

**Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto**



**Estudo da Biomecânica da Mão por aplicação do  
Método dos Elementos Finitos**

por

**Hélia Maria da Silva Gaspar**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto para  
obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

**Orientador:**

Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge

Setembro 2010



Ao Valdemar e aos meus sobrinhos, Pedro e Vitória

*Sempre faço o que não consigo fazer  
para aprender o que não sei!*

Pablo Picasso



# ***Agradecimentos***

Agradeço em primeiro lugar ao Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge, meu orientador, por toda a ajuda e incentivo para a realização deste trabalho. E por toda a disponibilidade dispendida durante todo este percurso, sem o qual teria sido impossível desenvolver uma dissertação neste âmbito

De seguida, agradeço toda a ajuda e disponibilidade do Prof. Doutor Marco Paulo Lages Parente, por toda a sua ajuda para aprendizagem de utilização do Abaqus, pois sem tais noções não teria conseguido obter resultados.

Aos meus colegas de gabinete do IDMEC por todo o companheirismo, simpatia e ajuda durante o decorrer deste trabalho.

Não poderia deixar de agradecer, aos meus pais, pela oportunidade de realizar este mestrado, e às outras pessoas significativas da minha vida, por terem contribuído de alguma maneira para o sucesso do meu percurso até aqui, e a todos eles, simplesmente, por existirem.



# **Estudo da Biomecânica da Mão por aplicação do Método dos Elementos Finitos**

por

**Hélia Maria da Silva Gaspar**

**Orientador:**

Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge

## ***Resumo***

A presente dissertação analisa o comportamento biomecânico da mão humana recorrendo a técnicas numéricas baseadas no Método dos Elementos Finitos (MEF). Esta investigação teve como objectivo o estudo biomecânico da mão, através da simulação do seu movimento. Para tal, procedeu-se ao estudo do movimento de flexão da mão com o objectivo de preensão de um objecto.

Foi utilizado um modelo da mão constituído por 16 ossos, incluindo, 4 metacarpos e 12 falanges. As articulações existentes no modelo foram feitas entre as falanges: a articulação metacarpofalangeal, a articulação interfalangeal proximal e a articulação interfalangeal distal. As articulações eram compostas por uma cápsula articular e cartilagens fixas nas extremidades dos ossos referentes às articulações. Com recurso ao Método dos Elementos Finitos foram feitos estudos de análise dinâmica, incluindo a obtenção do ângulo de flexão das articulações metacarpofalangeal, interfalangeal proximal e distal para preensão de um objecto. Na sequência destes ensaios, o modelo foi analisado de forma a se obterem para as três cápsulas articulares existentes valores respeitantes às grandezas tensão e deformação, resultantes do movimento de flexão. De seguida, foram escolhidos 4 pontos diametralmente opostos em cada cápsula articular, localizados estes na vista posterior, lateral, anterior e medial, e depois foram recolhidos em cada ponto valores das duas grandezas permitindo, assim, a comparação destes valores dentro e entre as cápsulas articulares.



# **Study of the Biomechanics of Hand by applying the Finite Element Method**

by

**Hélia Maria da Silva Gaspar**

**Supervisor:**

Ph.D. Renato Manuel Natal Jorge

## ***Abstract***

This dissertation examines the biomechanical behavior of human hand using numerical techniques based on Finite Element Method (FEM). This investigation aimed to study the biomechanics of the hand, through the simulation of its movement. To this end, we proceeded to study the flexion movement of the hand in order to hold an object.

Was used a hand model that consists of 16 bones, including 4 metacarpals and 12 phalanges. The joints in the model were made between the phalanges: the metacarpophalangeal joint, the proximal interphalangeal joint and distal interphalangeal joint. The joints were composed of a fixed joint capsule and cartilage at the ends of the bones related to joints. Using the Finite Element Method were made dynamic analysis, including obtaining the angle of flexion of the metacarpophalangeal, proximal and distal interphalangeal joints to hold an object. Following these tests, the model was analysed in order to obtain for the three existing joint capsules, values relating to the quantities stress and strain, resulting from the flexion movement. Then were selected four diametrically opposite points on each joint capsule, located in the posterior, lateral, anterior and medial view, and were then collected at each point values of the two quantities, thus enabling a comparison of these values within and between the capsules joints.



# Índice

Resumo	vii
Abstract	ix
1.Introdução	1
1.1.Ojectivos da dissertação	1
1.2.Apresentação da dissertação	3
2.Biomecânica e Anatomia da Mão	5
2.1.Definição de Biomecânica	5
2.1.2.Conceitos Base	5
2.2.Sistema Músculo-Esquelético	6
2.2.1.Sistema Esquelético	6
2.2.2.Sistema Muscular	7
2.2.2.1.Músculos Esqueléticos	8
2.2.2.2.Controlo motor	8
2.2.3.Tecidos Moles	9
2.2.4.Articulações	10
2.2.5. Termos Anatómicos	10
2.3.Anatomia e cinemática da mão	11
2.3.1.Anatomia da Mão	12
2.3.1.1.Carpo	12
2.3.1.2.Metacarpo	12
2.3.1.3.Falanges	12
2.3.2.Articulações da mão	13
2.3.3.Músculos da Mão	14
2.3.4.Controlo da mão	14
2.3.5.Graus de liberdade	15
2.4.Principais doenças e lesões	15
2.5.Reabilitação	17
3.Modelação por Elementos Finitos	19
	xi

3.1.Método dos Elementos Finitos	19
3.1.1.Elemento finito tetraédrico	21
3.1.2.Modelos Constitutivos	26
3.2.Modelação	35
3.2.1.Estudos anteriores	36
3.3.Modelo de Elementos Finitos	39
4.Resultados e Discussão	44
4.1.Cápsula Articular 1	45
4.2.Cápsula Articular 2	49
4.3.Cápsula Articular 3	54
5.Conclusões e Trabalhos Futuros	60
Referências	62

# ***Lista de Figuras e Tabelas***

**Figura 1** – Representação óssea da mão humana, vista posterior

**Figura 2** – Representação do elemento tetraédrico

**Figura 3** – Componentes de tensão de corte relativamente às componentes de deformação de corte com aumento de deformação

**Figura 4** – Diagrama de carga-alongamento

**Figura 5** – Malha de elementos finitos utilizada

**Figura 6** – Malha de elementos finitos para as cápsulas articulares do dedo IV e V, vista posterior

**Figura 7** – Movimento de flexão da mão para preensão de um objecto

**Figura 8** – Local de aplicação da BC-2, BC-3 e BC-4, no dedo II

**Figura 9** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista posterior

**Figura 10** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista lateral

**Figura 11** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista anterior

**Figura 12** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista medial

**Figura 13** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista posterior

**Figura 14** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista lateral

**Figura 15** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista anterior

**Figura 16** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista medial

**Figura 17** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista posterior

**Figura 18** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista lateral

**Figura 19** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista anterior

**Figura 20** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista medial

**Figura 21** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista posterior

**Figura 22** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista lateral

**Figura 23** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista anterior

**Figura 24** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista medial

**Figura 25** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista posterior

**Figura 26** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista lateral

**Figura 27** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista anterior

**Figura 28** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista medial

**Figura 29** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista posterior

**Figura 30** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista lateral

**Figura 31** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista anterior

**Figura 32** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de  $100^\circ$ , vista medial

**Tabela I** – Conversão de constantes para um material elástico isotrópico

**Tabela II** – Propriedades mecânicas do material

## Introdução

### 1.1. Objectivos da dissertação

A mão humana tem sido alvo de estudo desde o início do período da história da humanidade. A sua arquitectura é um fino exemplo de elegância mecânica na natureza. Tem sido um fascinante objecto de estudo para os investigadores tanto no que diz respeito ao controlo motor como à biomecânica. As recentes décadas, têm testemunhado um avanço na compreensão da anatomia e da biomecânica da mão humana, mas mesmo assim, apesar de todos os esforços nesse sentido, actualmente, a complexidade da mão ainda não é totalmente compreendida.<sup>(1,2)</sup>

No que diz respeito, a estudos da mão já realizados (num sentido mais amplo, membros superiores), pouquíssimos se têm focado nos membros superiores, pois existe falta de informação relativa a localizações a três dimensões, a orientações das ligações de músculos e à orientação dos eixos de rotação das articulações do membro superior (dada a dificuldade neste tipo de medição/cálculo).<sup>(3)</sup>

Actualmente, existe um método designado de Método dos Elementos Finitos (MEF) que se trata da ferramenta mais poderosa para simular problemas mecânicos, permitindo uma análise de meios discretos e contínuos, com alto nível de complexidade, a partir de modelos geométricos.<sup>(4,5)</sup>

Dado o facto da medição directa de determinadas estruturas não ser possível, a modelação biomecânica apresenta-se com uma solução alternativa para medição indirecta de determinadas forças.<sup>(6)</sup>

Com este trabalho, pretende-se dar um contributo para a melhor compreensão da biomecânica da mão. Uma vez que, a medição de forças e outras componentes directamente na mão nem sempre é possível e pode ser afectada por diversos factores

externos, a simulação dos movimentos da mão através da utilização do MEF, torna-se de elevada importância e é um método bastante fiável.

Como tal, o objectivo desta investigação é simular e obter resultados relativos aos movimentos da mão, mais propriamente, relativos ao movimento de flexão, movimento este tão precioso para a apreensão de objectos.

Neste trabalho de investigação, foi utilizada um modelo da mão constituído por 16 ossos, incluindo, metacarpos, falanges, cartilagens e cápsulas articulares, e a partir deste testaram-se as forças geradas durante o movimento de flexão. O polegar ainda que modelado, foi considerado como elemento rígido.

## 1.2. Apresentação da dissertação

No capítulo 2 é feita uma abordagem à biomecânica e anatomia da mão. Neste é descrito, de forma geral, do que trata a biomecânica, assim como, os conceitos base associados a esta. De seguida, é feita uma descrição do sistema músculo-esquelético, incluindo, dos seus vários componentes, nomeadamente, sistema esquelético, sistema muscular, controlo motor, tecidos moles e articulações, e ainda é feita uma breve explicação de termos anatómicos. Após a descrição do sistema músculo-esquelético, são apresentados os principais aspectos da mão, referenciando os seus diversos componentes, designadamente, carpo, metacarpo, falanges, articulações existentes e músculos constituintes, e ainda o modo como esta é controlada internamente pelo sistema nervoso central e o número de graus de liberdade associado. Dado o facto, do ser humano ser susceptível ao aparecimento de doenças são apresentadas algumas doenças e lesões que podem afectar o normal funcionamento da mão. E na sequência deste, são descritos métodos actuais que podem ajudar na recuperação total ou parcial de défices existentes no funcionamento da mão.

No capítulo 3 são apresentados os principais aspectos que se relacionam com o Método dos Elementos Finitos (MEF), iniciando por uma breve descrição do que é este método e suas características, seguido da descrição do tipo de elemento utilizado no presente modelo, designadamente, elemento tetraédrico de quatro nós, e por último, é feita uma breve introdução aos modelos constituintes, incluindo, a elasticidade e a hiperelasticidade. No seguimento deste tema, é feita uma revisão aos estudos já efectuados, até aos dias de hoje, sobre modelação. De seguida, descreve-se a construção prévia do modelo da mão, que engloba 16 ossos, incluindo metacarpos, falanges, cartilagens, cápsulas articulares e pele. Posteriormente, foram escolhidos pontos-chave nos dedos, nomeadamente, nos locais de articulação entre os metacarpos e falanges adjacentes e entre as falanges, de modo a ser aplicada uma rotação nestes locais, através da aplicação do MEF.

No capítulo 4 encontram-se apresentados os resultados obtidos através deste modelo, nomeadamente, as tensões e deformações geradas aquando do movimento

de flexão do dedo indicador. Assim como, uma posterior análise e discussão a estes mesmos resultados.

No capítulo 5 foi feita uma breve síntese de todo o trabalho desenvolvido, englobando as respectivas conclusões, terminando este com algumas sugestões de possíveis trabalhos futuros.

# **Biomecânica e Anatomia da Mão**

## **2.1. Definição de Biomecânica**

Biomecânica é a ciência que lida com as forças e seus efeitos, aplicados aos sistemas biológicos, permitindo, assim, o estudo do corpo humano a qualquer nível, ou seja, desde um nível macro até ao tamanho de uma única célula.

A Biomecânica encontra-se baseada nos princípios da Física e da Matemática. Este conceito surgiu há vários séculos. Uma das primeiras observações foi feita, por volta do ano de 1500, por Leonardo da Vinci, que observou do ponto de vista biomecânico a função dos músculos e ossos que constituem o corpo humano. Com o passar dos anos, foram surgindo diversas descobertas nesta área de estudiosos de renome, tais como, Galileu, Newton, Descartes, entre outros. Mais recentemente, na década de 70, a disciplina de Biomecânica cruzou-se com a disciplina de Ergonomia, que é a ciência que estuda o Homem e o seu trabalho, de forma, a ser possível através do recurso a princípios biomecânicos redesenhar ferramentas de trabalho com o objectivo de proporcionar melhores condições de trabalho e menos riscos para os trabalhadores. Mais tarde, começou-se também a ter em especial atenção as doenças músculo-esqueléticas resultantes do trabalho.<sup>(7)</sup>

### **2.1.2. Conceitos Base**

Os princípios da Biomecânica podem ser aplicados a corpos em repouso, denominados, assim, de estáticos, ou a corpos em movimento, denominados, neste caso, de dinâmicos. Em ambas as situações, os corpos podem ser sujeitos a acções de forças (por exemplo: os corpos podem ser empurrados ou puxados). Estas forças

actuam sempre em unísono, para qualquer acção há sempre uma reacção igual e oposta.

A dinâmica, por sua vez, pode ser dividida em cinemática e cinética. A cinemática é o estudo do movimento puro, deslocamento, velocidades e aceleração. Por outro lado, a cinética estuda as forças que promovem esse movimento.<sup>(7)</sup>

## **2.2.Sistema Músculo-Esquelético**

O sistema músculo-esquelético é um complexo sistema de músculos, ossos e tecidos moles que proporcionam movimento ao corpo humano.

Cada indivíduo tem um sistema músculo-esquelético próprio, o qual se caracteriza por propriedades dinâmicas únicas, tais como, dimensões geométricas e a distribuição de massa entre os segmentos.<sup>(7,8,9)</sup>

### **2.2.1.Sistema Esquelético**

O esqueleto humano de um adulto é constituído por cerca de 206 ossos, cada um com um importante papel para a funcionalidade do sistema esquelético. Este sistema tem várias funções, nomeadamente, suporte, protecção dos órgãos internos, movimento corporal, hematopoiese (processo de formação de células sanguíneas) e armazenamento de gordura e de minerais.

Os ossos possuem diferentes formas, tamanhos e propriedades mecânicas. Estes podem ser agrupados com base na sua forma, em quatro categorias:

1. Ossos longos - são mais longos/compridos do que largos (por exemplo: ossos do metacarpo) e funcionam como alavancas;
2. Ossos curtos - têm uma forma semelhante a um cubo e podem ser encontrados no pulso e tornozelo onde transferem as forças do movimento;
3. Ossos planos - têm uma ampla superfície, quer para a ligação dos músculos quer para protecção dos órgãos subjacentes (por exemplo: as costelas);

4. Ossos irregulares – tal como o nome indica estes possuem diversas formas e aspectos superficiais para a ligação dos músculos ou articulações (por exemplo: as vértebras).

O material ósseo é composto por células, por uma matriz extracelular de fibras e por uma substância base. As células produzem a matriz extracelular, a qual determina as propriedades mecânicas do osso. É de salientar que, a rigidez e a força são importantes propriedades mecânicas do osso (o efeito combinado das fibras e da substância base produz um efeito adicional na força).<sup>(7,8,9,10,11)</sup>

### **2.2.2.Sistema Muscular**

No corpo humano existem mais de 500 músculos. Estes compreendem aproximadamente 50% do peso corporal e 50% da actividade metabólica do organismo.

O músculo consiste em tecido conjuntivo na forma de fáscia, células musculares na forma de fibras musculares e nervos. Uma camada externa de fáscia, o epimísio, recobre o músculo, camadas internas de fáscia, o perimísio, subdivide feixes de fibras musculares em fascículos, e camadas mais interiores de fáscia, o endomísio, recobrem fibras musculares individuais. A fáscia que liga fibras ou grupos de fibras estende-se até ao fim do músculo e ajuda-o e às fibras musculares a agarrarem-se firmemente ao osso, sob a forma de tendões. Esta distribuição da fáscia através do músculo é muito importante para a transmissão da força de uma forma uniforme, desde as unidades contrácteis activas até ao tendão e ao osso. Os músculos vão-se ligar aos ossos propiciando assim a base do movimento. O tecido muscular é penetrado por vasos sanguíneos finos que transportam oxigénio e nutrientes às fibras musculares e por pequenas terminações nervosas que trazem os impulsos eléctricos do cérebro e da espinal medula.

Os músculos dividem-se em: músculos esqueléticos (que se ligam aos ossos), músculos cardíacos (que se podem encontrar no coração) e músculo liso (o qual podemos encontrar nos órgãos internos e nas paredes dos vasos sanguíneos).<sup>(7,8,9,10,11)</sup>

### **2.2.2.1. Músculos Esqueléticos**

Este tipo de músculos é o mais importante no que diz respeito ao movimento, por isso, apenas estes aqui são descritos em detalhe. Os músculos esqueléticos estão ligados aos ossos em ambos os lados da articulação através de tendões. Estes têm como função movimentar os ossos e para isso, devido às suas características, normalmente, existem sempre dois grupos de músculos: os agonistas, que contraem o músculo (são os actuadores primários do movimento); e os antagonistas, que retornam o músculo à posição original (opõem-se ao movimento). Enquanto um grupo de músculos se encontra activo, o grupo oposto encontra-se relaxado.<sup>(7,8,9,10,11)</sup>

### **2.2.2.2. Controlo motor**

O controlo motor dos músculos inicia-se no Sistema Nervoso Central (SNC). O SNC inclui o cérebro, que se encontra dentro do crânio e é protegido por este, e a espinal medula, que passa dentro da coluna vertebral e se encontra protegida por esta. O cérebro pode ser subdividido em várias áreas, cada uma contém um grupo de células nervosas com determinada função. Para aumentar o controlo motor e outras capacidades nervosas de processamento, o cérebro desenvolveu invaginações profundas, que aumentam bastante a área de superfície para a existência de células nervosas. Numa destas áreas, encontra-se o córtex sensório-motor, o qual possui uma parte motora onde se originam os sinais que controlam a actividade muscular, e uma parte sensitiva, a qual recebe sinais de feedback dos músculos e de outras partes do corpo.<sup>(7,8)</sup>

Para uma melhor compreensão, de seguida, encontra-se descrito como é processado o controlo motor de um modo simplificado. A função neuromuscular é a interacção entre o sistema nervoso e o mundo físico. Tendo em conta o sentido descendente (cérebro→músculos): as ordens são geradas no córtex motor (lobo frontal, localizado na região anterior do cérebro), ao qual é enviada a informação quanto ao movimento a gerar e, posteriormente, estas são enviadas até ao neurónio

motor (localizado no músculo). Este neurónio motor activa o músculo, e o músculo, por sua vez, gera força e isto resulta em movimento.<sup>(12)</sup>

### 2.2.3. Tecidos Moles

Os tecidos moles do corpo humano compreendem estruturas como os ligamentos, tendões, fáscia e cartilagem, que fornecem suporte e integridade estrutural ao sistema músculo-esquelético e que transmitem as forças entre os diversos componentes. Todo o tecido conjuntivo, semelhante aos ossos, é composto por células, uma matriz extracelular de fibras e uma substância base. Existem três tipos de fibras: o colagénico, a elastina e a reticulina. O colagénico garante força e rigidez ao tecido, a elastina propicia elasticidade e a reticulina confere volume.

Os ligamentos ligam osso a osso e garantem estabilidade às articulações. Estes são compostos por cerca de 90% de colagénico, os quais possuem um arranjo das fibras em linha recta e têm reduzida elasticidade (podem apresentar elevados valores de rigidez).

Os tendões ligam o músculo ao osso, transmitindo, assim, a força muscular. A sua constituição é quase na totalidade por feixes de fibras de colagénico paralelos sem qualquer elasticidade. Estes encontram-se rodeados por uma bainha sinovial, a qual produz um fluido sinovial de baixa fricção para facilitar o deslizamento dos tendões. O arranjo paralelo é ideal para a transmissão de força no sentido axial.

A fáscia é tecido conjuntivo que recobre os órgãos e músculos. É altamente elástica (pois tem uma percentagem elevada de elastina), com um arranjo bastante irregular das fibras, o que lhe permite ter elasticidade em todas as direcções.

