial da medição é possível verificar que o campo de deslocamentos apresenta uma variação aproximadamente linear, o qual é confirmado pelos perfis na direções X e Y representados nas Figuras 5.5 e 5.6. Nestas verificam-se que existem algumas perturbações que são resultado do comportamento hiper-elástico do material biológico, isto é, as fibras biológicas apresentam diferentes comprimentos que fazem variar a sua resistência mecânica.



**Figura 5.5:** Perfis do campo de deslocamento no centro do provete 1 de material bexiga: (a) direção X e (b) segundo Y.



**Figura 5.6:** Perfis do campo de deslocamento no centro do provete 3 de material bexiga: (a) direção X e (b) direção Y.

### 5.1.2. Simulação

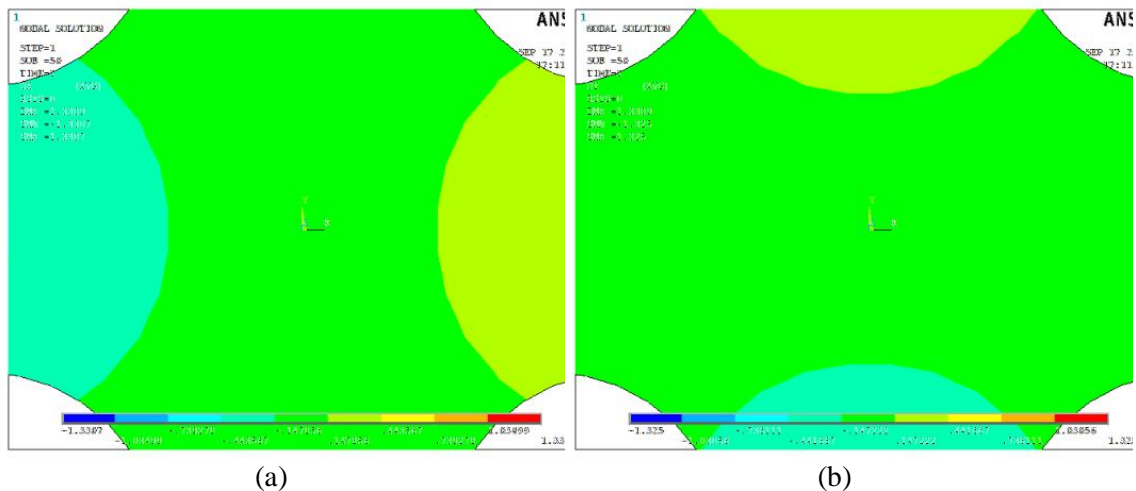
À semelhança do capítulo anterior, a simulação numérica foi implementada com recurso ao MEF, tendo sido utilizado o programa comercial Ansys®.

O modelo geométrico e as condições de fronteira do problema foram as mesmas usadas no ensaio experimental. Consideraram-se os modelos constitutivos Mooney-Rivlin, Yeoh e Ogden para descrever o comportamento não linear hiper-elástico do material. A análise do erro relativo médio do ajuste dos modelos constitutivos às curvas tensão deformação experimentais, revelou o modelo Yeoh 1 ser o modelo mais adequado, apresentando um erro de 50,7%.

Para a determinação das constantes do material utilizou-se a curva tensão-deformação experimental obtida durante o ensaio de tração. O modelo foi discretizado numa malha de elementos finitos com 4 nós, sendo este elemento denominado como PLANE182. A malha utilizada nos modelos está representada na Figura 4.16 do capítulo 4.

Nas regiões fronteiras do modelo, quatro bordos, foram aplicados um deslocamento uniforme de 1.33mm. Nas simulações numéricas foi usado o modelo constitutivo do material

hiper-elásticos Yeoh 1, tendo-se determinado o do campo de deslocamentos para as direções X e Y, que se representam na Figura 5.7. Estes apresentam uma distribuição simétrica mas distinta da observada na direção X do ensaio experimental, Figuras 5.3 e 5.4, o qual poderá ser explicada pela dificuldade em definir um modelo constitutivo que melhor reproduzisse o comportamento deste material.



**Figura 5.7:** Campo de deslocamentos obtidos na simulação numérica para o provete 1 de material bexiga: (a) direção X e (b) direção Y

## 5.2. Estudo do comportamento mecânico do tecido vaginal humano

O comportamento mecânico do tecido vaginal está dependente de vários fatores, dos quais nem sempre temos controlo sobre eles. É o caso de não ser possível realizar testes em tecido vaginal *in vivo* [68].

Os tecidos biológicos moles, como é o caso do tecido vaginal, são constituídos por uma rede de colagénio, elastina e fibras musculares com um comportamento aproximadamente isotrópico [69, 70, 71].

O comportamento mecânico do tecido vaginal apresenta memória de forma quando o carregamento é realizado de modo cíclico. Em alguns estudos, este é avaliado para que se verifique que a tensão ocorrida no segundo carregamento irá ser superior à que ocorre no primeiro. A este fenómeno é dado o nome de efeito de Mullins [70].

O estudo do efeito de Mullins é bastante importante, pois permite verificar que, após um parto, em que o tecido vaginal suporta uma elevada carga, os tecidos não recuperam totalmente a sua forma inicial. Este facto deve-se ao tecido vaginal possuir alguma viscosidade [70, 71].

Um material elástico quando está sujeito a uma carga e esta é removida, o material volta á sua forma inicial sem qualquer deformação residual. Nalguns casos do tecido vaginal, existe uma componente de plasticidade no material, causado pela sua viscosidade [71].

### 5.2.1. Ensaio experimental

À semelhança dos estudos anteriores foi usada uma montagem experimental para realizar ensaios de tração do material biológico. É de referir que no manuseio de tecidos biológicos é fundamental ter um especial cuidado a nível de proteção pessoal e ambiental contra possíveis agentes virais e bacteriológicos.

A preparação dos provetes para o ensaio experimental requereu numa primeira fase o corte do tecido com as dimensões para o ensaio e na segunda fase a criação do padrão aleatório, através da deposição de pó de *toner* na superfície a medir.

O tecido vaginal foi montado na máquina de tração, com amarras devidamente elaboradas para evitar o escorregamento do tecido durante o ensaio. A face com o padrão de *speckle* foi colocado voltada para o sistema de CDI e junto a uma das amarras foi montado um padrão de linhas que servirá mais tarde como à medição Figura 5.8.



**Figura 5.8:** Montagem experimental para o ensaio de tração uniaxial do tecido vaginal.

Ao contrário dos provetes anteriores, as amostras de tecido vaginal usadas nos ensaios têm uma geometria paralelepédica, em que a espessura é muito inferior às restantes

dimensões, sendo o ensaio de tração uniaxial. Na Tabela 5.1 são apresentadas as dimensões das amostras de tecido vaginal ensaiadas.

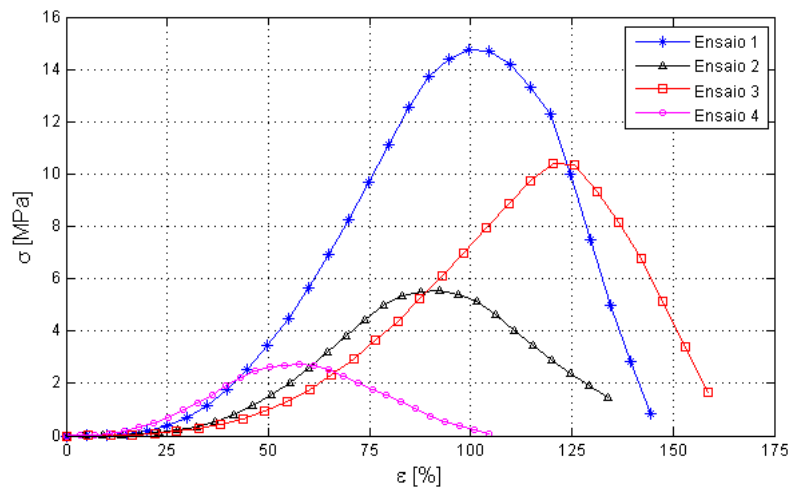
**Tabela 5.1:** Dimensões das amostras ensaiadas.

Provete	Espessura (mm)	Comprimento (mm)	Largura (mm)
1	1,348	13,077	9,619
2	1,686	11,159	7,414
3	1,687	8,514	9,273
4	2,81	13,108	9,15

As curvas tensão-deformação obtidas para os cinco provetes ensaiados, para uma taxa de deformação constante 1mm/min, estão representados na Figura 5.9

Estes apresentam elevadas deformações, típico dos materiais hiper-elásticos

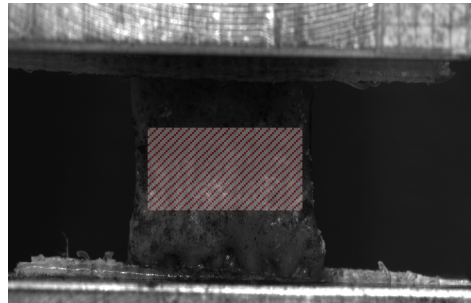
Conforme já ficou demonstrado nos estudos anteriores a técnica de CDI prova ser adequada para a medição dos campos de deslocamentos e deformações de materiais hiper-elásticos.



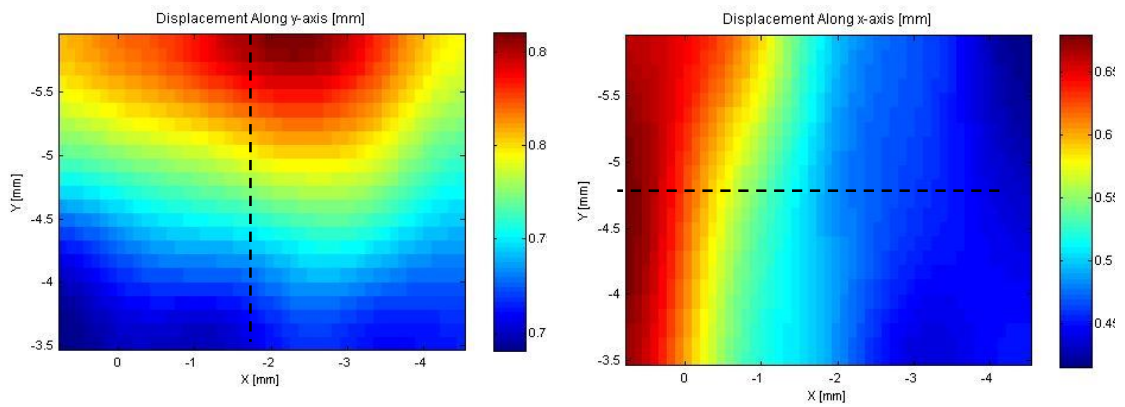
**Figura 5.9:** Curvas tensão-deformação obtidas nos ensaios de tração dos 4 provetes.

Na figura 5.11 representam-se os campos de deslocamentos medidos nos 5 provetes com a técnica CDI, para uma de carga de 0.05N. A utilização de um valor tão baixo de carregamento deveu-se ao fenómeno de libertação de fluidos do provete para cargas superior-

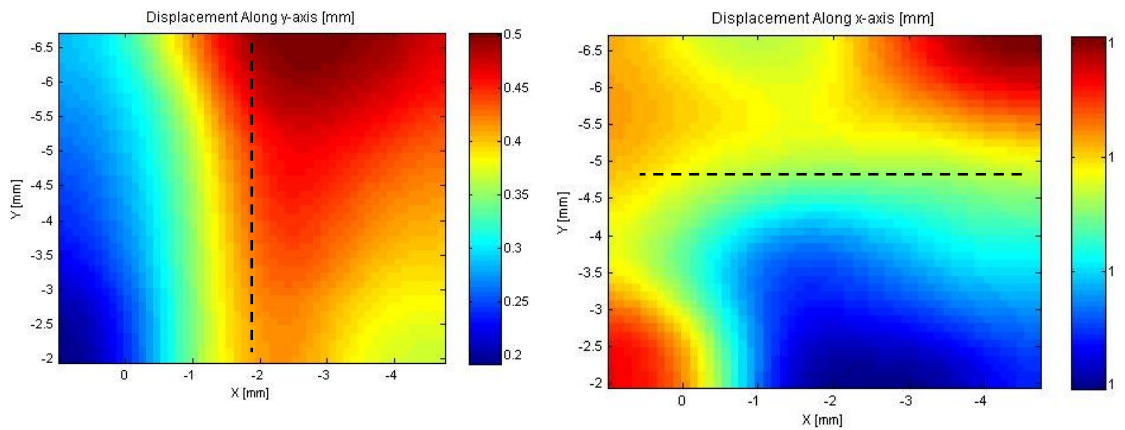
res. Este fenómeno provoca destruição padrão de speckle, decorrelação de regiões importantes do provete. Assim, para evitar a perda total ou parcial do padrão aleatória criado na superfície do provete optou-se por um carregamento de baixa intensidade.



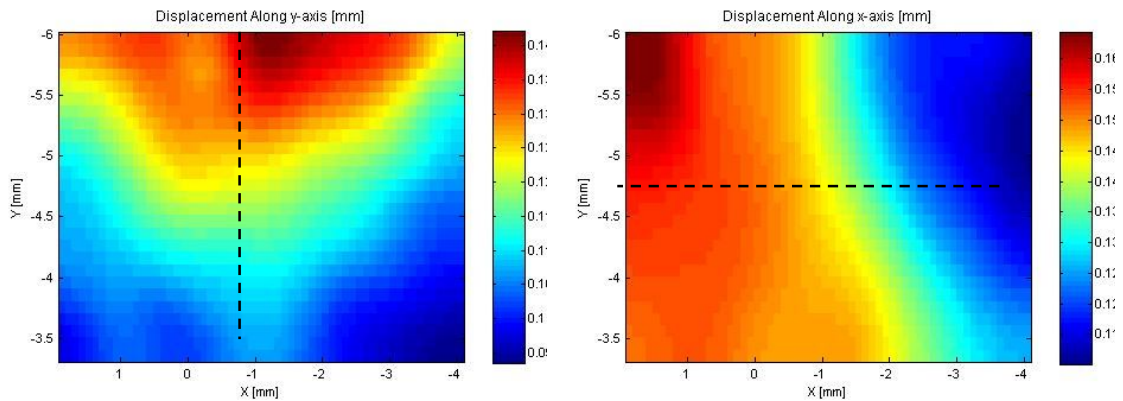
**Figura 5.10:** Imagem do ensaio de tecido vaginal com a identificação da região de medição.



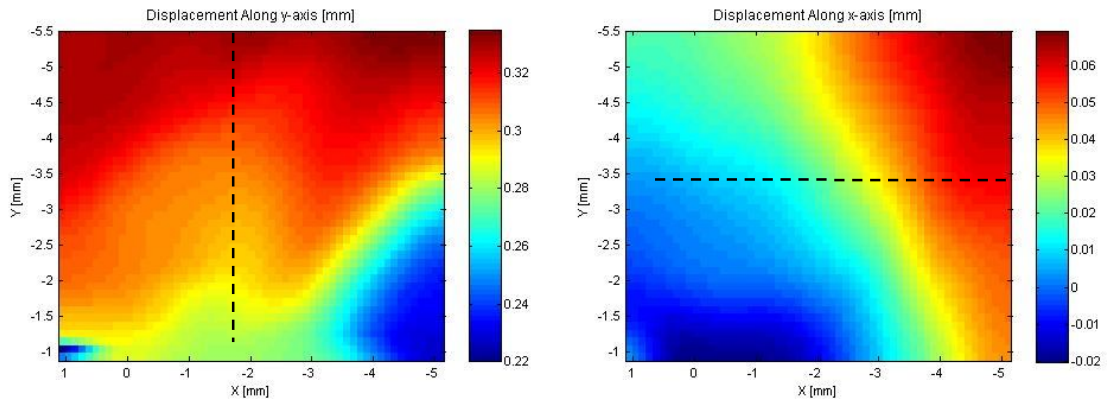
(a)



(b)



(c)

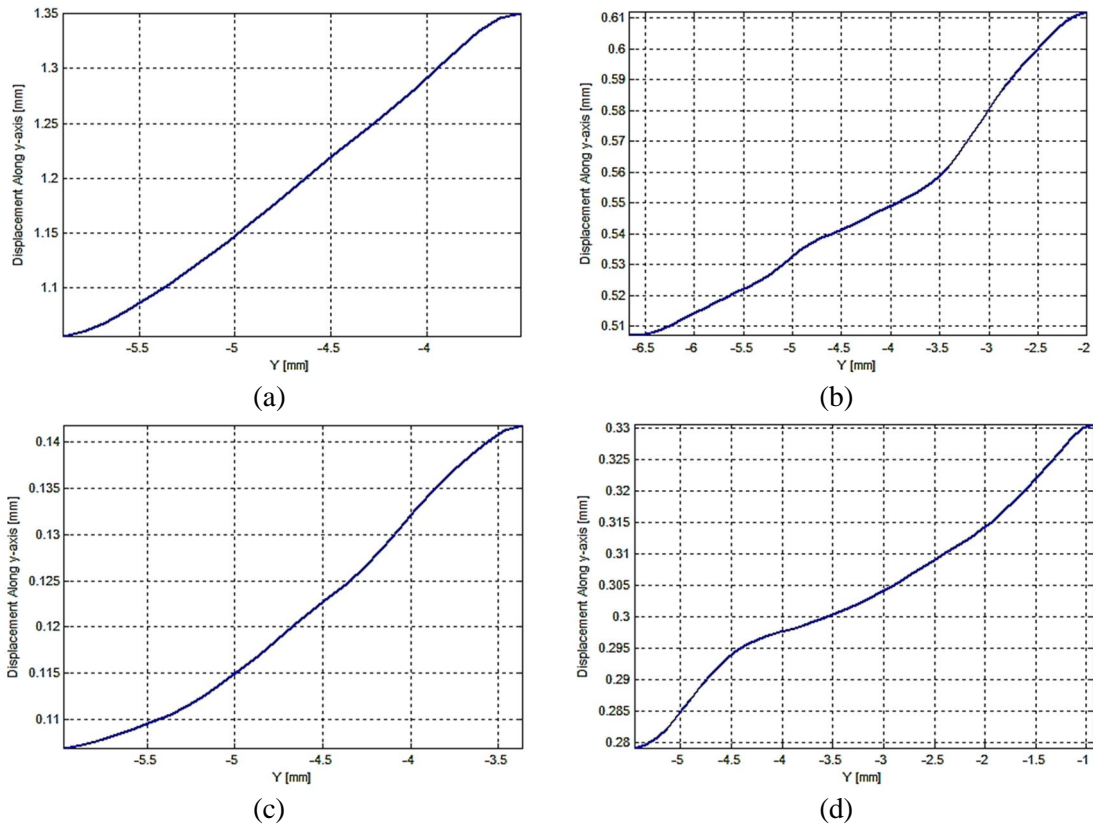


(d)

**Figura 5.11:** Campo de deslocamentos medido nas direções X e Y, usando a técnica CDI: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4.

Na figura 5.12 observa-se que o campo de deslocamentos são iminentemente na direção vertical (Y), ocorrendo apenas deslocamentos na horizontal (X) por efeito de Poisson. Assim, optou-se por fazer apenas uma análise segundo a direção Y, sendo esta a que apresenta deslocamentos mais elevados. Ao analisar a distribuição do perfil do campo de deslocamentos ao longo da mediatriz vertical do provete e para a região central dos provetes, é possível verificar que estes apresentam uma variação aproximadamente linear, conforme se pode comprovar pela representação na Figura 5.9.

Os desvios observados nestes perfis em relação ao comportamento linear são justificados pela heterogeneidade dos materiais biológicos e pela não uniformidade da espessura dos provetes. Refira-se que o material é constituído por fibras biológicas de diferentes comprimentos que condicionam resistência mecânica.



**Figura 5.12:** Perfil do campo de deslocamentos ao longo da mediatriz vertical dos provetes: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3 e (d) provete 4.

### 5.2.2. Análise Numérica

Conforme os estudos anteriores, a simulação numérica foi realizada com recurso ao método dos elementos finitos, tendo sido utilizado o programa comercial Ansys®.

Um modelo com a geometria e dimensões idênticas à amostra utilizada no ensaio experimental foi criado e gerada a respetiva malha, impondo-se os carregamentos de tração com os mesmos valores dos utilizados no ensaio. Considerou-se um comportamento não linear hiper-elástico e foram utilizados os modelos de comportamento descritos no capítulo 3, contudo, só alguns dos modelos convergiram, nomeadamente, Mooney-Rivlin, Yeoh, Ogden, Arruda-Boyce e Gent. O modelo numérico é formado por uma malha de 875 elementos finitos quadráticos isoparamétricos PLANE183 com 8 nós para reproduzir o comportamento dos provetes 1, 2 e 4, sendo que para o provete 3 foi gerada uma malha de 1225 elementos finitos. As malhas utilizadas nos modelos estão representadas na Figura 5.13.



**Figura 5.13:** Malha de elementos finitos utilizada na simulação do comportamento dos provetes: (a) 1, 2 e 4; (b) provete 3.

As condições fronteiras aplicadas ao modelo numérico são: encastramento no bordo inferior e uma força uniforme de 29,43N no bordo superior.

Por fim, foram introduzidas as propriedades do material não linear hiper-elástico, através da determinação das leis constitutivas do material através do ajuste dos modelos Mooney-Rivlin, Yeoh, Ogden, Arruda-Boyce e Gent às curvas de tensão-deformação experimentais

A partir do erro relativo entre o deslocamento máximo experimental e obtido por simulação numérica foram selecionados os modelos mais adequados ao estudo numérico. Estes tiveram como referência valores dos deslocamentos experimentais medidos no ensaio de tração e que estão definidos na tabela 5.2.

**Tabela 5.2:** Valores de deslocamento máximo experimental medido no ensaio de tração do tecido vaginal.

	<b>Provete 1</b>	<b>Provete 2</b>	<b>Provete 3</b>	<b>Provete 4</b>
<b>Valor experimental [mm]</b>	7,27	7,91	6,77	5,20

A análise inicial, com o cálculo do erro relativo, permitiu definir qual o modelo que melhor caracteriza o comportamento hiper-elástico dos provetes ensaiados. No caso destes ensaios, verificou-se que o modelo Ogden é o modelo que permite obter a simulação numérica com o menor erro relativo para o deslocamento máximo nos ensaios 1, 3 e 4,

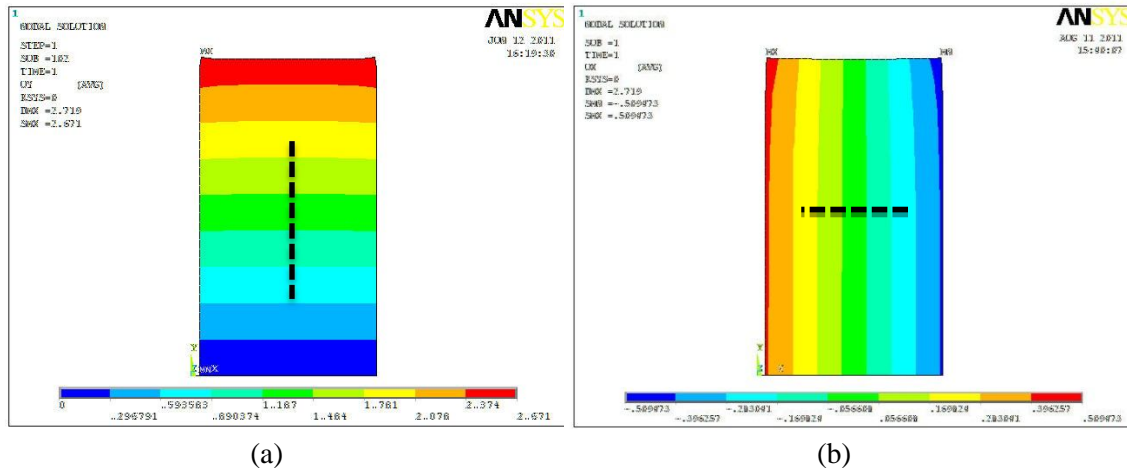
enquanto para o ensaio 2 o modelo Mooney-Rivlin conduz a resultados com o menor erro no deslocamento máximo.

Para posterior comparação com o campo de deslocamentos experimental obtido com a técnica CDI, realizaram-se simulações com diferentes valores de carregamento, sendo estes apresentados na tabela 5.3.

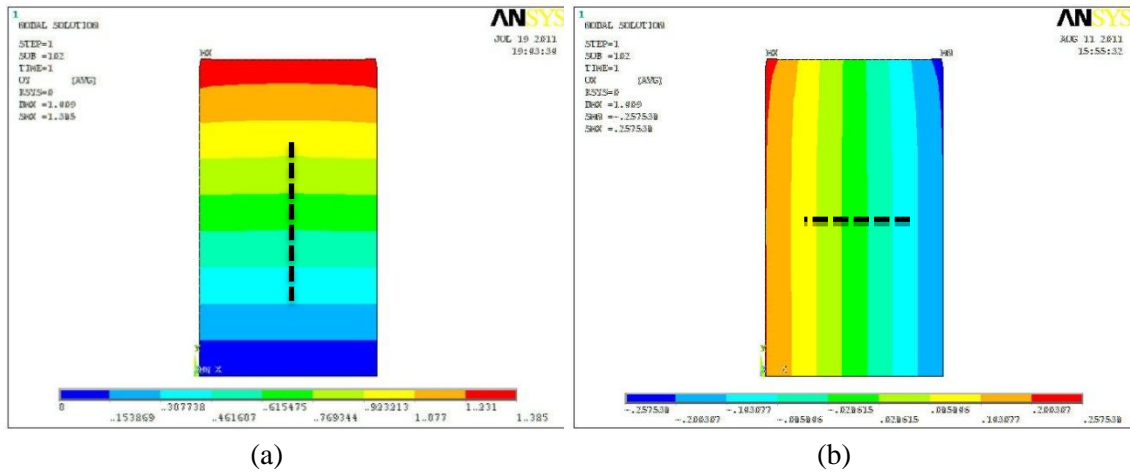
**Tabela 5.3:** Valores de carga utilizados no ensaio de cada provete.

	Provete 1	Provete 2	Provete 3	Provete 4
<b>Carregamento</b>	0,63 [N]	0,022 [N]	0,003 [N]	0,05 [N]

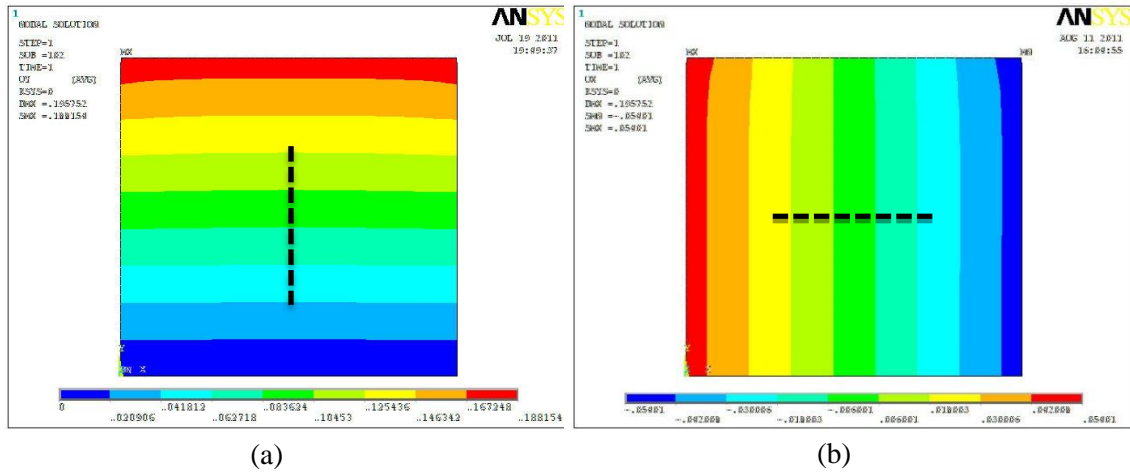
Nas Figuras 5.14 a 5.17 estão representados os campos de deslocamentos numéricos nas direções X e Y para os quatro provetes ensaiados.



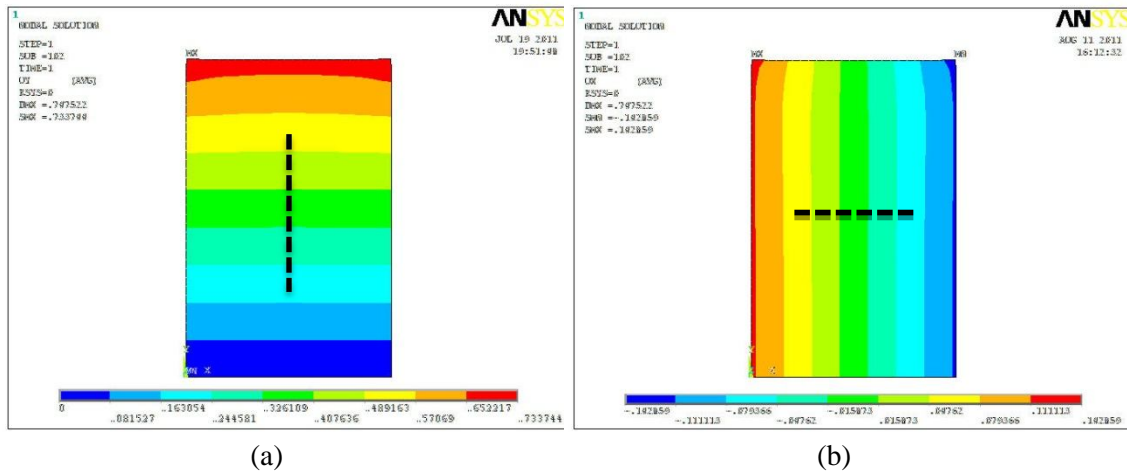
**Figura 5.14:** Campo de deslocamentos por simulação numérica do provete 1: (a) direção X; (b) direção Y.



**Figura 5.15:** Campo de deslocamentos por simulação numérica do provete 2: (a) direção X; (b) direção Y.



**Figura 5.16:** Campo de deslocamentos por simulação numérica do provete 3: (a) direção X; (b) direção Y.

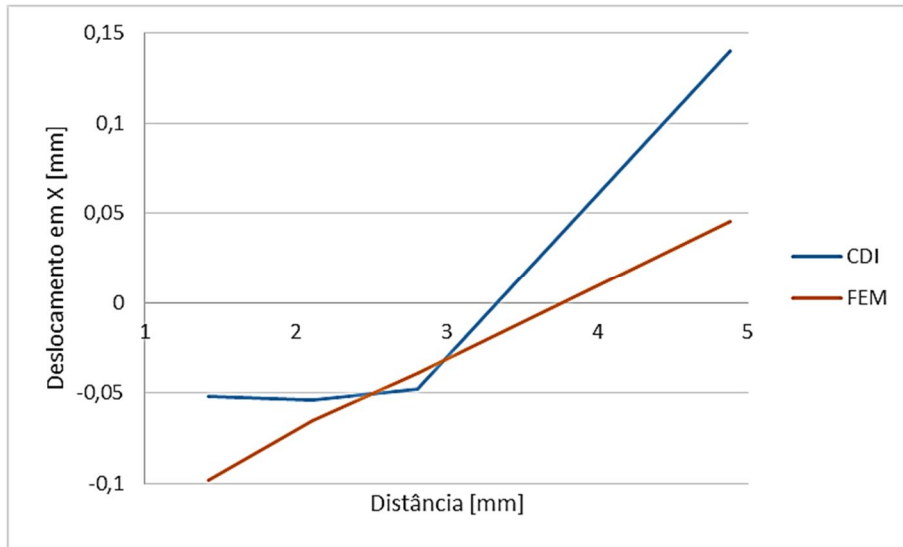


**Figura 5.17:** Campo de deslocamentos por simulação numérica do provete 4: (a) direção X; (b) direção Y.

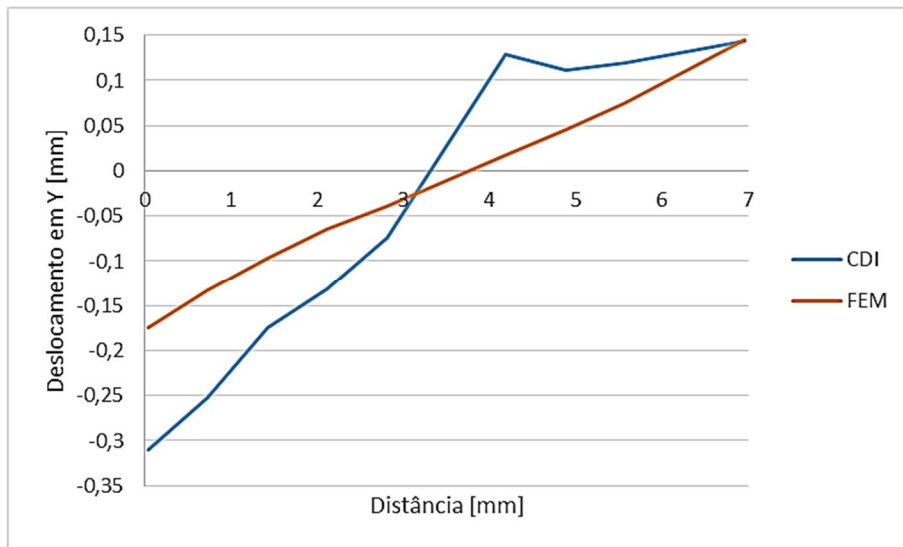
Nestes verifica-se que a distribuição do campo de deslocamentos é linear. Nos ensaios 1 e 2 foi utilizado o modelo de Ogden, enquanto que nos ensaios 3 e 4 foi o modelo Yeoh. A partir da análise do campo de deslocamentos máximo é possível concluir que o modelo de Ogden tem um melhor desempenho para deslocamentos superior relativamente ao modelo Yeoh, sendo que este último deve ser usado para menores deslocamentos.

