



UNIVERSIDADE FEDERAL DE OURO PRETO – UFOP
ESCOLA DE MINAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA



CARLO TRIPOLI

**ELABORAÇÃO DE UM MODELO FÍSICO PARA O ESTUDO DE UMA PRÓTESE
DE COTOVELO E AVALIAÇÃO DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE
MONTAGEM**

OURO PRETO - MG
2018

CARLO TRIPOLI
carlotripoli.93@gmail.com

**ELABORAÇÃO DE UM MODELO FÍSICO PARA O ESTUDO DE UMA
PRÓTESE DE COTOVELO E AVALIAÇÃO DE DIFERENTES
CONFIGURAÇÕES DE MONTAGEM**

Monografia apresentada ao Curso de
Graduação em Engenharia Mecânica
da Universidade Federal de Ouro
Preto como requisito para a obtenção
do título de Engenheiro Mecânico.

Professor orientador: DSc. Paulo Henrique Vieira Magalhaes
Professor coorientador: DSc. Tommaso Ingrassia

OURO PRETO – MG
2018

T835e Tripoli, Carlo.
Elaboração de um modelo físico para o estudo de uma prótese de cotovelo e avaliação de diferentes configurações de montagem [manuscrito] / Carlo Tripoli. - 2018.

77f.: il.: color; grafs; tabs.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Henrique Vieira Magalhães.

Monografia (Graduação). Universidade Federal de Ouro Preto. Escola de Minas. Departamento de Engenharia Mecânica.

1. Prótese de cotovelo. 2. Simulação numérica. 3. Modelo físico.. I. Magalhães, Paulo Henrique Vieira. II. Universidade Federal de Ouro Preto. III. Título.

CDU: 621

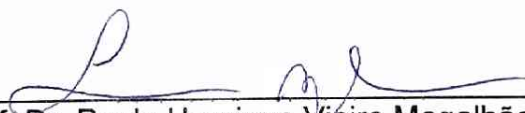


UNIVERSIDADE FEDERAL DE OURO PRETO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

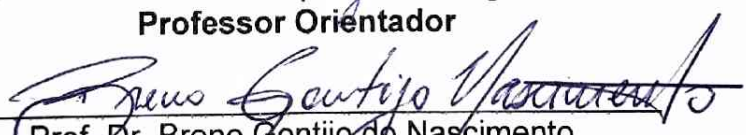
ATA DA DEFESA

Aos 12 dias do mês de Dezembro de 2018, às 15h 10min, no LAESS, localizada na Escola de Minas – Campus - UFOP, foi realizada a defesa de Monografia do aluno Carlo Tripoli, sendo a comissão examinadora constituída pelos professores: Prof. Dr. Paulo Henrique Vieira Magalhães, Prof. Dr. Breno Gontijo do Nascimento e Prof. Dr. Diogo Antônio de Sousa. O candidato apresentou o trabalho intitulado: **“Elaboração de um Modelo Físico para o Estudo de uma Prótese de Cotovelo e Avaliação de Diferentes Configurações de Montagem”**, sob orientação do Prof. Dr. Paulo Henrique Vieira Magalhães. Após as observações dos avaliadores, em comum acordo os presentes consideram o(a) aluno(a) **APROVADO**.

Ouro Preto, 12 de Dezembro de 2018.



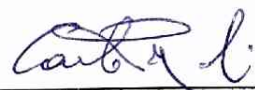
Prof. Dr. Paulo Henrique Vieira Magalhães
Professor Orientador



Prof. Dr. Breno Gontijo do Nascimento
Professor Avaliador



Prof. Dr. Diogo Antônio de Sousa
Professor Avaliador



Carlo Tripoli

Aluno(a)

Aos meus pais que me deram a
oportunidade de seguir esse caminho.

Aos meus amigos que sempre me
apoiaram em qualquer dificuldade.