A cartilagem recobre as superfícies articulares dos ossos. Esta pode ser dividida em três tipos principais: cartilagem hialina (encontra-se nas extremidades dos ossos e trata-se de uma matriz homogénea de fibras de colagénico), fibrocartilagem (presente nos discos intervertebrais e é composta por colagénico e elastina) e cartilagem elástica (encontra-se no ouvido e na epiglote da garganta).<sup>(7,8,9,10,11)</sup>

### 2.2.4. Articulações

Uma articulação é o ponto de interacção entre dois ou mais ossos. As articulações do corpo encontram-se agrupadas, segundo a sua estrutura, em três categorias principais:

1. Articulações fibrosas – os ossos em questão encontram-se ligados por tecido conjuntivo fibroso;
2. Articulações cartilagosas – os ossos estão ligados por cartilagem;
3. Articulações sinoviais – os ossos encontram-se recobertos por cartilagem e os ligamentos ajudam a suportá-los (este tipo de articulação distingue-se pelo facto das cavidades articulares se encontrarem preenchidas por um fluido). Neste caso, os ossos funcionam como alavancas, ou seja, os músculos proporcionam a força e as articulações são os pivôs. Este tipo de articulações torna possível um grande e diversificado número de movimentos.<sup>(7,8,9,10,11)</sup>

### 2.2.5. Termos Anatómicos

A terminologia apresentada irá permitir descrever a localização de partes e regiões do corpo e de planos imaginários pelos quais o corpo pode ser seccionado. Este conhecimento é essencial para possibilitar uma comunicação efectiva.

Os termos anatómicos são úteis apenas se todos tiverem em mente a mesma posição do corpo e estiverem a usar os mesmos pontos de referência. Para tal, assume-se que o corpo está na posição anatómica, pois esta possibilita uma referência precisa e *standard* para descrição e dissecção anatómica. A posição anatómica refere-se a uma pessoa estando erecta com a face direccionada para a frente, os membros superiores ao lado do corpo e com as palmas das mãos viradas para a frente. Recorrendo a esta posição e à terminologia adequada, qualquer parte do corpo pode ser precisamente relacionada com qualquer outra parte. Por exemplo: na posição anatómica, o cotovelo encontra-se acima da mão, em decúbito dorsal, o cotovelo e a

mão estão ao mesmo nível. Para evitar confusão, descrições relacionais são sempre baseadas na posição anatómica, independentemente, da actual posição corporal.

De forma, a facilitar a interpretação deste trabalho, de seguida, são descritos os termos direccionais utilizados na prática corrente. Os termos direccionais são usados para descrever a localização de qualquer parte do corpo em relação a outra. Os termos direito e esquerdo mantêm-se como termos direccionais na terminologia anatómica. Acima é substituído por superior, abaixo por inferior, frente por anterior (ou ventral) e trás por posterior (ou dorsal). Proximal significa mais perto, enquanto que por sua vez distal significa mais longe (estes termos referem-se, normalmente, a estruturas lineares, tais como, os membros, nos quais uma extremidade está próxima de outra estrutura – proximal – e a outra extremidade está afastada - distal). Medial significa que se encontra mais próximo da linha média do corpo e lateral que se encontra mais afastado da linha média. O termo superficial refere-se a uma estrutura próxima da superfície do corpo e profundo refere-se ao interior do corpo.<sup>(8,9,10,11)</sup>

## **2.3. Anatomia e cinemática da mão**

A mão humana tem sido alvo de estudo desde o início do período da história. A época da Renascença marcou uma nova era na procura de um profundo conhecimento da anatomia da mão humana, quer por artistas, quer por físicos. O fascínio de Leonardo da Vinci (1452-1519) pela anatomia da mão é óbvio na sua arte. O trabalho “De humani corporis fabrica” de Andreas Vesalius em 1543, dinamizou para um novo nível a exploração da anatomia da mão, com muitas gravuras dedicadas a esta. As recentes décadas têm testemunhado um enorme salto em frente na compreensão da anatomia e da biomecânica da mão humana.

Como é facilmente perceptível nos parágrafos anteriores, a complexidade da mão é lendária. Apesar de todos os esforços nesse sentido, actualmente, a complexidade neuro-músculo-esquelética da mão ainda não é totalmente compreendida.<sup>(1,2)</sup>

### **2.3.1. Anatomia da Mão**

A arquitectura da mão é um fino exemplo de elegância mecânica na natureza. A sua estrutura é um sistema interligado de segmentos de ossos, dispostos numa série de arcos transversais e longitudinais. Basicamente, existem dois arcos transversos (o arco transversal proximal, formado pelos ossos do carpo, e o distal, que é formado pelas cabeças dos ossos do metacarpo) e arcos longitudinais, os quais consistem nos cinco raios dos dedos. Este arranjo da mão através de arcos fornece uma boa estrutura base. A mão contém vinte e sete ossos, agrupados no carpo, metacarpo e falanges.<sup>(1,2,7,8,13,14)</sup>

#### **2.3.1.1. Carpo**

O carpo, ou vulgarmente denominado pulso, é constituído por oito ossos dispostos em duas linhas transversas, com quatro ossos cada. A linha proximal (mais próxima da linha média do corpo) consiste no escafoíde, semilunar, piramidal e pisiforme (visto do lado lateral para o medial). A linha distal (mais afastada da linha média do corpo) consiste no trapézio, trapezóide, capitato e uncinado (visto do lado lateral para o medial).<sup>(7,8,13,14)</sup>

#### **2.3.1.2. Metacarpo**

O metacarpo contém cinco ossos. Cada osso do metacarpo tem uma base proximal, um corpo e uma cabeça distal (a qual é rodeada pela articulação que a articula com a base de cada falange proximal).<sup>(7,8,13,14)</sup>

#### **2.3.1.3. Falanges**

As catorze falanges, existentes na mão, constituem os ossos dos dedos. Um único osso dos dedos denomina-se falange. As falanges das mãos encontram-se dispostas em três linhas, nomeadamente, linha proximal, linha média e linha distal. O polegar

não contém a linha média. Os dedos são numerados sequencialmente de I até V, começando a numerar-se pelo polegar. (7,8,13,14)

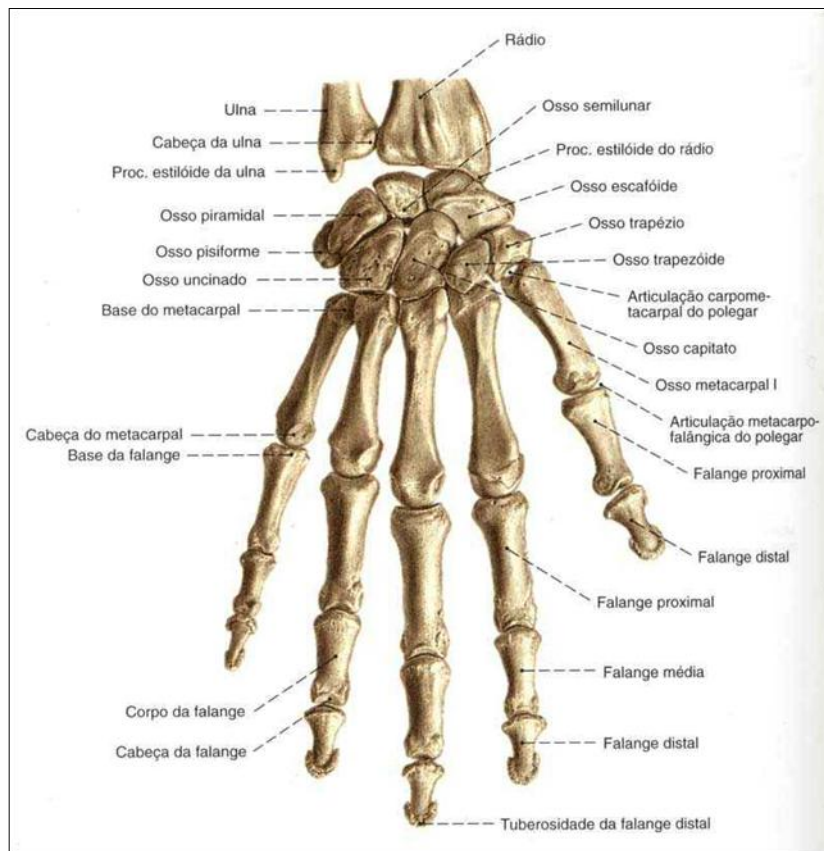


Figura 1- Representação óssea da mão humana, vista posterior (15)

### 2.3.2. Articulações da mão

Devido ao elevado número de ossos na mão, também existe um grande número de ligações e tipos de movimentos possíveis. Por isto, a mão é um ótimo aparelho de manipulação e muito difícil de replicar artificialmente.

Relativamente à mão podem ser definidas três articulações: articulação do pulso, metacarpofalangeal (MF) e interfalangeal (IF).

A movimentação da articulação do pulso necessita da contribuição dos oito ossos do carpo, localiza-se, tal como o próprio nome indica, no pulso e articula a mão com o antebraço.

A articulação metacarpofalangeal e a interfalangeal são articulações do tipo sinovial. A MF faz a articulação entre os ossos do metacarpo e as falanges proximais,

enquanto que a IF trata da articulação entre as falanges adjacentes, dividindo-se em interfalangeal proximal e distal.

A flexão da MF e da IF faz com que os dedos se aproximem da palma, enquanto que a sua extensão descreve o movimento de afastamento dos dedos da palma da mão. O movimento de afastamento perpendicular do polegar da palma é a abdução, sendo assim, a adução é o movimento oposto.<sup>(7,8,13,14)</sup>

### 2.3.3. Músculos da Mão

Os músculos que produzem o movimento dos dedos encontram-se divididos em dois grupos, baseados na origem dos músculos: extrínsecos e intrínsecos.

Os músculos extrínsecos originam-se maioritariamente no antebraço, são maiores e proporcionam força. Estes dividem-se em flexores e em extensores. A maioria dos flexores tem origem na extremidade distal e medial do úmero, em oposição aos extensores que têm origem na extremidade distal e lateral do úmero. Ambos têm inserção nos ossos do carpo, metacarpo ou falanges.

Os músculos intrínsecos têm como origem maioritária a mão, são pequenos e propiciam coordenação precisa aos dedos. Estes são divididos em três grupos de músculos: grupo tenar (actua no polegar), grupo hipotenar (actua no V dedo) e o grupo intermediário (este age em todas as falanges, excepto no polegar). Localizados principalmente no lado palmar, estes músculos permitem a flexão/extensão e abdução/adução de cada falange, dando origem a movimentos precisos dos dedos.

Cada dedo é enervado por ambos os grupos de músculos, necessitando de uma boa coordenação entre estes para movimentarem a mão adequadamente.<sup>(7,8,13,14)</sup>

### 2.3.4. Controlo da mão

Os membros e os dedos são os últimos filtros mecânicos entre as ordens motoras provenientes do sistema nervoso e as acções físicas que delas resultam. O termo filtros mecânicos deve-se ao facto destes atenuarem, amplificarem e transformarem os sinais nervosos em *outputs* mecânicos. É de salientar que as pequenas diferenças anatómicas

entre os membros e os dedos têm efeitos profundos nas suas propriedades mecânicas. Muitos aspectos da função neuromuscular, como a selecção de postura e a optimização da ordem motora, são fundamentalmente afectados pela estrutura física dos membros e dedos. A estrutura anatómica dos membros e dedos interioriza como *inputs* as acções musculares e produz como *outputs* movimentos e forças.<sup>(16,17)</sup>

### 2.3.5. Graus de liberdade

Uma importante característica da mão humana é o número de graus de liberdade calibrados pelos seus movimentos. Os graus de liberdade podem ser definidos como o número mínimo de coordenadas independentes para descrever a posição de um sistema. Anatomicamente, os cinco dedos da mão compreendem quinze articulações que oferecem cerca de vinte graus de liberdade. No entanto, a medida em que cada um destes graus de liberdade é independentemente controlado durante o movimento não é conhecido e por isso tem sido objecto de estudo em laboratório. Sabe-se, por exemplo, que a arquitectura mecânica da mão coloca obstáculos ao controlo independente dos dedos. A arquitectura neuromuscular da mão parece também limitar o grau de controlo independente. Além disso, pensa-se que o sistema motor pode empregar sinergias para reduzir a dimensionalidade da mão e, assim, simplificar o problema de controlo da mão pelo sistema motor. Estudos já existentes prevêem que a dimensionalidade da mão humana seja inferior a vinte graus de liberdade.<sup>(4,5,18)</sup>

## 2.4. Principais doenças e lesões

Hoje em dia, algumas das doenças existentes e que afectam o normal funcionamento do corpo humano relacionam-se com a postura, *layout* físico, design de teclados, entre outros. Por exemplo, a excessiva utilização do computador pode resultar num risco aumentado de se virem a desenvolver doenças músculo-esqueléticas dos membros superiores.<sup>(19)</sup> Os factores de risco biomecânicos mais comuns, relacionados com o trabalho, são: forças elevadas, elevada repetição do movimento, vibração, exposição ao frio, uso de ferramentas manuais, posturas

desadequadas, aceleração e muitas horas de uso de um teclado. Por exemplo, a combinação da força e repetição (que são os dois maiores factores de risco), pode aumentar 30 vezes ou mais o risco de lesão.<sup>(7)</sup>

Existem várias doenças que podem afectar o normal funcionamento dos membros superiores, atingindo de forma mais ou menos selectiva um ou mais constituintes da mão, como por exemplo, os músculos, os nervos, os ossos e cartilagens.<sup>(7,14)</sup>

As doenças musculares iniciam-se por um simples músculo dorido ou dor, o que se designa de mialgia. Isto pode evoluir para inflamação do músculo e tornar-se algo mais grave. Por exemplo, contracção muscular repetitiva e excessiva pode levar à chamada garra do escrivão. Este problema é exacerbado por outras doenças, nomeadamente, pelo Síndrome do Túnel Cárpico (lesão de um nervo, cuja compressão se encontra localizada no carpo), o qual reduz o *feedback* sensitivo.<sup>(7,14)</sup>

As doenças mais importantes e frequentes que afectam as articulações são a artrite reumatóide, que se trata de um processo inflamatório generalizado, associado, normalmente, a outros problemas, tais como, gota e a osteoartrite, que é um processo degenerativo da cartilagem das articulações.<sup>(7,8,14)</sup>

Lesões da mão causadas por problemas derivados, por exemplo, pelo uso de objectos de baixa ergonomia (objectos não ajustados ao trabalho em questão) são a causa de problemas sociais para o indivíduo lesado.<sup>(20)</sup>

No entanto, os principais problemas relacionados com as disfunções da mão estão fortemente ligados a acidentes, quer de viação quer de trabalho. Uma das lesões mais frequentes, derivada a acidentes de viação com motas, é a lesão do plexo braquial, que pode causar a perda parcial ou completa da funcionalidade do membro superior. É de referir, ainda, que as paralisias do membro superior têm sérias consequências socioeconómicas, pois pacientes com este tipo de lesão deixam de executar actividades bimanuais, ou seja, actividades usando as duas mãos, e devido a isso muitos ficam fora do mercado de trabalho.<sup>(20)</sup>

## 2.5.Reabilitação

Dado o elevado número de lesões/doenças que afectam o normal funcionamento do membro superior, em particular, a mão, torna-se de extrema importância o desenvolvimento constante de novas técnicas e métodos de reabilitação dos mesmos.

Hoje em dia, já existe um vasto conjunto de meios para reabilitar indivíduos com este género de incapacidade. Mas infelizmente, ainda existem muitos problemas para os quais não existe resposta. É de elevada importância a investigação no sentido de restaurar a função e minimizar os efeitos das lesões/doenças, ou no sentido de se criarem equipamentos mais ergonómicos.

O tratamento básico médico, nestes casos, baseia-se na assistência ao doente com o tratamento mais efectivo, o qual deve de ser de baixo custo, com poucos efeitos secundários e que permita a este regressar à sua vida normal e ao seu local de trabalho, o mais rapidamente possível e com o mínimo de dor. A estratégia de tratamento segue um plano que começa pelas soluções mais simples (exemplos: restrição de movimentos, aplicação de calor e/ou frio, exercícios, medicamentos e injeções), podendo progredir, caso necessário, para tratamentos mais elaborados, sendo a cirurgia o último recurso a adoptar.

Com o evoluir da tecnologia, de forma a melhorar a intervenção médica, foram desenvolvidos novos componentes, com o intuito de melhorar a qualidade de vida destes indivíduos.

A capacidade para realizar movimentos finos requer o controlo de sub-movimentos que recorrem a acções musculares individualizadas. Esta capacidade é afectada após paralisia central envolvendo o membro superior. Para estes casos, foram desenvolvidas ferramentas sensório-motoras que proporcionam *biofeedback* útil de articulações isoladas e da actividade muscular para melhorar os programas de reabilitação. De um ponto de vista mais amplo, estas ferramentas podem ajudar na caracterização da incapacidade dos indivíduos, na escolha do tratamento mais adequado e no seguimento do progresso do doente.<sup>(7)</sup>

Sistemas neuroprotéticos restauram a função após lesão da medula espinal a nível cervical recorrendo à combinação de estímulos eléctricos funcionais (FES) e de cirurgias reconstrutivas, que tendem a fazer transferência de tendões. Um sistema FES

consiste num controlador que debita a excitação muscular necessária para uma tarefa específica em eléctrodos, que depois transmitem a estimulação aos músculos paralisados apropriados. Até à data, as neuropróteses do membro superior têm-se focado na restauração da função da mão em indivíduos com lesões cervicais (entre o nível C5 e C8), através da utilização de controladores *open-loop* que são testados usando o método por tentativa e erro. Em indivíduos com lesões a nível de C1 a C4, a experimentação é praticamente impossível, por isso, torna-se necessário o desenvolvimento e utilização de modelos músculo-esqueléticos para testar este tipo de próteses, minimizando assim a inconveniência para os indivíduos. Este tipo de modelos permite estudar diferentes tipos de movimentos e estimular diferentes grupos de movimentos, assim como, possibilita simular a existência de diferentes patologias.

Os estudos biomecânicos da mão poderão ser uma ferramenta preciosa na elaboração de projectos de dispositivos auxiliares de reabilitação. Por exemplo, o recurso a meios de engenharia assistida por computador, baseada no Método dos Elementos Finitos, poderá auxiliar no dimensionamento de ortóteses funcionais que dependem muito do tipo de patologia e do grau de disfunção de cada paciente. Estes meios poderão, assim, ajudar na melhoria de um conjunto de problemas, proporcionando um incremento na qualidade de vida diária dos doentes.<sup>(21)</sup>

# Modelação por Elementos Finitos

### 3.1.Método dos Elementos Finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é um método matemático que consiste na discretização (subdivisão) de um meio contínuo em pequenos subdomínios (elementos), mantendo as mesmas propriedades do meio original. O comportamento destes elementos pode ser descrito por equações diferenciais e resolvido por modelos matemáticos, através de uma análise computacional, para que sejam obtidos os resultados desejados. A origem deste recurso remonta ao final do século XVIII. Entretanto, a sua enorme viabilização tornou-se possível com o advento dos computadores, facilitando, desta forma, a resolução de equações algébricas complexas e em número elevado.

Com o grande desenvolvimento que o MEF teve na década de 60 e com a banalização do recurso ao computador, passou a ser prática corrente a análise de estruturas de geometria arbitrária, constituídas por múltiplos materiais e sujeitas a qualquer tipo de carregamento. Este método pode ser utilizado em diversas áreas das ciências exactas e biológicas e, devido à sua grande aplicabilidade e eficiência, existindo trabalhos baseados nesta metodologia com o objectivo de análise de cargas, tensões ou deslocamentos.

Um elemento finito é uma sub-região de um meio contínuo com um tamanho finito (não infinitesimal). Os pontos onde os elementos se conectam são chamados nós, ou pontos nodais, e o procedimento de selecção de nós e formação dos elementos finitos é chamado discretização.

O MEF permite converter um problema com um número infinito de graus de liberdade num outro problema com um número finito, de forma a simplificar o processo de resolução. Fornece, ainda, uma solução aproximada baseada numa função para o campo de deslocamentos, numa função para o campo de tensões ou numa

mistura de ambas, dentro de cada elemento finito, designadas, regra geral, por funções de forma.