### 5.3. Análise dos resultados

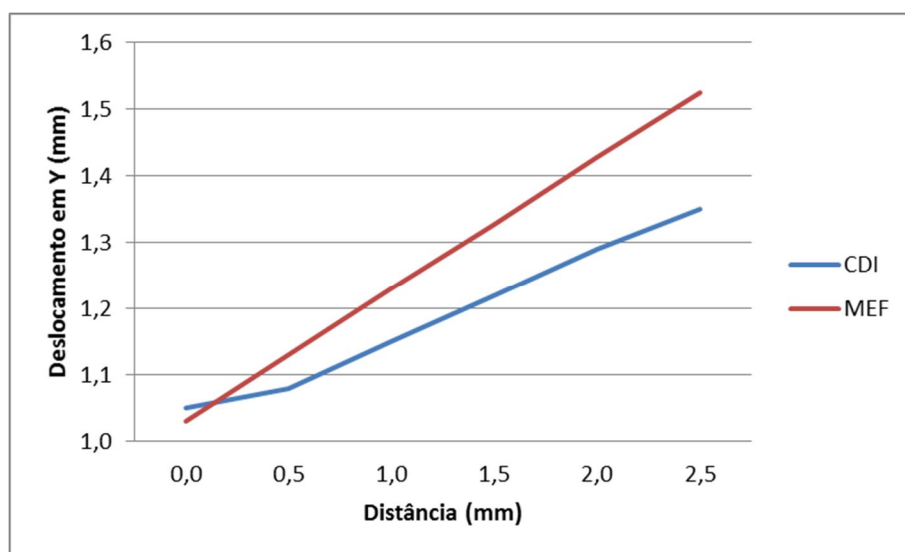
A análise comparativa do campo de deslocamentos obtido pelas técnicas experimental e numérica, permitem verificar que estes apresentam um comportamento similar. Em detalhe será em seguida comparado o perfil do campo de deslocamentos ao longo das duas linhas bissectrizes dos provetes, Figura 5.18 a 5.23. Nestas verifica-se que existe uma tendência similar no comportamento dos materiais, a mesma observada no tecido de be-xiga suína.



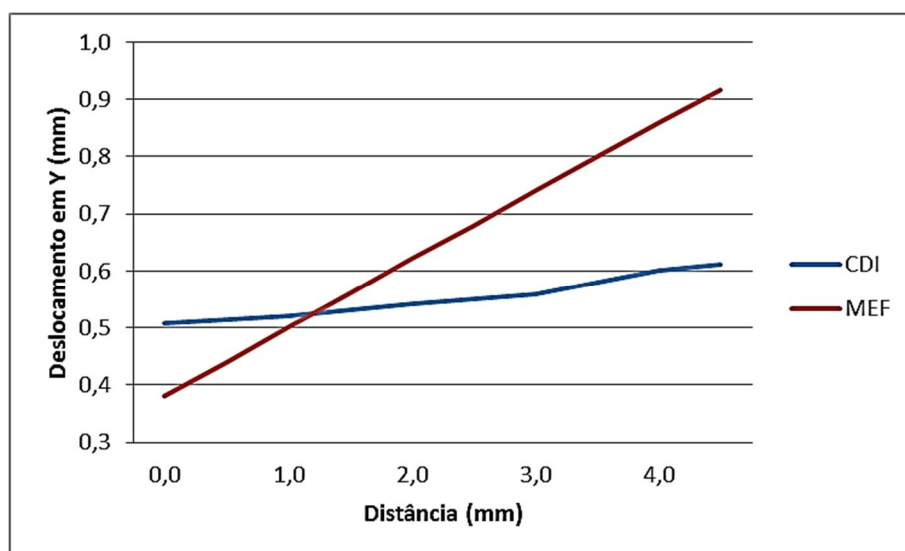
**Figura 5.18:** Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, da bexiga suína, para a direção X do provete 1.



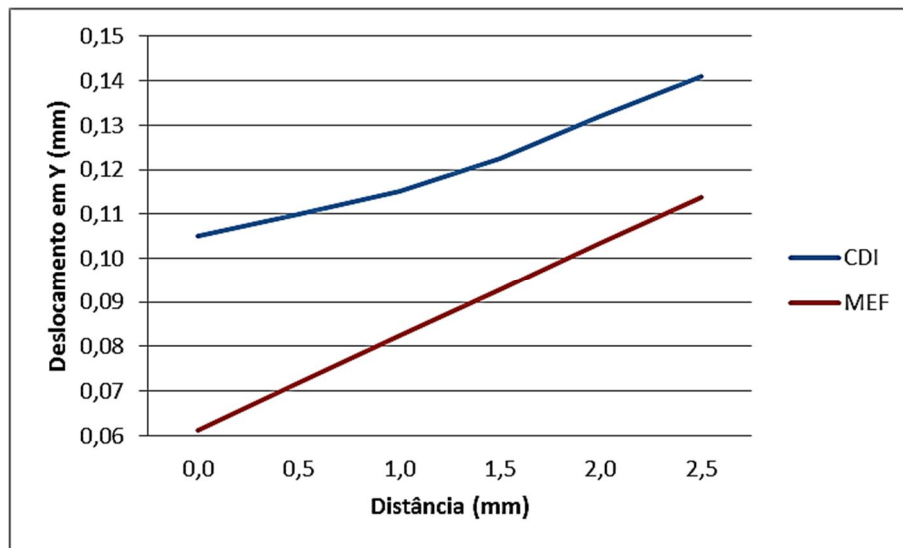
**Figura 5.19:** Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, da bexiga suína, para a direção Y do provete 1.



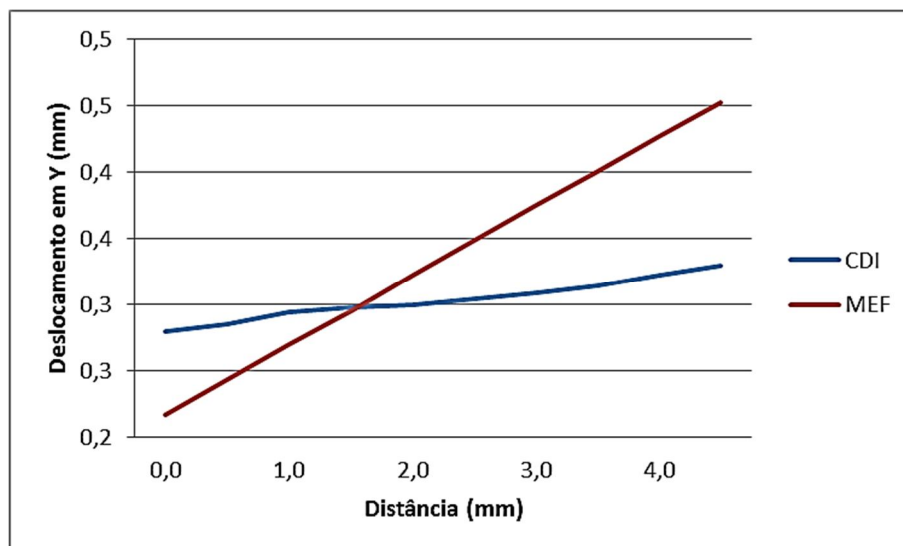
**Figura 5.20:** Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, do tecido vaginal, para a direção Y do provete 1.



**Figura 5.21:** Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, do tecido vaginal, para a direção Y do provete 2.



**Figura 5.22:** Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, do tecido vaginal, para a direção Y do provete 3.



**Figura 5.23:** Perfil do campo de deslocamentos experimental e obtido por simulação numérica, do tecido vaginal, para a direção Y do provete 4.

A análise comparativa do perfil do campo de deslocamentos experimental e numérico permite afirmar que o material ensaio apresenta um comportamento não homogêneo. Pelo contrário, o campo obtido por simulação numérica apresenta uma evolução linear. Esta diferença de comportamento é justificada pela heterogeneidade das propriedades mecânicas do material biológico, as quais não foram consideradas na simulação numérica. O tecido biológico é constituído por fibras com diferentes tamanhos, secção e orientação e que apresentam diferentes tensões de rotura.

Por outro lado é possível verificar que existe uma diferença relativamente elevada nos valores de deslocamento, mais acentuada próximo das amarras. Esta poderá ser explicada pela ocorrência de escorregamento no sistema de fixação do provete durante o procedimento experimental. Uma outra explicação encontrada para a divergência nos valores está na escolha dos modelos constitutivos hiper-elásticos usados na simulação numérica. Apesar de existir esta diferença entre os valores de deslocamento experimentais e numéricos, verifica-se que o erro relativo médio é aceitável para este tipo de material, Tabela 5.4.

**Tabela 5.4:** Valores dos erros obtidos nos provetes ensaios de tecido vaginal.

	<b>Tecido vaginal</b>			
	<b>Provete 1</b>	<b>Provete 2</b>	<b>Provete 3</b>	<b>Provete 4</b>
<b>Erro [%]</b>	7,65	25,06	28,35	18,59

Os resultados obtidos através da simulação numérica podem ser considerados aceitáveis, dado que estes são baseados nas propriedades médias do material e numa distribuição homogénea das propriedades mecânicas.

## Capítulo 6

### 6. Conclusão

A técnica de Correlação Digital de Imagem mostrou estar bem adaptada à medição de campos de deslocamentos em materiais hiper-elásticos. Tendo em conta a amplitude de deslocamentos ocorridos, esta técnica correlaciona o deslocamento de pequenas subdivisões da imagem, permitindo a medição de deslocamentos de grande amplitude.

Contudo, esta técnica apresenta algumas dificuldades, sendo que a principal está na obtenção de um padrão aleatório. Neste trabalho foi necessário testar vários tipos de padrões, tendo-se verificado que o uso de *spray* de tinta preta e a pulverização com pó de toner os que produziram melhores resultados. No entanto, será necessário otimizar a técnica para se obterem distribuição de padrões de speckle uniformes. No caso do estudo dos tecidos biológicos, verificou-se que para deformações elevadas, estes libertam fluidos, produzindo alteração do padrão de speckle com a consequente perda das referências.

De entre os modelos constitutivos analisados, verificou-se que os modelos de Ogden e Yeoh conduzem a melhores resultados, ou seja, um erro mais baixo para o deslocamento. No entanto, estes modelos não caracterizam totalmente o comportamento hiper-elástico dos provetes ensaiados, pois observam-se alguns desvios entre a simulação numérica e os resultados experimentais.

#### 6.1. Propostas para trabalhos futuros

Dadas as dificuldades em construir modelos numéricos que reproduzam o comportamento do material biológico, é proposto o desenvolvimento de modelos que considerem a heterogeneidade no material. Ao nível microscópico deveriam ser desenvolvidos modelos numéricos que considerassem a orientação das fibras e a sua tensão de rutura.

É também importante desenvolver a técnica para a criação do padrão aleatório de speckle uniforme sobre a superfície do material, por forma a obter grandes contrastes na imagem e minimizar as probabilidades de ocorrer descorrelação.

Uma análise importante a realizar em trabalhos futuros seria o desenvolvimento de um método híbrido (experimental/numérica) para medir o campo de deformações. Este envolveria a introdução do campo de deslocamentos medido com a técnica CDI no modelo de elementos finitos para determinar o campo de deformações do material. Para esse efeito, seria necessário desenvolver algoritmos que permitissem fazer uma correta correspondência do posicionamento do deslocamento no provete com os nós no modelo numérico.

## Referências bibliográficas

- [1] J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, X. Li, “Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues”, *Ultrasonic Imaging*, Vol. 13, No. 2, pp. 111–134, 1991.
- [2] J. Greenleaf, M. Fatemi, and M. Insana, “Selected methods for imaging elastic properties of biological tissues”, *Annual Review of Biomedical Engineering*, Vol. 5, pp. 57–78, 2003.
- [3] K. Miller, “Method of testing very soft biological tissues in compression”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, No. 1, pp. 153–158, 2005.
- [4] J. D. Bronzino “The Biomedical Engineering HandBook”, Second Edition, Vol. 1, CRC Press LLC, Florida, 2000.
- [5] J. D. Enderle, S. M. Blanchard and J. D. Bronzino, “Introduction to biomedical engineering”, Second Edition, Elsevier Academic Press, Oxford, 2005.
- [6] G. A. Holzapfel, “Nonlinear Solid Mechanics: A Continuum Approach for Engineering”, John Wiley & Sons Ltd, West Sussex, 2000.
- [7] J. Besson, G. Cailletaud, J. Chaboche, S. Forest, “Non-Linear Mechanics of Materials”, G.M.L. Gladwell Editor, Springer Science+Business Media, London, 2010.
- [8] I. Yannas, J. Burke, “Design of an artificial skin. I. Basic design principles”, *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 14, No. 1, pp. 65–81, 1980.
- [9] R. Tompkins, J. Burke, “Progress in burn treatment and the use of artificial skin”, *World Journal of Surgery*, Vol. 14, No. 6, pp. 819–824, 1990.
- [10] I. Sopyana, M. Melb, S. Rameshc, K. Khalid, “Porous hydroxyapatite for artificial bone applications”, *Science and Technology of Advanced Materials*, Vol. 8, No. 1–2, pp. 116–123, 2007.

- [11] J. Afonso, P. Martins, *et al.*, “Mechanical properties of polypropylene mesh used in pelvic floor repair”, *International Urogynecology Journal*, Vol. 19, No. 3, pp. 375-380, 2008.
- [12] I. Borenstein, H. Terai, E. Weinb, K. King, M. Kaazempur-Mofrad, I. Vacanti, “Microfabrication Technology for Vascularized Tissue Engineering”, *Biomedical Microdevices*, Vol. 4, No. 3, pp. 167-175, 2002.
- [13] S. Takayama, E. Ostuni, X. Oian, J.C. McDonald, X. Jiang, M.-H. Wu, P. Leduc, D.E. Ingber, and G.M. Whitesides, Conference: 1st Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine and Biology. Proceedings, (eds), A. Dittmar and D. Beebe, (IEEE, Piscataway, NJ, USA, 322-325, 2000).
- [14] D. Anjos, E. Revôredo, A. Galembeck, “Blendas de PDMS-PMMA para próteses faciais”, 9º Congresso Brasileiro de Polímeros, Brasil, 2007.
- [15] L. M. Ribas, “Implante experimental de substituto arterial de polidimetilsiloxano com reforço de tecido de poliéster em coelhos”, Faculdade de medicina da universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.
- [16] P. Martins, E. Peña, B. Calvo, M. Doblaré, T. Mascarenhas, R. Natal Jorge, A. Ferreira, “Prediction of nonlinear elastic behaviour of vaginal tissue: experimental results and model formulation”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 13, No. 3, pp. 327-37, 2010.
- [17] A. Bakar, M. Cheng, S. Tang, S. Yu, K. Liao, C. Tan, K. Khor, P. Cheang, “Tensile properties, tension-tension fatigue and biological response of polyetheretherketone-hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants”, *Biomaterials*. Vol. 24, No. 13, pp. 2245-50, 2003.
- [18] R. Wang, S. Weiner, “Strain–structure relations in human teeth using Moiré fringes”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, No. 2, pp. 135–141, 1997.
- [19] P. Zaslansky, R. Shahar, A. Friesem, S. Weiner, “Relations Between Shape, Materials Properties, and Function in Biological Materials Using Laser Speckle Interferometry: In situ Tooth Deformation”, *Advanced Functional Materials*, Vol. 16, No. 15, pp. 1925–1936, 2006.

- [20] N. Sujatha, V. Murukeshan, “Nondestructive inspection of tissue/tissue like phantom curved surfaces using digital speckle shearography”, *Optical Engineering*, Vol. 43, No. 12, pp. 3055-3060, 2004.
- [21] D. Zhang, D. Arola, “Applications of digital image correlation to biological tissues”, *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 9, No. 4, pp. 691-699, 2004.
- [22] J. Ribeiro, H. Lopes, B. Mendonça, P. Martins, “Determinação do Campo de Deslocamentos de Tecidos Biológicos Hiper-Elásticos”, *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, Vol. 16, No. 1, pp. 37-49, 2012.
- [23] H. Delingette, “Toward realistic soft-tissue modeling in medical simulation”, *Proceedings of the IEEE*, Vol. 86, No. 3, pp. 512 – 523, 1998.
- [24] J. Bischoff, E. Arruda, K. Grosh, “Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 6, pp. 645–652, 2000.
- [25] M. Papini, R. Zdero, E. Schemitsch, P. Zalzal, “The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 129, No. 1, pp. 12-19, 2007.
- [26] Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Tecnologia e de Gestão, *Mecânica Aplicada 2, Introdução à Mecânica dos Materiais*.
- [27] L. Reips, “Modelo constitutivo para materiais viscoelásticos reforçados por fibras adequado à simulação de tecidos conectivos”, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil, 2008.
- [28] G. A. Holzapfel, “Nonlinear Solid Mechanics: A continuum approach for engineering”, Graz University of Technology, Austria, 2000.
- [29] C. Cerqueira, A. Oliveira, “Caracterização mecânica do polidimetilsiloxano (PDMS) usado em micro dispositivos biomédicos”, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, Portugal, 2010.

- [30] J. P. Pires, V. Ferrari, “Influencia das diferentes cargas nas propriedades do elastômero de silicone (PDMS)”, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, Brasil.
- [31] J. C. McDonald, G. M. Whitesides, “Poly(dimethylsiloxane) as a material for fabricating microfluidic devices”, *Accounts of chemical research*, Volume 35 Number 7, 491-499, 2002.
- [32] C. A. P. Leite, S. Castro, R. F. Soares, F. Galembeck “Termoplasticidade e reatividade de siliconas”, Universidade Estadual de Campinas. São Paulo. Brasil, 1995.
- [33] S. L. S. Xavier, “Osseopercepção em pacientes reabilitados com próteses implantossuportadas”, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.
- [34] G. C. M. Santos, “Redução da biocarga e garantia de esterilidade em implantes mamários de silicone”, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.
- [35] M. F. Schneider, J. Draheim, R. Kamberger, U. Wallrabe, "Process and material properties of polydimethylsiloxane (PDMS) for Optical MEMS", *Sensors and Actuators A*, 2009, 151, 95–99.
- [36] GE Silicones. RTV 615 high strength transparent silicone rubber compound. Product description.
- [37] Momentive. Technical data sheet. RTV 615 description.
- [38] Dow Corning, Sylgard 184 silicone elastomer. Product information electronics.
- [39] Dow Corning, Sylgard 184 silicone elastomer. Product information solar.
- [40] J. Katza, “Hard tissue as a composite material”, *Journal of Biomechanics*, **4**: 455-473, 1971.
- [41] B. Mendonça, J. Ribeiro, M. Vaz, H. Lopes, “Análise do comportamento mecânico dos discos intervertebrais da região lombar quando sujeitos a cargas verticais”, 5º Congresso nacional de biomecânica, 169-170, 2013.
- [42] H. Delingette, “Toward realistic soft-tissue modeling in medical simulation”, *Proceedings of the IEEE*, **86**, 1998.
- [43] P. Martins, R. Jorge and A. Ferreira, "A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber

- and Soft Tissues", *Strain: An International Journal for Experimental Mechanics*, **42**: 135–147, 2006.
- [44] J. O'Hagan, A. Samani, "Measurement of the hyperelastic properties of tissue slices with tumour inclusion", *Physics medicine and biology* 53. p. 7087-7106, 2008.
- [45] T. Sayed, A. Mota, F. Fraternali, M. Ortiz, "A variational constitutive model for soft biological tissues", *Journal of biomechanics* 41. 1458-1466, 2008.
- [46] N. McCormick and J. Lord, "Digital Image Correlation", *National Physical Laboratory, Material Today*, Volume 13, Number 12, 2010.
- [47] G. Hobrough, *The Photogrammetric Record*, 18(104):337–340, 2003.
- [48] A. Rosenfeld, "From image analysis to computer vision: An annotated bibliography, 1955-1979", *Computer Vision and Image Understanding*, **84**:298–324, 2001.
- [49] M. Sutton, W. Wolters, W. Peters, W. Ranson and S. McNeill, "Determination of displacements using an improved digital correlation method", *Image and Vision Computing*, **1**:133–139, 1983.
- [50] M. Sutton, J. Orteu and H. Schreier, "Image Correlation for Shape, Motion and Deformation Measurements", Springer Science and Business Media, 2009.
- [51] M. Sutton, S. McNeill, J. Jang and M. Babai, "Effects of sub-pixel image restoration on digital correlation error", *Optical Engineering*, **27**:870–877, 1988.
- [52] T. Hu, W. Ranson, M. Sutton and W. Peters, "Application of Digital Image Correlation Techniques to Experimental Mechanics", *Experimental Mechanics*, **25**: 232-244, 1985.
- [53] T. Hu, W. Ranson, M. Sutton and W. Peters, "Application of Digital Image Correlation Techniques to Experimental Mechanics", *Experimental Mechanics*, **25**: 232-244, 1985.
- [54] H. Marcellierl, P. Vescovo, et al., "Optical analysis of displacement and strain fields on human skin", *Skin Research and Technology*, **7**: 246-253, 2001.

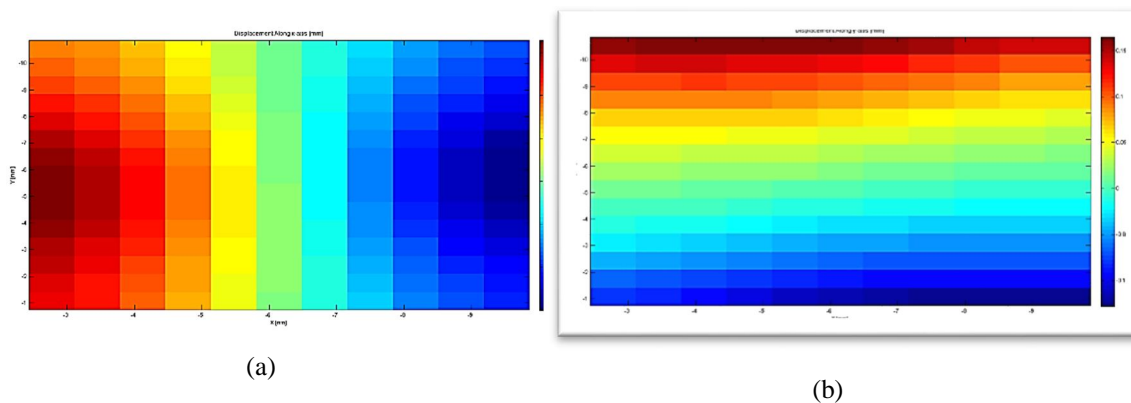
- [55] P. Hung and A. Voloshin, "In-plane Strain Measurement by Digital Image Correlation", *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, **25**: 215-221, 2003.
- [56] O. Zienkiewicz and R. Taylor, "The Finite Element Method: the basis", Vol. 1, Butterworth-Heinemann, London, 2000.
- [57] J. P. Pascon, "Modelos Constitutivos para Materiais Hiperelásticos: Estudo e Implementação Computacional", *Dissertação de Mestrado*, Universidade de São Paulo, 2008.
- [58] F. Azar, D. Metaxas and D. Schnall, "A deformable finite element model of the breast for predicting mechanical deformations under external perturbations", *Academic Radiology*, **8**: 965–975, 2001.
- [59] J. Humphrey, "Continuum biomechanics of soft biological tissues", *Proceedings of Mathematics and Physics Engineering Science (Series A)*, 2003.
- [60] K. Miller, "Constitutive model of brain tissue suitable for finite element analysis of surgical procedures", *Journal of Biomechanics.*, **32**: 531–537, 1999.
- [61] G. Holzapfel, "Nonlinear Solid Mechanics: A Continuum Approach for Engineering", John Wiley & Sons, LTD, New York, 2000.
- [62] H. O. Yeoh, "Some forms of the strain energy function for rubber", *Rubber Chemistry and Technology*, **66**: 754–771, 1993.
- [63] Wacker Silicones. Elastosil. Bonding, sealing, rotting/encapsulation and coating with RTV silicone rubber compounds.
- [64] K. K. Toosi, "The effects of long-term spinal cord injury on the urinary bladder wall tissue mechanics", *University of Pittsburgh*, 2006.
- [65] A. M. Almasri, "Mechanical behavior and length adaptation of rabbit bladder smooth muscle", *Virginia Commonwealth University*, Richmond, Virginia 2009.
- [66] T. Gilbert, S. Wognum, E. Joyce, D. Freytes, M. Sacks, S. Badylak, "Collagen fiber alignment and biaxial mechanical behavior of porcine urinary bladder derived extracellular matrix", *Biomaterial* Vol.29 4775-4782, 2008.

- [67] P. Martins, A. Filho, A. Fonseca, A. Santos, L. Santos, T. Mascarenhas, R. Natal, A. Ferreira, “Uniaxial mechanical behaviour of the human female bladder”, *International urogynecological journal* Vol.22 991-995, 2011.
- [68] C. Rubod, M. Boukerrou, M. Brieu, P. Dubois, M. Cosson, “Biomechanical properties of vaginal tissue. Part 1: New experimental protocol”. *The journal of urology* Vol.178, 320-355, July 2007.
- [69] P. Martins, E. Peña, B. Calvo, M. Doblaré, T. Mascarenhas, R. Natal, A. Ferreira, “Prediction of nonlinear elastic behaviour of vaginal tissue: experimental results and model formulation”. *Computer methods in mechanics and biomedical engineering* Vol.13 327-337, June 2010.
- [70] E. Peña, P. Martins, T. Mascarenhas, R. Natal, A. Ferreira, M. Doblaré, B. Calvo, “Mechanical characterization of the softening behaviour of human vaginal tissue”, *Journal of the mechanical behaviour of biomedical materials* Vol.4 275-283, 2011.
- [71] J. T. W. Goh, “Biomechanical properties of prolapse vaginal tissue in pre and postmenopausal women”, *Internacional Urogynecology journal* Vol.13 76-79, 2002.

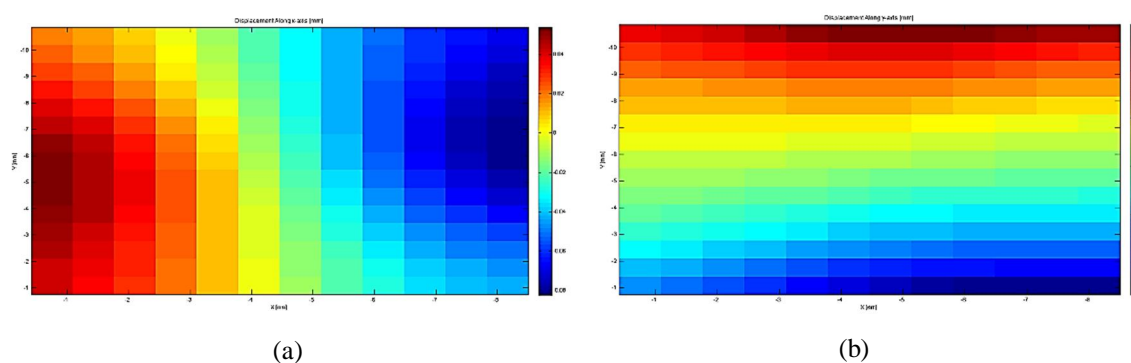
## **Anexos**

# **Anexo A**

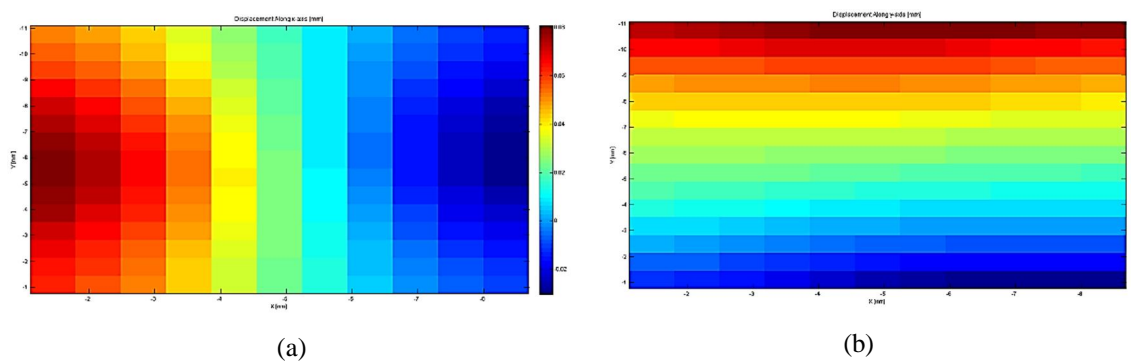
## Resultados



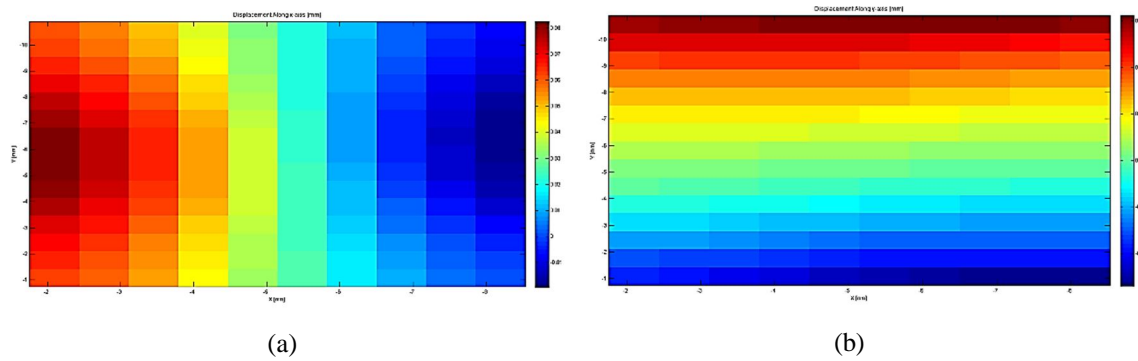
**Figura A.1:** Campo de deslocamento do provete 1 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 1mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



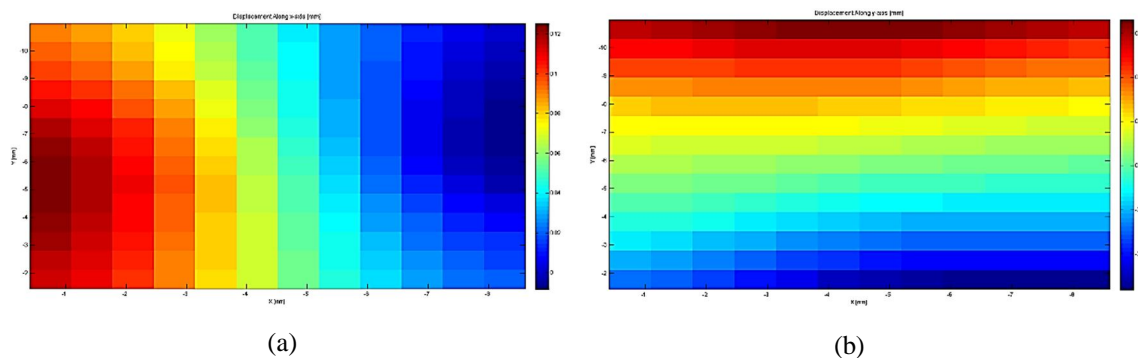
**Figura A.2:** Campo de deslocamento do provete 2 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 1mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



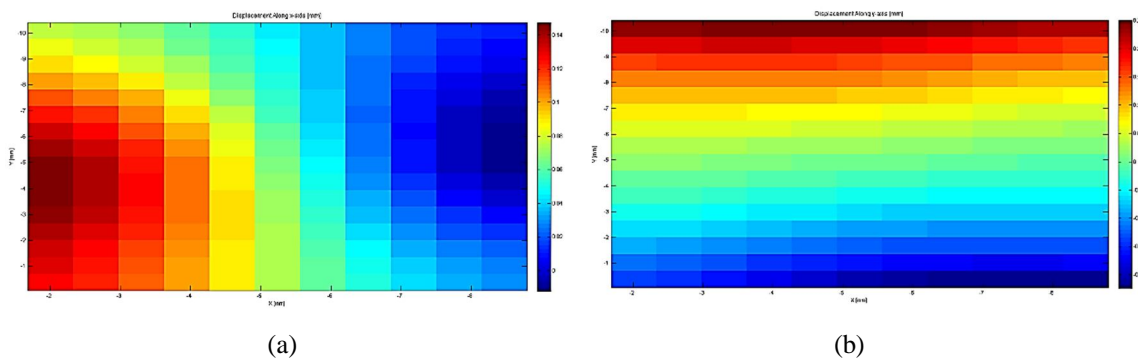
**Figura A.3:** Campo de deslocamento do provete 3 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 1mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