Uma análise estrutural do MEF inclui os seguintes passos:

1. Discretização da estrutura – o meio contínuo (geometria) subdividido em elementos finitos;
2. Os elementos são conectados por um número discreto de pontos nodais situados nas suas fronteiras;
3. Definição das propriedades materiais dos elementos;
4. Escolha de um conjunto de funções para definir o campo de deslocamentos, dentro de cada elemento finito, em termos dos seus deslocamentos nodais;
5. As funções de forma permitem interpolar o campo de deslocamentos no interior do elemento a partir dos deslocamentos nodais. Posteriormente é possível obter o campo de deformações que em conjunto com as deformações iniciais e as propriedades constitutivas do material definem o estado de tensão para qualquer ponto do elemento;
6. Agrupamento de matrizes de massa, de amortecimento e de rigidez, que são derivadas de um método de energia baseado em funções de forma. Estas matrizes relacionam o deslocamento nodal, velocidade e aceleração com as forças aplicadas sobre os nós;
7. Determinação de um sistema de forças concentradas nos nós equivalentes às cargas distribuídas (como, por exemplo, o peso próprio);
8. Aplicação de cargas – forças ou momentos aplicados externamente de forma concentrada ou distribuída;
9. Definição de condições fronteira;
10. Resolução de sistemas de equações algébricas lineares;
11. Cálculo de tensões, reacções, modos naturais ou cálculo de outra variável de interesse;
12. Graus de liberdade do problema – estes podem ser definidos como o número de variáveis nodais (incógnitas) do problema.<sup>(4,5)</sup>

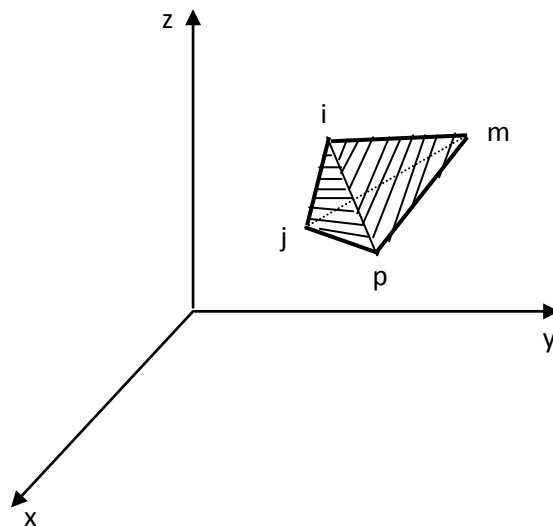
### 3.1.1. Elemento finito tetraédrico

A três dimensões, trata-se do elemento contínuo mais simples correspondente a um tetraedro, um elemento de quatro nós.

Na análise de elementos finitos aproxima-se o corpo como um conjunto de elementos finitos discretos interligados em pontos nodais nas fronteiras dos elementos. Os deslocamentos medidos no sistema coordenado  $x$ ,  $y$  e  $z$  em cada elemento são assumidos como função dos deslocamentos em  $n$  pontos no elemento.

Seja um elemento tetraédrico  $i, j, m, p$ , num espaço definido pelas coordenadas  $x$ ,  $y$  e  $z$  (Figura 2). O estado de deslocamento dum ponto é definido pelas três componentes deslocamento local  $u, v, w$ , nas direcções das três coordenadas  $x, y, z$ .<sup>(4)</sup>

Assim,



**Figura 2** – Representação do elemento tetraédrico

A variação linear é definida por quatro valores nodais, podendo ser escrita, por questão de simplicidade apenas por  $u$ , da seguinte forma:

$$u = \alpha_1 + \alpha_2 X + \alpha_3 Y + \alpha_4 Z \quad (1)$$

A equação (1) deve ser válida para qualquer ponto do elemento incluindo os respectivos nós, ou seja:

$$\begin{aligned} u_i &= \alpha_1 + \alpha_2 X_i + \alpha_3 Y_i + \alpha_4 Z_i \\ u_j &= \alpha_1 + \alpha_2 X_j + \alpha_3 Y_j + \alpha_4 Z_j \\ u_m &= \alpha_1 + \alpha_2 X_m + \alpha_3 Y_m + \alpha_4 Z_m \\ u_p &= \alpha_1 + \alpha_2 X_p + \alpha_3 Y_p + \alpha_4 Z_p \end{aligned} \quad (2)$$

Em que se calculam  $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$  e  $\alpha_4$ .

É possível escrever esta solução, usando a forma determinante, isto é:

$$u = \frac{1}{6V} \left[ \begin{array}{l} (a_i + b_i X + c_i Y + d_i Z)u_i + (a_j + b_j X + c_j Y + d_j Z)u_j \\ + (a_m + b_m X + c_m Y + d_m Z)u_m + (a_p + b_p X + c_p Y + d_p Z)u_p \end{array} \right] \quad (3)$$

Com,

$$6V = \det \begin{vmatrix} 1 & X_i & Y_i & Z_i \\ 1 & X_j & Y_j & Z_j \\ 1 & X_m & Y_m & Z_m \\ 1 & X_p & Y_p & Z_p \end{vmatrix} \quad (4)$$

Em que  $V$  representa o volume do tetraedro.

Expandindo os outros determinantes relevantes nos seus co-factores obtém-se:

$$\begin{aligned} a_i &= \det \begin{vmatrix} X_j & Y_j & Z_j \\ X_m & Y_m & Z_m \\ X_p & Y_p & Z_p \end{vmatrix} \\ b_i &= -\det \begin{vmatrix} 1 & Y_j & Z_j \\ 1 & Y_m & Z_m \\ 1 & Y_p & Z_p \end{vmatrix} \\ c_i &= -\det \begin{vmatrix} X_j & 1 & Z_j \\ X_m & 1 & Z_m \\ X_p & 1 & Z_p \end{vmatrix} \\ d_i &= -\det \begin{vmatrix} X_j & Y_j & 1 \\ X_m & Y_m & 1 \\ X_p & Y_p & 1 \end{vmatrix} \end{aligned} \quad (5)$$

O deslocamento do elemento é definido por 12 componentes de deslocamento dos nós como:

$$d^e = \begin{pmatrix} a_i \\ a_j \\ a_m \\ a_p \end{pmatrix} \quad (6)$$

Com,

$$a_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \end{Bmatrix} \quad a_j = \begin{Bmatrix} u_j \\ v_j \\ w_j \end{Bmatrix} \quad a_m = \begin{Bmatrix} u_m \\ v_m \\ w_m \end{Bmatrix} \quad a_p = \begin{Bmatrix} u_p \\ v_p \\ w_p \end{Bmatrix} \quad (7)$$

Os deslocamentos de um ponto arbitrário do elemento podem então ser interpolados com base no seguinte cálculo:

$$u = [IN_i, IN_j, IN_m, IN_p]a^e \quad (8)$$

Em que as funções de forma são definidas do seguinte modo:

$$N_i = \frac{a_i + b_i X + c_i Y + d_i Z}{6V} \quad (9)$$

$$N_j = \frac{a_j + b_j X + c_j Y + d_j Z}{6V}$$

$$N_m = \frac{a_m + b_m X + c_m Y + d_m Z}{6V}$$

$$N_p = \frac{a_p + b_p X + c_p Y + d_p Z}{6V}$$

E em que  $I$  representa a matriz identidade  $3 \times 3$ .

As deformações são obtidas por derivação dos deslocamentos. Assim, numa análise tridimensional são relevantes seis componentes de deformação, definidas como:

$$\varepsilon = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial X} \\ \frac{\partial v}{\partial Y} \\ \frac{\partial w}{\partial Z} \\ \frac{\partial u}{\partial Y} + \frac{\partial v}{\partial X} \\ \frac{\partial v}{\partial Z} + \frac{\partial w}{\partial Y} \\ \frac{\partial w}{\partial X} + \frac{\partial u}{\partial Z} \end{Bmatrix} \quad (10)$$

Usando as equações (3)-(8) verifica-se que:

$$\varepsilon = Ba^e [B_i, B_j, B_m, B_p]a^e \quad (11)$$

Onde,

$$B_i = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial X} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Z} \\ \frac{\partial N_i}{\partial Y} & \frac{\partial N_i}{\partial X} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Z} & \frac{\partial N_i}{\partial Y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial Z} & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial X} \end{bmatrix} = \frac{1}{6V} \begin{bmatrix} b_i & 0 & 0 \\ 0 & c_i & 0 \\ 0 & 0 & d_i \\ c_i & b_i & 0 \\ 0 & d_i & c_i \\ d_i & 0 & b_i \end{bmatrix} \quad (12)$$

Sendo que as outras sub-matrizes,  $B_j, B_m, B_p$ , são obtidas de maneira semelhante.

Para um material isotrópico, com matriz de elasticidade,  $D$ , a relação entre tensões e deformações é dada por:

$$\sigma = D\varepsilon \quad (13)$$

Onde,

$$\sigma = \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} = D(\varepsilon - \varepsilon_0) + \sigma_0 \quad (14)$$

Em que  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  representam as tensões normais e  $\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$  as tensões de corte.

A matriz das constantes elásticas,  $D$ , para o estado tridimensional, é uma função de  $E$ , que representa o módulo de elasticidade e  $\nu$ , o coeficiente de Poisson.

$$D = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0,5-\nu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0,5-\nu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0,5-\nu \end{bmatrix} \quad (15)$$

Na solução por elementos finitos, as equações de equilíbrio não são satisfeitas exactamente em todos os pontos considerados, havendo duas propriedades que são satisfeitas em qualquer malha de elementos finitos. A primeira propriedade refere-se ao equilíbrio nos nós, enquanto que a segunda propriedade se refere ao equilíbrio no elemento.<sup>(4,5)</sup>

As forças nodais correspondentes à energia interna de deformação associada a um elemento finito,  $e$ , podem ser calculadas por:

$$f^e = \int_{V^e} B^{eT} \sigma^e dV^e \quad (16)$$

Onde  $\sigma^e = D^e \varepsilon^e$ .

A equação de equilíbrio em cada nó, segundo cada grau de liberdade condiz ao seguinte sistema de equações:

$$\sum_e f^e = Kd \quad (17)$$

Na análise por elementos finitos, podem referir-se as seguintes condições:

1. A estrutura é idealizada como um conjunto interligado de elementos discretos ligados em nós;
2. As forças externas aplicadas são atribuídas a esses nós, usando o princípio dos trabalhos virtuais para obter forças nodais equivalentes às forças aplicadas;
3. As forças nodais equivalentes às forças externas aplicadas são equilibradas pelas forças nodais equivalentes às tensões internas nos elementos, ou seja,

$$\sum_e f^e = R \quad (18)$$

4. As equações de compatibilidade de tensão-deformação são exactamente satisfeitas.

A matriz de rigidez pode ser integrada explicitamente, uma vez que, as componentes de deformação e tensão são constantes dentro do elemento.

A sub-matriz geral da matriz de rigidez é uma matriz  $3 \times 3$  definida como:

$$K_{ij}^e = B_i^T D B_j V^e \quad (19)$$

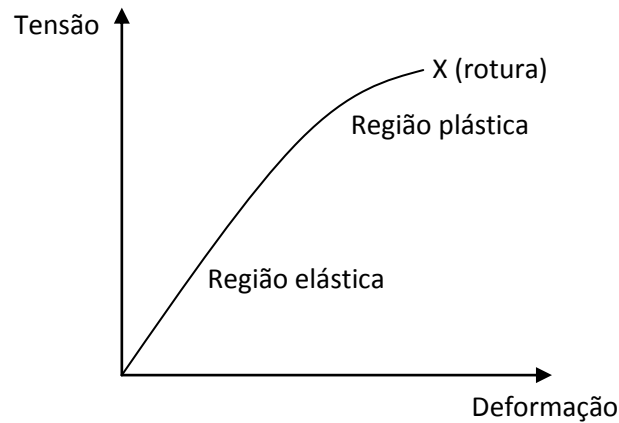
Em que  $V^e$  representa o volume dum tetraedro elementar.

As forças nodais devidas à deformação inicial resultam em:

$$f_i^e = -B_i^T D \varepsilon_0 V^e \quad (4) \quad (20)$$

### 3.1.2. Modelos Constitutivos

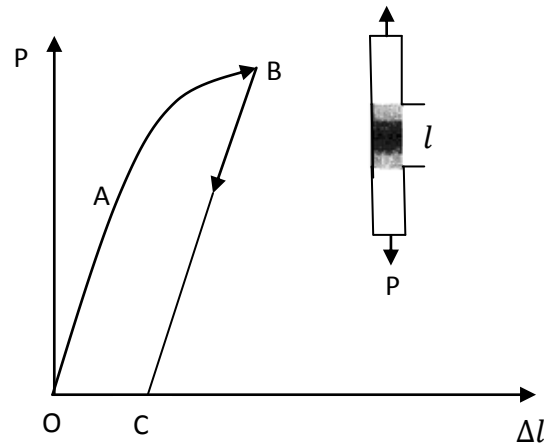
Nesta parte é considerada a elasticidade dos corpos (materiais que voltam ao seu estado inicial depois de retirada a tensão aplicada) ou a sua plasticidade (propriedade dos materiais que se deformam, mudando a sua forma inicial de modo irreversível, em resposta a uma tensão aplicada) – Figura 3.



**Figura 3** – Componentes de tensão de corte relativamente às componentes de deformação de corte com aumento de deformação

Existem várias descrições matemáticas sobre o comportamento mecânico dos materiais. Uma delas é a teoria da deformação elástica (Leis de Hooke), onde o tensor de tensão é uma função do tensor de deformação. A teoria matemática associada à teoria da plasticidade, usa um conjunto de equações não lineares para descrever um conjunto de alterações de deformações e tensões em relação ao estado anterior e a pequenos aumentos de deformação.<sup>(5,22,23,24)</sup>

Considere-se um bloco cilíndrico de área transversal  $A$ . É-lhe aplicada uma carga  $P$ , com alongamento  $\Delta l$  e comprimento  $l$  (Figura 4).



**Figura 4** – Diagrama de carga-alongamento

Numa porção linear  $OA$  (gama proporcional) se a carga for anulada (descarregamento), então a linha  $OA$  fica a zero e o modelo tem um comportamento elástico.

Aplicando uma carga maior que  $A$ , passa a existir  $OABC$ , com um alongamento permanente  $OC$ . Se se voltar a aplicar a carga em  $C$ , isto indica um comportamento elástico com o mesmo declive  $OA$ , mas com um limite aumentado proporcionalmente. O material diz-se endurecido por deformação.

O diagrama de tensão-deformação depende da secção transversal e do comprimento. Com o objectivo de ter uma representação do comportamento material, que é independente do tamanho do exemplo e das variáveis introduzidas, utiliza-se o valor de tensão axial:

$$t_a = P/A_0 \quad (21)$$

Onde  $A_0$  é a área não deformada da secção *versus* a deformação axial,  $\varepsilon_a = \Delta l/l$ . O declive da linha  $OA$  define um coeficiente de material chamado módulo de Young (ou módulo de elasticidade).

$$E = \frac{t_a}{\varepsilon_a} \quad (22)$$

Dentro de certos limites, podem ser retiradas algumas conclusões:

1. A relação entre as cargas aplicadas e as deformações é linear;
2. A variação da carga aplicada não tem nenhum efeito;
3. Removidas as cargas aplicadas, as deformações desaparecem completamente;
4. As deformações são muito pequenas.



Obtém-se,

$$D_{ijkl} = D_{jikl} \quad (29)$$

Esta equação reduz o número de coeficientes independentes para 18. Assim, para o caso geral de um corpo elástico linear, passam a existir no máximo 36 coeficientes materiais.

Um material diz-se isotrópico se as suas propriedades mecânicas podem ser descritas sem referência à direcção. Caso contrário, diz-se anisotrópico.

Para um sólido linear elástico, em relação à base  $e_i$ , tem-se:

$$T_{ij} = D_{ijkl} E_{kl} \quad (30)$$

E em relação à base  $e'_i$ :

$$T'_{ij} = D'_{ijkl} E'_{kl} \quad (31)$$

Se o material for isotrópico, as componentes do tensor elasticidade podem ser iguais, isto é:

$$D'_{ijkl} = D_{ijkl} \quad (32)$$

Um tensor tendo as mesmas componentes em relação a qualquer base ortonormal é conhecido como tensor isotrópico. Por exemplo, o tensor identidade,  $I$ , é um tensor isotrópico, uma vez que as suas componentes  $\delta_{ij}$  são iguais em qualquer base cartesiana.

A partir de  $\delta_{ij}$  podem ser formados os seguintes tensores isotrópicos independentes de quarta ordem:

$$A_{ijkl} \equiv \delta_{ij} \delta_{kl} \quad (33)$$

$$B_{ijkl} \equiv \delta_{ik} \delta_{jl}$$

$$H_{ijkl} \equiv \delta_{il} \delta_{jk}$$

Assim, para um material elástico linear isotrópico, o tensor elasticidade  $D_{ijkl}$  pode ser escrito como uma combinação linear de  $A_{ijkl}$ ,  $B_{ijkl}$ ,  $H_{ijkl}$ :

$$C_{ijkl} = \lambda A_{ijkl} + \alpha B_{ijkl} + \beta H_{ijkl} \quad (34)$$

Onde  $\lambda, \alpha$  e  $\beta$  são constantes. Substituindo a equação (34) na equação (30) e ainda sabendo que:

$$\begin{aligned} A_{ijkl}E_{kl} &= \delta_{ij}\delta_{kl}E_{kl} = \delta_{ij}E_{kk} = \delta_{ij}e \\ B_{ijkl}E_{kl} &= \delta_{ik}\delta_{jl}E_{kl} = E_{ij} \\ H_{ijkl}E_{kl} &= \delta_{il}\delta_{jk}E_{kl} = E_{ji} = E_{ij} \end{aligned} \quad (35)$$

Obtém-se,

$$T_{ij} = D_{ijkl}E_{kl} = \lambda e\delta_{ij} + (\alpha + \beta)E_{ij} \quad (36)$$

Ou substituindo  $\alpha + \beta$  por  $2\mu$ , a equação (36) pode ser reescrita como:

$$T_{ij} = \lambda e\delta_{ij} + 2\mu E_{ij} \quad (37)$$

Ou em notação tensorial:

$$T = \lambda eI + 2\mu E \quad (38)$$

Onde  $e = E_{kk}$  é o primeiro invariante de  $E$ .

A equação (37) pode, ainda, ser escrita da seguinte forma:

$$\begin{aligned} T_{11} &= \lambda(E_{11} + E_{22} + E_{33}) + 2\mu E_{11} \\ T_{22} &= \lambda(E_{11} + E_{22} + E_{33}) + 2\mu E_{22} \\ T_{33} &= \lambda(E_{11} + E_{22} + E_{33}) + 2\mu E_{33} \\ T_{12} &= 2\mu E_{12} \\ T_{13} &= 2\mu E_{13} \\ T_{23} &= 2\mu E_{23} \end{aligned} \quad (39)$$

As equações (39) são as equações constitutivas para um sólido linear isotrópico.

As duas constantes materiais  $\lambda$  e  $\mu$  são conhecidas como coeficientes ou constantes de Lamé. Uma vez que,  $E_{ij}$  é adimensional,  $\lambda$  e  $\mu$  têm as mesmas dimensões do tensor tensão (força por unidade de área).

A equação (37) expressa as componentes de tensão em termos das componentes de deformação. Esta equação pode ser invertida para se ter:

$$E_{ij} = \frac{1}{2\mu} \left[ T_{ij} - \frac{\lambda}{3\lambda + 2\mu} T_{kk} \delta_{ij} \right] \quad (40)$$

Ou, ainda,

$$e = \left( \frac{1}{3\lambda + 2\mu} \right) T_{kk} \quad (41)$$

Se o estado de tensão é tal que apenas uma das componentes normais de tensão é diferente de zero chama-se estado de tensão uniaxial. Se a direcção de  $e_1$  for axial com  $T_{11} \neq 0$  e todos os outros  $T_{ij} = 0$ , então a equação (40) pode ser escrita como:

$$T_{11} = \frac{1}{2\mu} \left[ T_{11} - \frac{\lambda}{3\lambda + 2\mu} T_{11} \right] = \frac{\lambda + \mu}{\mu(3\lambda + 2\mu)} T_{11} \quad (42)$$

$$E_{33} = E_{22} = -\frac{\lambda}{2\mu(3\lambda + 2\mu)} T_{11} = -\frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)} E_{11} \quad (43)$$

$$E_{12} = E_{13} = E_{23} = 0 \quad (44)$$

A razão  $T_{11}/E_{11}$  corresponde a (22) e é o módulo de Young ou módulo de elasticidade,  $E$ .