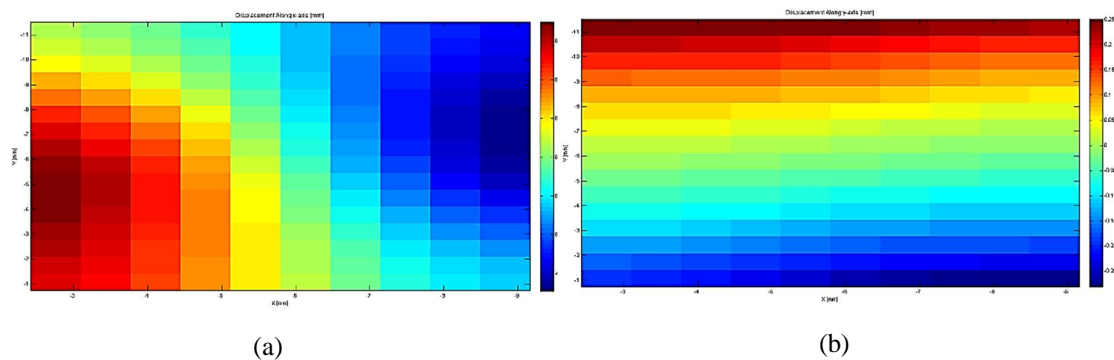
**Figura A.4:** Campo de deslocamento do provete 4 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 1mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



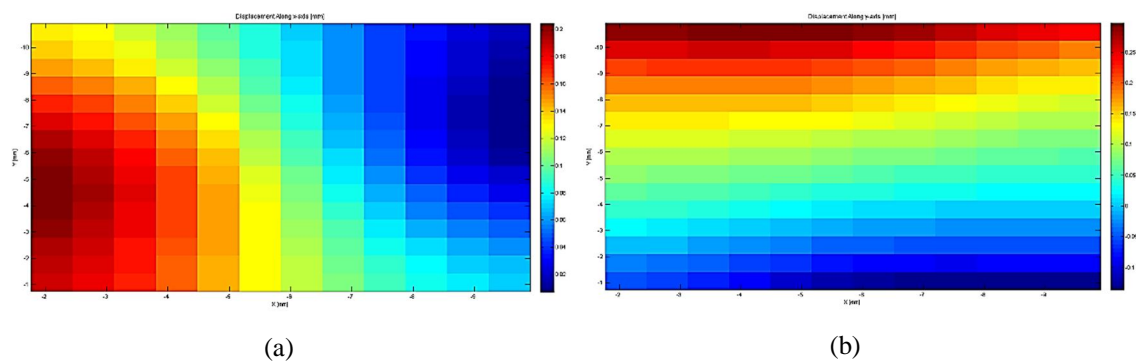
**Figura A.5:** Campo de deslocamento do provete 5 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 1mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



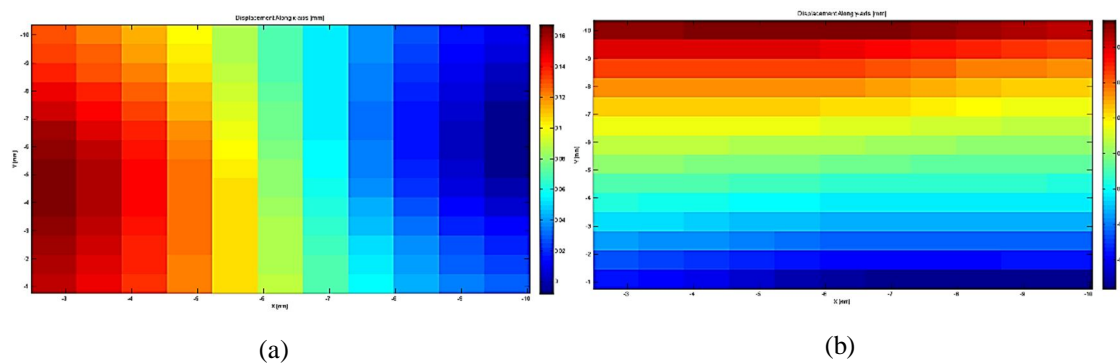
**Figura A.6:** Campo de deslocamento do provete 1 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 2mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



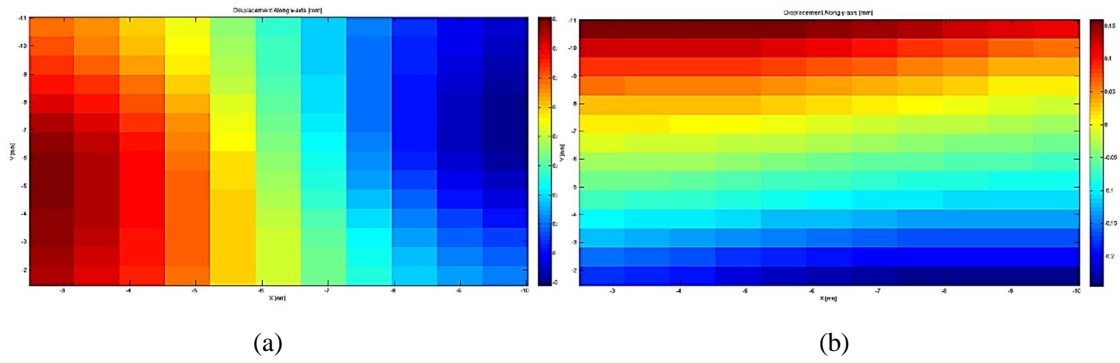
**Figura A.7:** Campo de deslocamento do provete 2 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 2mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



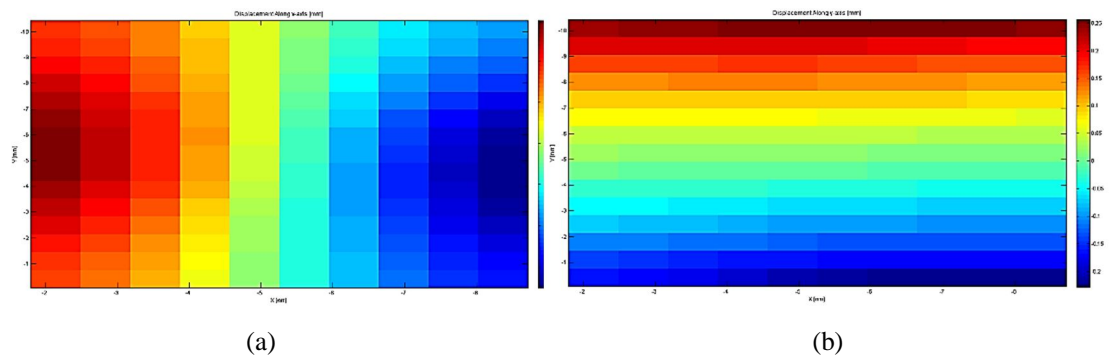
**Figura A.8:** Campo de deslocamento do provete 3 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 2mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



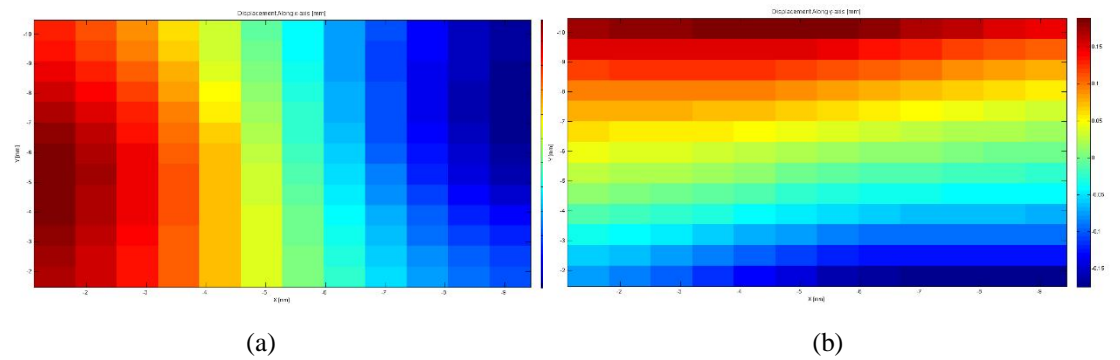
**Figura A.9:** Campo de deslocamento do provete 4 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 2mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



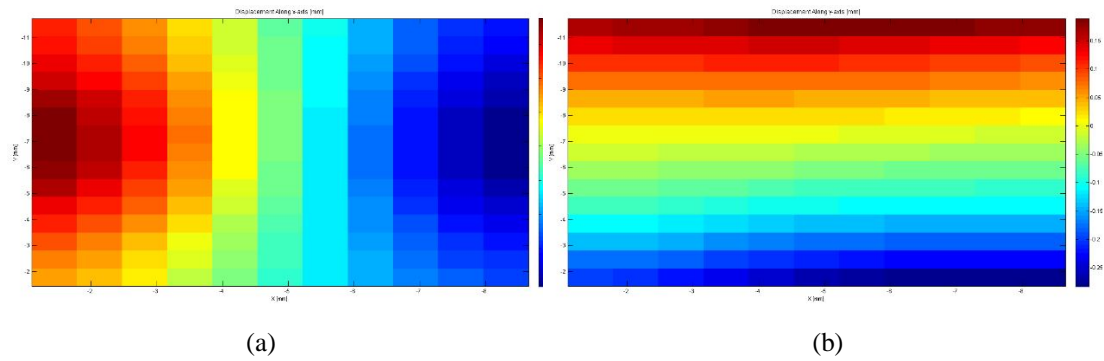
**Figura A.10:** Campo de deslocamento do provete 5 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 2mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



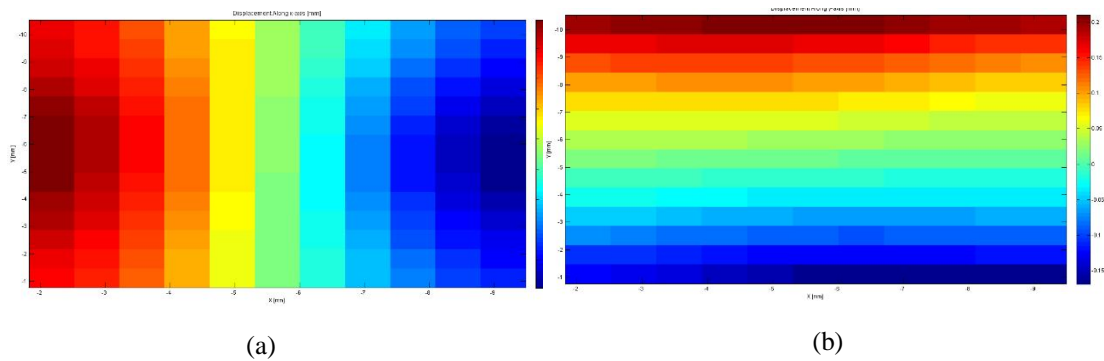
**Figura A.11:** Campo de deslocamento do provete 1 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 5mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



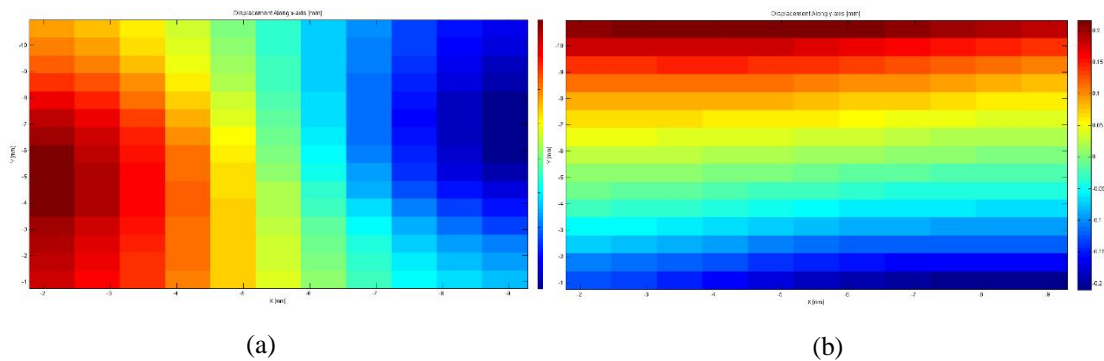
**Figura A.12:** Campo de deslocamento do provete 2 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 5mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



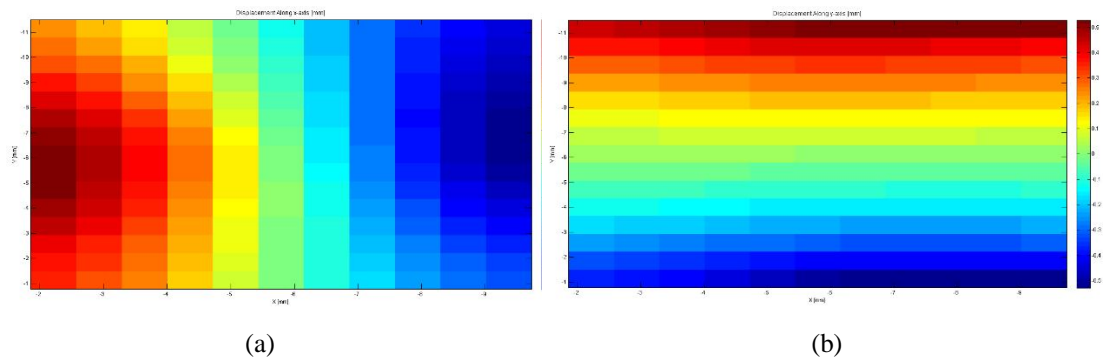
**Figura A.13:** Campo de deslocamento do provete 3 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 5mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



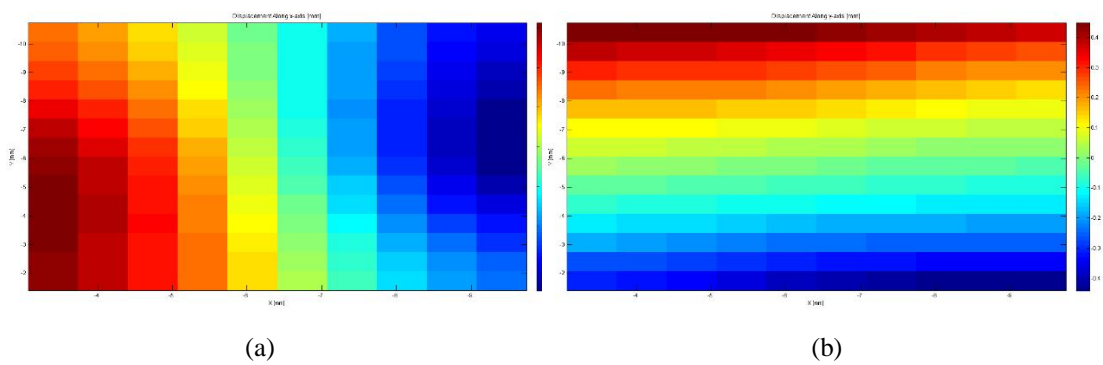
**Figura A.14:** Campo de deslocamento do provete 4 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 5mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



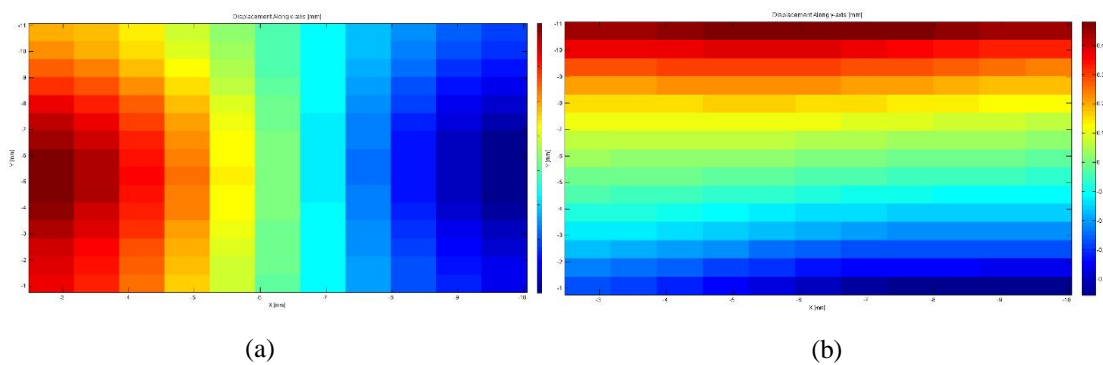
**Figura A.15:** Campo de deslocamento do provete 5 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 5mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



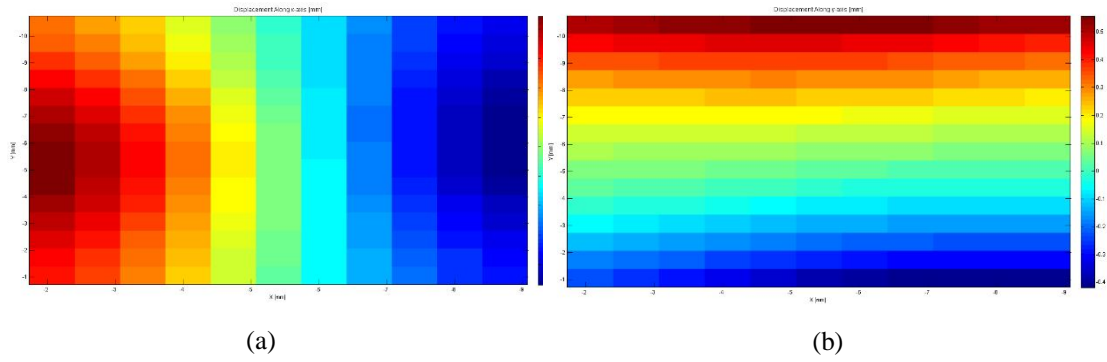
**Figura A.16:** Campo de deslocamento do provete 1 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 10mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



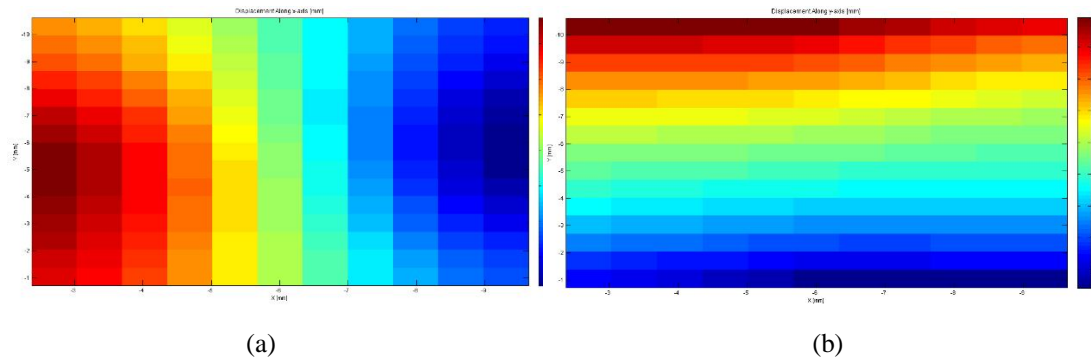
**Figura A.17:** Campo de deslocamento do provete 2 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 10mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



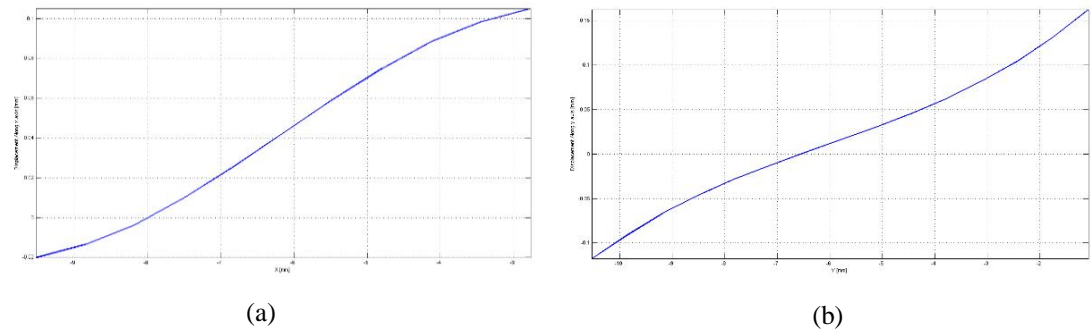
**Figura A.18:** Campo de deslocamento do provete 3 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 10mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



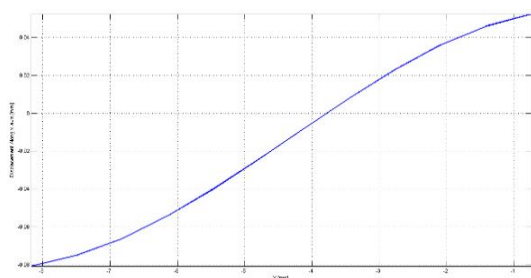
**Figura A.19:** Campo de deslocamento do provete 4 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 10mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



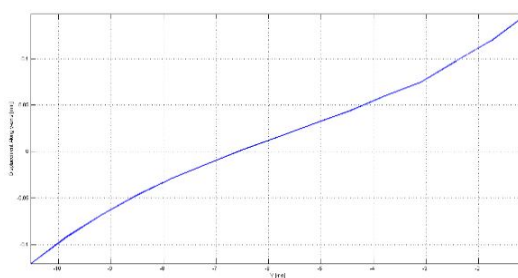
**Figura A.20:** Campo de deslocamento do provete 5 do material RTV 615, a uma taxa de deformação 10mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



**Figura A.21:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 1 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 1mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

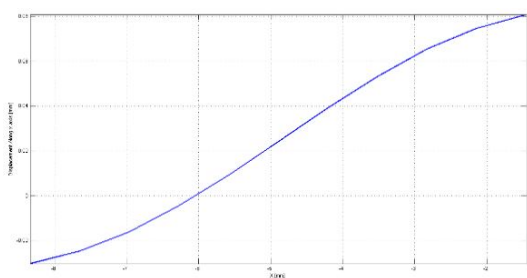


(a)

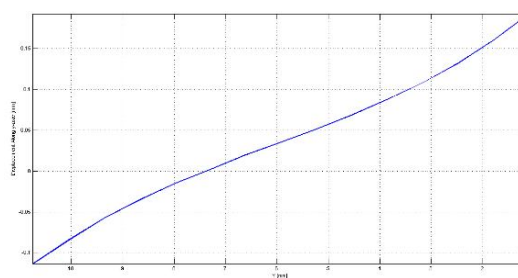


(b)

**Figura A.22:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 2 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 1mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

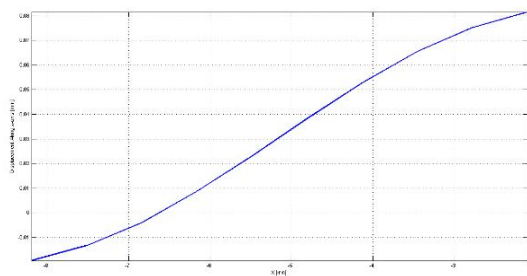


(a)

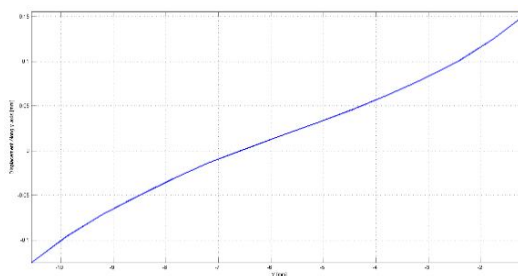


(b)

**Figura A.23:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 3 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 1mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

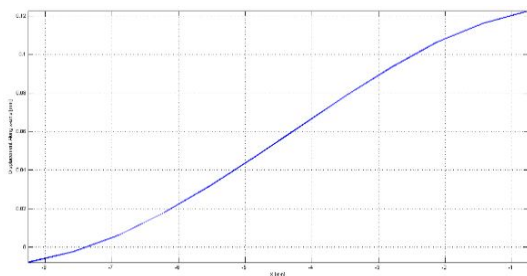


(a)

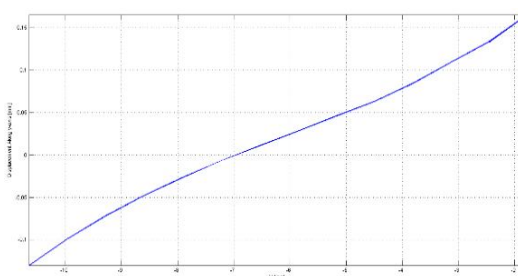


(b)

**Figura A.24:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 4 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 1mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

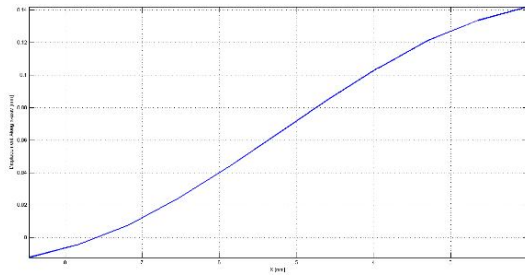


(a)

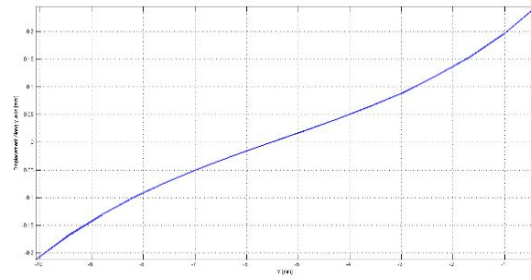


(b)

**Figura A.25:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 5 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 1mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

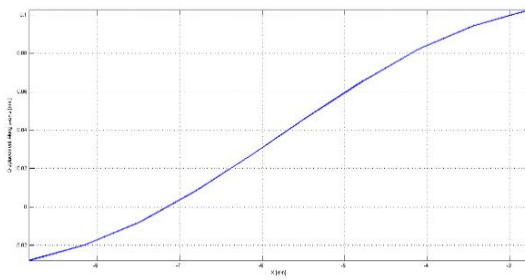


(a)

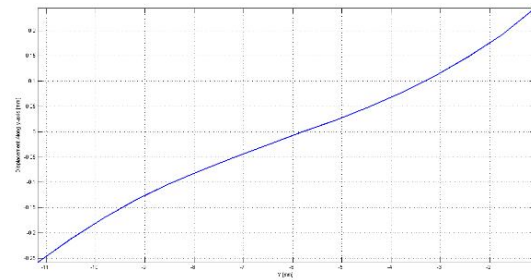


(b)

**Figura A.26:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 1 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 2mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

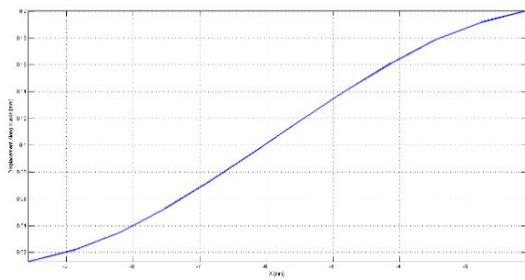


(a)

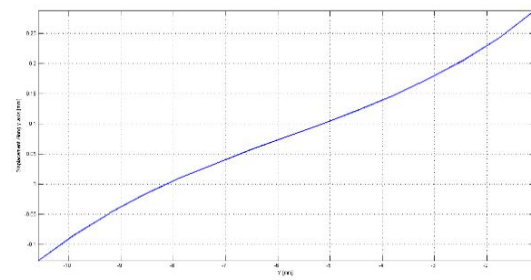


(b)

**Figura A.27:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 2 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 2mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

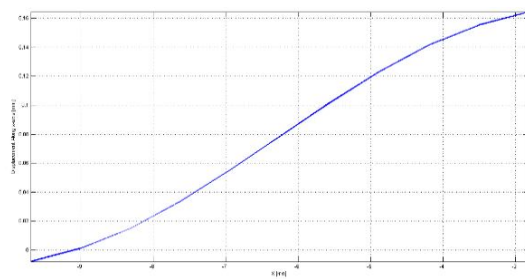


(a)

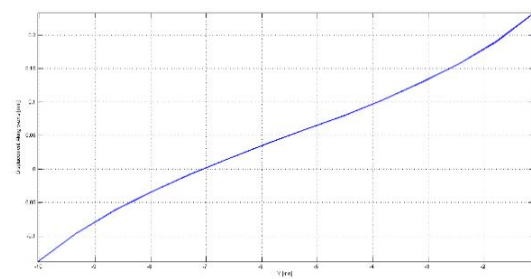


(b)

**Figura A.28:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 3 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 2mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

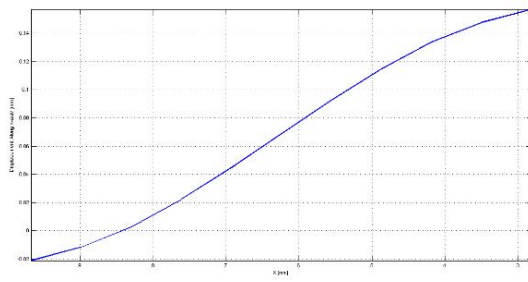


(a)

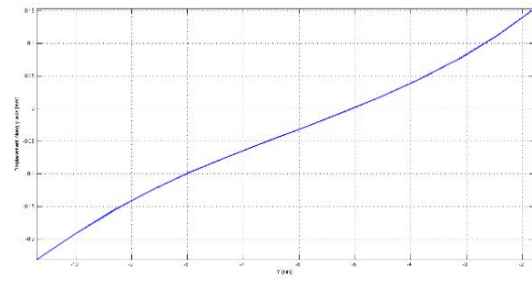


(b)

**Figura A.29:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 4 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 2mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

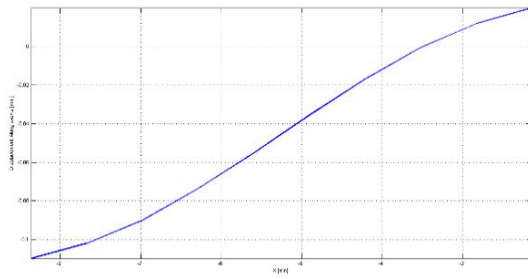


(a)

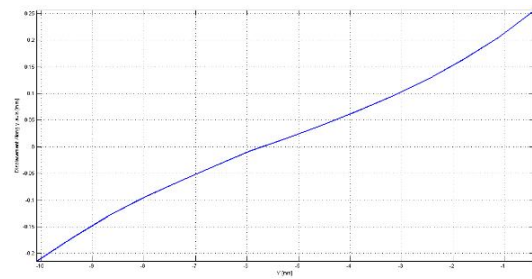


(b)

**Figura A.30:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 5 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 2mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

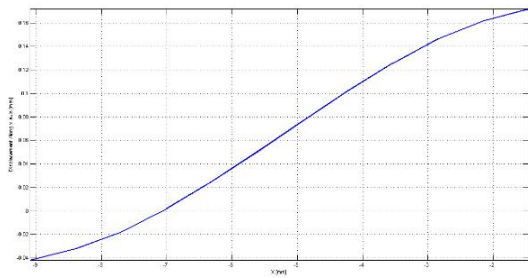


(a)

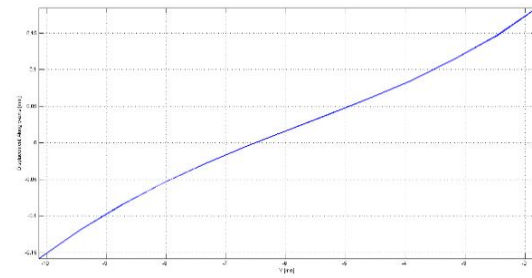


(b)

**Figura A.31:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 1 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 5mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

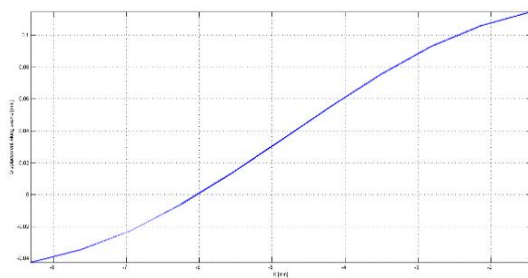


(a)

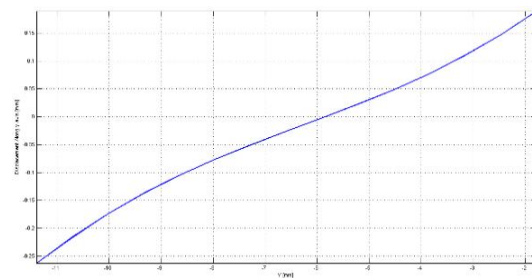


(b)

**Figura A.32:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 2 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 5mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.

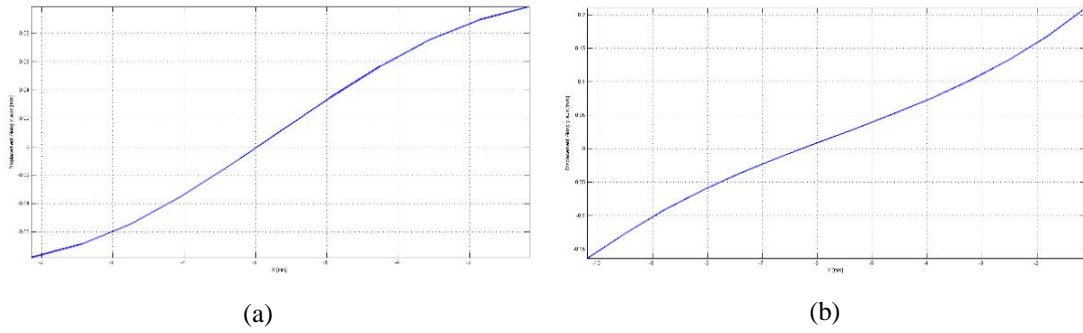


(a)

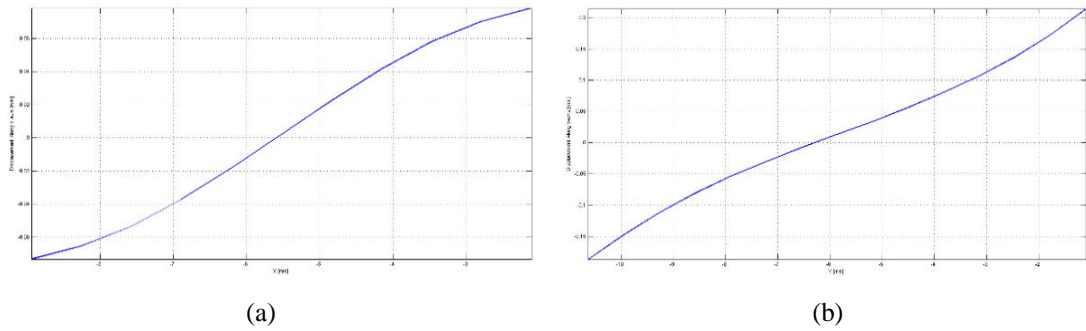


(b)

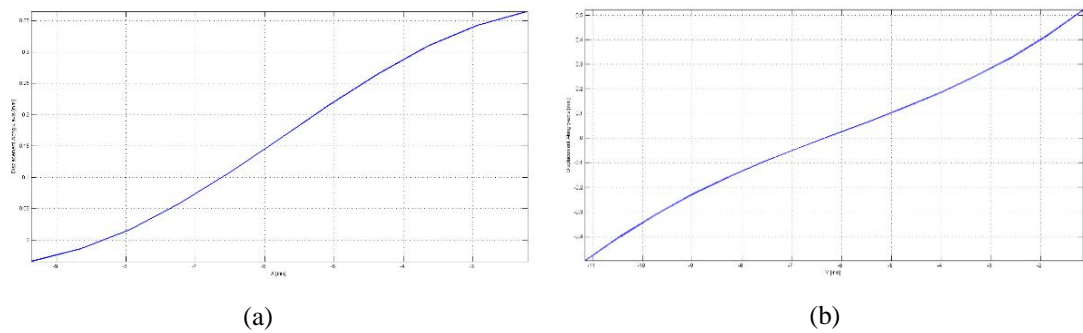
**Figura A.33:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 3 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 5mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.



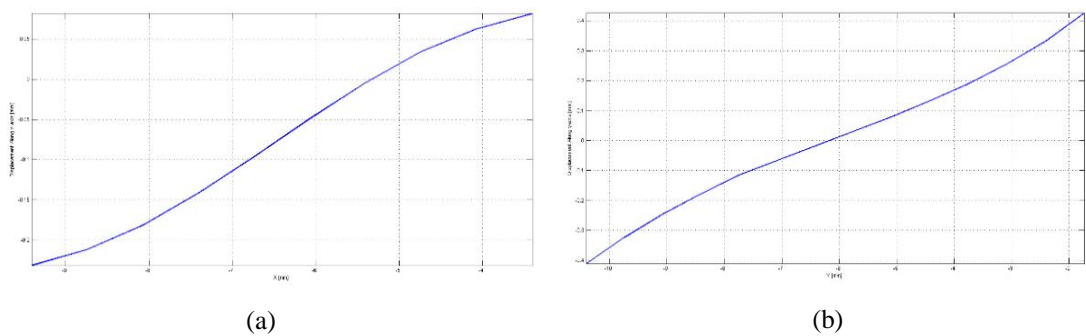
**Figura A.34:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 4 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 5mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.



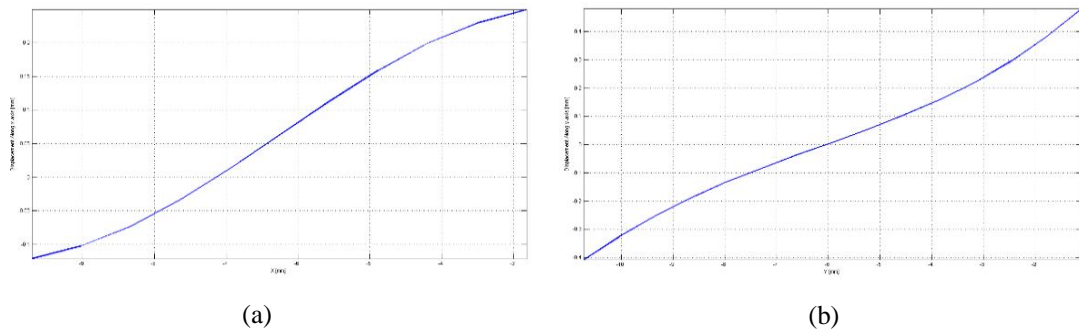
**Figura A.35:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 5 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 5mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.



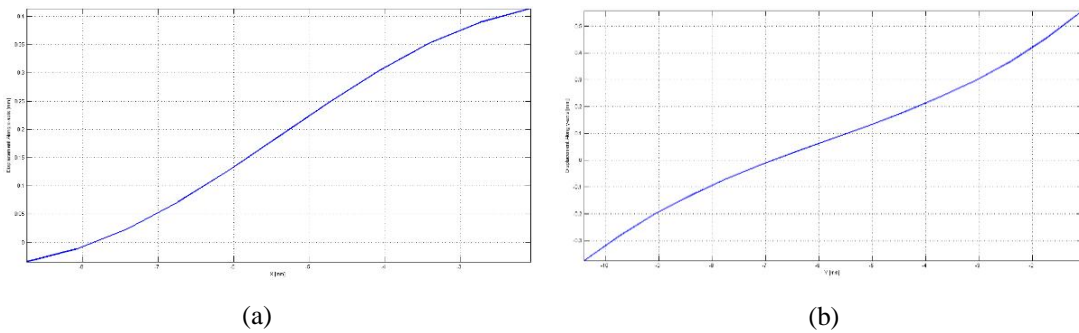
**Figura A.36:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 1 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 10mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.



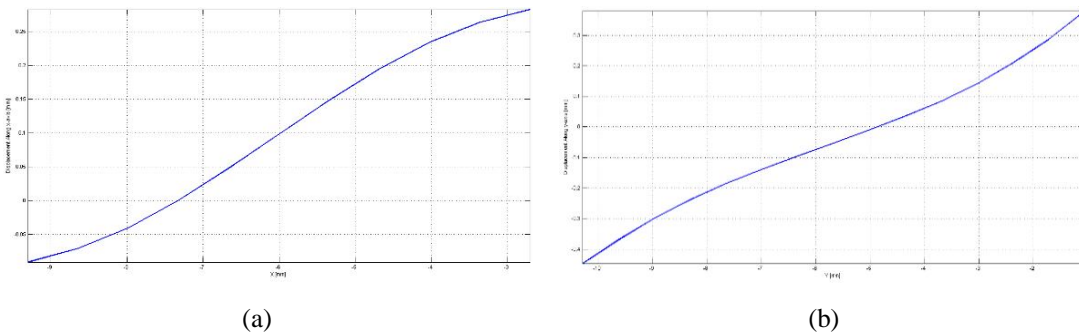
**Figura A.37:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 2 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 10mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.



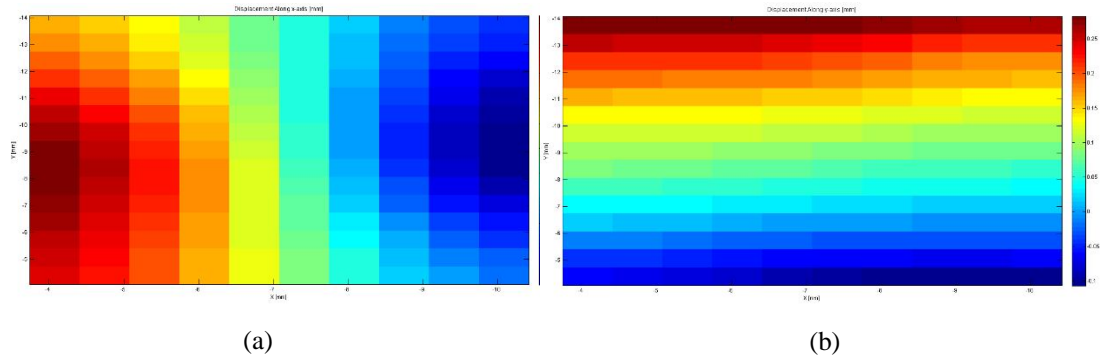
**Figura A.38:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 3 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 10mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.



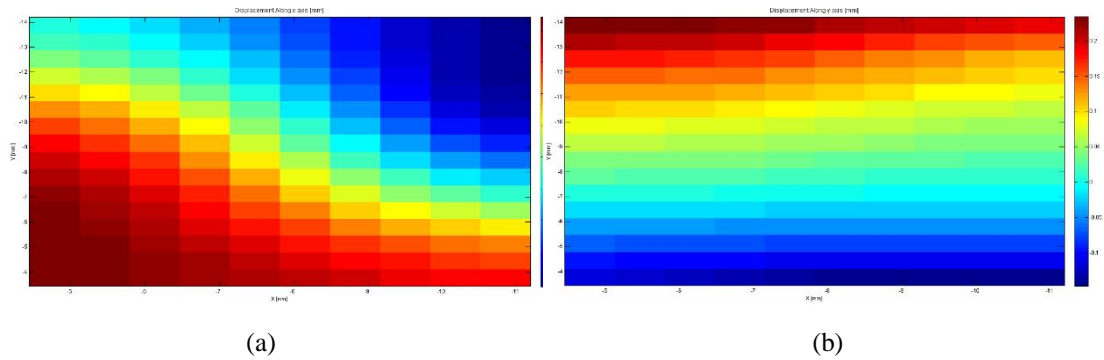
**Figura A.39:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 4 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 10mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.



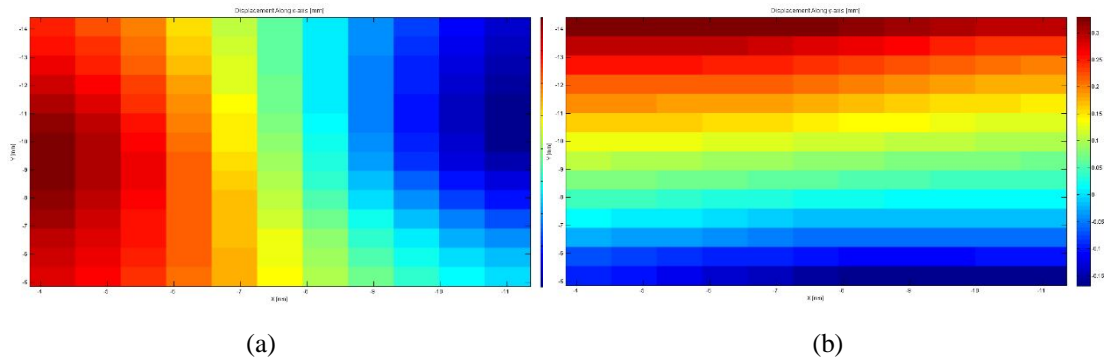
**Figura A.40:** Perfil do campo de deslocamento na região central do provete 5 do material RTV 615 para uma taxa de deformação de 10mm/min: (a) direção X e (b) direção Y.



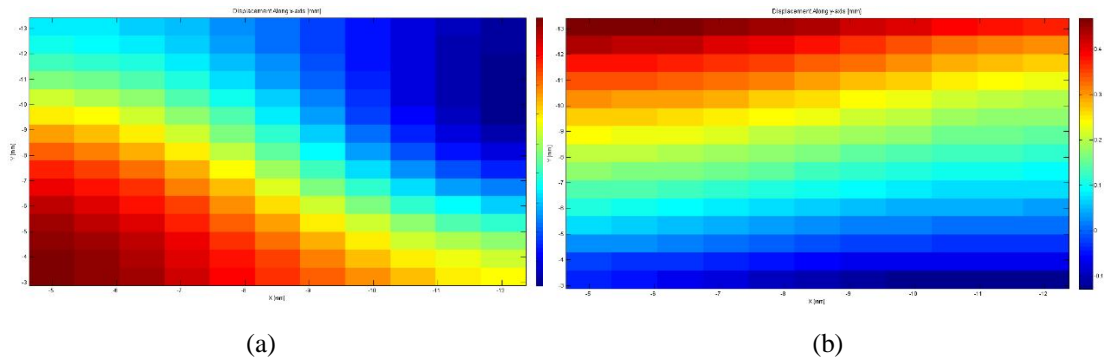
**Figura A.41:** Campo de deslocamento medido no provete 1 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 1mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



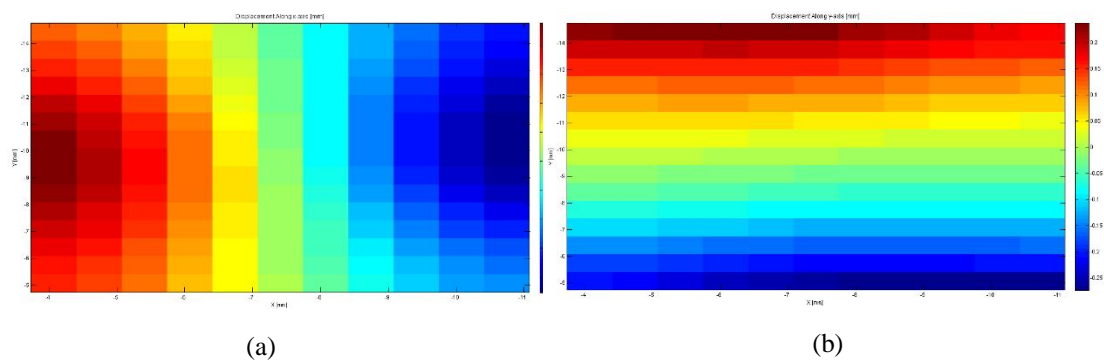
**Figura A.42:** Campo de deslocamento medido no provete 2 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 1mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



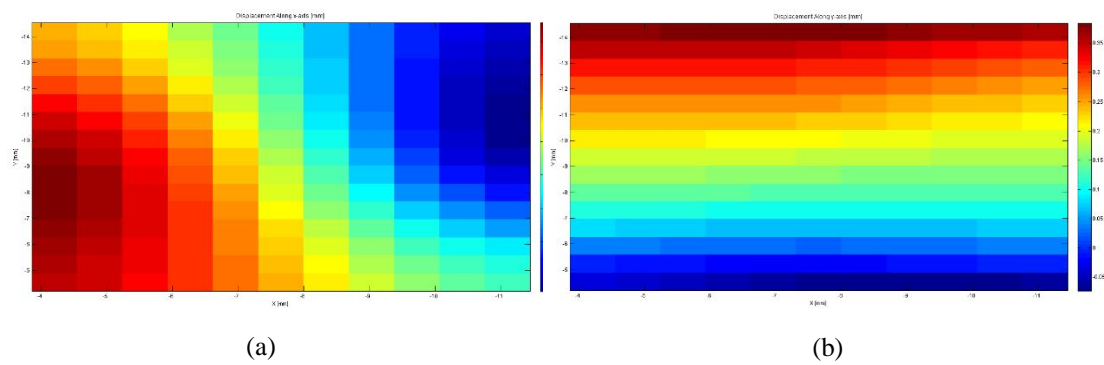
**Figura A.43:** Campo de deslocamento medido no provete 1 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 2mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



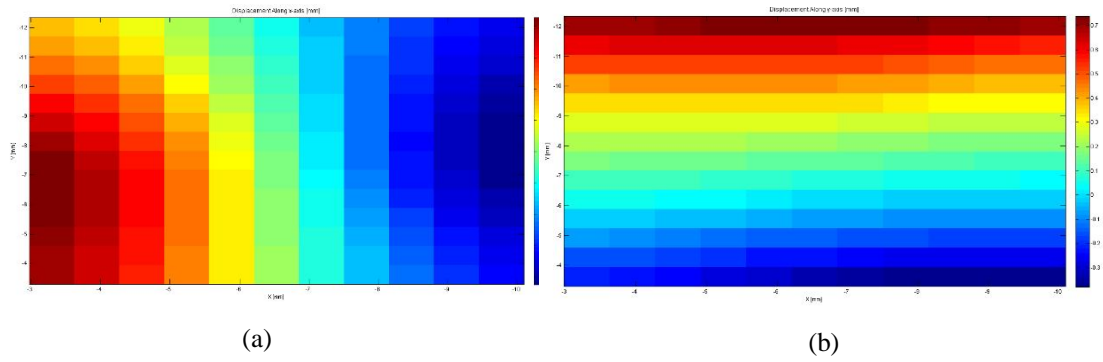
**Figura A.44:** Campo de deslocamento medido no provete 2 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 2mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



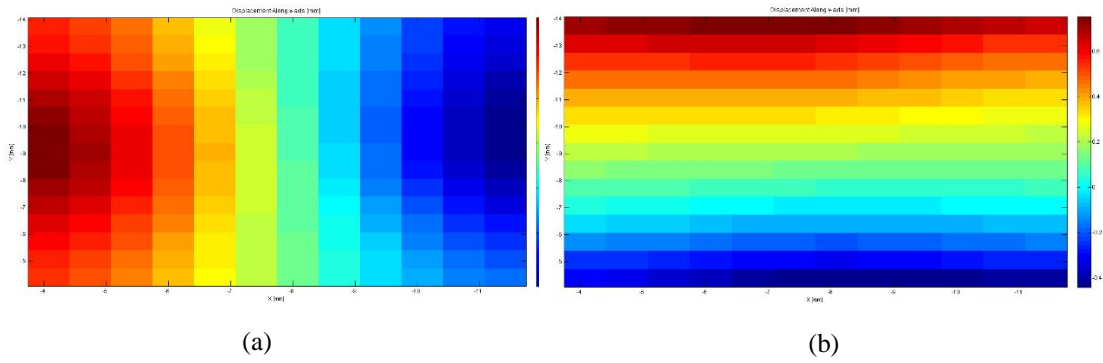
**Figura A.45:** Campo de deslocamento medido no provete 1 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 5mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



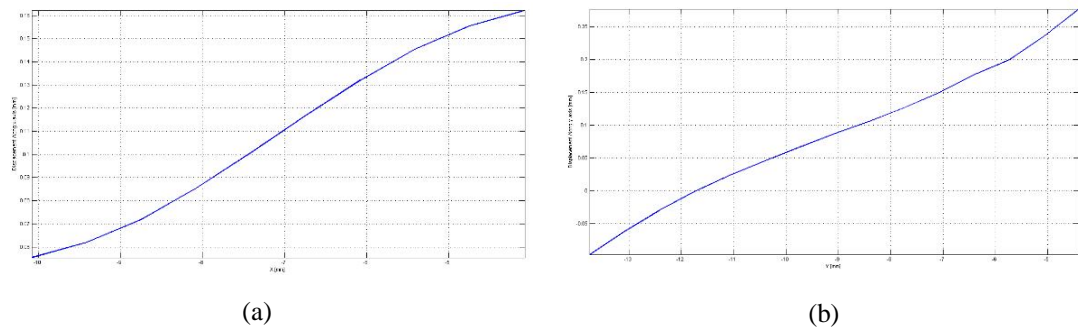
**Figura A.46:** Campo de deslocamento medido no provete 2 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 5mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



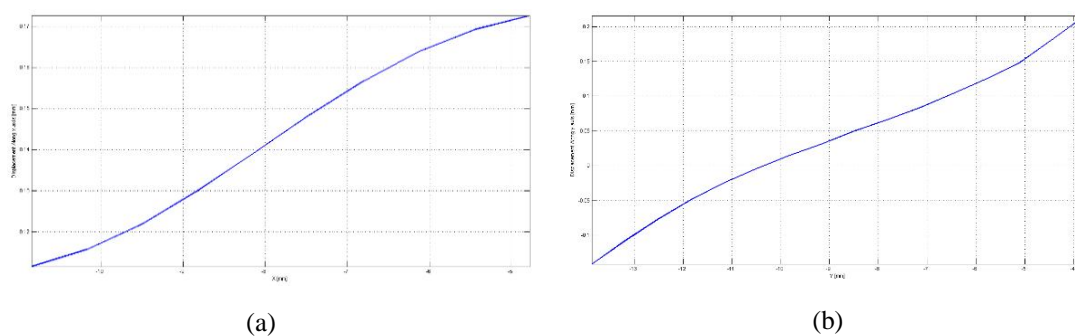
**Figura A.47:** Campo de deslocamento medido no provete 1 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 10mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



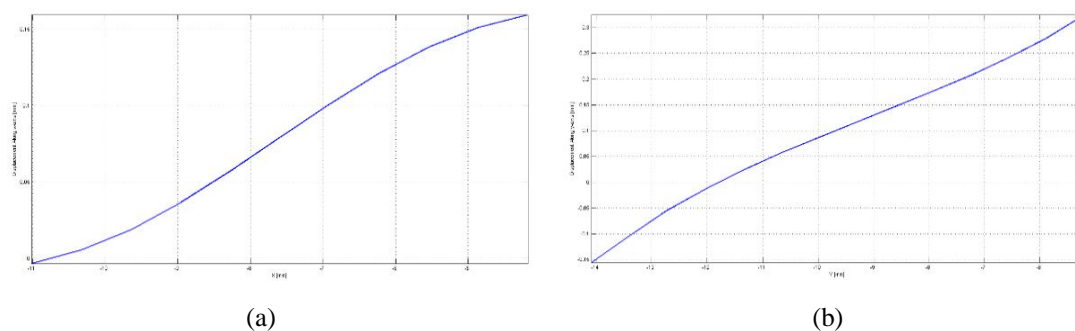
**Figura A.48:** Campo de deslocamento medido no provete 2 de material Sylgard 184, a uma taxa de deformação de 10mm/min, usando o CDI: (a) direção X e (b) direção Y.



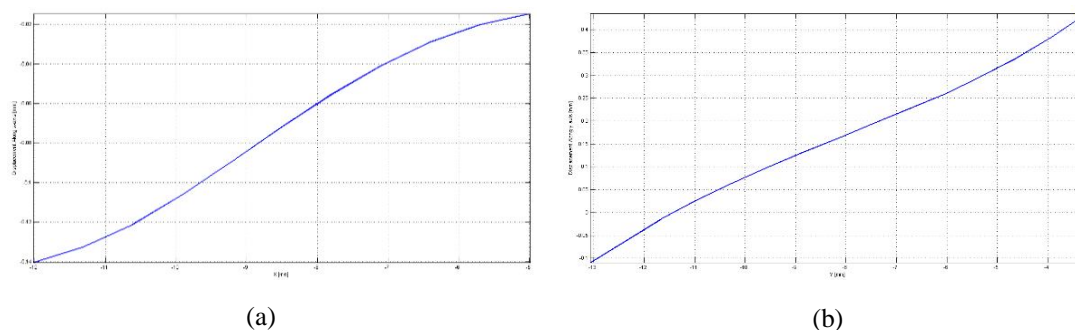
**Figura A.49:** Variação do deslocamento no centro dos provetes à velocidade de 1mm/min; (a) segundo X e (b) segundo Y, do ensaio 1.



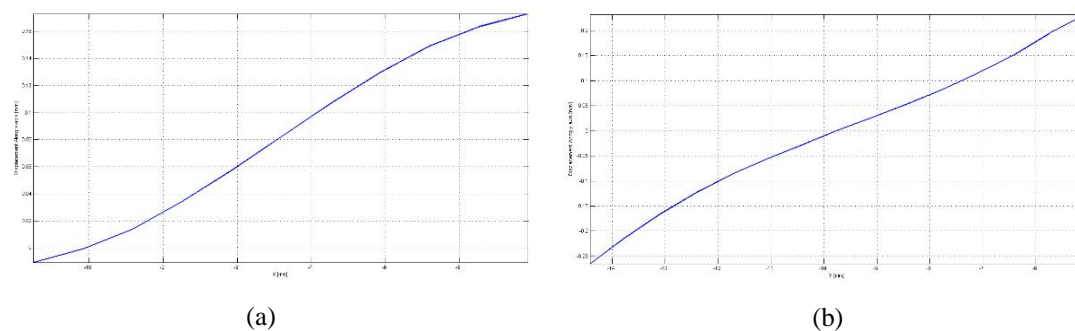
**Figura A.50:** Variação do deslocamento no centro dos provetes à velocidade de 1mm/min; (a) segundo X e (b) segundo Y, do ensaio 2.



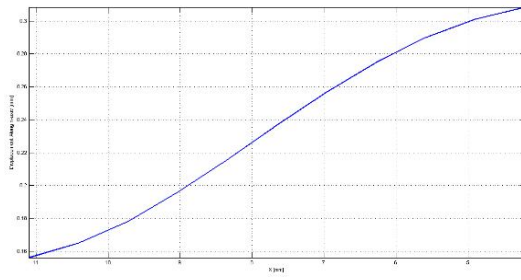
**Figura A.51:** Variação do deslocamento no centro dos provetes à velocidade de 2mm/min; (a) segundo X e (b) segundo Y, do ensaio 1.



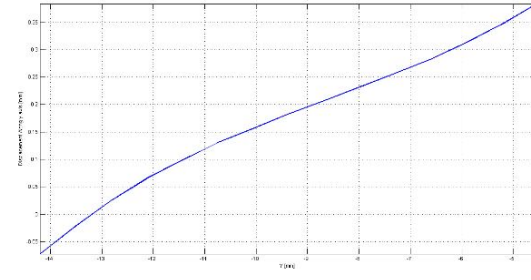
**Figura A.52:** Variação do deslocamento no centro dos provetes à velocidade de 2mm/min; (a) segundo X e (b) segundo Y, do ensaio 2.



**Figura A.53:** Variação do deslocamento no centro dos provetes à velocidade de 5mm/min; (a) segundo X e (b) segundo Y, do ensaio 1.

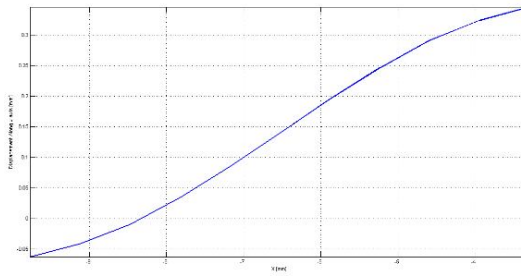


(a)

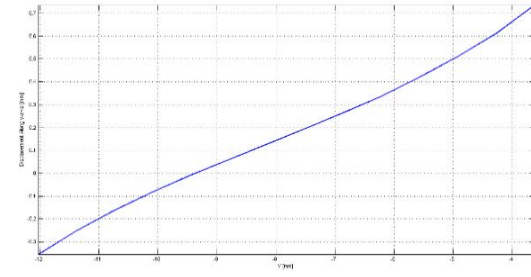


(b)

**Figura A.54:** Variação do deslocamento no centro dos provetes à velocidade de 5mm/min; (a) segundo X e (b) segundo Y, do ensaio 2.

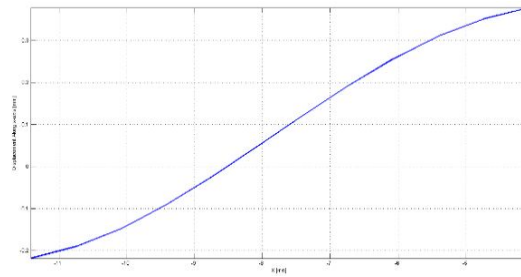


(a)

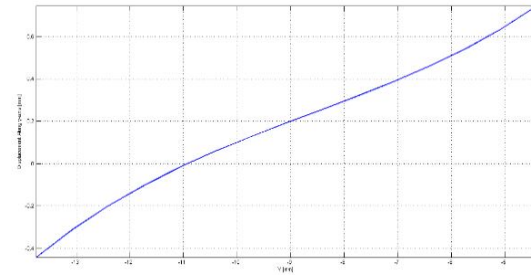


(b)

**Figura A.55:** Variação do deslocamento no centro dos provetes à velocidade de 10mm/min; (a) segundo X e (b) segundo Y, do ensaio 1.

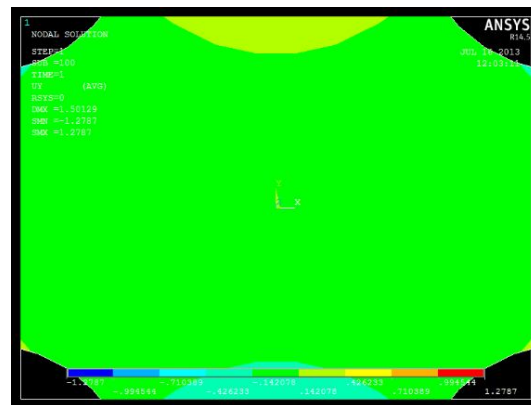
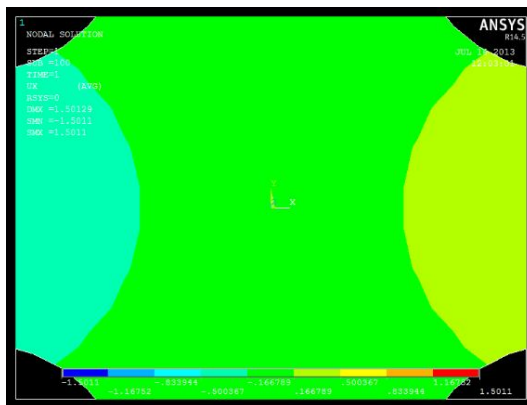


(a)

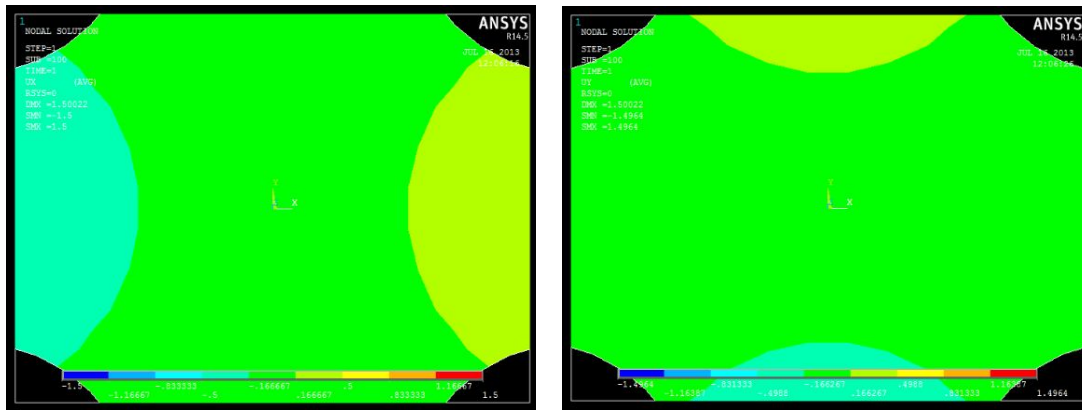


(b)

**Figura A.56:** Variação do deslocamento no centro dos provetes à velocidade de 10mm/min; (a) segundo X e (b) segundo Y, do ensaio 2.