Assim, a equação (42) pode ser reescrita como:

$$E = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu} \quad (45)$$

A razão  $-E_{22}/E_{11}$  e  $-E_{33}/E_{11}$  correspondendo à razão  $-\varepsilon_d/\varepsilon_a$  e é o coeficiente de Poisson. Deste modo, da equação (43) obtém-se:

$$\nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)} \quad (46)$$

Usando as equações (45) e (46), a equação (40) pode ser reescrita da seguinte forma:

$$E_{11} = \frac{1}{E} [T_{11} - \nu(T_{22} + T_{33})] \quad (47)$$

$$E_{22} = \frac{1}{E} [T_{22} - \nu(T_{33} + T_{11})] \quad (48)$$

$$E_{33} = \frac{1}{E} [T_{33} - \nu(T_{11} + T_{22})] \quad (49)$$

$$T_{12} = \frac{1}{2\mu} T_{12} \quad (50)$$

$$T_{13} = \frac{1}{2\mu} T_{13} \quad (51)$$

$$T_{23} = \frac{1}{2\mu} T_{23} \quad (52)$$

Eliminando  $\lambda$  das equações (45) e (46) tem-se a seguinte relação bastante importante:

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (53)$$

Usando esta relação, a equação 40 pode também ser escrita da seguinte forma:

$$E_{ij} = \frac{1}{E} [(1 + \nu)T_{ij} - \nu(T_{kk})\delta_{ij}] \quad (54)$$

Se o estado de tensão é tal, que só um par de tensões de corte é diferente de zero, é chamado estado de tensão de corte simples. Este estado de tensão pode ser descrito por  $T_{12} = T_{21} = \tau$  e a partir de (50) obtém-se:

$$E_{12} = E_{21} = \frac{\tau}{2\mu} \quad (55)$$

Definindo o módulo de elasticidade transversal,  $G$ , como a razão entre a tensão de corte,  $\tau$ , e a variação do ângulo entre elementos que estavam inicialmente nas direcções  $e_1$  e  $e_2$  obtém-se:

$$\frac{\tau}{2E_{12}} \equiv G \quad (56)$$

Comparando (56) com (55) nota-se que a constante de Lamé,  $\mu$ , é também o módulo de elasticidade transversal,  $G$ .

Para um material elástico existe uma relação linear para  $e$  (dilatação) e define-se o módulo de compressibilidade,  $k$ , como a razão entre a tensão hidrostática,  $\sigma_m$ , por unidade de variação de volume:

$$k = \frac{\sigma_m}{e} = \frac{3\lambda + 2\mu}{3} = \lambda + \frac{2}{3}\mu \quad (57)$$

	$\lambda, \mu$	$E, \nu$	$\mu, \nu$	$E, \mu$	$k, \nu$
$\lambda$	$\lambda$	$\frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}$	$\frac{2\mu\nu}{1 - 2\nu}$	$\frac{\mu(E - 2\mu)}{3\mu - E}$	$\frac{3k\nu}{1 + \nu}$
$\mu$	$\mu$	$\frac{E}{2(1 + \nu)}$	$\mu$	$\mu$	$\frac{3k(1 - 2\nu)}{2(1 + \nu)}$
$k$	$\lambda + \frac{2}{3}\mu$	$\frac{E}{3(1 - 2\nu)}$	$\frac{2\mu(1 + \nu)}{3(1 - 2\nu)}$	$\frac{\mu E}{3(3\mu - E)}$	$k$
$E$	$\frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu}$	$E$	$2\mu(1 + \nu)$	$E$	$3k(1 - 2\nu)$
$\nu$	$\frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}$	$\nu$	$\nu$	$\frac{E}{2\mu} - 1$	$\nu$

**Tabela I** – Conversão de constantes para um material elástico isotrópico

Das equações (45), (46), (53) e (57) conclui-se que as constantes de Lamé, o módulo de Young, o módulo de elasticidade transversal, o coeficiente de Poisson e o módulo de compressibilidade se interrelacionam. A tabela I expressa as várias constantes elásticas em termos de dois pares de bases.

Assume-se que o conceito de “elasticidade” está associado à existência de uma função de energia de deformação  $U(E_{ij})$ . Esta é uma função definida positiva das componentes de deformação tal como:

$$T_{ij} = \frac{\partial U}{\partial E_{ij}} \quad (58)$$

Note-se que definida positiva significa que uma função é zero se e só se todas as componentes de deformação são zero. Caso contrário, a função diz-se positiva.<sup>(5,22,23,24)</sup>

A hiperelasticidade prende-se com o estudo de várias equações constitutivas, que relacionam componentes de tensão com componentes de deformação, dentro de um regime não linear, as quais são apropriadas a técnicas de aproximação, tais como, o Método dos Elementos Finitos.

O objectivo das teorias constitutivas é desenvolver modelos matemáticos para representar o real comportamento dos materiais.

Os materiais hiperelásticos implicam a existência de uma função de energia livre de Helmholtz,  $\Psi$ , que é definida como uma relação entre a unidade de volume de referência e a unidade de massa.

No caso de  $\Psi = \Psi(F)$  ser apenas uma função de  $F$ , ou algum tensor de deformação, a função de Helmholtz é referida como uma função de energia de deformação, que é um exemplo típico de uma função escalar de um tensor variável,  $F$ , assumida como contínua.

A distribuição dos constituintes internos é uniforme numa escala contínua. Para este tipo de materiais, a função  $\Psi$  depende apenas do gradiente de deformação,  $F$ .

Para materiais heterogéneos (materiais não homogéneos),  $\Psi$  depende também da posição de um ponto no meio.

Um material hiperelástico é definido como uma subclasse de um material elástico, cujas funções de resposta  $G$  e  $g$  têm expressões físicas da seguinte forma:

$$T_0 = G(F) = \frac{\partial \Psi(F)}{\partial F} \quad \text{ou} \quad T_{0_{aA}} = \frac{\partial \Psi}{\partial F_{aA}} \quad (59)$$

Usando a seguinte relação do tensor simétrico das tensões de Cauchy:

$$T = J^{-1} T_0 F^T = T^T \quad (60)$$

E lembrando que  $J = \det F$ , obtém-se;

$$T = g(F) = J^{-1} \frac{\partial \Psi(F)}{\partial F} F^T = J^{-1} F \left( \frac{\partial \Psi(F)}{\partial F} \right)^T \quad (61)$$

Ou:

$$T_{ab} = J^{-1} F_{Aa} \frac{\partial \Psi}{\partial F_{Ab}} = J^{-1} F_{aA} \frac{\partial \Psi}{\partial F_{bA}} \quad (62)$$

Este tipo de equações é conhecido como equações constitutivas ou equações de estado. Estabelecem um modelo axiomático ou empírico como base de aproximação do comportamento de um material real. O modelo diz-se constitutivo ou modelo material.

A derivada da função escalar,  $\Psi$ , em relação ao tensor variável,  $F$ , determina o gradiente de  $\Psi$ , que é um tensor de segunda ordem, conhecido como o primeiro tensor de Piola-Kirchhoff,  $T_0$ .

A derivação implica que a função componente,  $\Psi(F_{aA})$ , é diferenciável em relação a todas as componentes  $F_{aA}$ .

Por conveniência, assume-se que a função de energia de deformação tende para 0 na configuração de referência, isto é, onde  $F = I$ , sendo expressa pela condição de normalização:

$$\Psi = \Psi(I) = 0 \quad (63)$$

A partir de uma observação física nota-se que a função de energia de deformação,  $\Psi$ , aumenta com a deformação, de onde se deduz:

$$\Psi = \Psi(F) \geq 0 \quad (64)$$

Que limita as gamas de funções admissíveis ocorrendo em expressões para a energia deformada. Assume-se que  $\Psi$  não tem pontos estacionários no espaço deformado.

As relações (63) e (64) asseguram que a tensão na configuração de referência, chamada tensão residual, é zero. Diz-se, então, que a configuração de referência é livre de tensão.

Para o comportamento de deformações finitas é necessário que a função escalar,  $\Psi$ , satisfaça também as seguintes condições:

$$\begin{aligned} \Psi(F) &\rightarrow +\infty \text{ se } \det F \rightarrow +\infty \\ \Psi(F) &\rightarrow +\infty \text{ se } \det F \rightarrow 0^+ \end{aligned} \quad (65)$$

Fisicamente, o mesmo significa que é necessário uma quantidade infinita de energia deformada, de forma a expandir um corpo contínuo para um intervalo infinito, ou reduzindo-o a um ponto com um volume a tender para zero.<sup>(5,25,26)</sup>

O Modelo Material de Mooney-Rivlin é um modelo bem conhecido, não apenas por razões históricas e por ter sido um dos primeiros modelos hiperelásticos, mas também pela sua exactidão na previsão do comportamento não linear de materiais isotrópicos similares a borracha.<sup>(5,25,26)</sup>

A função deformação-energia para este modelo material pode ser escrita da seguinte forma:

$$\Psi = \frac{C10}{2}(I_1 - 3) + \frac{C01}{2}(I_1 - 3) \quad (66)$$

## 3.2. Modelação

A modelação de sistemas do corpo humano refere-se ao desenvolvimento de modelos matemáticos, que possibilitam estimar o comportamento humano em resposta a determinada solicitação e que permitem gerar visualizações gráficas em tempo real. Por exemplo, a utilização de modelos a 3 dimensões (3D) da mão humana tem sido de extrema importância para a criação de membros artificiais mais precisos, com controlos mais exactos e para estudos de equipamentos mais ergonómicos. Estudos biomecânicos recentes destacam a importância, não apenas, da capacidade de apreensão dos objectos, mas também o modo como é realizado este movimento, sendo este de grande importância para indivíduos que possuem membros artificiais.<sup>(27)</sup>

Actualmente, existem vários tipos de modelos para estudar os membros, a diferença baseia-se na forma como abordam/investigam o objecto de estudo. Existem, nomeadamente, modelos músculo-esqueléticos, modelos 2D e modelos 3D. Neste trabalho apenas serão descritos os modelos 3D pois serão estes a base deste estudo.

A maioria dos estudos sobre controlo motor tem-se focado em movimentos a 2D e poucos se têm concentrado na investigação dos movimentos a 3D. É de referir que os

movimentos a 3D não podem ser apreendidos dos movimentos a 2D apenas adicionando mais uma dimensão. A terceira dimensão acrescenta novas complexidades.

Por exemplo, o processo de mover a mão em direcção a um alvo é um processo bastante complexo. Este envolve uma série de transformações sensório-motoras que assimilam informação visual e sensitiva sobre a localização do alvo e a transmitem como um conjunto de ordens motoras para os membros, as quais levam a mão a posicionar-se correctamente. Esta série de transformações não é, de todo, uma simples sequência ordenada de informações dos vários estados deste processo.<sup>(27)</sup>

### 3.2.1. Estudos anteriores

Muitos estudos têm sido conduzidos no sentido de se obterem parâmetros morfológicos para desenvolvimento de modelos biomecânicos de diferentes sistemas humanos músculo-esqueléticos.<sup>(3)</sup>

Nomeadamente, têm sido propostos vários modelos para explicar a planificação e execução dos movimentos. Estes modelos têm tentado explicar diferentes aspectos do controlo motor e são baseados em diferentes *assumpções*.<sup>(27)</sup>

No entanto, pouquíssimos estudos se têm focado nos membros superiores, pois existe falta de informação relativa a localizações a 3D, a orientações das ligações de músculos e à orientação dos eixos de rotação das articulações do membro superior (isto deve-se à dificuldade neste tipo de medição/cálculo).<sup>(3,28)</sup>

Além disso, o facto da medição directa não ser possível, a modelação biomecânica apresenta-se com uma solução alternativa para medição indirecta de determinadas forças.<sup>(6,19)</sup>

A mão humana tem sido um fascinante objecto de estudo para os investigadores, tanto no que diz respeito ao controlo motor como à biomecânica. Estudos já realizados sobre *preensão* têm contribuído significativamente para comprovar que o sistema de produção de movimento não é redundante mas abundante. Ou seja, o design da mão não é uma fonte de problemas computacionais mas um mecanismo bastante rico que

permite a realização de uma ampla variedade de tarefas, isto de um modo flexível e seguro.<sup>(27,29)</sup>

Actividades, tais como, juntar ou remover partes a objectos, recorrendo ao uso de ferramentas manuais ou controlos, e rodar maçanetas de portas pode ser fisicamente um desafio. A aplicação de forças repetidamente ou a simples derrapagem do objecto de trabalho da mão são factores de fadiga localizada e de acumulação de lesões traumáticas. É importante ter em conta a capacidade de força de torção da mão para o design de equipamentos, ferramentas e produtos, de forma a assegurar que os seus utilizadores podem completar a tarefa com sucesso e prevenir lesões e outros efeitos adversos em termos de saúde.<sup>(30,31)</sup>

Para segurar e transportar um objecto, nós temos de estabilizá-lo dentro do nosso aperto e prevenir que este escorregue. É necessária uma força de aperto suficiente para completar com sucesso actividades quer a nível diário quer a nível profissional, tais como, remover uma tampa ou utilizar ferramentas manuais.<sup>(32)</sup>

A *performance* manual baseia-se, preferencialmente, no controlo motor da mão e dedos pelo sistema nervoso central, de forma bem organizada e efectiva. A manipulação efectiva e bem sucedida requer a selecção dos comandos motores adaptados à intenção da manipulação e às propriedades mecânicas do objecto em questão. Por exemplo, nós temos de estabilizar o objecto dentro do nosso aperto e prevenir que escorregue, ao mesmo tempo que, forças de aperto excessivas têm de ser evitadas pois estas podem esmagar os objectos que sejam frágeis ou podem dificultar movimentos finos dos dedos durante um aperto preciso.<sup>(32)</sup>

Nas duas últimas décadas, um amplo número de estudos têm caracterizado importantes características da cinemática e cinética de aperto e manipulação de objectos fornecendo, assim, conhecimento sobre como o sistema nervoso central controla a mão, um dos sistemas motores mais complexos e que comporta uma enorme variedade de comportamentos.<sup>(33)</sup>

Muitos estudos já efectuados, de forma a investigar as forças dos dedos nos movimentos de manipulação simples e livres, foram realizados com recurso a objectos/instrumentos desenvolvidos para tal.<sup>(33)</sup>

Em 1975, Pheasant e O'Neill construíram um modelo no qual demonstraram que a fricção se encontra relacionada com a força normal e com o coeficiente de fricção

entre a mão e o objecto. Estudos posteriores demonstraram que o próprio coeficiente de fricção está relacionado com a força de contacto, o material e textura do objecto, e com a presença de lubrificações. A força normal está relacionada com a força de aperto do indivíduo.<sup>(30)</sup>

O modelo do momento de uma força de Pheasant e O'Neill foi modificado em 2007 por Seo, Armstrong, Ashton-Miller e Chaffin, de modo a ter em conta a distribuição das forças de aperto. Este modelo assim modificado sugeria que a fricção da pele produzida pela torção de um objecto na direcção dos dedos causava flexão nas falanges distais, o que aumentava a força de aperto, e conseqüentemente, o momento da força. Isto suportava o modelo de Pheasant e O'Neill, o qual calculava o momento da força como um produto do diâmetro do objecto, coeficiente de fricção e força de aperto.<sup>(30)</sup> Em 2008, estes propuseram uma nova modificação do modelo de Pheasant e O'Neill, no qual então a força de torção era igual à soma dos produtos do raio do objecto, coeficiente de fricção e força de contacto em cada contacto mão-objecto. Neste concluíram que para uma determinada força muscular, uma maior força de contacto e uma maior força de torção seriam produzidas em rotações interiores do que em rotações exteriores. Este modelo também suportava o modelo de Pheasant e O'Neill o qual dizia que o momento da força aumentava com o aumento da fricção.<sup>(31)</sup>

Outro modelo biomecânico da mão já proposto consistia num modelo inteiro da mão com o intuito de simular a carga muscular no aperto estático e nos movimentos livres. Mas, assim como este, muitos outros modelos matemáticos da mão foram formulados analiticamente e assentam em *assumpções* simplistas.<sup>(34)</sup>

Tal como já foi referido acima, as propriedades do objecto como, peso, forma e fricção da superfície, impõem restrições na magnitude da força de aperto. As forças friccionais na interface pele-objecto geradas pelo aperto têm de contrariar as forças externas que surgem da manipulação. Encontra-se já documentado que as forças de aperto são precisamente ajustadas ao peso do objecto e à fricção da superfície. A força de aperto exercida contra um objecto imobilizado excede o mínimo requerido para prevenir que este escorregue apenas por um pequena margem de segurança. Quando um objecto é transportado na mão, a força de aperto não é mantida a um nível constante. A ausência de atraso no tempo entre a força de aperto e a força de carga

sugerem que o nosso sistema motor é capaz de prever precisamente as flutuações do movimento geradas pela carga e regula a força de aperto com antecipação.<sup>(32)</sup>

O comportamento normal da força de aperto compreende:

1. Força eficiente dimensionada aos requisitos intrínsecos da carga de intenção de manipulação e às propriedades mecânicas extrínsecas, tais como, o peso, a forma e a fricção de superfície do objecto a ser manipulado;
2. E um acoplamento temporal próximo entre uma força de aperto e uma força de carga, sendo a força de aperto modulada em paralelo com a de carga.<sup>(32)</sup>

Dados da força gerada pela mão são necessários para a análise e design de equipamento que é apreendido ou manipulado pelas mãos. Muitos objectos, tais como, as ferramentas manuais requerem padrões complexos de forças de aperto. Durante o exercício de aperto máximo, a força está concentrada nos dedos II a V e na palma da mão.<sup>(32,33)</sup>

A versatilidade do sistema motor da mão só é possível derivada à sua estrutura mecânica bastante complexa. Por exemplo, muitos músculos inserem-se num único dedo, e a actividade de um determinado músculo pode gerar torções em múltiplas articulações do dedo.<sup>(33)</sup>

### 3.3. Modelo de Elementos Finitos

Os métodos utilizados hoje em dia abordam as características dos movimentos de um modo relativamente simples, a 2D, podendo estes ser explicados e razoavelmente bem compreendidos. No entanto, não existe ainda nenhum modelo robusto que possa explicar aprofundadamente as características das complexas trajectórias dos movimentos a 3D.<sup>(27)</sup>

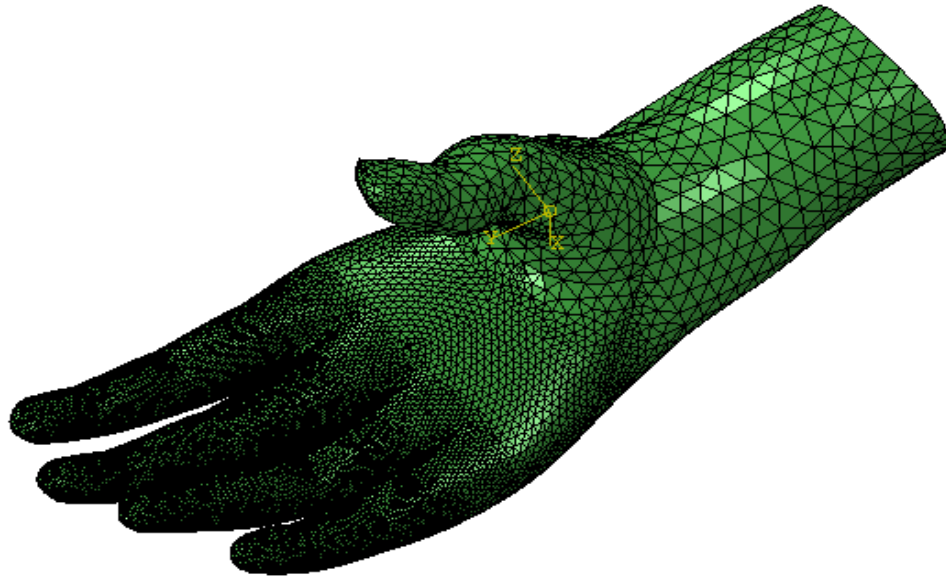
Tal como a dinâmica do nosso corpo se altera durante o desenvolvimento e à medida que experienciamos objectos que têm a sua própria dinâmica intrínseca, nós precisamos de adquirir novos modelos e actualizar os modelos já existentes. De forma homóloga, também se verifica a necessidade de invenção de novos modelos que expliquem o que nos rodeia.<sup>(32)</sup>

O modelo utilizado é composto por 16 ossos, os quais dizem respeito a 4 metacarpos e 12 falanges. As articulações existentes no modelo foram feitas entre as falanges: a articulação metacarpofalangeal, a articulação interfalangeal proximal e a articulação interfalangeal distal. As articulações são compostas basicamente por uma cápsula articular e cartilagens fixas nas extremidades dos ossos referentes às articulações. No modelo, foi utilizada apenas uma estrutura para representar estes tecidos moles que envolvem os ossos e as cápsulas (excluindo tendões e ligamentos). Os ossos e cartilagens foram considerados corpos rígidos. Para as cápsulas e pele foi utilizado um modelo material hiperelástico. O polegar ainda que modelado, foi considerado como elemento rígido.