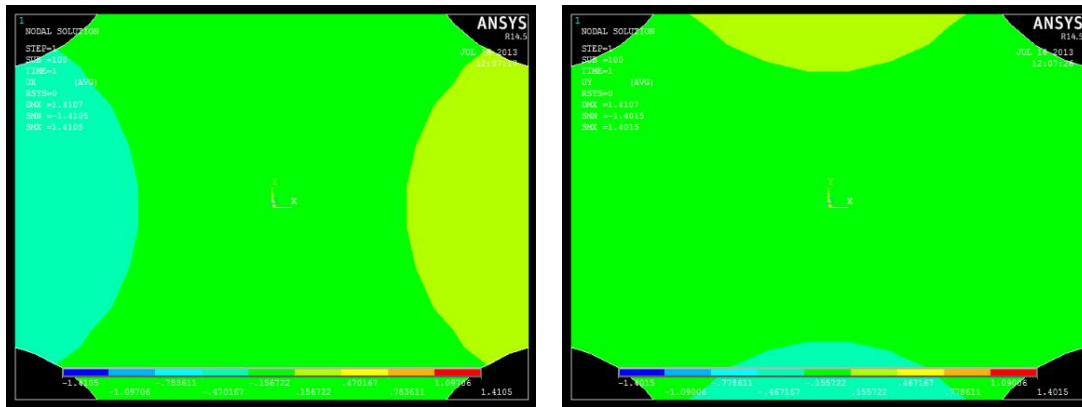




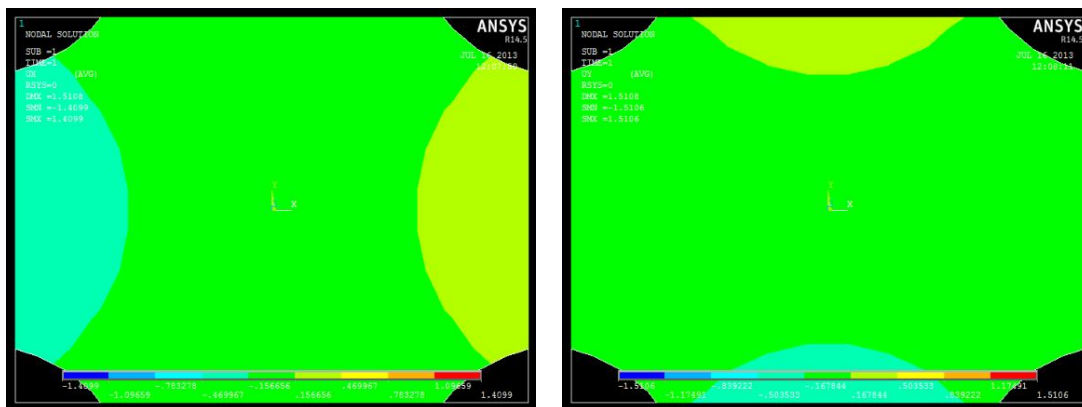


(e)

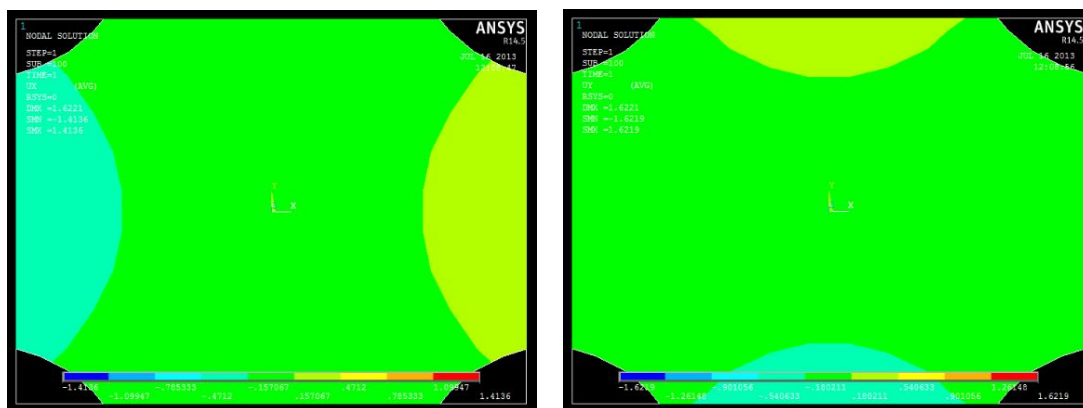
**Figura A.57:** Campo de deslocamentos obtidos por simulação numérica do material RTV 615 à taxa de 2mm/min nas direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5.



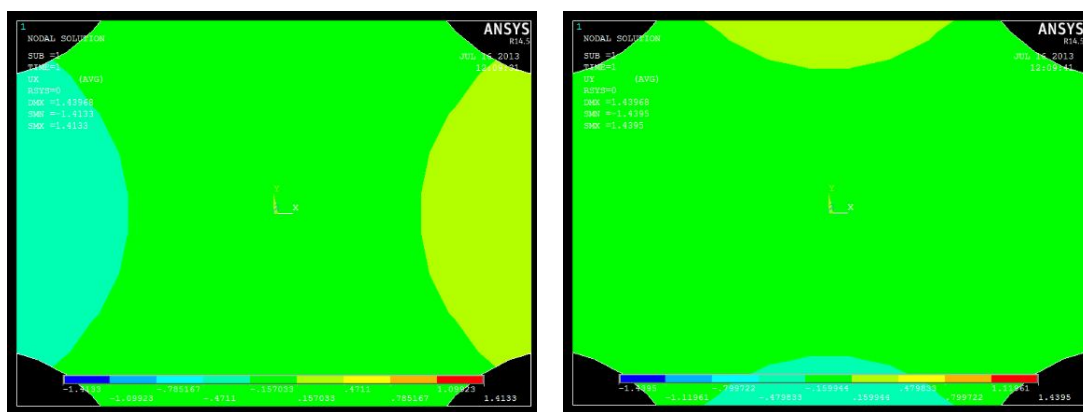
(a)



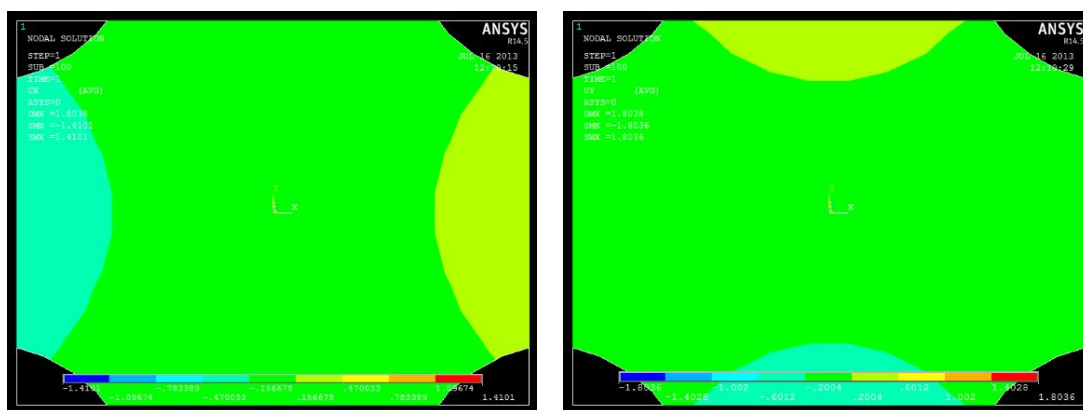
(b)



(c)

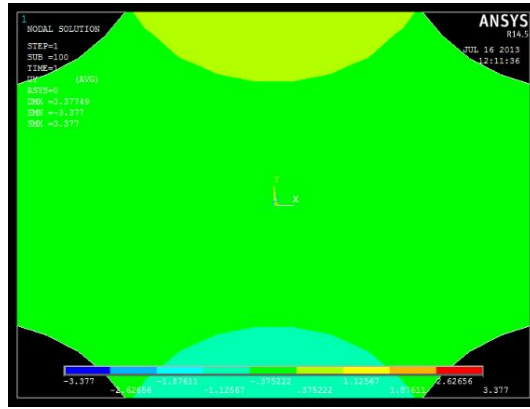
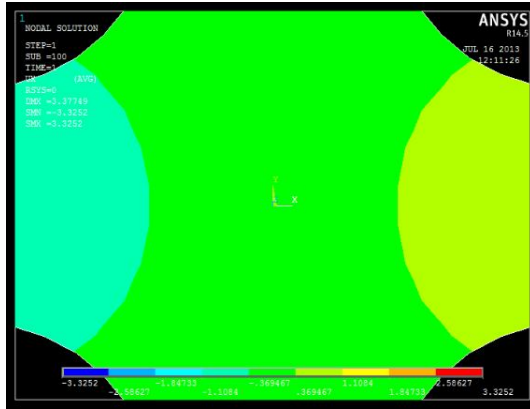


(d)

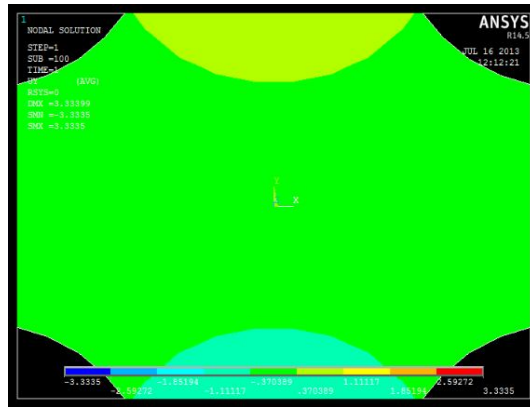
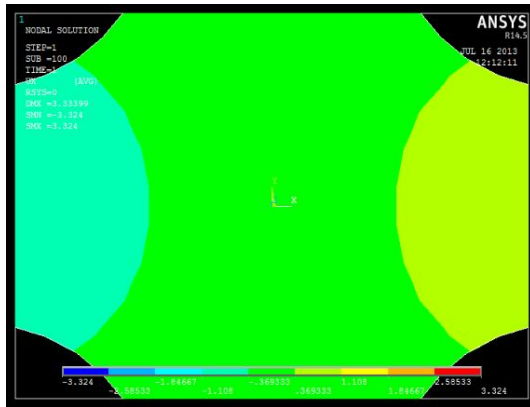


(e)

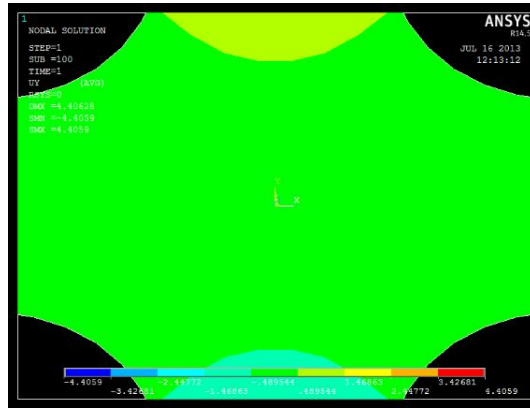
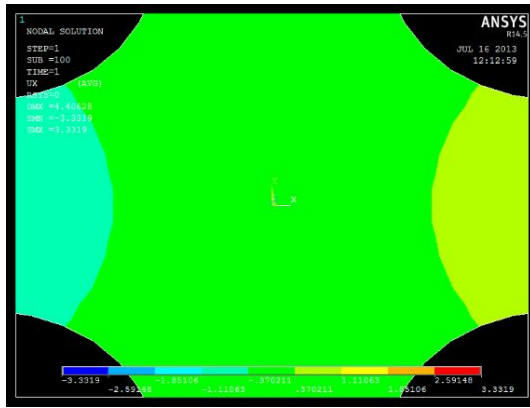
**Figura A.58:** Campo de deslocamentos obtidos por simulação numérica do material RTV 615 à taxa de 5mm/min nas direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5.



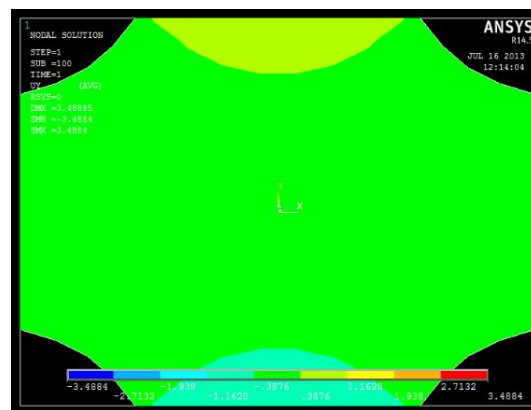
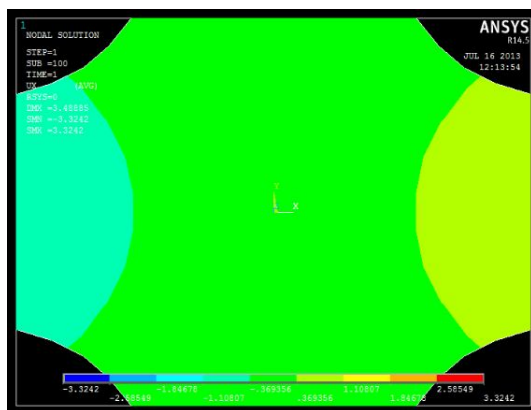
(a)



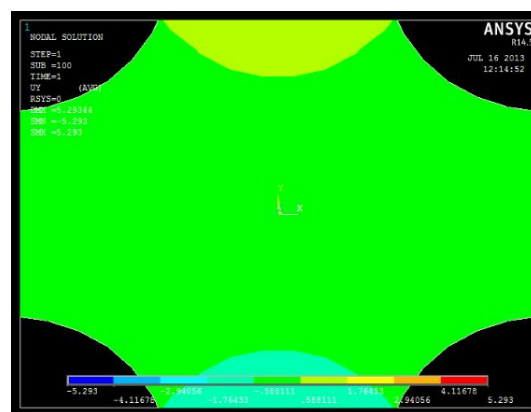
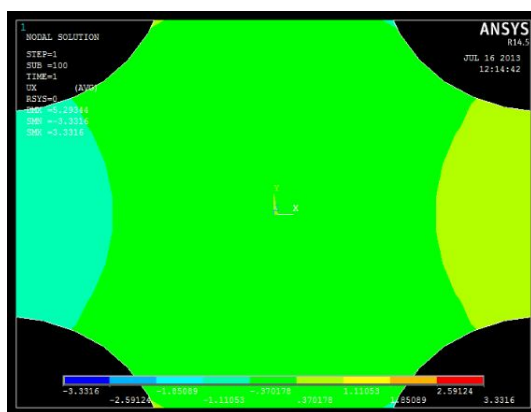
(b)



(c)

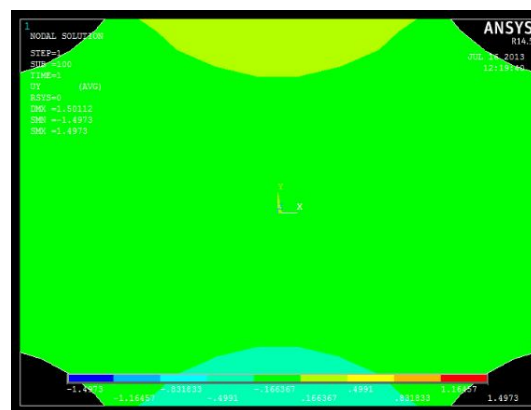
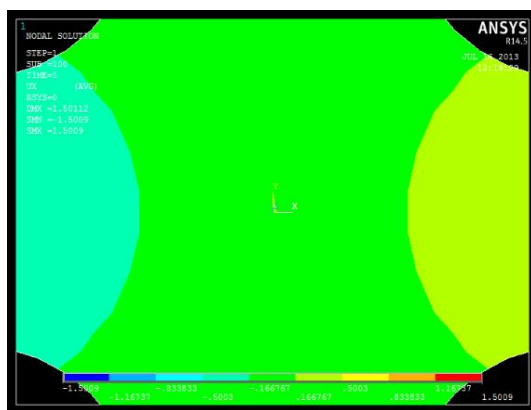


(d)

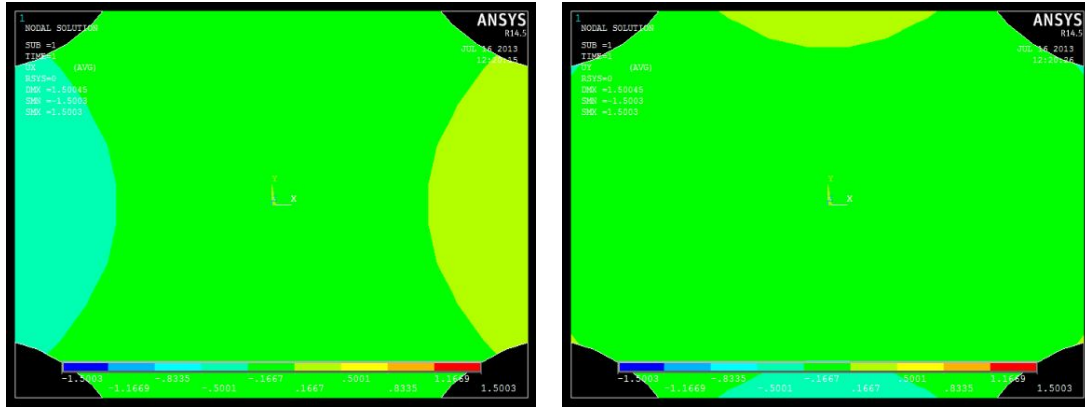


(e)

**Figura A.59:** Campo de deslocamentos obtidos por simulação numérica do material RTV 615 à taxa de 10mm/min nas direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5.

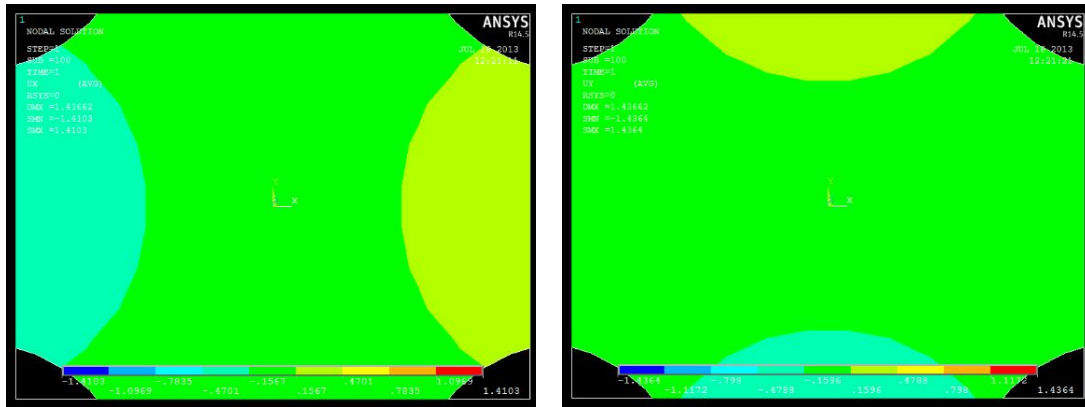


(a)

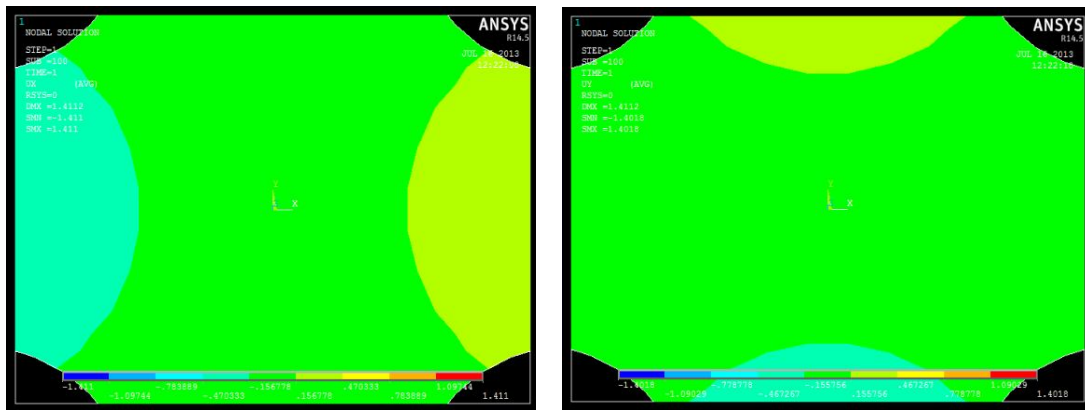


(b)

**Figura A.60:** Campo de deslocamentos obtidos por simulação numérica do material Sylgard 184 à taxa de 2mm/min nas direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2.

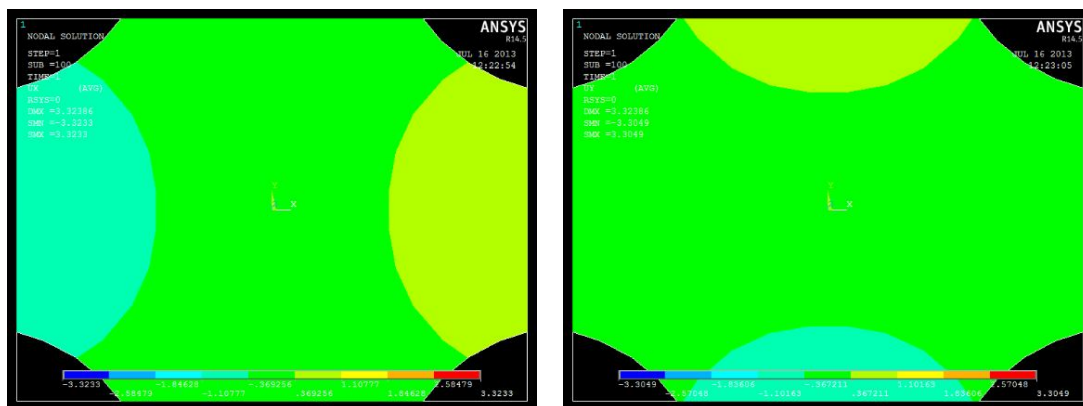


(a)

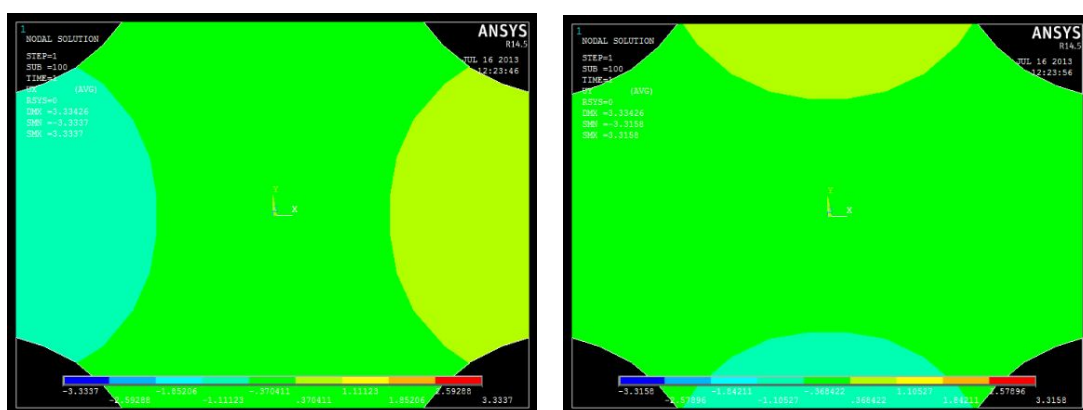


(b)

**Figura A.61:** Campo de deslocamentos obtidos por simulação numérica do material Sylgard 184 à taxa de 5mm/min nas direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2.

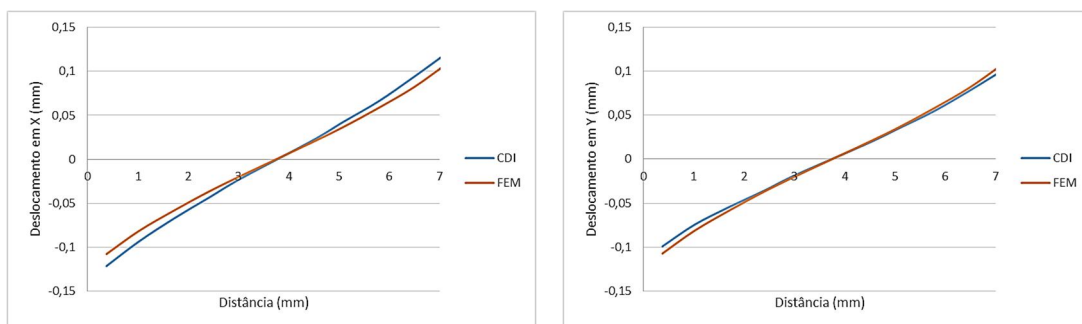


(a)

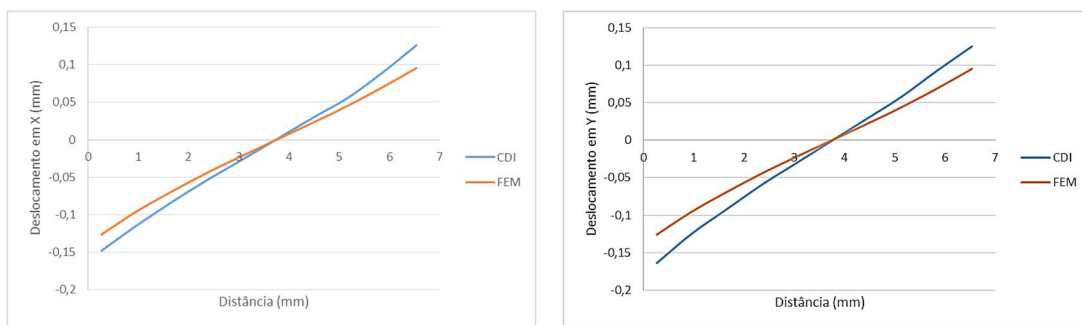


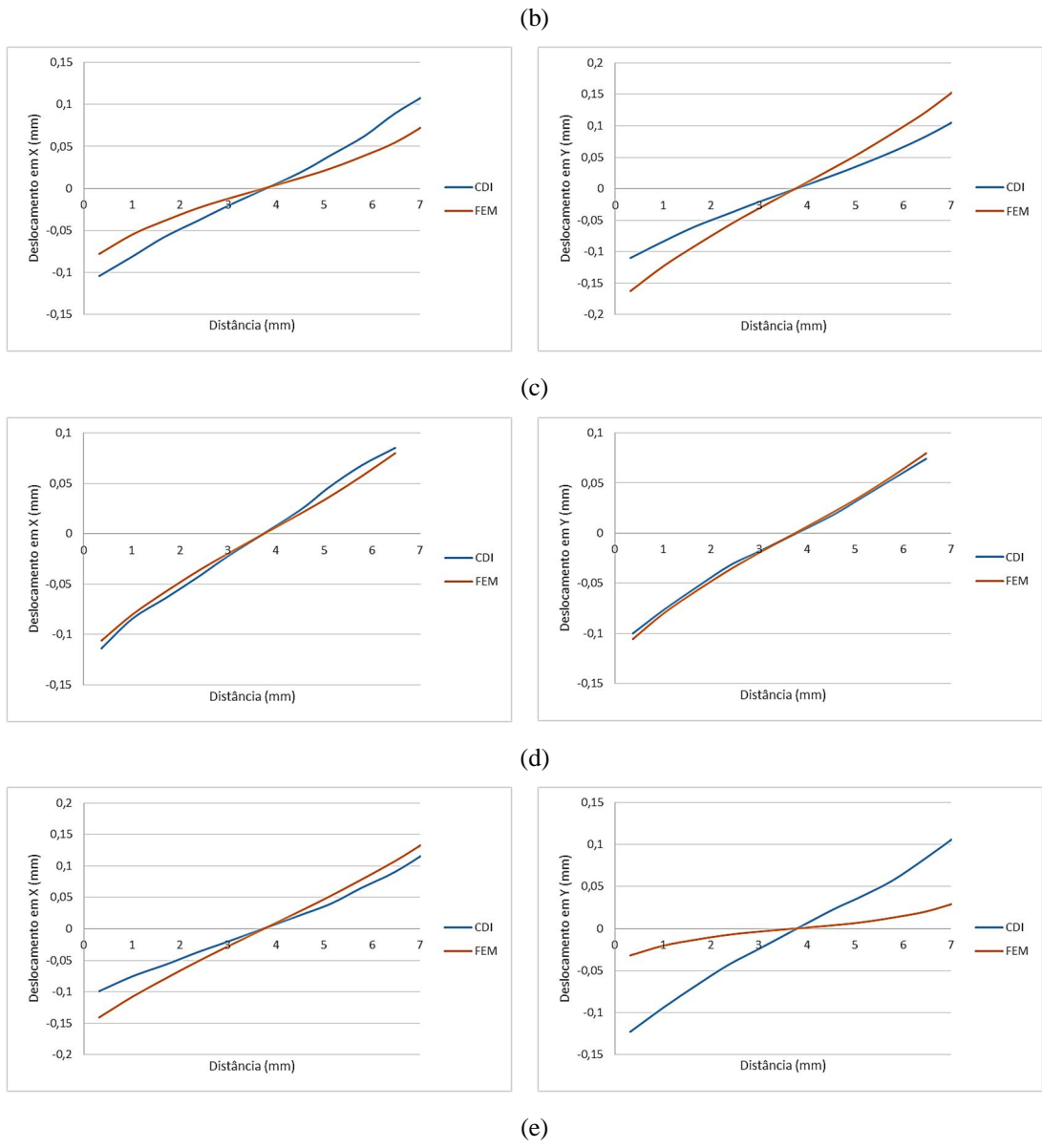
(b)

**Figura A.62:** Campo de deslocamentos obtidos por simulação numérica do material Sylgard 184 à taxa de 10mm/min nas direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2.

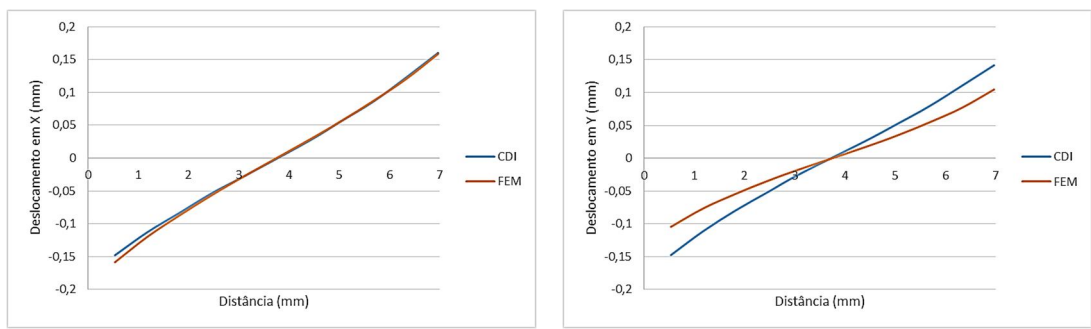


(a)

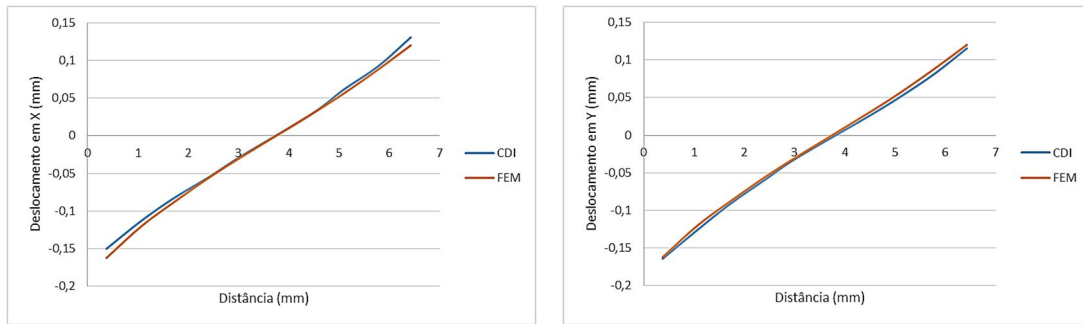




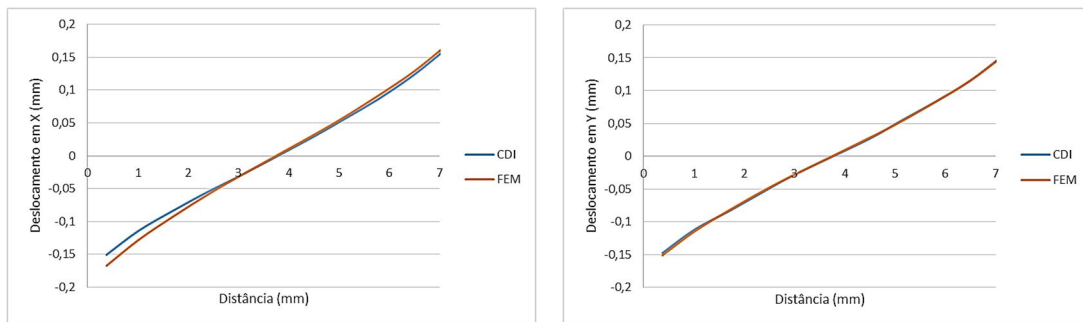
**Figura A.63:** Perfil do campo de deslocamentos experimental por via CDI e numérico por via do MEF do material RTV615 à taxa de deformação 1mm/min para as direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5.



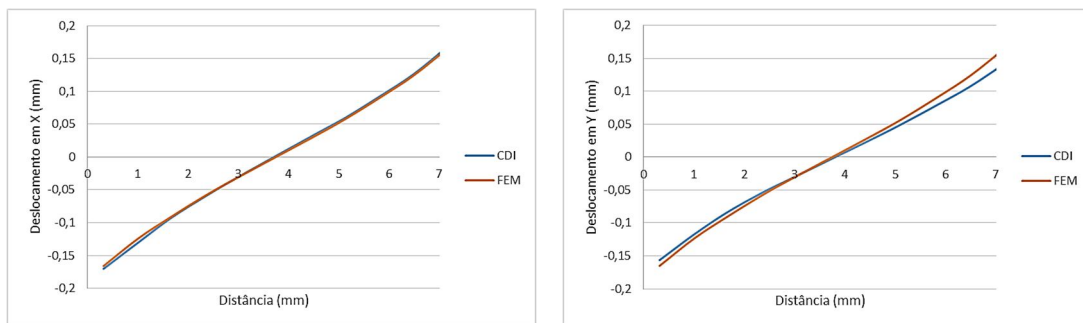
(a)



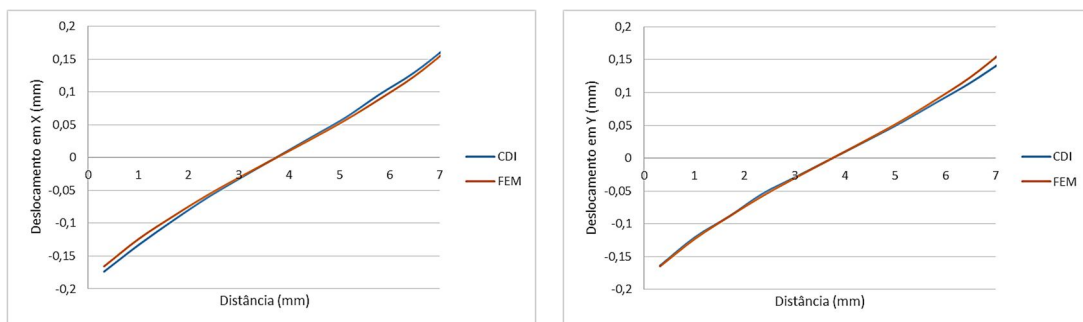
(b)



(c)

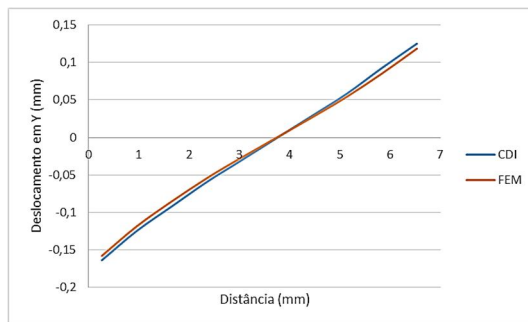
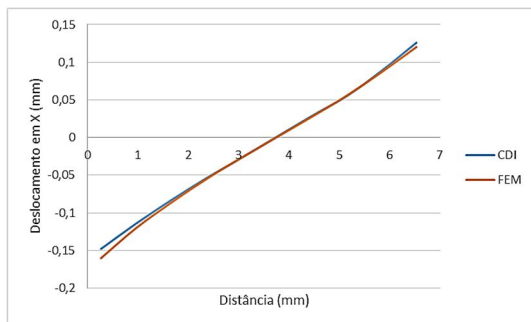


(d)

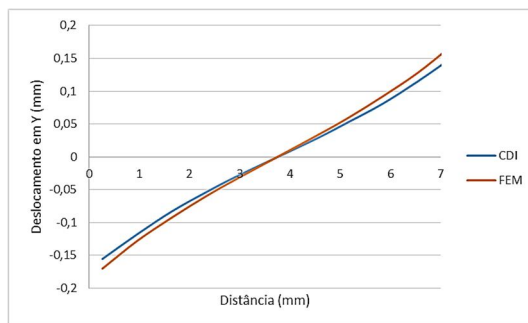
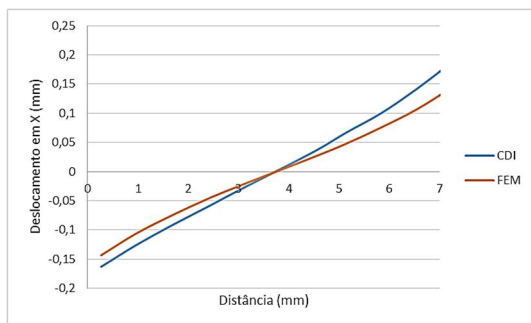


(e)

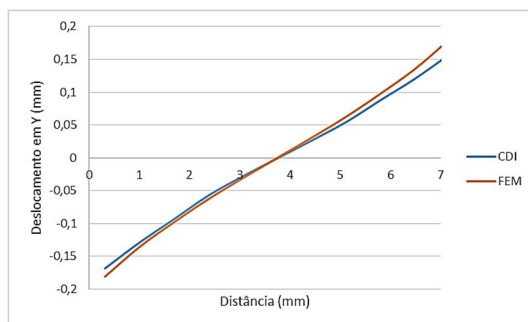
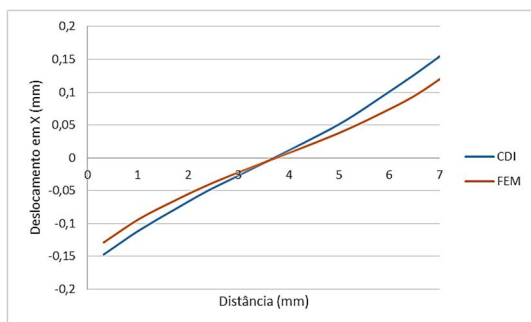
**Figura A.64:** Perfil do campo de deslocamentos experimental por via CDI e numérico por via do MEF do material RTV615 à taxa de deformação 2mm/min para as direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5.



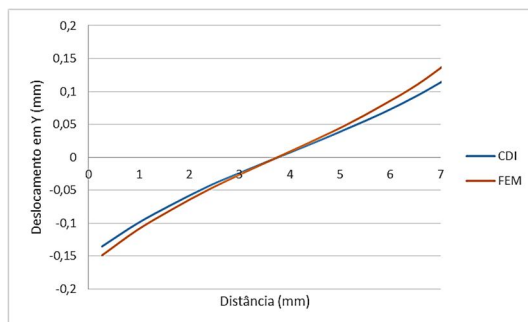
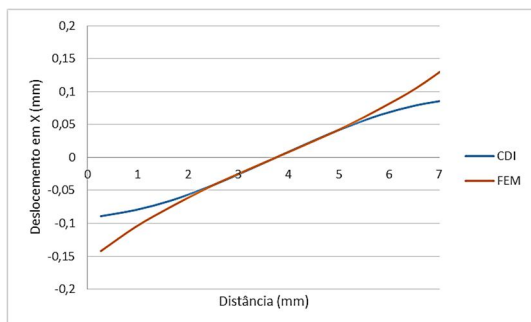
(a)



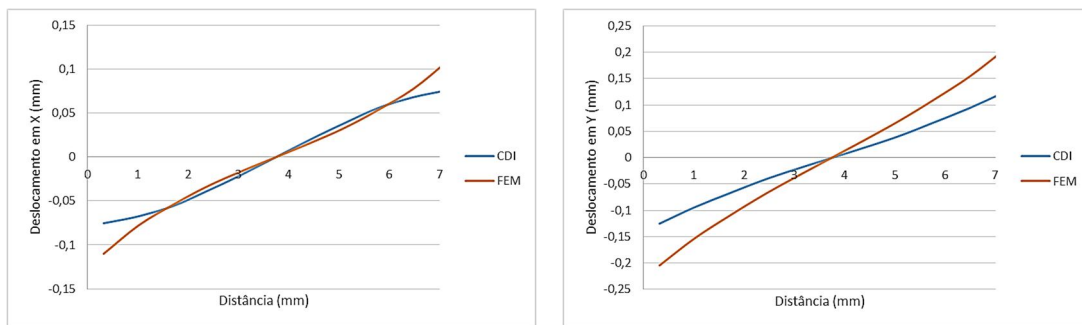
(b)



(c)

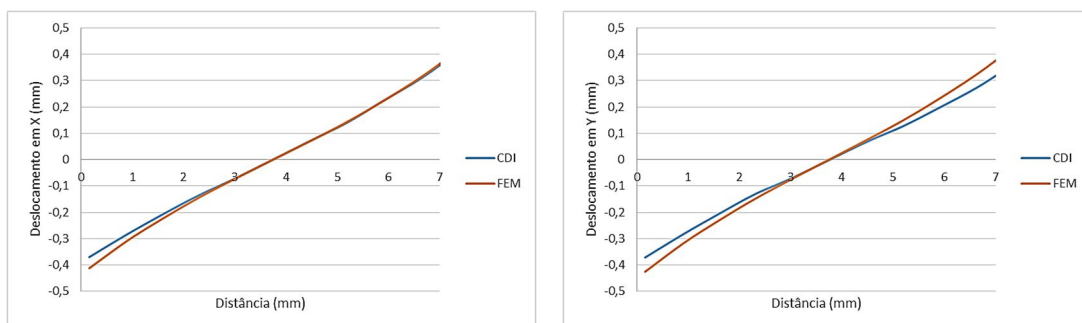


(d)

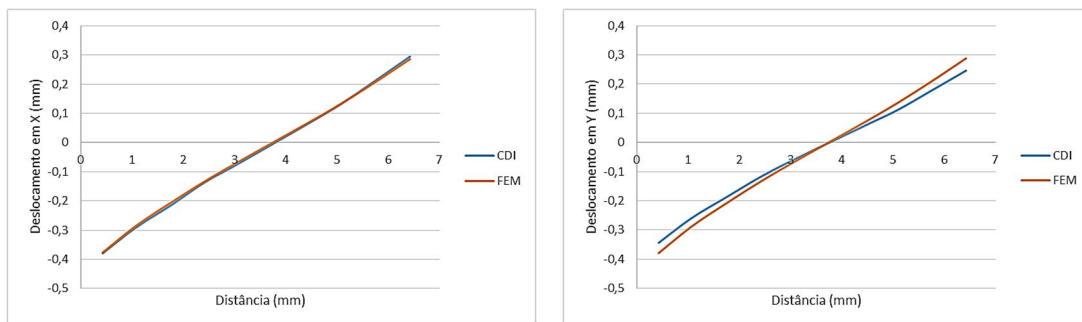


(e)

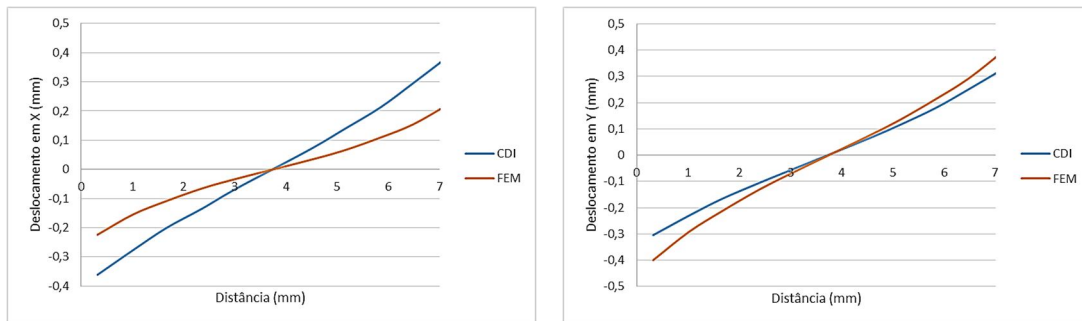
**Figura A.65:** Perfil do campo de deslocamentos experimental por via CDI e numérico por via do MEF do material RTV615 à taxa de deformação 5mm/min para as direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5.



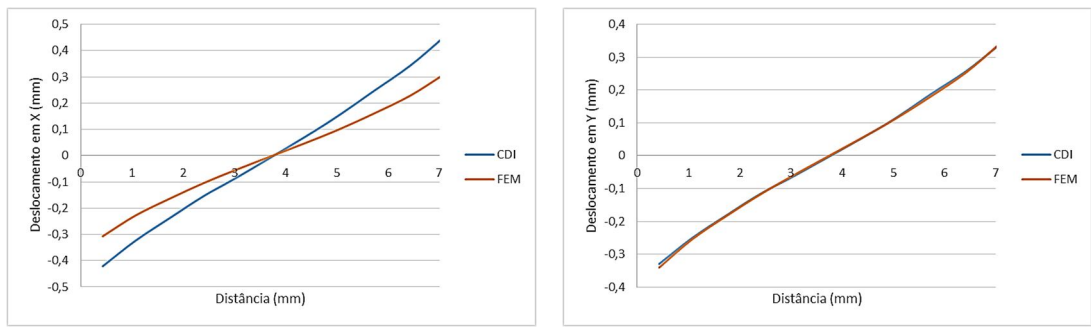
(a)



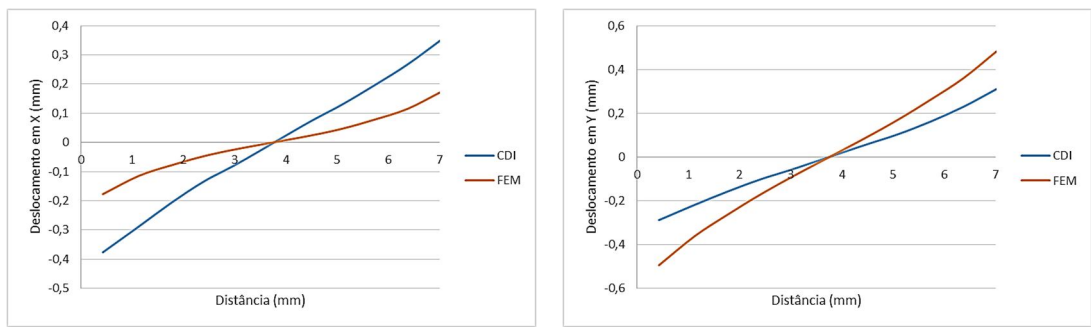
(b)



(c)

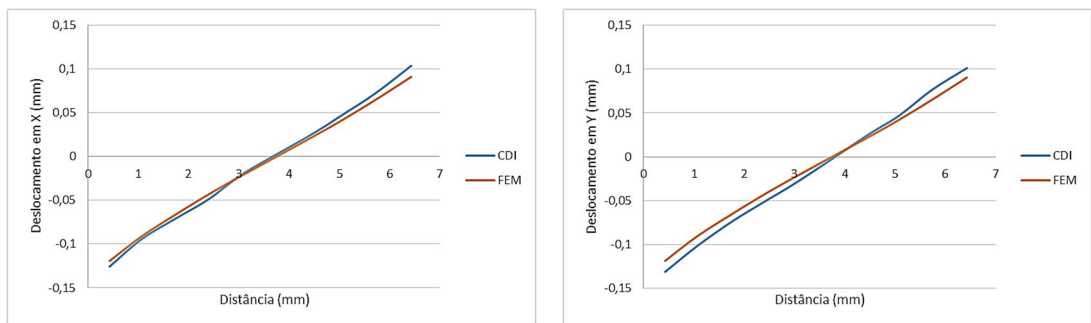


(d)

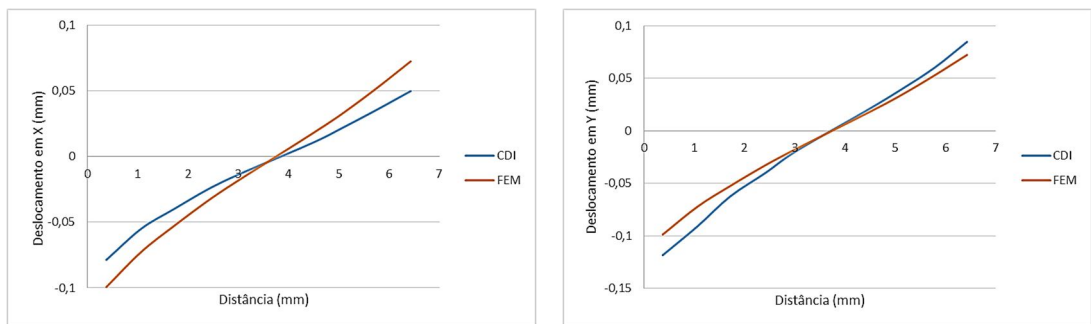


(e)

**Figura A.66:** Perfil do campo de deslocamentos experimental por via CDI e numérico por via do MEF do material RTV615 à taxa de deformação 10mm/min para as direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3; (d) provete 4; (e) provete 5.

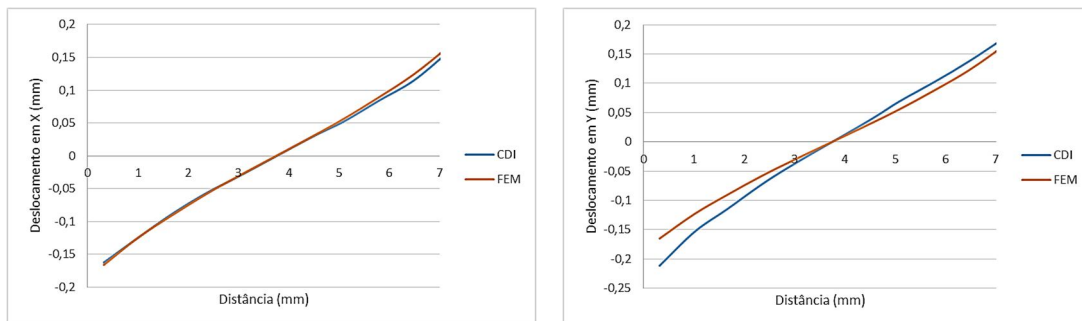


(a)

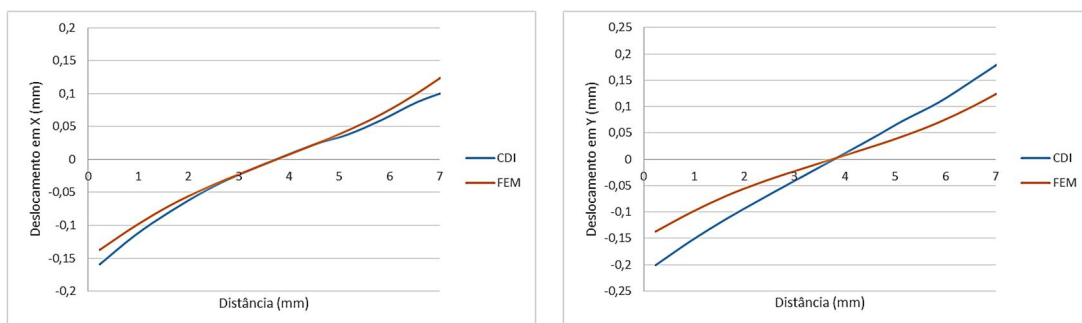


(b)

**Figura A.67:** Perfil do campo de deslocamentos experimental, por via CDI, e numérico, por via do MEF, do material Sylgard à taxa de deformação 1 mm/min para as direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2.

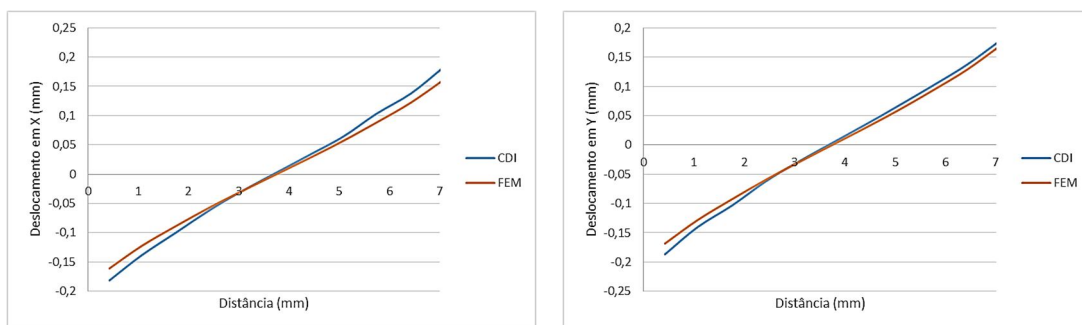


(a)

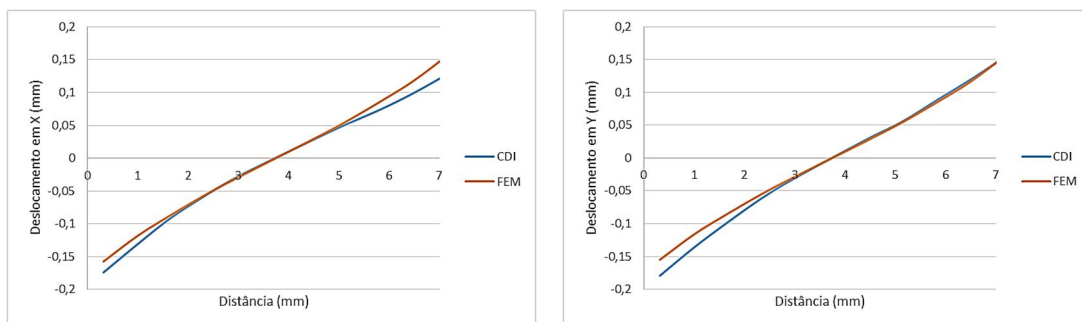


(b)

**Figura A.68:** Perfil do campo de deslocamentos experimental, por via CDI, e numérico, por via do MEF, do material Sylgard à taxa de deformação 2 mm/min para as direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2.

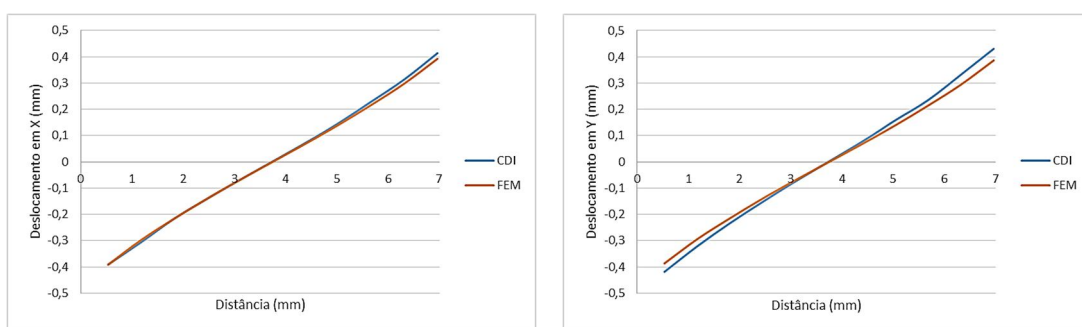


(a)

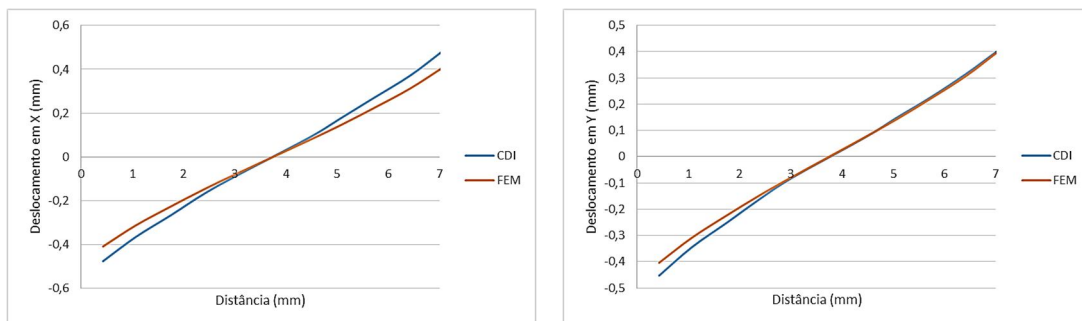


(b)

**Figura A.69:** Perfil do campo de deslocamentos experimental, por via CDI, e numérico, por via do MEF, do material Sylgard à taxa de deformação 5mm/min para as direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2.



(a)



(b)

**Figura A.70:** Perfil do campo de deslocamentos experimental, por via CDI, e numérico, por via do MEF, do material Sylgard à taxa de deformação 10mm/min para as direções X e Y: (a) provete 1; (b) provete 2.

## **Anexo B**

Tutorial ARAMIS passo a passo

# Manual Aramis - Tutorial

## Passo 1:

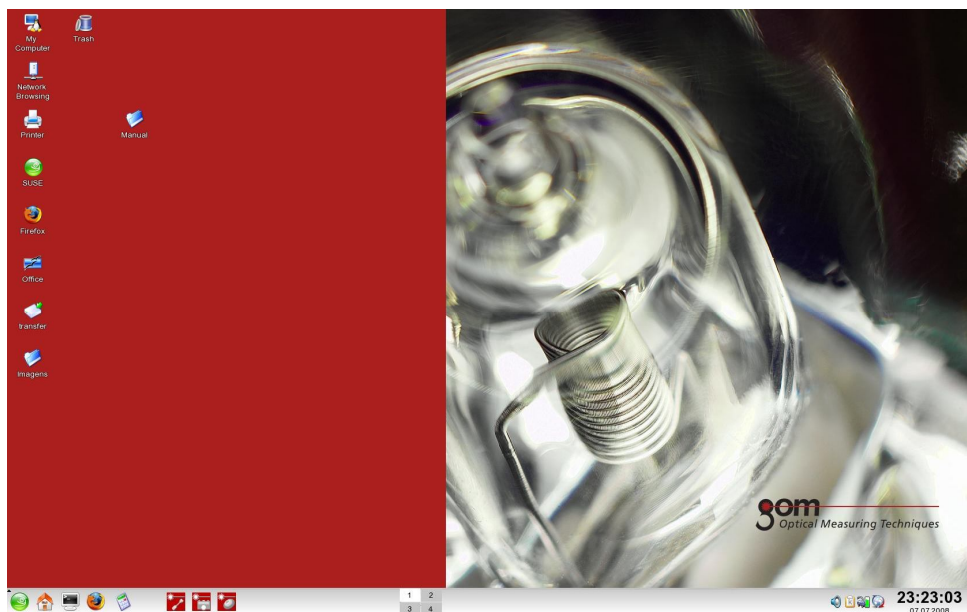
Ligar o PC

## Passo 2:

Inserir o user e pass

- User: user

- Pass: user



## Passo 3:

Abrir programa Aramis – 3D Image Correlation GOM – V6 01-3

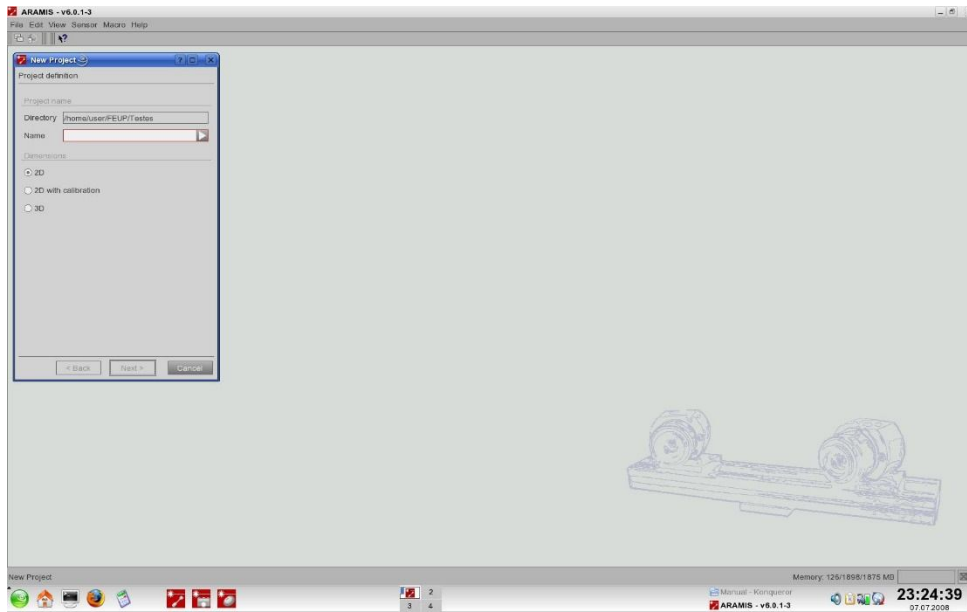
## Passo 4:

Criar um novo projeto

- File→New Project 2D •

2D with Calibration

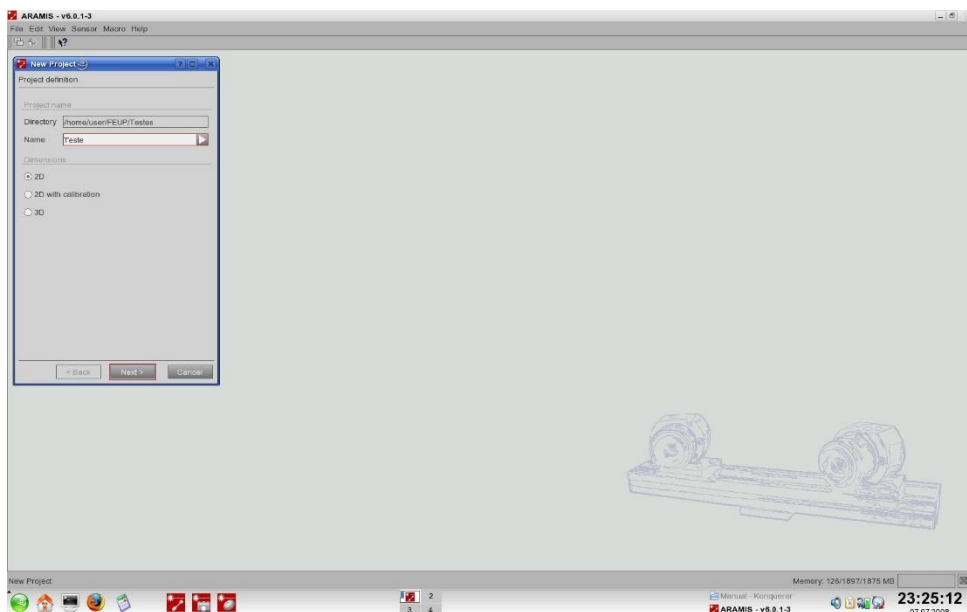
3D



### **Passo 5:**

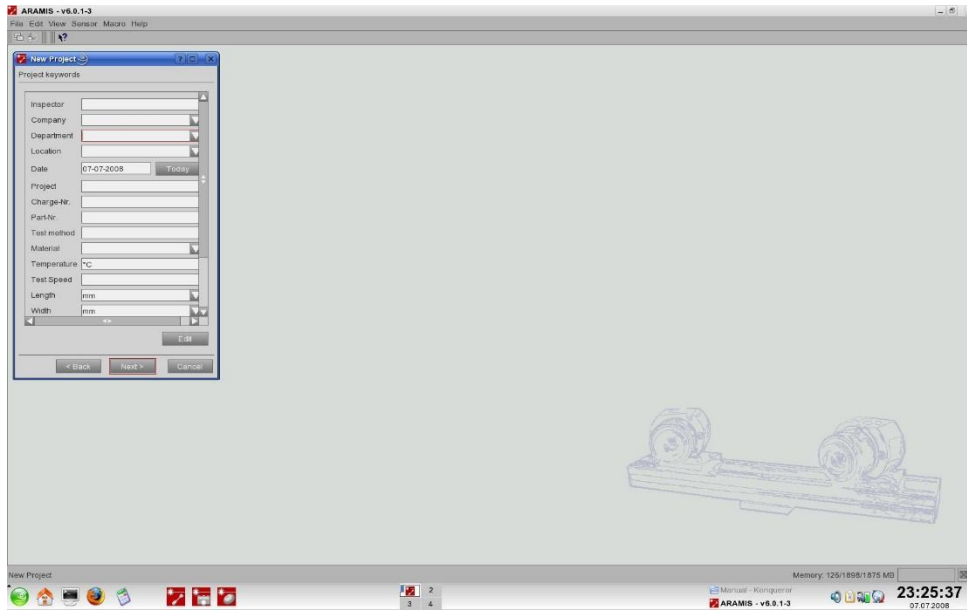
Atribuir um nome ao ficheiro

- Name (definir nome) → Next



### **Passo 6:**

→ Next

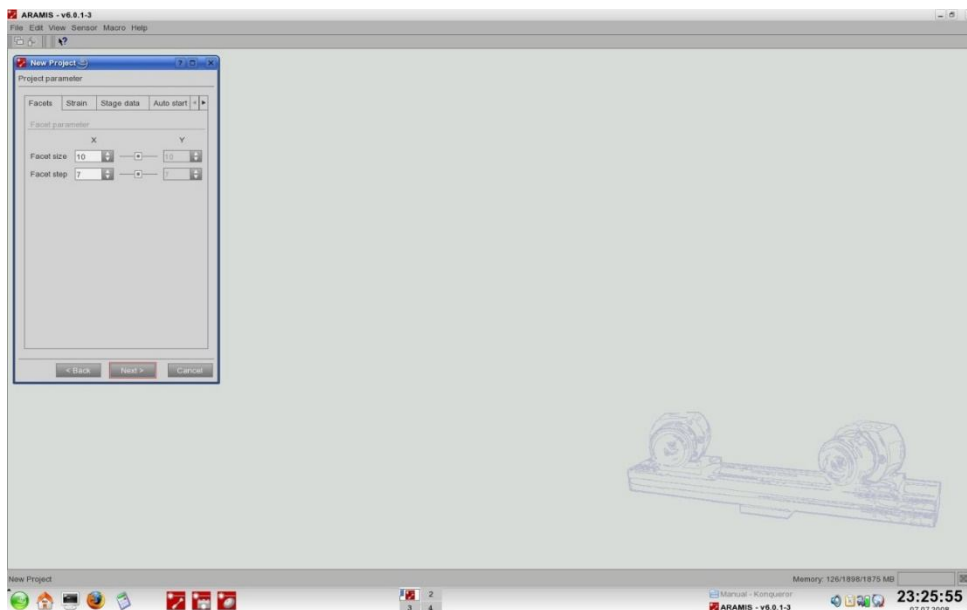


### **Passo 7:**

Definir o tamanho das facetas do incremento (por defeito 15x13)

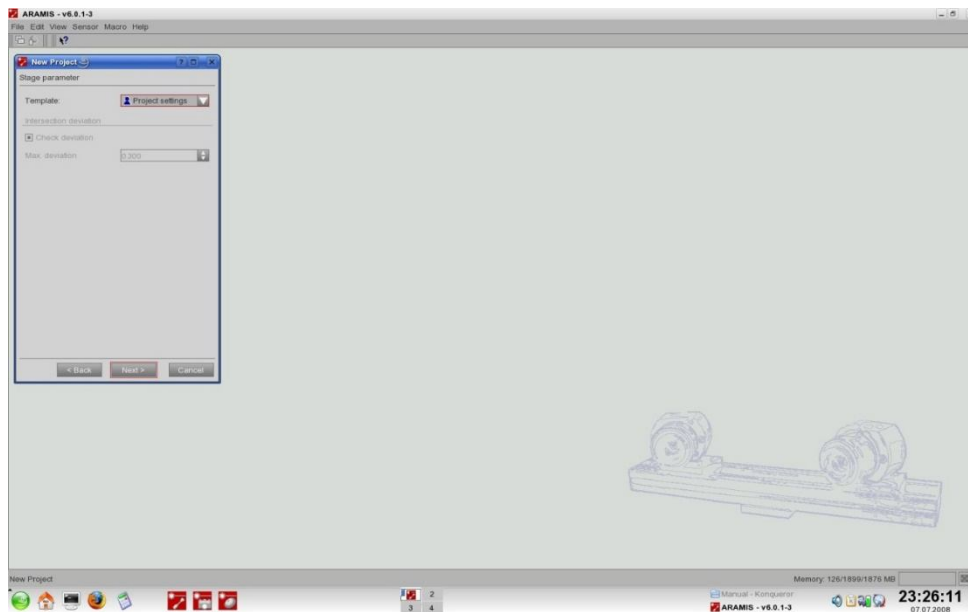
→ Next

**Nota:** No caso de termos elevados valores de deformação deve utilizar-se facetas retangulares em que o comprimento do retângulo deve ser perpendicular ao da direção da deformação.