Estrutura	Densidade de Massa (Kg/m <sup>3</sup> )	Módulo de Young (N/m <sup>2</sup> )	Coefficiente de Poisson	C10	C01	D1
Pele	1,00E – 06	–	–	0,0094	0,082	0,001
Cápsulas articulares	1,00E – 06	–	–	0,43631	–	0,0001
Ossos	–	1E + 12	0,3	–	–	–
Cartilagens	–	1E + 12	0,3	–	–	–

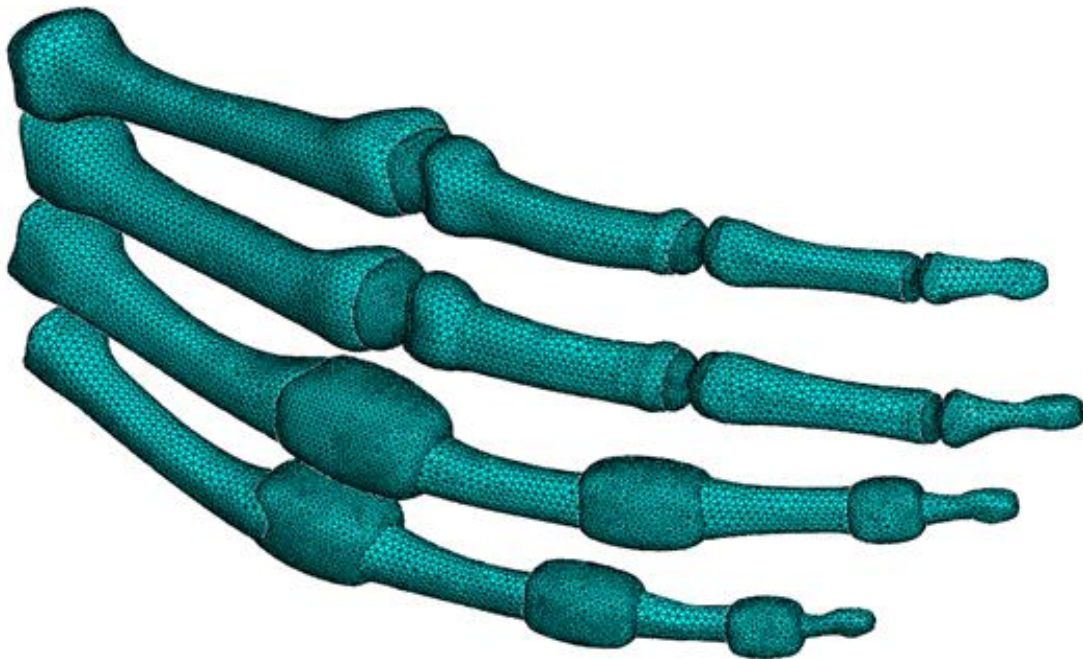
**Tabela II** – Propriedades mecânicas do material

No modelo foi considerado deslizamento sem atrito. Foram criados pares de contacto entre os ossos e as cápsulas para garantir que a cápsula fique envolvida na articulação durante a simulação. As uniões entre os sólidos foram utilizadas para garantir que os corpos ficassem unidos durante a simulação. No modelo foram utilizadas uniões entre as cápsulas e os ossos, bem como, entre os ossos e as cartilagens. Para efeito de cálculo utilizou-se o software Abaqus. A utilização de elementos finitos para simulações implica uma discretização do modelo. A discretização foi feita pela criação de uma malha de elementos finitos.<sup>(20)</sup>



**Figura 5** – Malha de elementos finitos utilizada

O objectivo da simulação foi simular através do movimento de flexão a prensão de um objecto de diâmetro 6 cm pelos dedos II a V.



**Figura 6** – Malha de elementos finitos para as cápsulas articulares do dedo IV e V, vista posterior

Pretendeu-se aplicar rotação na mão, para tal procedeu-se à implementação no modelo das condições fronteira (BCs). Foram aplicadas 4 BCs, a primeira localizada no extremo proximal do metacarpo (BC-1), servindo como eixo base, e as outras três foram aplicadas nas zonas de movimentação do dedo, uma na articulação entre o metacarpo e a falange proximal (BC-2), outra na articulação entre a falange proximal e a falange medial (BC-3), e a última na articulação entre a falange medial e a falange distal (BC-4). Para as condições fronteira, BC-2 a BC-4, foi calculado um valor de rotação, que lhe permitisse flectir o suficiente, para simular apreender um objecto de diâmetro 6 cm. Para tal, para cada conjunto de valores possíveis foi efectuada uma simulação no Cluster do IDMEC. Após várias tentativas, verificou-se que os valores mais razoáveis e que provocavam a menor distorção dos corpos, eram os seguintes:

1. BC-2:  $15^\circ$  (a flexão desta articulação é mínima durante este movimento);
2. BC-3:  $100^\circ$  (apenas se introduziu o valor de  $85^\circ$ , pois a este valor é somado o valor anterior de  $15^\circ$ , de forma a resultar no total de  $100^\circ$ , pois visto todas as BC estarem localizadas no mesmo eixo principal são influenciadas pelas rotações precedentes);
3. BC-4:  $100^\circ$  (o valor introduzido foi 0, uma vez que, além da flexão desta articulação ser mínima durante este movimento, esta articulação já está sujeita às rotações precedentes).

Para transmitir uma ideia geral da posição de flexão da mão e respectivas articulações, de seguida, encontra-se uma imagem real deste movimento, com destaque para o dedo II (Figura 7).

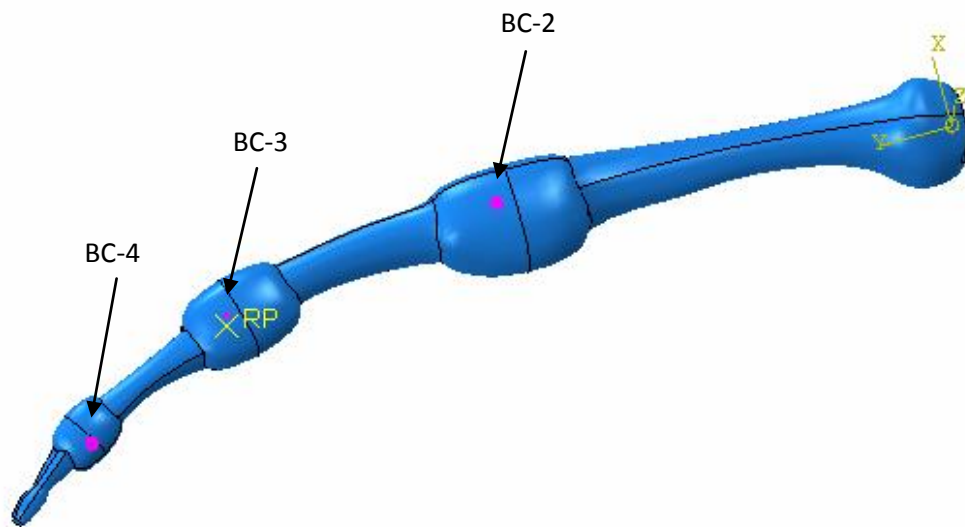


**Figura 7** – Movimento de flexão da mão para apreensão de um objecto <sup>(31)</sup>

De seguida, encontram-se os valores correspondentes às três BCs acima referenciadas:

1. BC-2: 0,262 radianos;
2. BC-3: 1,483 radianos;
3. BC-4: 0.

De forma a simplificar a compreensão deste trabalho doravante a cápsula articular 1 é referente à aplicação da BC-2, a cápsula articular 2 à BC-3 e a cápsula articular 3 à BC-4.



**Figura 8** – Local de aplicação da BC-2, BC-3 e BC-4, no dedo II

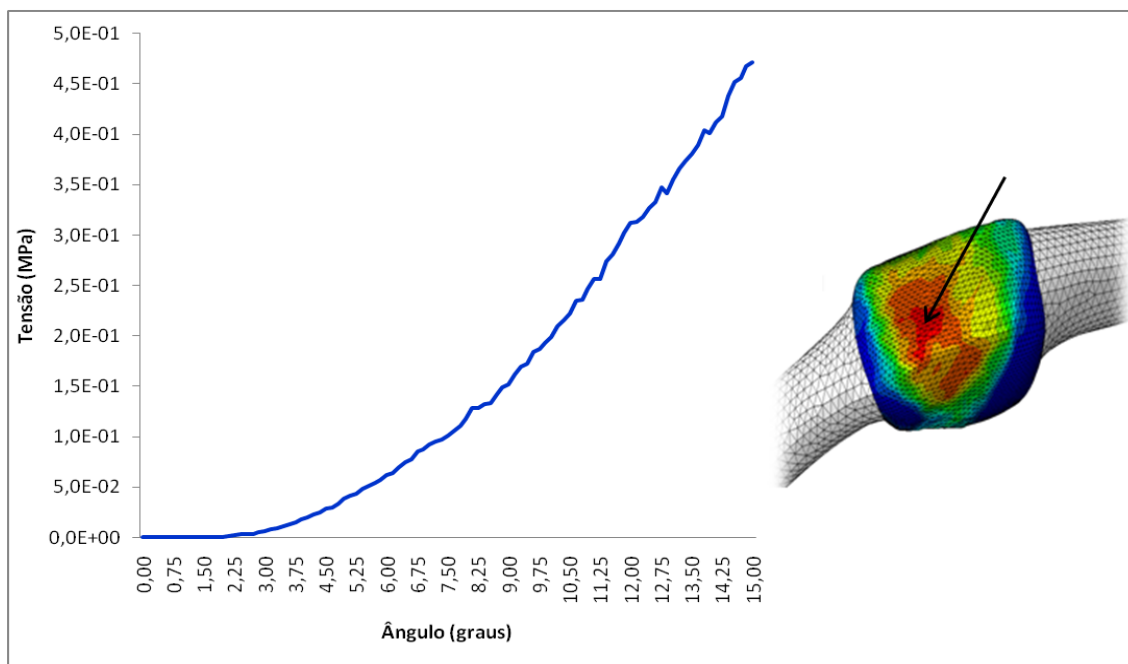
## ***Capítulo 4***

### ***Resultados e Discussão***

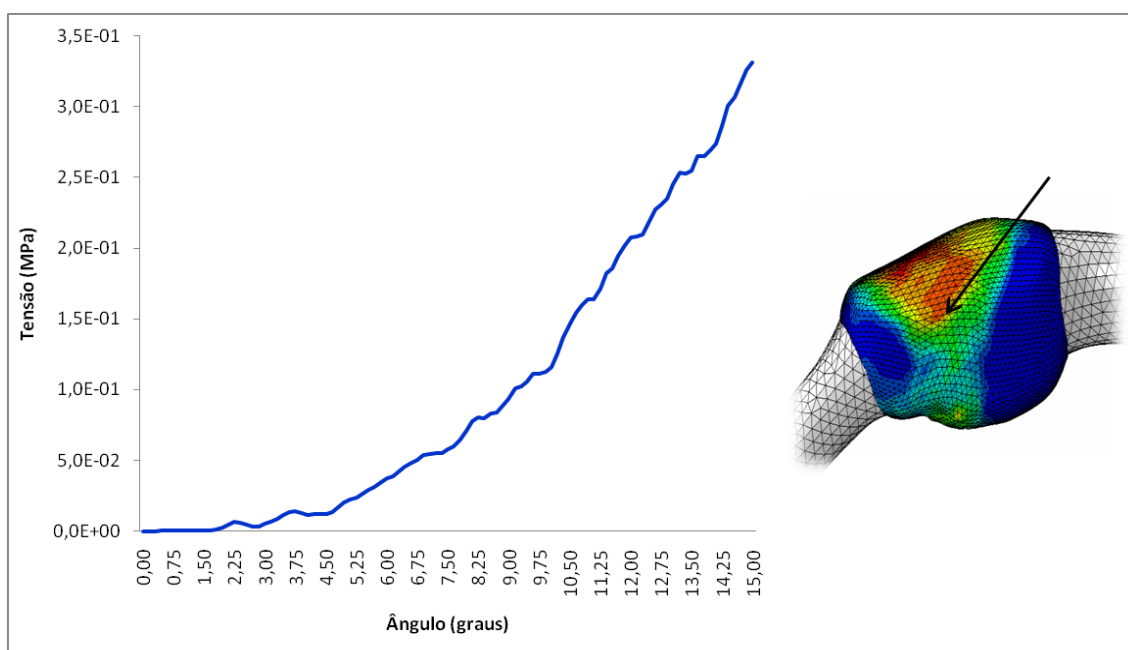
Em termos de resultados mecânicos a análise recaiu sobre o estado de tensão e de deformação, pelo que, de seguida, apresentam-se gráficos alusivos a estas grandezas. Em cada uma das cápsulas articulares, foram escolhidos 4 pontos diametralmente opostos (vista posterior, lateral, anterior e medial) e a partir destes foram retirados valores das duas grandezas atrás referidas. No caso da tensão foram escolhidos pontos localizados na região central da cápsula articular, enquanto que no que diz respeito à deformação foram escolhidos pontos localizados na região distal da cápsula articular, visto serem as zonas de maior variação de valores.

## 4.1. Cápsula Articular 1

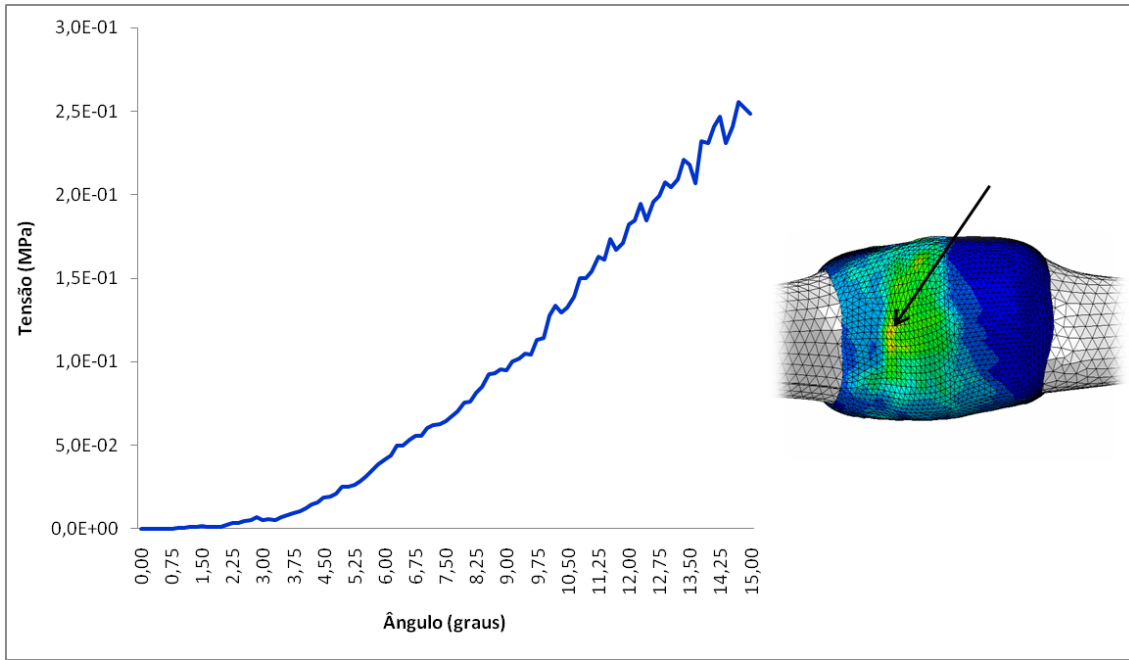
Após análise das tensões sofridas em quatro pontos distintos da cápsula articular 1, foram obtidas os resultados condensados nos gráficos das seguintes figuras (Figura 9 à 12).



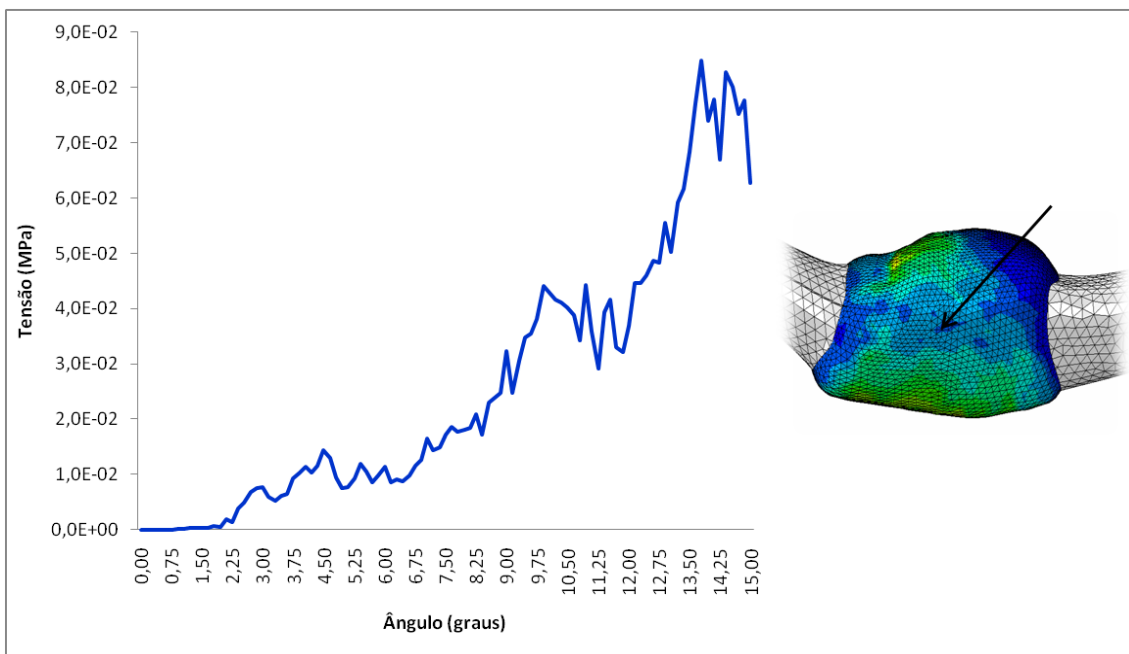
**Figura 9** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista posterior



**Figura 10** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista lateral



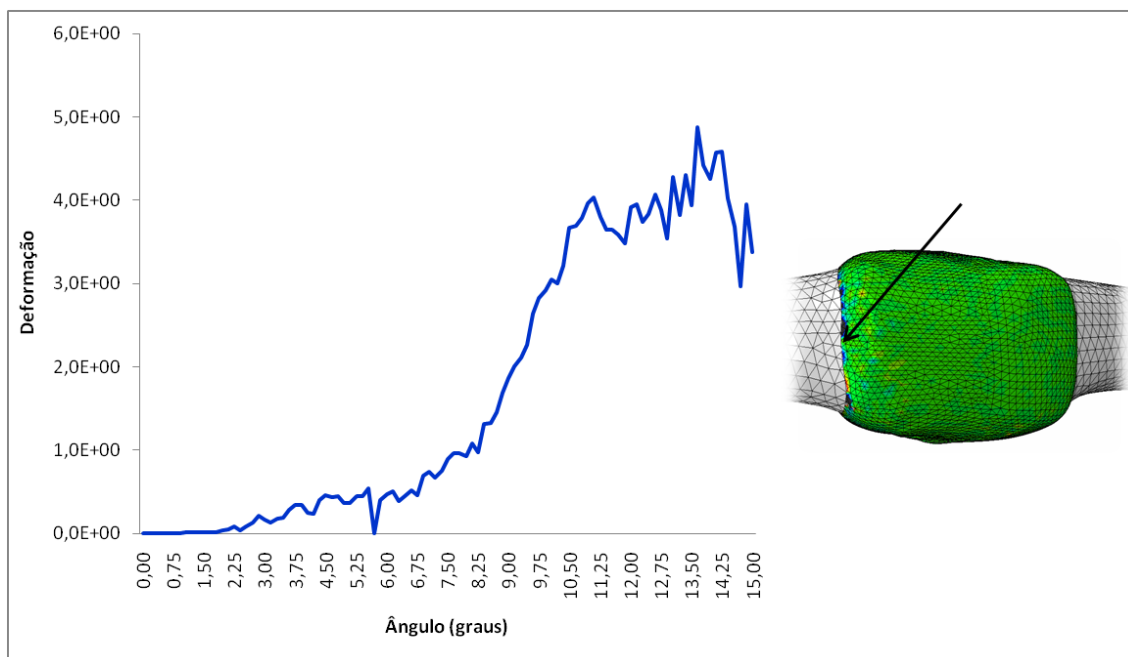
**Figura 11** – Valores das tensões sofridas na capsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista anterior



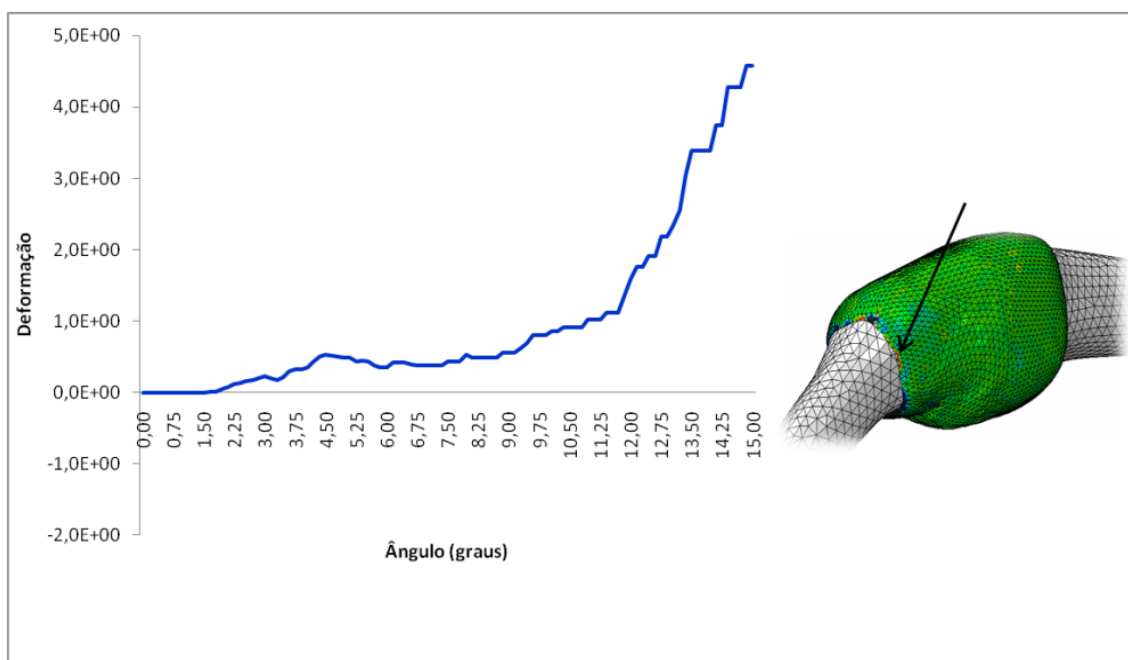
**Figura 12** – Valores das tensões sofridas na capsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista medial

Após comparação das quatro figuras anteriores verifica-se, de grosso modo, um aumento no valor das tensões ao longo tempo, ou seja, com o aumento do ângulo de flexão a tensão aumenta. Os valores oscilam entre 0 e  $5E^{-1}$  MPa, registrando-se o valor mais elevado na vista posterior (Figura 9).