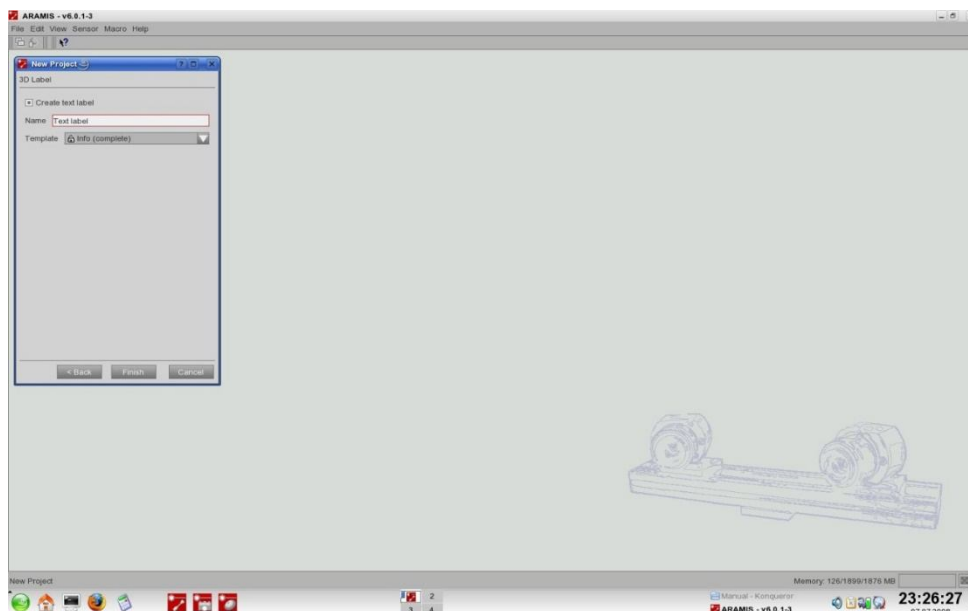
## **Passo 8:**

→ Next



## **Passo 9:**

→ Finish



## **Passo 10:**

- Edit → Preferences → Preferences → Project Parameters → Projecto Defaults (escolher os parâmetros) → OK

### **Passo 11:**

Iniciar captura de imagens (ligar a caixa e esperar que o led fique verde)

### **Passo 12:**

- Start/Stop measurement (na barra de ferramentas é representada por uma pequena camera azul) → escolher sensor (1 ou 2) → escolher 1 (camara para medição)

**Nota:** verificar Frame Rate, Shutter time e nº de imagens. Se a imagem ficar preta aumentar o shutter time até aparecer a imagem.

### **Passo 13:**

Acertar as camaras

### **Passo 14:**

Escolher uma das opções:

#### **1: Mode: Ext trigger with triggerbox**

A definir:

- N° de imagens
- Shutter time ( $\cong 210$ )
- Clicar na camera (azul) no fundo da imagem
- O operador tira as fotos com o trigger manual (comando manual)

#### **2: Mode: Fast measurement PC RAM**

A definir:

- Frame Rate
- Shutter time
- N° de imagens
- Clicar na camera (azul) no fundo da imagem
- A primeira imagem (referência) é tirada assim que é ativada a camera

(pt anterior), as fotos da deformada são tiradas após comprimir o botão do trigger, sendo as restantes fotos tiradas automaticamente à taxa definida, bem como o nº de fotos escolhidas.

### **Passo 15:**

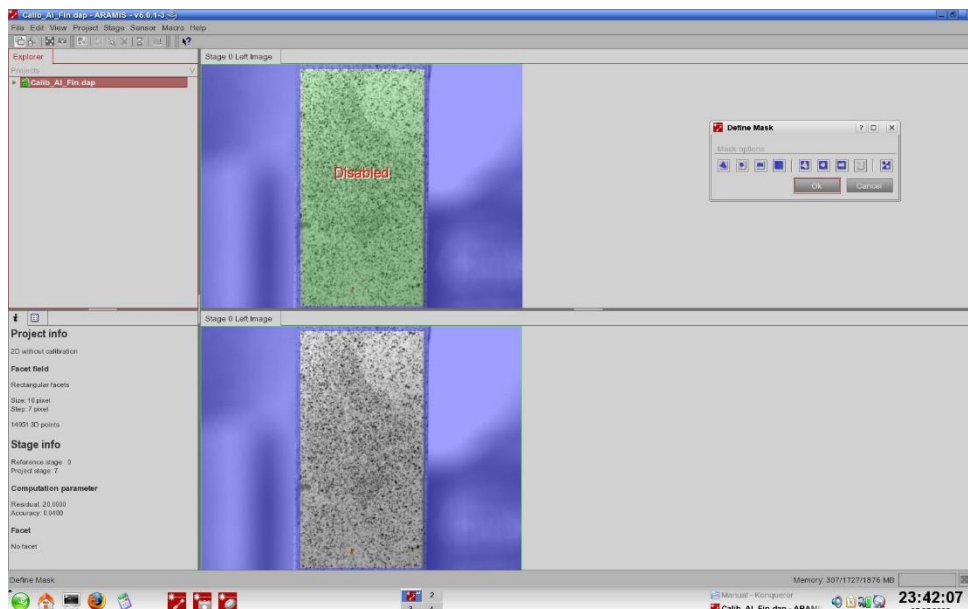
Após a obtenção das imagens desativar o Start/Stop measurement carregando novamente na camera azul da barra de ferramentas. Voltar para o Project Mode.

**Nota:** As imagens do lado esquerdo deverão aparecer com um visto em amarelo.

### **Passo 16:**

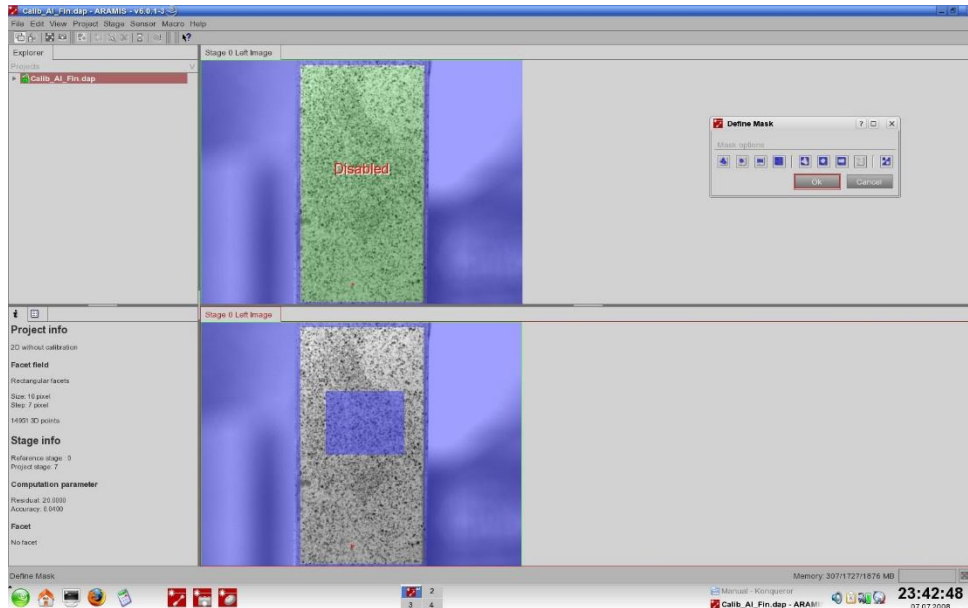
Fazer a mascara

→ Define Mask (na barra de ferramentas)



### **Passo 17:**

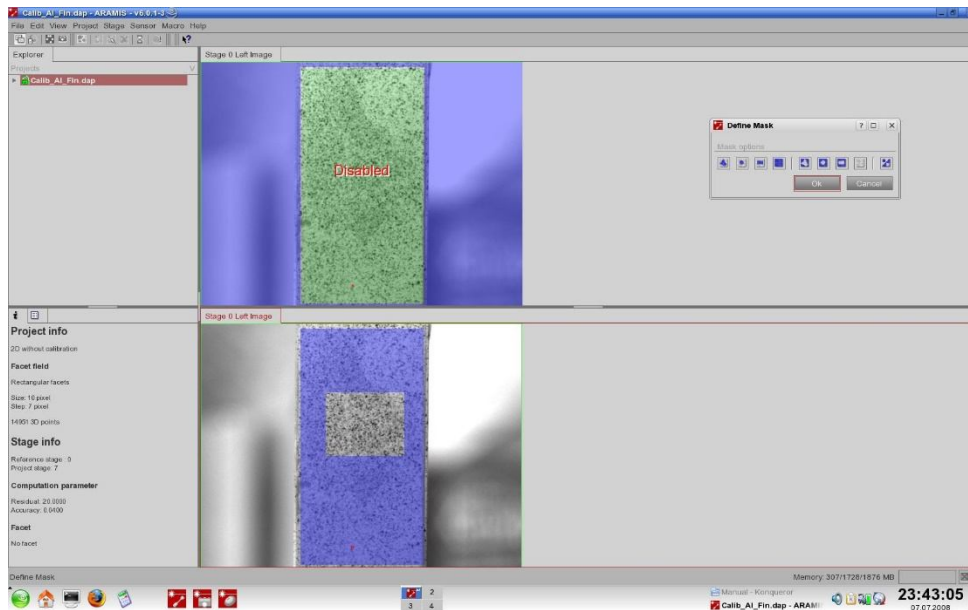
Definir a área pretendida (clique com botão do lado direito do rato e aceitar)



### **Passo 19:**

Inverter a mascara

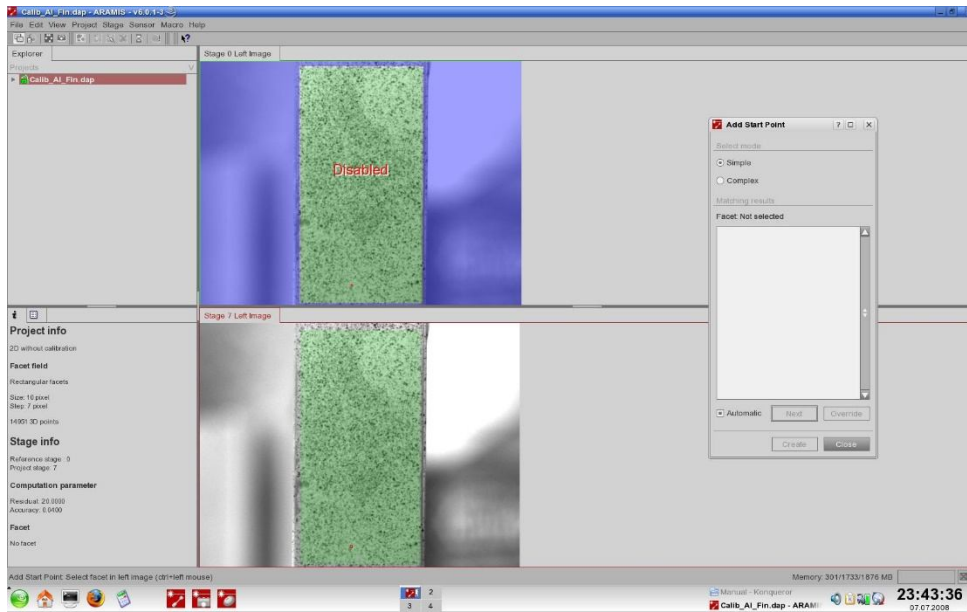
→ Invert mask (no mesmo icon do define mask).



### **Passo 19:**

Adicionar um ponto inicial

→ Add start point (na barra de ferramentas) → Escolher um ponto dentro da máscara (ctrl + ponto definido com rato) → Ativar o Automatic → Next → Create

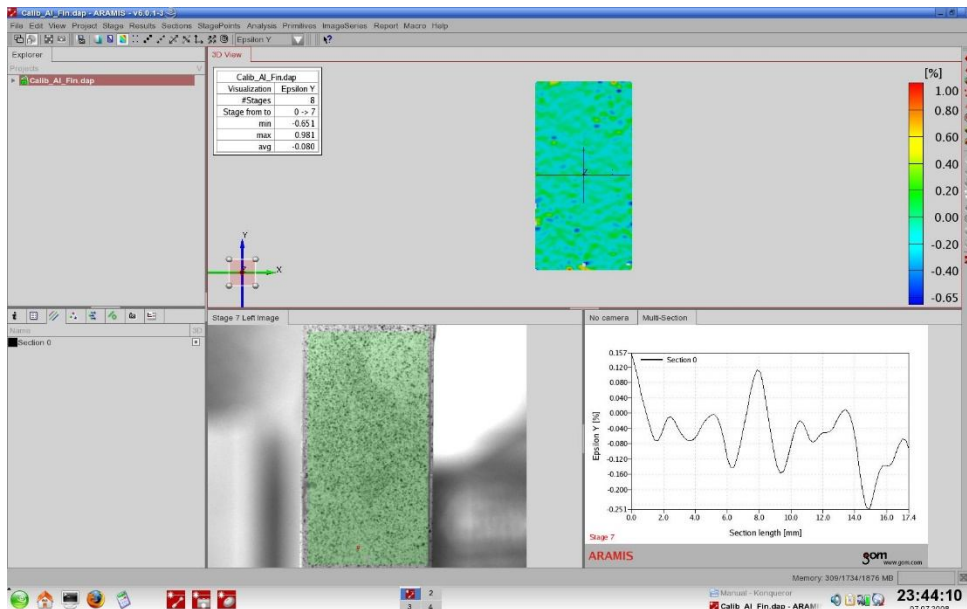


## Passo 20:

Calcular

→ Comput project (na barra de ferramentas)

**Nota:** Após o cálculo, o programa passa automaticamente para o menu Evaluate Mode.

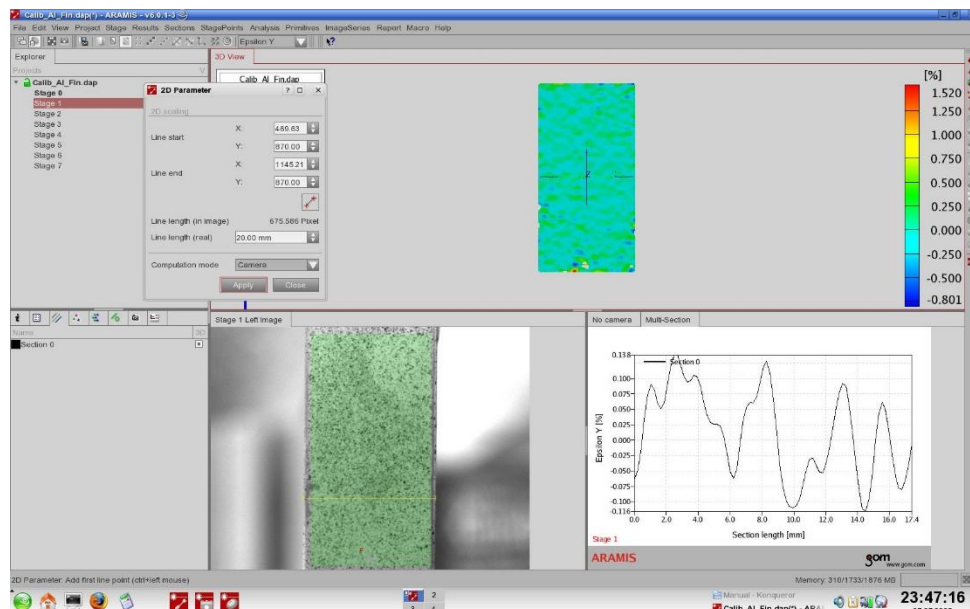


## **Passo 21:**

- Definição da escala: após aquisição das imagens e efetuados os cálculos, há a necessidade de efetuar uma correspondência entre o nº de píxéis e a dimensão real do objeto. Para efetuar esta operação é usada uma escala conhecida na imagem.

→ Project → 2D Parameter → Clicar no símbolo de escala e marcar os dois pontos conhecidos na imagem (para aumentar a precisão usar a scroll do rato fazer o zoom. Após a definição dos pontos indicar o comprimento real em “Line Length (real)” e clicar em Apply.

**Nota:** se soubermos que a linha é horizontal ou vertical, pode “forçar-se” os valores em “Line Start” de modo a ficar uma linha nessa direção.



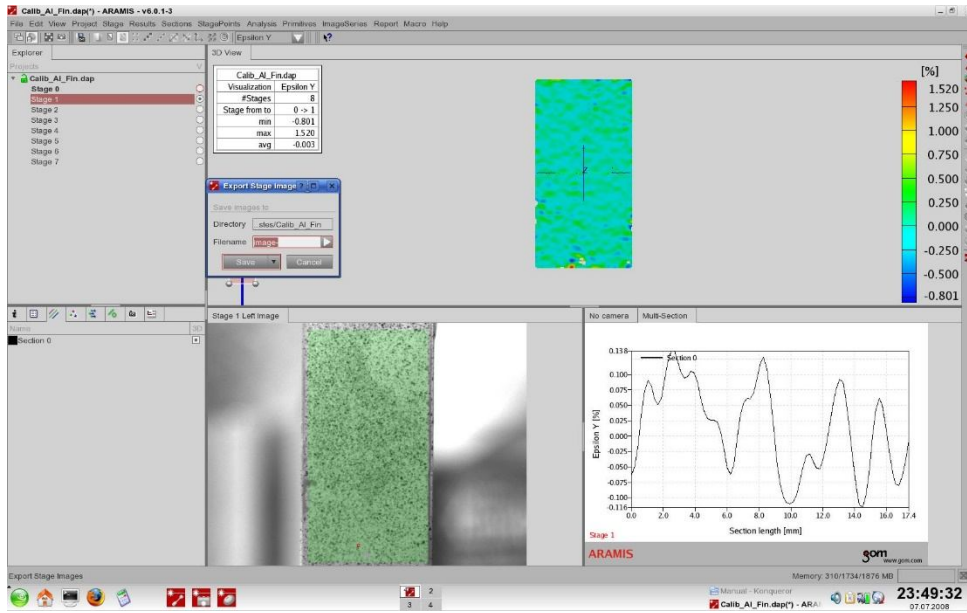
Fatores que influenciam as regiões sem informação: iluminação, shutter time e tamanho das facetes (sub regiões).

## **Passo 22:**

Exportar dados

- File → Export → Export all points → Clicar em File





## **Anexo C**

Artigo publicado nas actas do Integrity, Reliability and Failure of Mechanical Systems 2013

# DISPLACEMENT AND STRAIN FIELDS ASSESSMENT OF PDMS USING DIGITAL IMAGE CORRELATION

Bebiana Mendonça<sup>1</sup>, João Ribeiro<sup>1 (\*)</sup>, Hernâni Lopes<sup>1</sup>, Pedro Martins<sup>2</sup>, Mário Vaz<sup>3</sup>, Joaquim S. Gomes<sup>3</sup>

<sup>1</sup> School of Technology and Management (ESTIG), Polytechnic Institute of Bragança, Bragança, Portugal

<sup>2</sup> Institute of Mechanical Engineering (IDMEC), University of Porto, Porto, Portugal

<sup>3</sup>Department of Mechanical Engineering and Industrial Management (DEMEGI), University of Porto, Portugal

(\*)Email: [jribeiro@ipb.pt](mailto:jribeiro@ipb.pt)

## ABSTRACT

The main goal of this work is the characterization of the hyper-elastic mechanical behaviour of PDMS. The special specimens of PDMS (Sylgard® 184) were tested in a bi-axial tensile machine. The displacement and strain fields were measured using a commercial digital image correlation system (ARAMIS of GOM) during the tensile test. The experimental measurements are compared with numerical simulations, which use the most popular algorithms of constitutive models to characterize the hyper-elastic behaviour.

**Keywords:** polydimethylsiloxane, hyper-elastic, digital image correlation, finite element method.

## INTRODUCTION

The polydimethylsiloxane (PDMS) is an elastomer with very attractive properties for various applications in different fields, like biomedical engineering (Yabuta, 2003) and electronics (Anderson, 2003). In last years, they have been used in the development of micro and nanodevices (Mata, 2005), optical MEMs (Schneider, 2009), among others. These new applications demand a better understanding of PDMS mechanical behavior, which only could be achieved using new experimental and numerical approaches. Until now, most of experimental works are based on uniaxial tensile tests, which are characterized by high level of dispersion of the mechanical properties. In addition, the new applications of PDMS material demand a more detail characterization of their mechanical behavior, being the optical experimental techniques more suitable to supply this information. These materials present a hyper-elastic behavior, presenting high deformations levels, which can only be measured with a few optical techniques. In this work is used the Digital Image Correlation (DIC) optical technique to measure the displacement and strain fields of a specimen during a bi-axial tensile test.

## DIGITAL IMAGE CORRELATION (DIC)

The digital image correlation (DIC) is a non-contact measurement technique (Sutton, 1983, 1986, 1991, 1988) and (Bruck, 1989), which method uses a mathematical correlation to estimate the displacement in the surfaces or structures of components subject to thermal or mechanical stresses. The digital image correlation is based on a comparison of speckle pattern between digital images capture in different deformation states. This allows to obtained the surface a speckle pattern must be created on the object surface in order to evaluate the displacement vector field. To increase the DIC efficiency, the image must be divided in blocks of pixels with randomly distributed gray levels, being each block unique (Sutton, 1988).

The DIC technique only requires the use of white light source (incoherent light), in order to increase the image contrast. The images are digitally recorded using a video camera during the loading tests, to be post-processing the DIC technique. In the reference state, the image is divide is small blocks of pixels or areas, which presents independent speckle pattern. Through the correlation process of these patterns between the reference and the following recorded images, is obtained the correspondent displacement and strains fields produced by the loading. The correlation technique can be explained base on the schematic diagram represented in Fig.1, where  $f(x, y)$  the discrete function that defines the grayscale pixel of the original image and  $f^*(x^*, y^*)$  is the final pixel of the image (Hu, 1985). The relationship between the two functions is given by:

$$f^*(x^*, y^*) = f(x + u(x, y), y + v(x, y)) \quad (\text{Eq. 1})$$

where  $u$  and  $v$  represent the displacement field (Fig. 1).

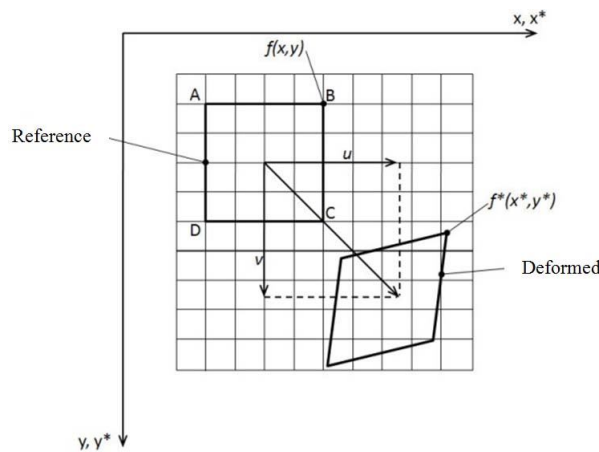


Fig.1 Variation of the initial (reference state) to the final state (deformed state).

The correlation is applied to all patterns in the center of the virtual grating of the initial image, thereby obtaining the displacement field of each network element. Moreover, the strain fields are extracted by analyzing the distortion of the virtual grating.

The displacement field for a random pattern, which is homogeneous and bilinear along the axes  $x$  and  $y$  is given by:

$$u(x, y) = a_u x + b_u y + c_u xy + d_u \quad (\text{Eq.2})$$

$$v(x, y) = a_v x + b_v y + c_v xy + d_v \quad (\text{Eq.3})$$

For each loading state, the displacements at points A, B, C and D are computed by iterative processes, thus giving an exact solution. These offsets are calculated during the iteration "i" with the components of the displacement field in the iteration "i-1". This iterative process ends at iteration "n" when the relative position of vertices defined by the virtual grating varies below a critical value,  $\delta_0$ , defined in the algorithm.

The initial image of pixels moves to a position of sub-pixel on the deformed image. The difficulty lies in defining levels of gray between these points. Therefore, it is used an interpolation function, the most common being the bilinear interpolation of first order (Sutton, 2009). With the mathematical correlation of  $f(x, y)$  and  $f^*(x^*, y^*)$ , it is possible to determine the displacement field  $u(x, y)$  and  $v(x, y)$ . The correlation coefficient can be calculated by the least squares:

$$C_1 = \int_{\Delta M} (f(x, y) - f^*(x^*, y^*))^2 dx dy \quad (\text{Eq.4})$$

where  $\Delta M$  is the random pattern on the surface. The correlation coefficients are minimized in the determination of the displacement field.

This technique has been used also in the high resolution deformation measurement (Marcellier, 2001) (P. Hung, 2003).

## FINITE ELEMENT METHOD

Currently, the Finite Element Method (FEM) has been used to study the mechanical behavior of hyper-elastic materials. These studies are based on mechanical models obtained from experimental uniaxial tests. To reproduce numerically the nonlinear hyper-elastic behavior of this material is necessary to develop new and more accurate constitutive models. The developments of hyper-elastic models are supported in two different theories: micromechanical model and macro mechanical model. The micromechanical models are developed from the chemical manufacture of the information material, and are based on the concept of the unit cell. The second theory, phenomenological models are based on the material behavior observed during the experimental tests. For development of these models is necessary to know the mechanical behavior of the material, through the experimental tensile test (Holzapfel, 2000).

The Hyper-elastic materials are known to have a non-linear relationship between stress and strain, law not applicable. Thus, the hyper-elastic material behavior is normally defined base on strain energy or stored energy.

The hyper-elastic materials are commonly defined as having nonlinear mechanical properties, presenting large deformations rates. The theory of hyper-elastic material behavior also known, as the Green elastic material, is defined as a function of the Helmholtz free energy, also called

the strain energy or stored energy ( $\Psi$ ). This describes the behavior of this class of materials in terms of energy mechanical, and can be defined according to the following equation:

$$P = \frac{\partial \Psi}{\partial F} \quad (\text{Eq.5})$$

or, in more general:

$$P = -pF^T + \frac{\partial \Psi}{\partial F} \quad (\text{Eq.6})$$

being P the first stress tensor of Piola-Kirchhoff,  $F^T$  the transposed of deformation gradient, p a multiple of Lagrange obtained according to the state of tension T.

The function of Helmholtz free energy  $\Psi$  is a thermodynamic potential, which measures the useful work for a closed thermodynamic system with constant temperature and volume (Pascon, 2008).

A model of hyper-elastic materials depends on the definition of strain energy function which assumes different shapes, according to the material or class of materials considered. This function is obtained from symmetry and thermodynamic energy considerations (Pascon, 2008).

For simplicity, is assumed the material is isotropic and incompressible. As the isotropic material, the strain energy functions ( $\Psi$ ), depend on the invariants of the deformation.

$$\Psi_{isotr\u00f3pico} = \Psi(I_1, I_2, I_3) \quad (\text{Eq.7})$$

where the invariants are define as:

$$I_1 = \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2$$

$$I_2 = \sum_{i,j=1}^3 \lambda_i^2 \lambda_j^2 \quad i \neq j \quad (\text{Eq.8})$$

$$I_3 = \prod_{i=1}^3 \lambda_i^2$$

being,  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  and  $\lambda_3$  are the principals deformations.

If the material is too incompressible, the third invariant  $I_3 = 1$ , equation 7 is defined as:

$$\Psi_1 = \Psi(I_1, I_2) \quad (\text{Eq.9})$$

From the equation of the Cauchy tensor and the calibration of the main experimental tensile tests (uniaxial and biaxial) are determined the constitutive equations of hyper-elastic models.

## RESULTS

The load curves of the bi-axial tensile test are shown in Fig. 2. By observing the load-displacement curve it is possible to verify a typical behaviour of hyper-elastic materials.

The specimen preparation involves the application of a random speckle pattern on the material surface by applying a thin white and black ink coat. A sequence of images of the specimen surface was digital using video CCD camera recorded during the bi-axial tensile test. These were later post-processed by the commercial DIC software in order to extract the displacement and strain fields.

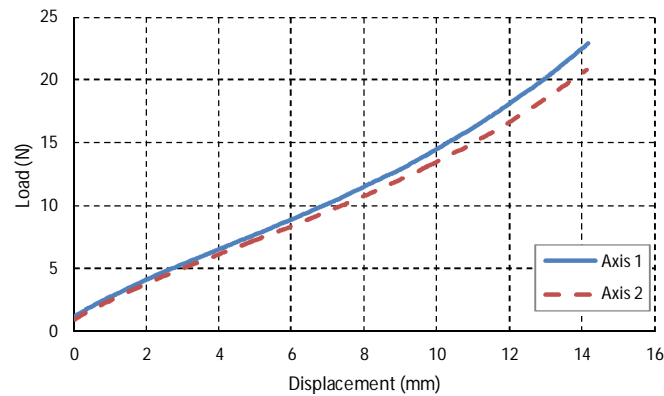


Fig.2 Bi-axial tensile test results

In the Fig. 3 are shown the displacement and strain fields for a load case of 7 N applied in the vertical direction, with a crosshead speed of 5mm/min.

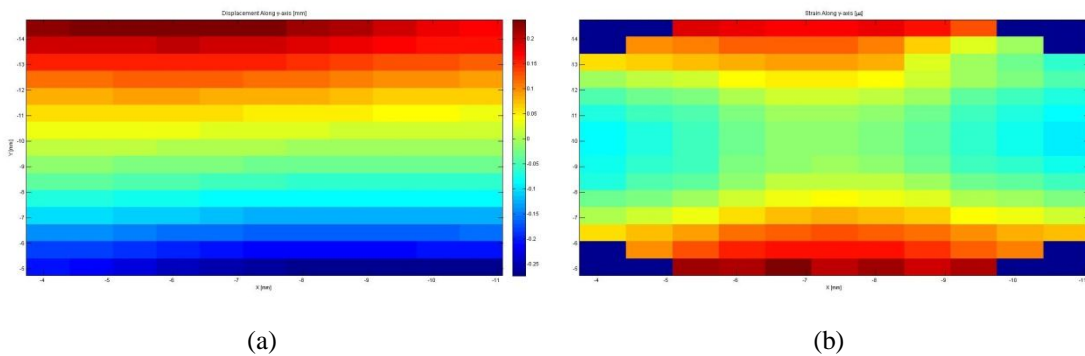


Fig.3 The experimental results vertical direction, obtained using digital image technique DIC: (a) displacement field; (b) strain field.

A non-symmetry vertical displacement distribution is observed in the Fig. 3, which can be explained by the misalignment of the specimen during the loading test. The correspondent numerical simulations using finite element method are presented in Fig. 4.

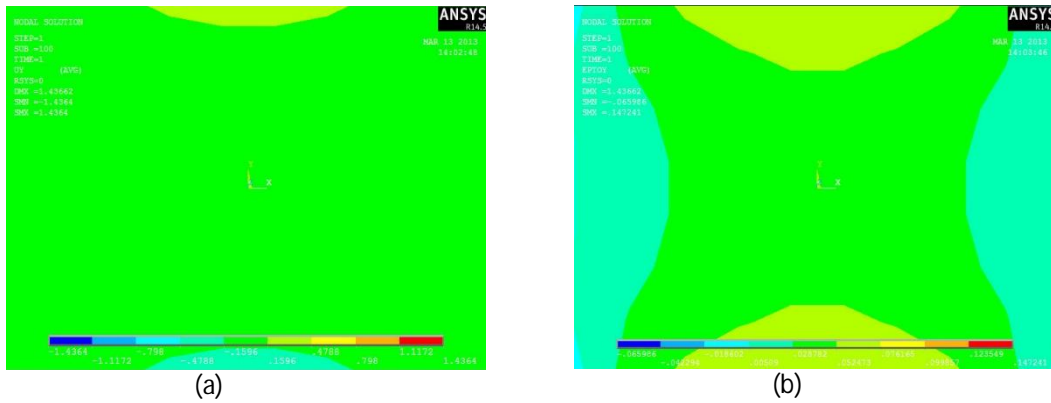


Fig.4 The experimental results vertical direction, obtained using Finite Element Method (FEM): (a) displacement field; (b) strain field.

In the Figure 5 is presented a comparative analysis of the displacement profile for the vertical direction between the experimental measurements and the numerical simulation.

This reveal a similar trend of the material behavior, i.e. there is an approximately linear increase of the displacements.

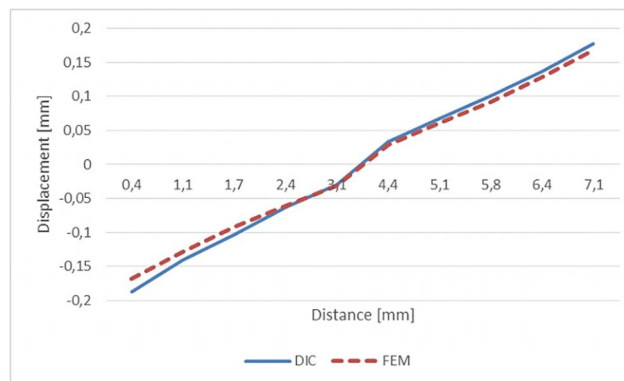


Fig.5 Variation of displacement in the Y direction, measured experimentally with the DIC and determined numerically with FEM.

The results show a small difference in the displacement values between the experimental and numerical simulation, being the average relative error 8.3%, which is considered very acceptable for this type of test.

## CONCLUSIONS

The optical technique of Digital Image Correlation proved well adapted for displacement and strain fields measurement of hyper-elastic materials. The results show that this technique correlates well in the displacements when high spatial resolution is used, allowing extracting the

information for large deformation amplitudes. This technique is highly dependent on the quality of the random pattern. In this work, it was necessary to test different types of patterns and, it was found that, the use of black ink spray lead to acceptable results. However, further tests are needed in order to improve the quality of the results.

## REFERENCES

- Andersson, L.H., Hjertberg, T. Silicone elastomers for electronic applications. *Journal of Applied Polymer Science*, 2003, 88, p. 2073–2081.
- Mata, A., Aaron, JF, Roy, S. Characterization of Polydimethylsiloxane (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems. *Biomedical Microdevices*, 2005, 7, p. 281–293.
- Schneider, MF, Draheim, J., Kamberger, R., Wallrabe, U. Process and material properties of polydimethylsiloxane (PDMS) for Optical MEMS. *Sensors and Actuators A*, 2009, 151, p. 95–99.
- Yabuta, T. Synthesis of PDMS-Based Porous Materials for Biomedical Applications. *Journal of Sol-Gel Science and Technology*, 2003, 26, p. 1219–1222.
- M. Sutton, J. Wolters, H. Peters, F. Ranson and R. McNeil, "Determination of Displacements Using an Improved Digital Correlation Method", *Image and Vision Computing*, **1**: 133-139, 1983.
- M. Sutton, Q. Cheng, H. Peters, J. Chao and R. McNeill, "Application of an Optimized Digital Correlation Method to Planar Deformation Analysis", *Image and Vision Computing*, **4**: 143-151, 1986.
- M. Sutton, L. Turner, A. Bruck, and A. Chae, "Full-field Representation of Discretely Sampled Surface Deformation for Displacement and Strain Analysis", *Experimental Mechanics*, **31**: 168-177, 1991.
- M. Sutton, R. McNeill, J. Jang, and M. Babai, "Effects of Subpixel Image Restoration on Digital Correlation Error", *Journal of Optical Engineering*, **27**: 870-877, 1988.
- A. Bruck, R. McNeil, M. Sutton, and H. Peters, Digital "Image Correlation Using Newton-Raphson Method of Partial Differential Correction", *Experimental Mechanics*, **29**: 261-267, 1989.
- T. Hu, W. Ranson, M. Sutton and W. Peters, "Application of Digital Image Correlation Techniques to Experimental Mechanics", *Experimental Mechanics*, **25**: 232-244, 1985.
- M. Sutton, J. Orteu and H. Schreier, *Image Correlation for Shape, Motion and Deformation Measurements*, Springer Science and Business Media, 2009.
- H. Marcellierl, P. Vescovo, et al., "Optical analysis of displacement and strain fields on human skin", *Skin Research and Technology*, **7**: 246-253, 2001.
- P. Hung and A. Voloshin, "In-plane Strain Measurement by Digital Image Correlation", *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, **25**: 215-221, 2003.
- J. P. Pascon, "Modelos Constitutivos para Materiais Hiperelásticos: Estudo e Implementação Computacional", Dissertação de Mestrado, Universidade de São Paulo, 2008.

F. Azar, D. Metaxas and D. Schnall, "A deformable finite element model of the breast for predicting mechanical deformations under external perturbations", *Academic Radiology*, **8**: 965–975, 2001.

J. Humphrey, "Continuum biomechanics of soft biological tissues", *Proceedings of Mathematics and Physics Engineering Science (Series A)*, 2003.

K. Miller, "Constitutive model of brain tissue suitable for finite element analysis of surgical procedures", *Journal of Biomechanics.*, **32**: 531–537, 1999.

G. Holzapfel, "Nonlinear Solid Mechanics: A Continuum Approach for Engineering", John Wiley & Sons, LTD, New York, 2000.

## **Anexo D**

Poster apresentado no Integrity, Reliability and Failure of Mechanical Systems 2013



Substitute this text box by your logo

# DISPLACEMENT AND STRAIN FIELDS ASSESSMENT OF PDMS USING DIGITAL IMAGE CORRELATION

Mendonça<sup>1</sup>, B., Ribeiro<sup>1</sup>, J., Lopes<sup>1</sup>, H., Martins<sup>2</sup>, P., Vaz<sup>3</sup>, M., Gomes<sup>3</sup>, J.  
<sup>1</sup>ESTIG – Polytechnic Institute of Bragança; <sup>2</sup>IDMEC – University of Porto <sup>3</sup>DEMEGI – University of Porto

Substitute this text box by your logo

Substitute this text box by your logo

4th International Conference on Integrity, Reliability and Failure, Funchal/Portugal, 23-27 June 2013

## 1. INTRODUCTION

The polydimethylsiloxane (PDMS) is an elastomer with very attractive properties for various applications in different fields, like biomedical engineering (Yabuta, 2003) and electronics (Andersson, 2003). In last years, they have been used in the development of micro and nanodevices (Mata, 2005), optical MEMS (Schneider, 2009), among others. These new applications demand a better understanding of PDMS mechanical behavior, which only could be achieved using new experimental and numerical approaches, like optical experimental techniques. In this work is used the Digital Image Correlation (DIC) optical technique to measure the displacement and strain fields of a specimen during a bi-axial tensile test.

## 2. EXPERIMENTAL TEST USING DIGITAL IMAGE CORRELATION (DIC)

For this work we developed an experimental assembly to perform the biaxial tensile tests. The preparation of samples involved two stages: the first stage the material was cut to the appropriate size, using a mold cutting (Fig. 1), in a second stage a random pattern is created on the surface of the material, using a spray of black ink.



Figure 1 - Dimensions of sample tested.

Once created the random pattern, the sample is placed in biaxial tensile machine with tethered properly prepared so as not to allow the slipping of the material (Fig. 2).



Figure 2 - Mounting optics for the tensile test, using the DIC to measure the displacement field.

In this study we used a commercial system CDI, the Gom Aramis, which consists of two CCD cameras with resolution 1624 x 1236 pixels, a computer with specific software for digital image correlation and connection cables between these two elements. The Aramis system allows control of the rate of acquisition of CCD cameras, measuring displacements and deformation fields in the plane, using a camera, and out of the plan, using the stereoscopic vision of two CCD cameras. In this case intended to measure the displacement field in the plane, so we used a single camera, the acquisition rate was of an image per second. The images were acquired during the tensile test, having been sent to the PC, which processed them according to the algorithms.

## 3. FINITE ELEMENT METHOD (FEM) USING THE PROGRAM ANSYS

The numerical simulation was implemented using the finite element method (FEM) has been used the commercial program ANSYS 8. In order to perform the numerical simulation model was created with geometry and dimensions identical to the samples used experimentally and generated the respective mesh, and imposing themselves loads of traction with the same values used in the experimental test. It was considered a non-linear hyper elastic behavior and were used behavioral models Mooney-Rivlin, Yeoh and Ogden.

For the determination of material constants used the experimental curve of the tensile test. It generated a mesh with 4 nodes, this element being termed as PLANE182. The mesh used in the models is represented in Fig. 3.



Figure 3 - Finite element mesh used.

Concerning boundary conditions, it was considered a positive offset evenly distributed among the nodes in the upper lip and right of the model, while in the left and bottom edge was applied a displacement with negative values.

## 4. RESULTS

The load curves of the bi-axial tensile test are shown in Fig. 4. By observing the load-displacement curve it is possible to verify a typical behaviour of hyper-elastic materials.

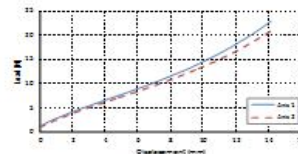


Figure 4 - Bi-axial tensile test results.

In the Fig. 5 are shown the displacement and strain fields for a load case of 7 N applied in the vertical direction, with a crosshead speed of 5mm/min.

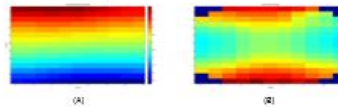


Figure 5 - The experimental results vertical direction, obtained using DIC: (A) displacement field; (B) strain field.

A non-symmetry vertical displacement distribution is observed in the Fig. 5, which can be explained by the misalignment of the specimen during the loading test. The correspondent numerical simulations using finite element method are presented in Fig. 6.

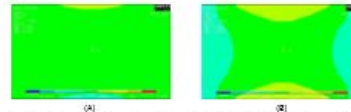


Figure 6 - The experimental results vertical direction, obtained using FEM: (A) displacement field; (B) strain field.

In the Fig. 7 is presented a comparative analysis of the displacement profile for the vertical direction between the experimental measurements and the numerical simulation. This reveal a similar trend of the material behavior, i.e. there is an approximately linear increase of the displacements.

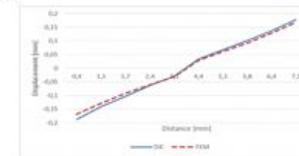


Figure 7 - Variation of displacement in the Y direction, measured experimentally with the DIC and determined numerically with FEM.

The results show a small difference in the displacement values between the experimental and numerical simulation, being the average relative error 0.3%, which is considered very acceptable for this type of test.

## 5. CONCLUSIONS

The optical technique of Digital Image Correlation proved well adapted for displacement and strain fields measurement of hyper-elastic materials. The results show that this technique correlates well in the displacements when high spatial resolution is used, allowing extracting the information for large deformation amplitudes. In this work, it was necessary to test different kinds of patterns, and it was found that the use of black ink spray provides acceptable results.

## REFERENCES

Andersson, L.H., Hjerberg, T. Silicone elastomers for electronic applications. *Journal of Applied Polymer Science*, 2003, 88, p. 2073-2081.  
Mata, A., Aeron, J.F., Roy, S. Characterization of Polydimethylsiloxane (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems. *Biomedical Microdevices*, 2005, 7, p. 281-293.  
Schneider, M.F., Draheim, J., Kamberger, R., Weisbe, U. Process and material properties of polydimethylsiloxane (PDMS) for Optical MEMS. *Sensors and Actuators A*, 2005, 151, p. 95-99.  
Yabuta, T. Synthesis of PDMS-Based Porous Materials for Biomedical Applications. *Journal of Sol-Gel Science and Technology*, 2003, 26, p. 1219-1222.

## CONTACT INFORMATION

Details on your contact information may be provided.

4th International Conference on Integrity, Reliability and Failure, Funchal/Portugal, 23-27 June 2013

## **Anexo E**

Artigo publicado nas actas do 5º Congresso Nacional de Biomecânica

# ANÁLISE DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS DA REGIÃO LOMBAR QUANDO SUJEITOS A CARGAS VERTICAIS

*Bebiana Mendonça<sup>1</sup>, João Ribeiro<sup>1</sup>, Mário Vaz<sup>2</sup> e H. Lopes<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Instituto Politécnico de Bragança (IPB), Portugal; [bimendonca@hotmail.com](mailto:bimendonca@hotmail.com)

<sup>1</sup> Instituto Politécnico de Bragança (IPB), Portugal; [jribeiro@ipb.pt](mailto:jribeiro@ipb.pt)

<sup>2</sup> Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal; [gmavaz@fe.up.pt](mailto:gmavaz@fe.up.pt)

<sup>1</sup> Instituto Politécnico de Bragança (IPB), Portugal; [hlopes@ipb.pt](mailto:hlopes@ipb.pt)

**PALAVRAS-CHAVE:** Coluna vertebral, Disco Intervertebral, Correlação Digital de Imagem.

**RESUMO:** Neste trabalho pretende-se caracterizar o campo de deslocamentos e deformações de um disco intervertebral, assim como avaliar a aplicação da técnica de Correlação Digital de Imagem (CDI) neste tipo de material. Para a realização deste trabalho, foi montado um ensaio de compressão de uma coluna vertebral e através do equipamento de CDI foi possível a realização de uma análise global do campo de deslocamentos ocorrido na superfície da coluna vertebral, mais concretamente, no disco intervertebral entre as vértebras L3 e L4.

## 1 INTRODUÇÃO

Um dos movimentos mais frequentes realizados durante o dia consiste no levantamento e transporte de objetos. Estes mecanismos são realizados de forma automática, sem que tenhamos consciência das exigências sobre o organismo para que estas cargas possam ser elevadas ou sustentadas. No estudo do comportamento mecânico da coluna durante o ato do levantamento e transporte de cargas tem vindo a ser estudado nos últimos anos, recorrendo a técnicas experimentais e numéricas [1].

A coluna vertebral é uma estrutura mecânica complexa, esta é constituída não só pela coluna vertebral, mas também pelos seus tecidos moles, incluindo ligamentos, músculos e redes neurais e vasculares. Esta estrutura é responsável por uma vasta gama de movimentos, incluindo lateral, rotação, virar para a esquerda e para a direita e flexão do tronco, mas a coluna vertebral também envolve e protege da medula espinal, suporta a cabeça, e é um ponto de fixação para as costelas e para os músculos das costas. Entre as vértebras (a partir de C2 até o sacro) existe um segmento deformável denominado de disco intervertebral. Os discos intervertebrais são articulações móveis, ou que permitem que os movimentos e absorver choques verticais. Os discos são constituídos por duas áreas distintas: uma zona periférica, chamada de anel fibroso, composto por lamelas concêntricas de fibrocartilagem, e um pano macio na área central, altamente elástico, chamado de núcleo pulposo [2].

Neste trabalho implementou-se um ensaio de compressão sobre a coluna vertebral com o intuito de analisar a deformação nos discos intervertebrais. Para tal, recorreu-se à utilização da técnica ótica de Correlação Digital de Imagem (CDI). Estas técnicas óticas permitem uma aná-

lise do campo de deslocamentos e de deformações, bem como, a medição, sem contacto, oferecendo, também, uma informação de caráter global com resoluções submicrométricas. Antes da realização do ensaio foi necessário estudar as funções dos diferentes elementos da coluna vertebral, a sua importância no transporte de cargas [3] e como se distribui o carregamento ao longo da estrutura da coluna.

## 2 MÉTODOS UTILIZADOS

A CDI é uma técnica de medição sem contacto desenvolvida por Sutton et al. [4-6] e Bruck et al. [8], em que se utiliza um método de correlação matemática para calcular o deslocamento no plano em superfícies de componentes ou estruturas sujeitas a tensões térmicas ou mecânicas. Esta técnica baseia-se na utilização de padrões aleatórios existentes na superfície dos componentes ou estruturas. A técnica compara duas imagens, adquiridas em diferentes estados, uma antes da deformação e outra após deformação. As duas imagens podem, também, ser designadas como imagem de referência (antes da deformação) e imagem deformada (após a deformação) [9].

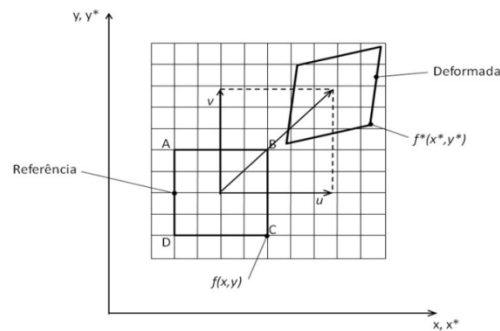


Fig. 1 Variação do estado inicial (referência) para o estado final (deformada).

Nesta técnica o objecto é iluminado por uma fonte de luz não coerente, sendo os padrões de intensidade resultantes da textura da superfície. Estes padrões de intensidade, que deverão ter uma distribuição aleatória, serão subdivididos em áreas de menores dimensões. Cada subdivisão, definida na imagem inicialmente gravada será depois comparada por correlação com imagens obtidas para estados diferentes de deformação do objecto. Considerando  $f(x,y)$  como uma função discreta que define os níveis de cinzento dos pixel da imagem inicial e  $f^*(x^*,y^*)$  dos pixel da imagem final [10]. A relação entre as duas funções é definida por,

$$f^*(x^*, y^*) = f(x + u(x, y), y + v(x, y)) \quad (1)$$

onde  $u$  e  $v$  representam o campo de deslocamentos (Fig. 1).

A determinação do campo de deslocamentos é obtida pela correlação entre o padrão aleatório da imagem inicial (referência) e a sua transformada (deformada). Esta operação é realizada para todos os padrões que se encontrem no centro da rede virtual da imagem inicial, de modo a obter todo o campo de deslocamentos de cada elemento da rede.

Considerando o campo de deslocamento, para um padrão aleatório, como homogéneo e bilinear ao longo dos eixos  $x$  e  $y$ :

$$u(x, y) = a_u x + b_u y + c_u xy + d_u \quad (2)$$

$$v(x, y) = a_v x + b_v y + c_v xy + d_v \quad (3)$$

A solução exacta, considerada em termos numéricos, é abordada como um processo iterativo.

Os deslocamentos do corpo rígido nos pontos A, B, C e D são calculados durante a iteração  $i$  com as componentes do campo de deslocamentos determinadas na iteração  $i-1$ . O processo iterativo pára na iteração  $n$ , quando a posição relativa dos vértices definidos pela rede virtual varia abaixo de um valor crítico,  $\delta_0$ , definido no programa.

Os pixéis da imagem inicial movem-se para uma posição de sub-pixel na imagem deformada. A dificuldade encontra-se na definição dos níveis de cinza entre esses pontos. Para esse fim, é usada uma função de interpolação, sendo a mais comum a interpolação bilinear de primeira ordem [11].

Com a correlação matemática de  $f(x, y)$  e  $f^*(x^*, y^*)$ , são determinados os campos de deslocamento  $u(x, y)$  e  $v(x, y)$ . O coeficiente de correlação pode ser calculado pelo método dos mínimos quadrados:

$$C_1 = \int_{\Delta M} (f(x, y) - f^*(x^*, y^*))^2 dx dy \quad (4)$$

onde  $M$  é o padrão aleatório na superfície. Os coeficientes de correlação são minimizados na determinação do campo de deslocamento.

A CDI tem sido também utilizada para a medição de campos de deformações [12, 13] com elevada resolução. Uma das maiores dificuldades desta técnica está na aplicação do padrão aleatório, havendo alguns estudos [14] no sentido de analisar a influenciada qualidade do padrão aleatório na exactidão das medições dos campos de deslocamentos e deformações.

### 3 ENSAIO EXPERIMENTAL

#### 3.1 DESCRIÇÃO DO ENSAIO

Para o estudo descrito, foi especialmente desenvolvida uma montagem para a realização do ensaio, como é possível observar na Fig. 2.



Fig. 2 Representação da montagem realizada neste ensaio.

O estudo foi realizado num modelo médico de uma coluna vertebral (ref. 5120) da empresa Sawbone®. Para realizar a medição com a técnica CDI, foi necessário criar um padrão aleatório sobre a superfície a medir, que correspondeu ao disco intervertebral entre as vértebras L3 e L4: Para a criação do padrão aleatório, foi utilizado um *spray* de tinta preta para criar o padrão pretendido.

Após a criação do padrão aleatório, a coluna foi fixada sobre uma mesa ótica, de forma a evitar movimentos de corpo rígido, e foram aplicadas várias cargas verticais. A face com o padrão aleatório ficou virada para o sistema de Correlação Digital de Imagem. Para melhorar a definição das imagens obtidas foi utilizado um sistema de iluminação.

No presente trabalho foi utilizado um sistema de CDI comercial, Aramis da Gom, que é constituído por duas câmaras CCD com a resolução 1624 x 1236 pixel, um computador com software específico para correlação digital de imagem e cabos de ligação entre esses dois elementos. O sistema Aramis permite o controlo da taxa de aquisição das câmaras CCD, medir campos deslocamentos e deformações no plano, usando uma câmara, e fora do plano, recorrendo à visão estereoscopia das duas câmaras CCD. No caso em análise pretendeu-se medir o campo de deslocamentos no plano, como tal só foi utilizada uma câmara, a taxa de aquisição foi a de uma imagem por segundo, até um total de 5 imagens. As imagens foram adquiridas durante o ensaio, tendo sido enviadas para o PC, que processou-as de acordo com os algoritmos que foram já descritos neste trabalho.

A calibração do sistema foi realizada recorrendo à utilização de uma tira de papel milimétrico. O software permite seleccionar dois pontos e definir a distância entre eles, este valor servirá de escala para a determinação do campo de deslocamentos que ocorre na superfície do disco intervertebral durante o ensaio [15].

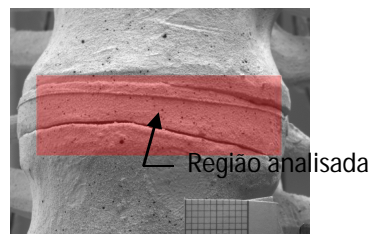
### 3.2 RESULTADOS OBTIDOS

Na coluna vertebral em estudo foram utilizadas várias cargas distintas durante os ensaios experimentais. Na Tab. 1 estão indicados as várias cargas utilizadas.

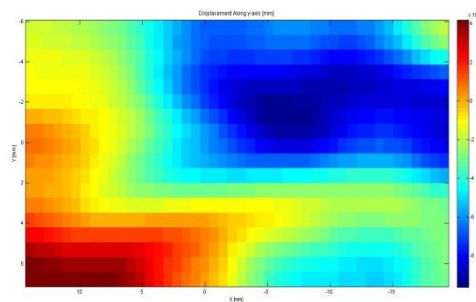
Tabela 1 Diferentes cargas aplicadas.

Carregamento [N]	
1	16,72
2	19,56
3	39,16

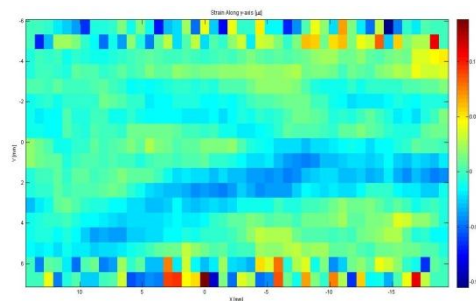
A Correlação Digital de Imagem é uma das poucas técnicas óticas que permite a medição do campo de deslocamentos e deformações tão elevados como os que ocorreram durante o ensaio. No entanto, devido ao campo de deslocamentos e deformações elevadas existe o problema de ocorrer descorrelação. Na Fig. 3 está representado um exemplo do campo de deslocamentos e de deformações obtido para uma carga de 39,16 N.



(a)



(b)

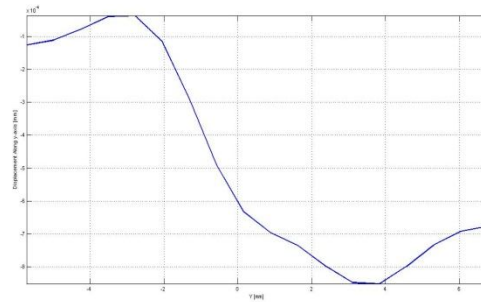


(c)

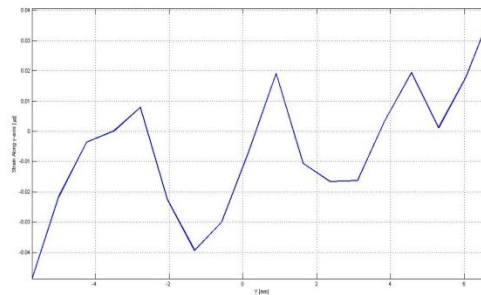
Fig. 3 Medição do campo de deslocamentos e deformações: (a) Zona da coluna vertebral a ensaiar, (b) campo de deslocamentos medidos na direcção vertical e (c) deformações medidos na direcção vertical.

Com a análise dos resultados obtidos a partir da CDI, pode-se verificar o campo de deslocamentos ocorridos na superfície da coluna vertebral não é uniforme.

Fazendo uma análise da variação dos deslocamentos e deformações, na direção do eixo Y, correspondente ao centro do provete, pode verificar-se que ocorre uma variação alinear, tal como se pode verificar na Fig. 4.



(a)



(b)

Fig. 4 (a) Variação do deslocamento na direção Y no centro da zona ensaiada e (b) variação da deformação na direção Y no centro da zona ensaiada.

Analisando a Fig. 4, verifica-se que o campo de deslocamentos é tendencialmente linear. A variação das deformações mostra um elevado ruído, contudo há uma linha de tendência no seu comportamento.

#### 4 CONCLUSÕES

A técnica de Correlação Digital de Imagem mostrou estar bem adaptada à medição de campos de deslocamentos e de deformações em discos intervertebrais. Tendo em conta a amplitude dos deslocamentos obtidos, esta técnica correlaciona o deslocamento de pequenas subdivisões da imagem, permitindo a medição de deslocamentos de grande amplitude.

Esta técnica apresenta algumas dificuldades, sendo a principal a obtenção de um padrão aleatório.

Verificou-se uma notória diferença no comportamento mecânico entre as vértebras e o disco intervertebral.

## AGRADECIMENTOS

Agradecemos à Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro pela cedência do equipamento utilizado neste trabalho.

## REFERÊNCIAS

- [1] Cappozzo, A., "Compressive loads in the lumbar vertebral column during normal level walking", *Journal of Orthopaedic Research*, 3(1),, pág.292-301, 1983.
- [2] Monteiro, N., et al., "Structural analysis of the intervertebral discs adjacent to an interbody fusion using multibody dynamics and finite element cosimulation", *Multibody System Dynamics*, 25(2), 245-270, 2011.
- [3] Ribeiro, J., Carmo, J. P., "A wireless system for monitoring the influence of heavy loads on vertebral column Behavior", *International Conference on Biomedical Electronics and Devices – Biodevices 2008*, Cosponsored by IEEE and EMB, Funchal, 28 – 31 January, (2008).
- [4] Sutton, M., Wolters, J., Peters, H., Ranson, F., McNeil, R., "Determination of Displacements Using an Improved Digital Correlation Method", *Image and Vision Computing*, 1, 133-139 (1983)
- [5] Sutton, M., Cheng, Q., Peters, H., Chao, J., McNeill, R., "Application of an Optimized Digital Correlation Method to Planar Deformation Analysis", *Image and Vision Computing*, 4,143-151 (1986)
- [6] Sutton, M., Turner, L., Bruck, A., Chae, A., "Full-field Representation of Discretely Sampled Surface Deformation for Displacement and Strain Analysis", *Experimental Mechanics*, 31,168-177 (1991)
- [7] Sutton, M., McNeill, R., Jang, J., Babai, M., "Effects of Subpixel Image Restoration on Digital Correlation Error", *Journal of Optical Engineering*, 27, 870-877 (1988)
- [8] Bruck, A., McNeil, R., Sutton, M., Peters, H., "Digital Image Correlation Using Newton-Raphson Method of Partial Differential Correction", *Experimental Mechanics*, 29,261-267 (1989)
- [9] Hu, T., Ranson, W., Sutton, M., Peters, W., "Application of Digital Image Correlation Techniques to Experimental Mechanics", *Experimental Mechanics*, 25, 232-244 (1985)
- [10] Marcellier, H., Vescovo, P. et al., "Optical analysis of displacement and strain fields on human skin", *Skin Research and Technology*, 7,246-253 (2001)
- [11] Sutton, M., Orteu, J., Schreier, H., *Image Correlation for Shape, Motion and Deformation Measurements*, Springer Science and Business Media (2009)
- [12] Hung, P., Voloshin, A., "In-plane Strain Measurement by Digital Image Correlation", *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 25, 215-221 (2003)
- [13] Grant, B., Stone, H., Withers, P., Preuss, M., "High-temperature strain field measurement using digital image correlation", *The Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, 44, 263-271 (2009)
- [14] Lecomptea, D., Smitsb, A., Bossuytb, S. et al., "Quality assessment of speckle patterns for digital image correlation", *Optics and Lasers in Engineering*, 44, 1132–1145 (2006)
- [15] Ribeiro, J., Lopes, H., Mendonça, B., Martins, P., Vaz, M. "Caracterização Experimental e Numérica do Campo de Deslocamentos de Tecidos Biológicos Hiper-Elasticos", *X Congresso Ibero-Americano em Engenharia Mecânica*, Porto, 4-7 Setembro (2011)

# **Anexo F**

Artigo de revista

# A HYBRID METHOD TO CHARACTERIZE THE MECHANICAL BEHAVIOUR OF BIOLOGICAL HYPER-ELASTIC TISSUES

João Ribeiro (1), Hernani Lopes (1), Bebiana Mendonça (1), Pedro Martins (2)

1. IPB, Portugal; 2. IDMEC, Portugal

## Introduction

The increase of interest in the study of human biological tissues led to the characterization of certain biological materials which have a hyper-elastic mechanical behaviour [Afonso, 2008 and Martins, 2006]. Traditionally are used experimental tests to characterize such materials, however, these have been replaced by numerical simulations using finite element codes, with advantages from the point of view of saving time and financial costs. The optical experimental field methods have the advantage, such as the assessment of displacement fields without contact with high resolution, using ordinary white light or laser illumination. Both techniques, experimental and numerical, have limitations in the characterization of hyper-elastic biological tissues. The numerical simulation has different constitutive models, but none of them could characterize completely these materials. In the other hand, most of the optical techniques have a high sensibility which is not adequate for hyper-elastic behaviours. Only the digital image correlation (DIC) has the sensibility range that could allow the measurement of such large displacements. However, the strain fields are computed by the differentiation of displacement fields and this technique could amplify the image noise, in this case the quality of strain fields are not adequate. To overcome these limitations the authors of this work have developed a hybrid method which uses the displacement field obtained with DIC applied in the nodes of a finite element model.

## Methods

In the experimental test was used tissue of human vaginal pelvic floor. The tissue preparation had two phases; firstly it was cut in rectangular shape and after applied a random speckle with toner in one of the sample faces. Was done a tensile test with the tissue samples, where the sample face with speckle stayed in front of the CCD DIC system (Aramis). The DIC system saved 150 images for each test in a sequence of one image per second.

The finite element code Ansys® was applied for the numerical simulation. In previous work [Ribeiro, 2011] showed that the Ogden phenomenological model had demonstrated a good approximation to characterize the behaviour of these materials. Such as for this work was chosen that model. In each node of the numerical model were applied two orthogonal displacements settled by DIC and were applied a vertical displacement in the top border and the under border was fixed.

## Results

The figures 1 and 2 show the results obtained with hybrid method and experimentally by DIC

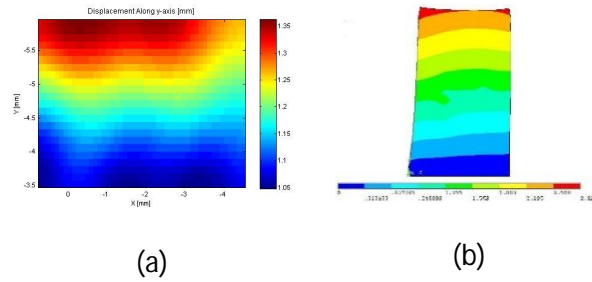


Figure 1: Displacement field in y direction: (a) DIC; (b) hybrid method.

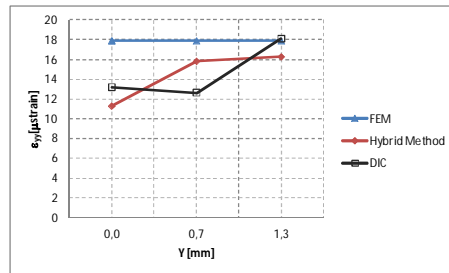


Figure 2: Strain variation along of vertical direction in the sample centre for FEM, hybrid method and DIC.

## Conclusions

The hybrid method developed in this work demonstrated that could be a valid alternative to the traditional finite element methods (FEM). The proposed method describes with good accuracy the mechanical behaviour of hyper-elastic biologic tissues.

## References

- [Afonso, 2008] Afonso *et al*, International Urogynecol Journal, 19: 375–380, 2008.
- [Martins, 2006] Martins *et al*, Strain, 42: 135–147, 2006.
- [Ribeiro, 2011] Ribeiro *et al*, CIBEM 2011, in conference proceedings, 2011.