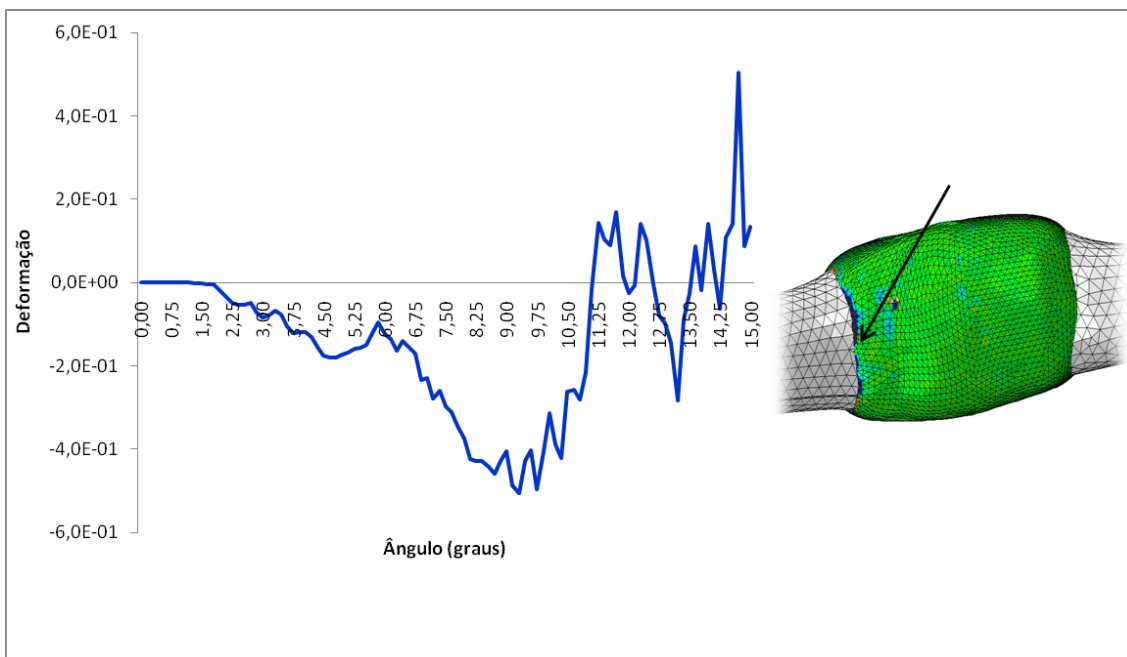
De seguida, foram analisadas as deformações sofridas em quatro pontos distintos da cápsula articular 1 (Figura 13 à 16).



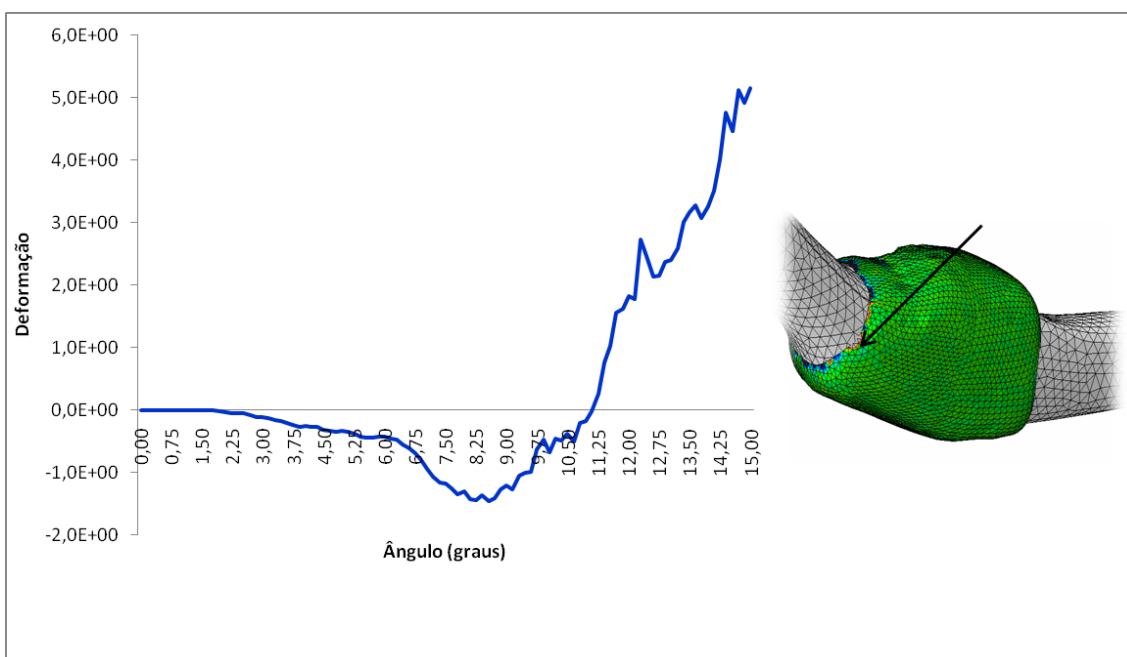
**Figura 13** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista posterior



**Figura 14** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista lateral



**Figura 15** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista anterior



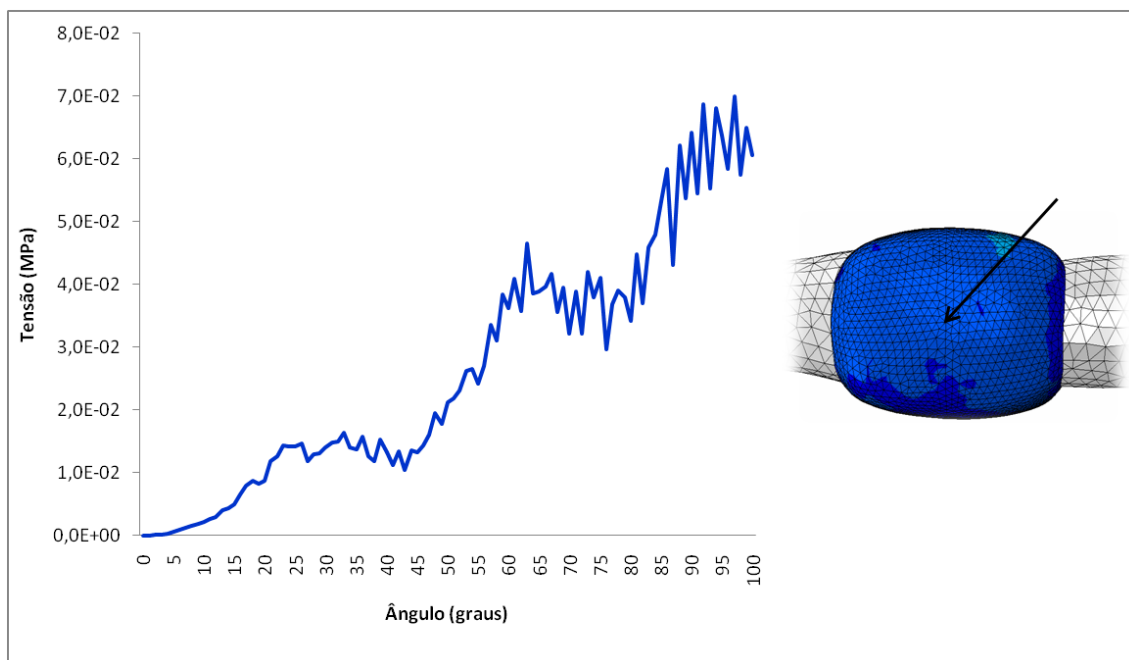
**Figura 16** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 1, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 15°, vista medial

Como seria de esperar, com a progressiva flexão do dedo os valores de deformação também se alteram, tendendo a localizar-se na região positiva do gráfico no final da flexão. Mas neste caso, já existem alguns aspectos a ter em conta, enquanto que na Figura 13 (vista posterior) os valores da deformação são sempre positivos, nas restantes figuras (Figura 14, 15 e 16) já são visíveis valores negativos. Os valores

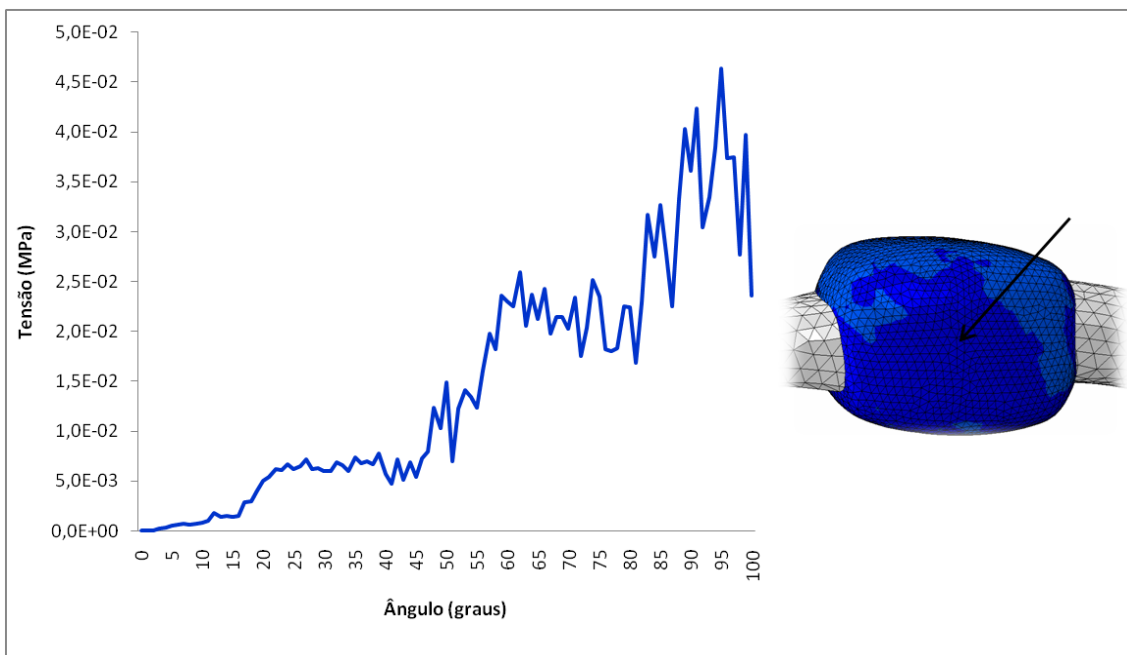
positivos referem-se à distensão do elemento, enquanto que os negativos correspondem à compressão do elemento. Visto a Figura 13 dizer respeito a um elemento localizado na vista posterior da cápsula articular, aquando da flexão do dedo a malha vai ser distendida naquela área, logo apenas são registados valores acima de zero. Por outro lado, nas restantes três figuras a malha já está sujeita a distensão e compressão, dependendo da zona em questão. Na Figura 15 (vista anterior) são visíveis, maioritariamente, valores abaixo de zero, pois a flexão do dedo é feita nessa direcção, logo essa zona é a que está sujeita a uma maior compressão. O valor positivo mais elevado (perto de 6) registou-se na vista anterior e vista medial.

## 4.2.Cápsula Articular 2

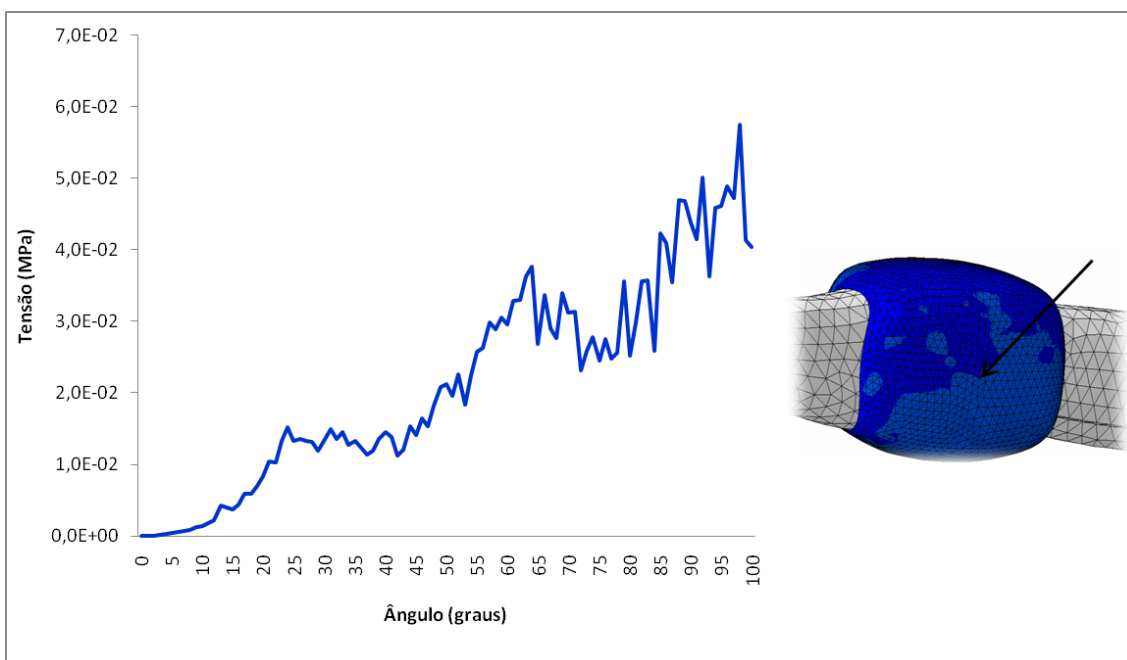
Após análise das tensões sofridas em quatro pontos distintos da cápsula articular 2, foram obtidas as seguintes figuras (Figura 17 à 20).



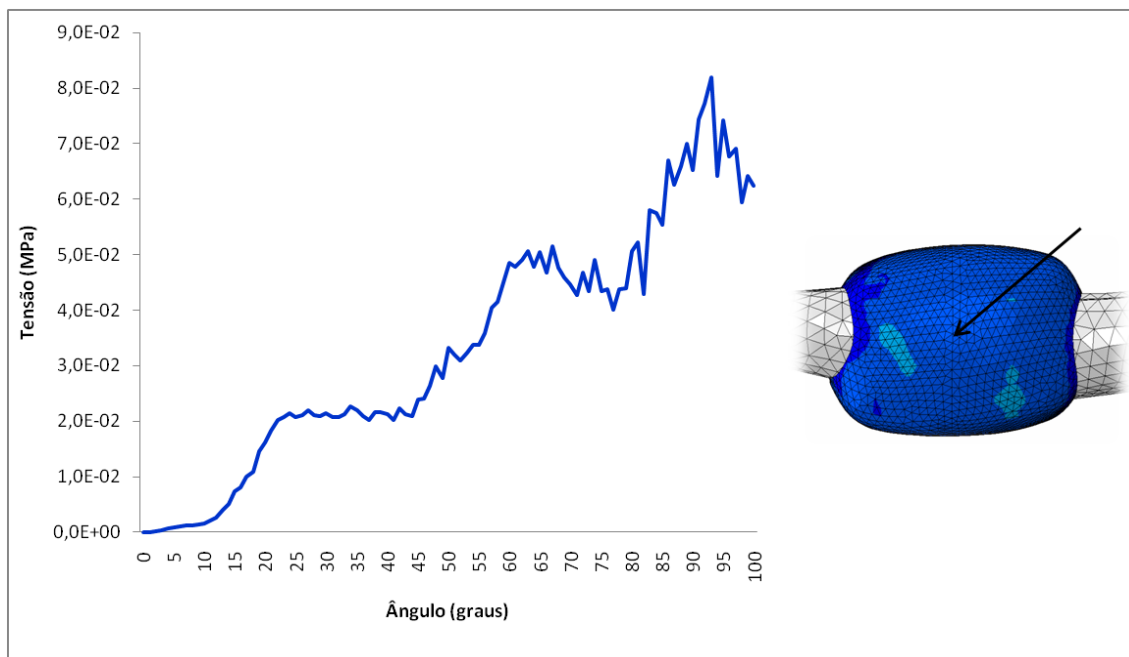
**Figura 17** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista posterior



**Figura 18** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista lateral



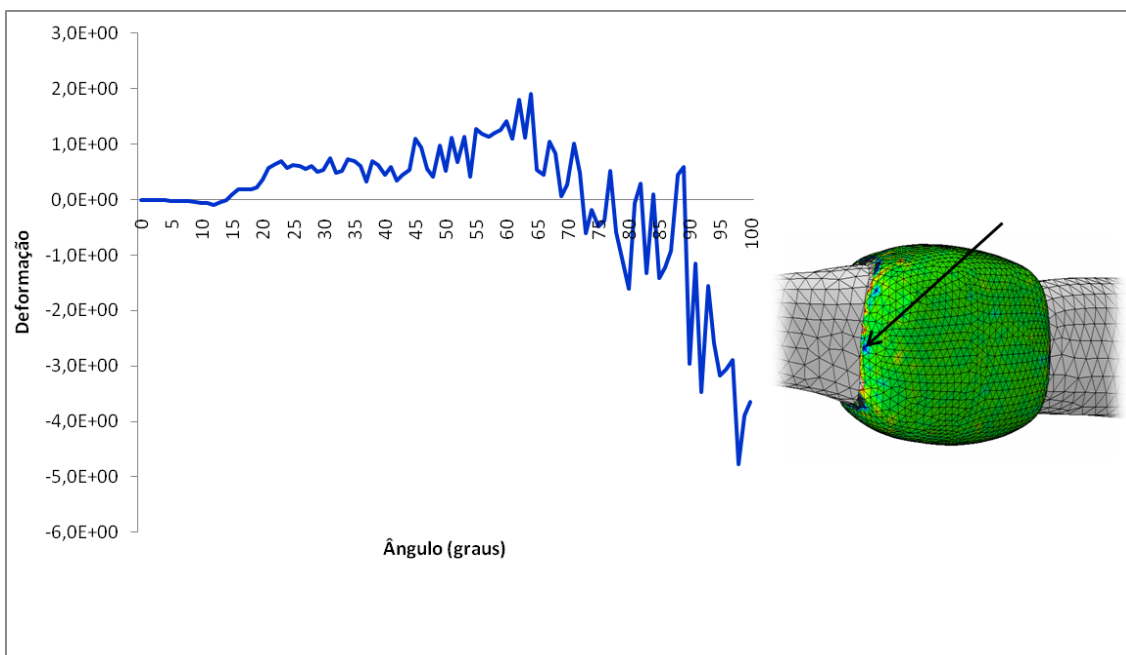
**Figura 19** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista anterior



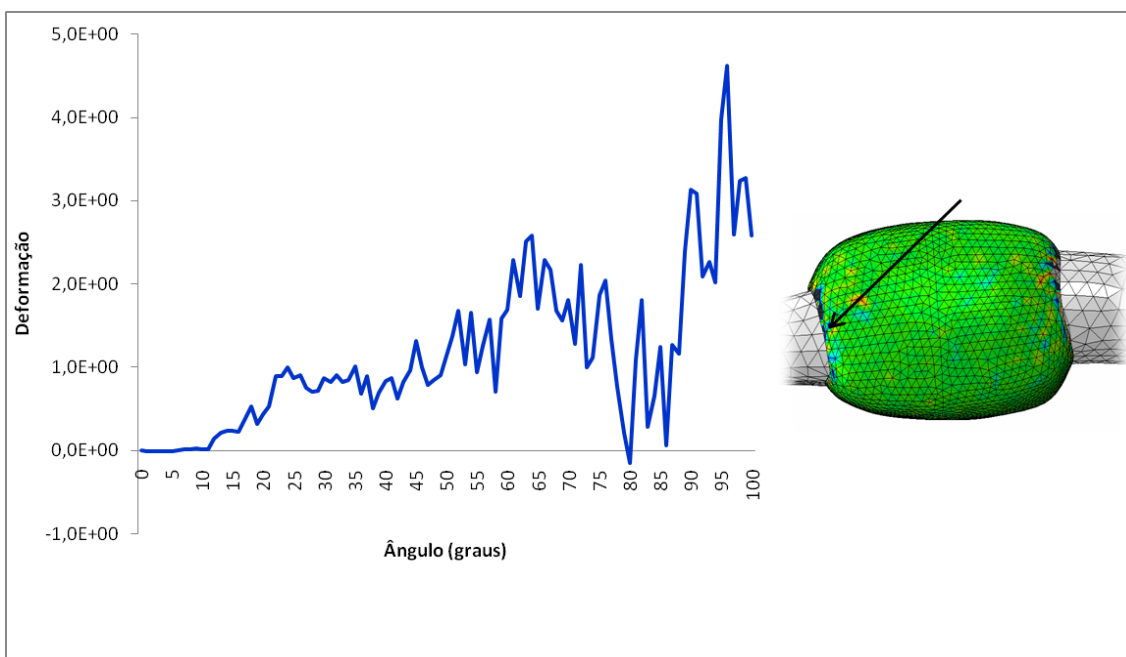
**Figura 20** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista medial

Após observação das Figuras 17 a 20, verifica-se que a tensão aumenta com o ângulo. Os valores oscilam entre 0 e perto de  $9E^{-2}$  MPa (valor máximo este encontrado na vista medial). Estes valores situam-se abaixo dos encontrados na cápsula articular 1, talvez, dado o facto de após comparação visual da flexão do dedo, a cápsula que sofreu maior alteração aquando do movimento foi a cápsula articular 1.

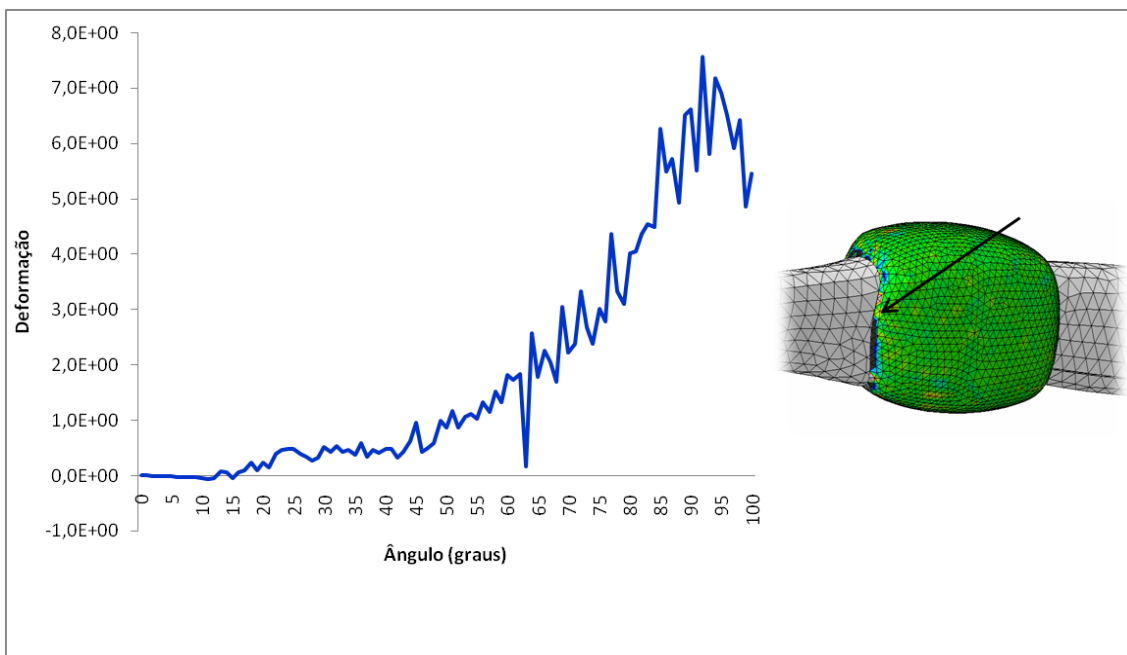
Após a análise das tensões, foram analisadas as deformações sofridas em quatro pontos distintos da cápsula articular 2 (Figura 21 à 24).



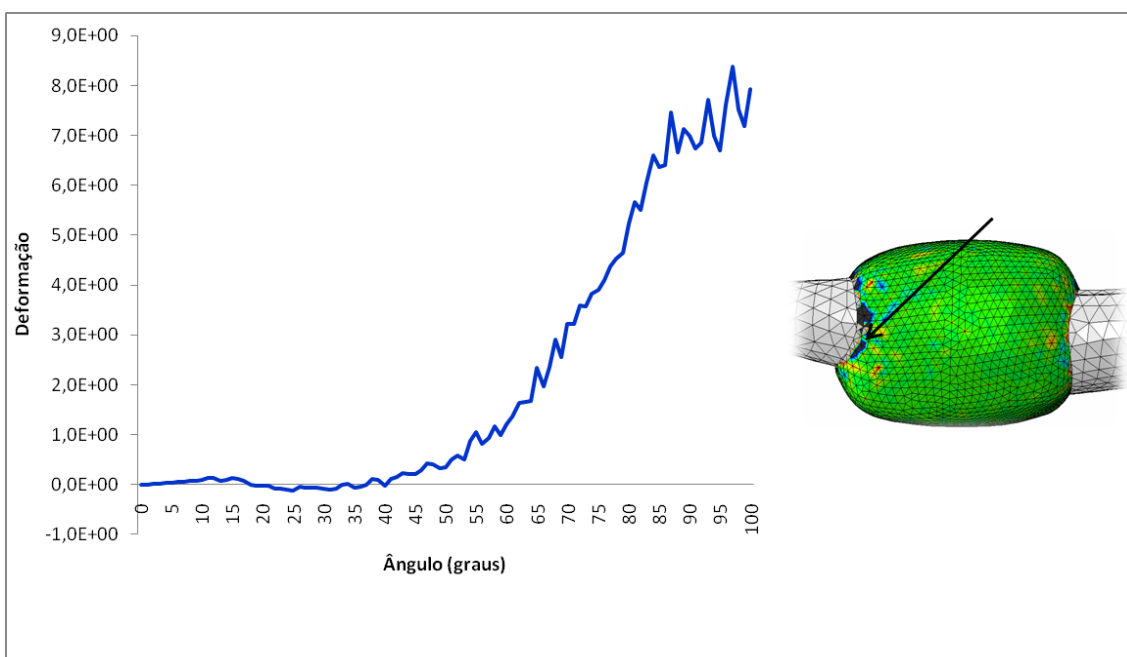
**Figura 21** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista posterior



**Figura 22** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista lateral



**Figura 23** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista anterior



**Figura 24** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 2, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista medial

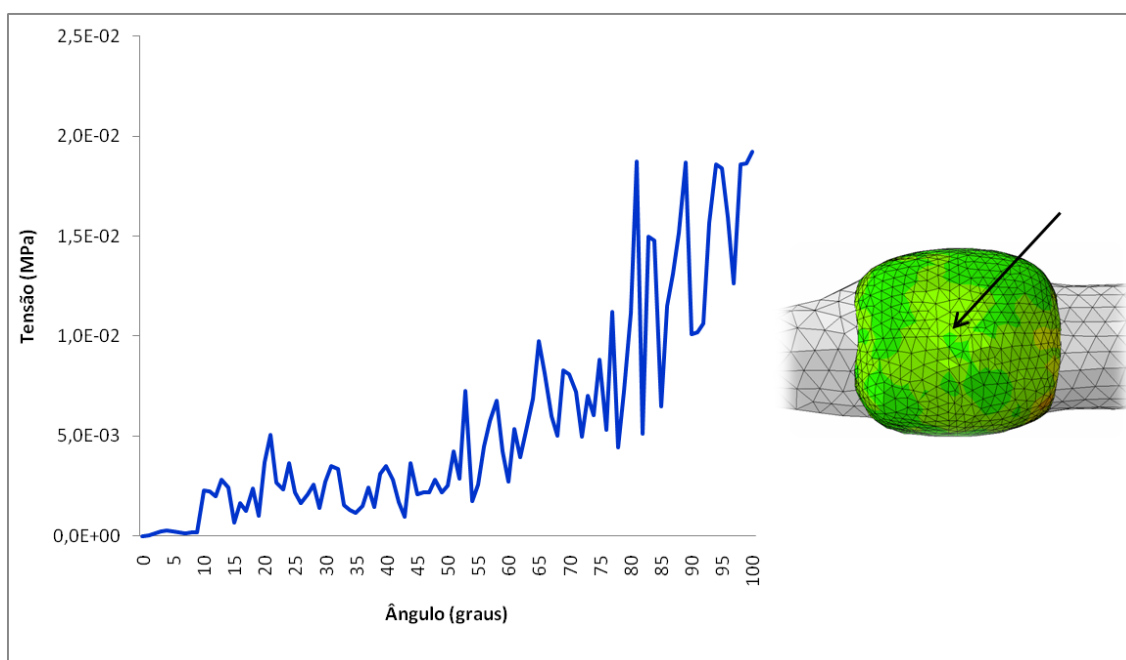
Após observação das Figuras 21 a 24, verificou-se que apenas na vista posterior existe uma grande quantidade de valores localizados abaixo de zero, chegando estes a atingir perto de -6. Ou seja, com o passar do tempo, na fase final do movimento o elemento foi sujeito a uma grande compressão. Ao contrário do que se verificou na cápsula articular 1, onde na vista posterior apenas se verificaram valores acima de

zero. Nas restantes vistas, apenas existem valores negativos na parte inicial da flexão e aos 80° na vista lateral, ou seja, a tendência é para distenderem.

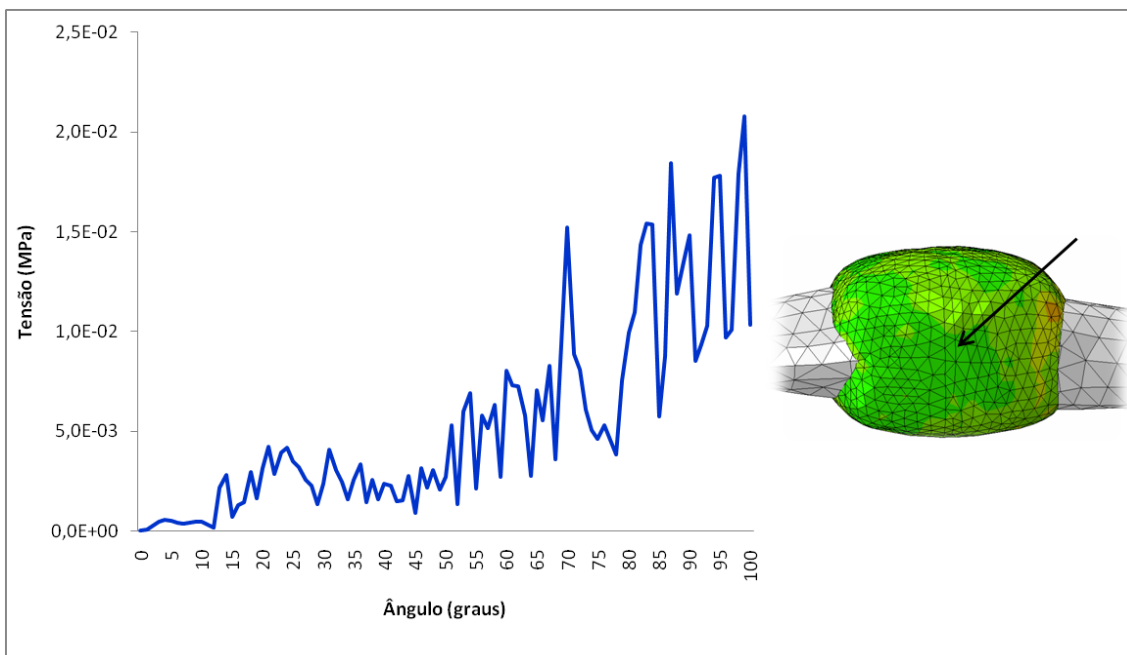
O valor positivo máximo foi encontrado na vista medial, chegando este perto de 9.

### 4.3.Cápsula Articular 3

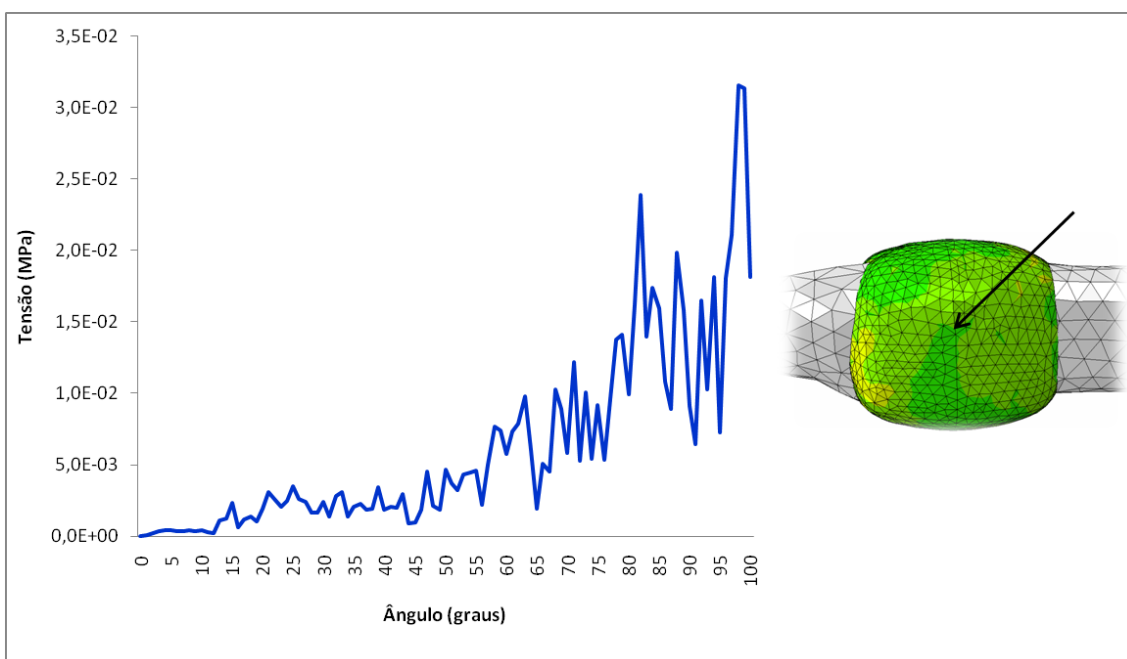
Tendo em conta as tensões sofridas em quatro pontos distintos da cápsula articular 3, foram obtidas as seguintes figuras (Figura 25 à 28).



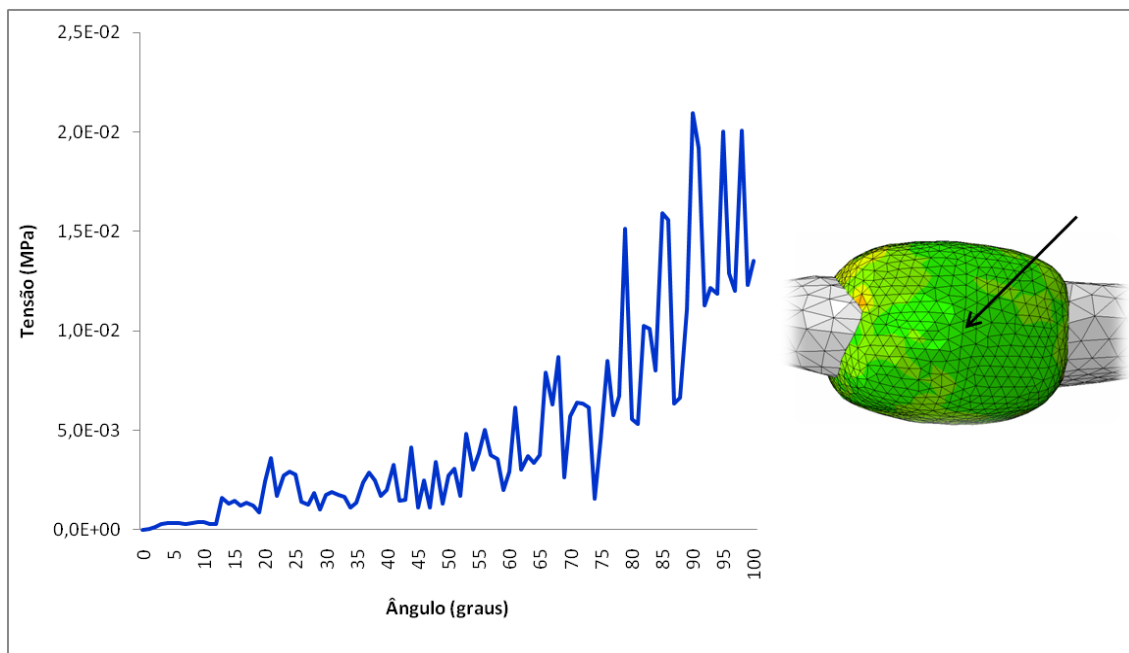
**Figura 25** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista posterior



**Figura 26** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista lateral



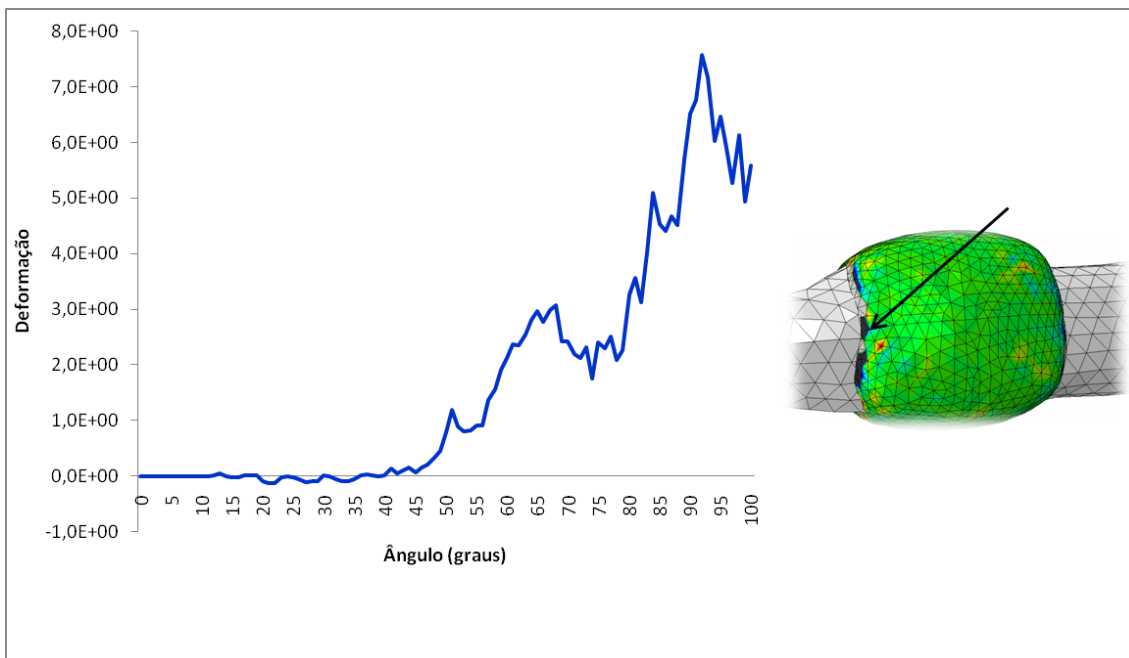
**Figura 27** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista anterior



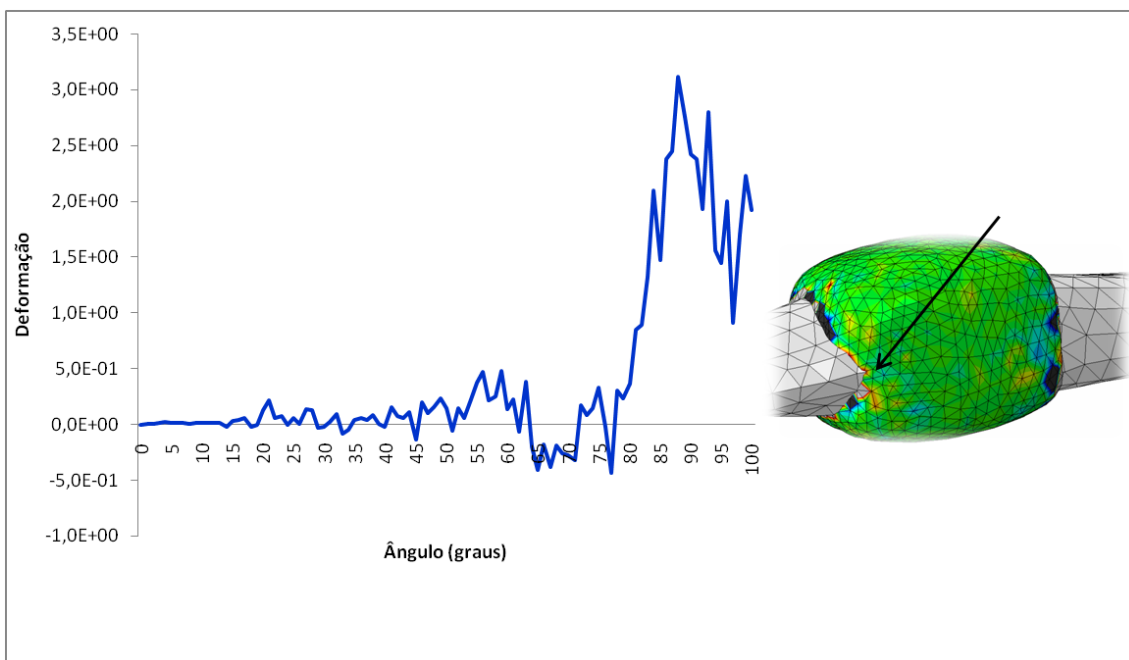
**Figura 28** – Valores das tensões sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista medial

Nas Figuras 25 a 28, é visível uma progressão positiva no valor das tensões. Localizando-se o maior valor na vista anterior, valor este perto de  $3,5E^{-2}$  MPa. Estes valores são bastante mais baixos dos que verificados nas cápsulas articulares 1 e 2.

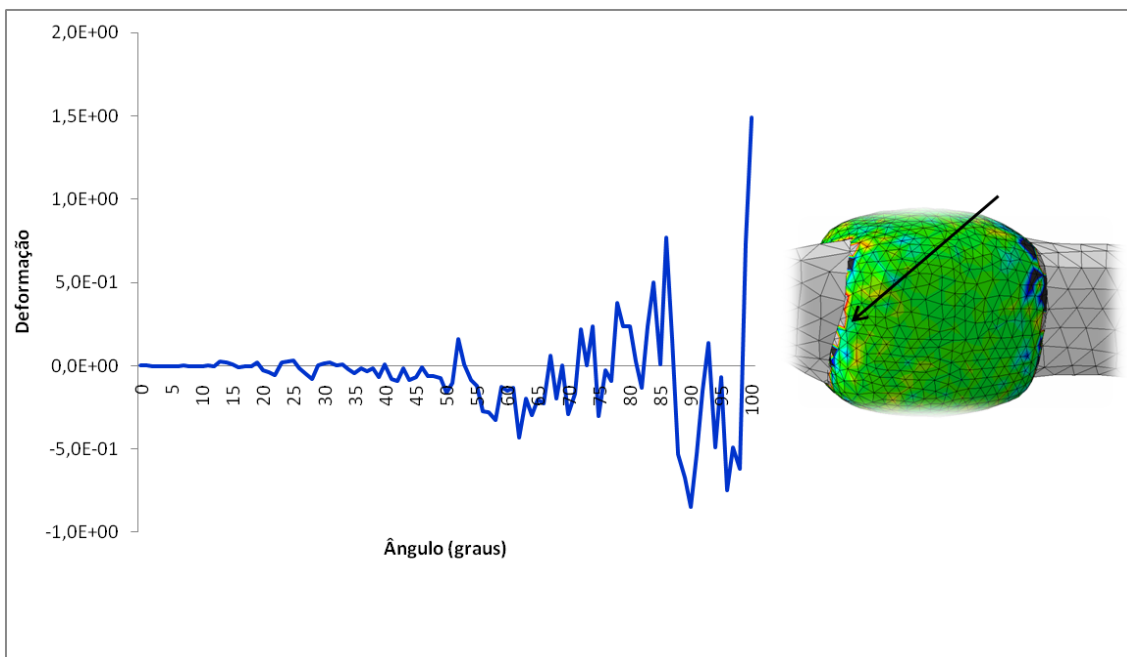
Também na cápsula articular 3 foram analisadas as deformações sofridas em quatro pontos distintos, como tal, de seguida encontram-se as figuras alusivas a essa análise (Figura 29 à 32).



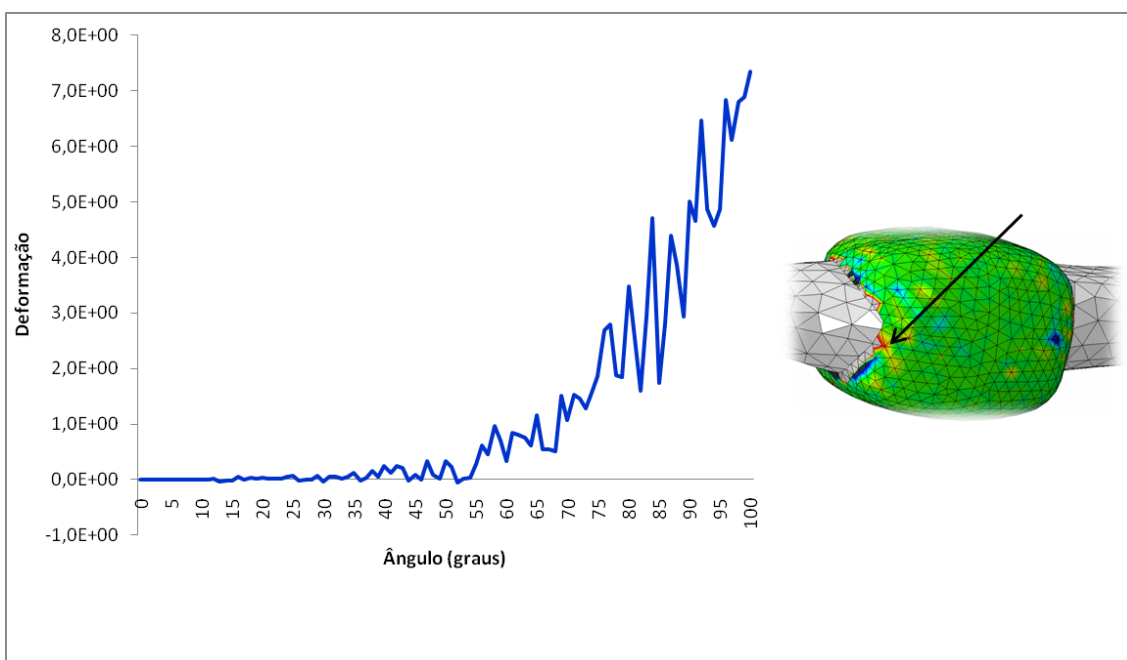
**Figura 29** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista posterior



**Figura 30** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista lateral



**Figura 31** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista anterior



**Figura 32** – Valores das deformações sofridas na cápsula articular 3, durante a flexão do dedo, dado um ângulo de 100°, vista medial

Após análise das Figuras 29 a 32, constatou-se que, à exceção, da vista anterior, nas restantes figuras se verifica uma tendência positiva, ou seja, uma tendência para a malha distender. Embora, no final da flexão, o elemento localizado na vista anterior acabe por se distender, nas fases anteriores apresenta um comportamento errático, ora distendendo ora comprimindo, isto, provavelmente, devido ao facto, de estar

localizado na direcção do movimento, logo sujeito a maiores oscilações. O valor positivo mais elevado, muito perto de 8, localizou-se quer na vista posterior quer na vista medial.

Após comparação dos valores obtidos nas três cápsulas articulares, no que concerne à avaliação do estado de tensão após flexão da mão, o maior valor obtido para esta grandeza foi de  $5E^{-1}$  MPa, valor este encontrado na cápsula articular 1. O valor máximo das três cápsulas articulares foi registado em diferentes vistas, enquanto que na cápsula articular 1 foi na vista posterior, nas cápsulas articulares 2 e 3, foi na vista medial e na vista anterior, respectivamente. Já no que diz respeito ao estado de deformação, o valor positivo mais elevado registou-se na cápsula articular 2, valor este perto de 9. De modo geral, no final do movimento os diferentes elementos das três cápsulas articulares tenderam para a distensão, ou seja, terminaram na região positiva do gráfico, à excepção, do elemento localizado na vista posterior da cápsula articular 2, que terminou o movimento em região negativa, com valores perto de - 6, o que, provavelmente, será por ter sido foi sujeito a uma enorme compressão nesta fase.

### **Conclusões e Trabalhos Futuros**

A presente investigação teve como objectivo o estudo biomecânico da mão, através da simulação do seu movimento. Para tal, procedeu-se ao estudo do movimento de flexão da mão com o objectivo de preensão de um objecto.

O modelo utilizado já tinha sido construído previamente em outro estudo, tratando-se de uma versão da mão, composta por 16 ossos, nomeadamente, 4 metacarpos e 12 falanges. As articulações existentes no modelo foram feitas entre as falanges: a articulação metacarpofalangeal, a articulação interfalangeal proximal e a articulação interfalangeal distal. As articulações eram compostas por uma cápsula articular e cartilagens fixas nas extremidades dos ossos referentes às articulações.

Com base no modelo acima descrito foram feitos alguns ensaios dinâmicos, tendo sido comparados os resultados respeitantes às grandezas obtidas.

A primeira parte deste estudo consistiu na determinação do ângulo ideal de flexão da mão em cada uma das três articulações existentes, nomeadamente, na articulação metacarpofalangeal (MF), na articulação interfalangeal proximal (IF proximal) e na articulação interfalangeal distal (IF distal). Após várias experimentações obtiveram-se os valores de 15° para a articulação MF, e de 100° para a articulação IF proximal e distal.

Na segunda parte deste estudo, procedeu-se à obtenção de duas grandezas, designadamente, tensão e deformação, para cada uma das três cápsulas articulares existentes, à medida que ocorria a flexão da mão.

Relativamente, às tensões exercidas concluiu-se que as maiores tensões ocorriam na cápsula articular 1. Dentro dos valores obtidos para esta, tendo em conta quatro pontos diametralmente opostos, o valor de tensão mais elevado foi registado no elemento situado na vista posterior.

No que diz respeito às deformações, o valor positivo mais elevado (correspondendo este à maior distensão observada) ocorreu na cápsula articular 2, na vista medial. Embora tenham sido registados valores máximos próximos do referido

acima na vista anterior também da cápsula articular 2 e nas vistas posterior e medial da cápsula articular 3. Por oposição, o valor mais elevado, no que concerne à compressão ou deformação negativa, foi encontrado na vista posterior da cápsula articular 2.

A presente tese permitiu assim o estudo de alguns aspectos relevantes, no que diz respeito, à movimentação da mão, designadamente, o estudo do movimento de flexão. Com recurso a este modelo poderão, ainda, ser possíveis outros estudos similares, tais como, a avaliação de outro tipo de movimentos da mão, entre eles, a extensão e a aducção.

A melhoria do modelo através de uma modificação neste de forma aos sólidos se tocarem (permitindo assim a obtenção de valores para pressão de contacto), incluindo ainda neste, os músculos e tendões (pois estes são responsáveis pelo gerar da força muscular, assim como, pela sua transmissão), pode permitir ter uma visão mais global do funcionamento da mão, possibilitando assim um estudo mais aprofundado desta, assim como o estudo de um grupo mais vasto de patologias, como por exemplo, doenças musculares.

Atendendo à escassez de resultados experimentais, é essencial a realização de novas experiências, especialmente, *in vivo*, o que permitiria validar e melhorar o modelo numérico.

Seria interessante continuar com um trabalho, já iniciado, que se prende com o facto de se estudarem os movimentos da mão, por exemplo, a preensão de um objecto e todos os processos associados a tal.

Uma futura aplicação deste trabalho poderá ser a ajuda na reabilitação de doentes impossibilitados do uso de todas as capacidades manuais.

Um melhor conhecimento da simulação do comportamento biomecânico da mão é fundamental, para uma melhor intervenção futura.

## Referências

1. Tang, JB. *General Concepts of Wrist Biomechanics and a View from Other Species*. Journal of Hand Surgery (European Volume) 33, 2008, pp.519-525, SAGE Publications.
2. Valero-Cuevas, FJ. *An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers*. Journal of Biomechanics 38, 2005, pp.673-684, Elsevier Science Ltd.
3. Veeger, HEJ., Yu, B., Ant, KN., Rozendal, RH. *Parameters for modeling the upper extremity*. Journal of Biomechanics 6, Vol. 30, 1997, pp.647, Elsevier Science Ltd.
4. Zienkiewicz, OC., Taylor, RL. *The finite method*. Vol. II, McGraw – Hill, 2000.
5. Holzapfel, GA. *Nonlinear Solid Mechanics – A Continuum Approach for Engineering*. John Wiley & Sons Ltd, Austria, 2000.
6. Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., Amarantini, D., Moutet, F. *Using EMG data to constrain optimization procedure improves finger tendon tension estimations during static fingertip force production*. Journal of Biomechanics 40, 2007, pp.2846–2856, Elsevier Science Ltd.
7. Freivalds, A. *Biomechanics of the Upper Limbs, Mechanics, Modeling, and Musculoskeletal Injuries*. CRC Press, 2004.
8. Graaff, V. *Human Anatomy*, Mc Graw – Hill, 2002.
9. Kent, M. *Human Anatomy*. McGraw-Hill, 2001.
10. Scanlon, V., Sanders, T. *Essentials of Anatomy and Physiology*. F. A. Davis Company, 2007.
11. Seeley, R., Stephens, T., and Tate, P. *Anatomy and Physiology*. McGraw-Hill, 2004.
12. Hof, AL. *Muscle mechanics and neuromuscular control*. Journal of Biomechanics 36, 2003, pp.1031–1038, Elsevier Science Ltd.
13. Sobotta, J., Putz, R., Pabst, R., Bedoui, S. *Sobotta Atlas of Human Anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

14. Netter, F. *Atlas of Human Anatomy*. Saunders, 2006.
15. [http://images.google.pt/imgres?imgurl=http://www.vivatranquilo.com.br/saude/anatomia/images/ossos\\_mao\\_vista\\_dorsal.jpg&imgrefurl=http://www.vivatranquilo.com.br/saude/anatomia/ossos\\_mao\\_dorsal.htm&usg=\\_\\_gt1x7XLeDWUbzG6ygRx99fBhsqs=&h=826&w=800&sz=46&hl=pt-PT&start=5&tbnid=lzlzWH5\\_9GxvcM:&tbnh=144&tbnw=139&prev=/images%3Fq%3Dossos%2Bm%25C3%25A3o%26gbv%3D2%26hl%3Dpt-PT%26sa%3DG](http://images.google.pt/imgres?imgurl=http://www.vivatranquilo.com.br/saude/anatomia/images/ossos_mao_vista_dorsal.jpg&imgrefurl=http://www.vivatranquilo.com.br/saude/anatomia/ossos_mao_dorsal.htm&usg=__gt1x7XLeDWUbzG6ygRx99fBhsqs=&h=826&w=800&sz=46&hl=pt-PT&start=5&tbnid=lzlzWH5_9GxvcM:&tbnh=144&tbnw=139&prev=/images%3Fq%3Dossos%2Bm%25C3%25A3o%26gbv%3D2%26hl%3Dpt-PT%26sa%3DG) (acesso em 07/07/2009).
16. Valero-Cuevas, FJ. *A Mathematical Approach to the Mechanical Capabilities of Limbs and Fingers*. Advances in experimental medicine and biology, Progress in Motor Control, Vol. 629, 2009, pp. 619-633, Springer Science+Business Media, New York, US.
17. Valero-Cuevas, FJ. *An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers*. Vol. 38, pp. 673-684, 2004, Elsevier Science Ltd.
18. Ingram, JN., Körding, KP., Howard, IS., Wolpert, DM. *The statistics of natural hand movements*. Experimental Brain Research, nº2, Vol. 188, 2008, pp. 223-236, Springer Berlin/Heidelberg.
19. Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vilac, A., Amarantinid, D., Moutete, F. *Using EMG data to constrain optimization procedure improves finger tendon tension estimations during static fingertip force production*. Journal of Biomechanics 40, 2007, pp. 2846–2856, Elsevier Science Ltd.
20. Rocha, DN., Jorge, RMN., Pinotti, M. *Desenvolvimento de um modelo 3D da mão humana para estudos biomecânicos*. 3º Congresso Nacional de Biomecânica 2009 (M.A. Vaz, P.A.G. Piloto, J.C. Reis Campos (Eds), CD-Rom e Livro de Actas), 11-12 de Fevereiro 2009, Instituto Politécnico de Bragança, pp.183-187.
21. Blana, D., Hincapie, JG., Chadwick, EK., Kirsch, RF. *A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems*. Journal of Biomechanics 41, 2008, pp.1714–1721, Elsevier Science Ltd.
22. Oden, J. *Finite Elements of Nonlinear Continua*. McGraw-Hill, New York, 1972.
23. Wriggers, P. *Computational Contact Mechanics*. Springer, 2006.

24. Bonet, J., Wood, R. *Nonlinear Continuum Mechanics for Finite Element Analysis*. Cambridge University Press, 1997.
25. Ogden, R. *Non-Linear Elastic Deformations*. Ellis Horwood and John Wiley, Chichester, 1984.
26. Lai, W., Rubin, D., Krempl, E. *Introduction to Continuum Mechanics*. Pergamon Pr, 1993.
27. Latash, ML., Zatsiorsky, VM. *Multi finger prehension: Control of a Redundant Mechanical System*. Advances in experimental medicine and biology, Progress in Motor Control, Vol. 629, 2009, pp. 597-618, Springer Science+Business Media, New York, US.
28. Veeger, HEJ., Yu, B., An, KN., Rozendal, RH. *Parameters for modeling the upper extremity*. Vol. 30, pp. 647-652, 1997, Elsevier Science Ltd.
29. Yang, N., Zhang, M., Huang, C., Jin, D. *Synergic analysis of upper limb target-reaching movements*. Journal of Biomechanics 35, 2002, pp. 739–746, Elsevier Science Ltd.
30. Seo, NJ., Armstrong, TJ., Ashton-Miller, JA. Chaffin, DB. *The effect of torque direction and cylindrical handle diameter on the coupling between the hand and a cylindrical handle*. Journal of Biomechanics 40, 2007, pp.3236–3243, Elsevier Science Ltd.
31. Seo, NJ., Armstrong, TJ., Chaffin, DB., Ashton-Miller, JA. *Inward Torque and High-Friction Handles Can Reduce Required Muscle Efforts for Torque Generation*. Human Factors, nº 1, Vol. 50, February 2008, pp.37-48, Human Factors and Ergonomics Society.
32. Nowak, DA., Hermsdörfer, J. *Grip Force Behavior During Object Manipulation in Neurological Disorders: Toward an Objective Evaluation of Manual Performance Deficits*. Movement Disorders, nº1, Vol. 20, 2005, pp. 11–25, Movement Disorder Society.
33. Johnston, JA., Winges, SA., Santello, M. *Neural Control of Hand Muscles During Prehension*. Advances in experimental medicine and biology, Progress in Motor Control, Vol. 629, 2009, pp.577-596, Springer Science+Business Media, New York, US.

*Referências*

34. Wu, JZ., An, KN., Cutlip, RG., Krajnak, K., Welcome, D., Dong, RG. *Analysis of musculoskeletal loading in an index finger during tapping*. *Journal of Biomechanics* 41, 2008, pp.668–676, Elsevier Science Ltd.