RESUMO

Neste trabalho, foi realizado um estudo de uma prótese de cotovelo para reduzir o estado de estresse na interface prótese-cimento-osso. Para alcançar este objetivo, um estudo teórico foi realizado para determinar um modelo físico que melhor caracterizasse a articulação do cotovelo, levando em consideração os músculos, os ossos e as forças. Posteriormente, com o auxílio do *software* CAD, procedeu-se à realização de diferentes modelos que apresentaram diferentes configurações de montagens geométricas. Procedeu-se então, através de uma análise de elementos finitos, ao estudo do modelo, levando em consideração, também, três ângulos diferentes entre o braço e o antebraço: 0°, 90° e 145°. O resultado mostra que a pior condição de carga ocorre no cimento ulnar quando o ângulo entre o braço e o antebraço é de 90°. Fazendo uma modificação de -3 ° na inclinação do eixo protético em relação ao eixo ulnar no plano sagital, há uma melhoria de cerca o 25%.

Palavras-chave: Prótese de cotovelo, simulação numérica, modelo físico.

ABSTRACT

In this work, a study of an elbow prosthesis was carried out to reduce the stress state in the prosthesis-cement-bone interface. To achieve this goal, a theoretical study was conducted to determine a physical model that best characterized the elbow joint, taking into account muscles, bones and forces. Afterwards, with the aid of CAD software, different models were developed that presented different configurations of geometric assemblies. A finite element analysis was then carried out to study the model, taking into account also three different angles between the arm and the forearm: 0°, 90° and 145°. The result shows that the worst loading condition occurs in the ulnar cement when the angle between the arm and the forearm is 90°. By making a -3° change in the inclination of the prosthetic axis relative to the ulnar axis in the sagittal plane, there is an improvement of about 25%.

Key-words: Elbow prosthesis, numerical simulation, physical model.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ossos do cotovelo.	6
Figura 2: Músculos do braço.	8
Figura 3: Sistema de referência.	9
Figura 4: Representação do <i>moment arm</i> .	11
Figura 5: Tendência <i>moment arm</i> segundo Murray <i>et al.</i> (1995).	12
Figura 6: Tendência <i>moment arm</i> segundo Murray <i>et al.</i> , (2001).	13
Figura 7: Tendência <i>moment arm</i> dos músculos do membro superior.	14
Figura 8: Momento de rotação segundo Holzbaur <i>et al.</i> (2004) e Buchanan <i>et al.</i> , (1998).	15
Figura 9: Momento segundo Saeed <i>et al.</i> (2013).	15
Figura 10: Momento segundo Guenzkofer <i>et al.</i> (2018).	16
Figura 11: Plano de referência do corpo humano.	18
Figura 12: Representação dos eixos umerais e protéticos.	19
Figura 13: Representação dos eixos ulnar e protético.	20
Figura 14: Variação de carga encontrada para diferentes configurações de montagem.	22
Figura 15: Variação do momento de flexão e torção para as diferentes configurações de montagem.	23
Figura 16: Estrutura de discretização.	25
Figura 17: Função de forma de um elemento triangular com 6 g.d.l.	28
Figura 18: Discretização com diferentes números de elementos.	32
Figura 19: Classificação do tipo de pesquisa.	34
Figura 20: Prótese <i>LINK</i> Endo-Model®.	36
Figura 21 Piani secanti del modello omerale.	39
Figura 22: Alisamento de superfícies.	40
Figura 23: Eixos de rotação.	41
Figura 24: Cimento humeral e ulnar.	42

Figura 25: Modelos para diferentes configurações de ângulo: 90°, 145° e 0°.	42
Figura 26: <i>Moment arm</i> para os músculos do modelo.	44
Figura 27: Torque no cotovelo.	44
Figura 28: Condições de contorno na configuração à 90°.	45
Figura 29: Comparação de <i>maximum</i> e <i>minimal principal strain</i> .	47
Figura 30: Estados de tensão das duas camadas de cimento: ulna (A), humero (B).	48
Figura 31: Possíveis pontos de fratura do implante protético.	48
Figura 32: Estados de tensão da camada de cimento ulnar (análise antebraço).	49
Figura 33: Condições de contorno do antebraço na configuração à 90°.	50
Figura 34: Em cima a malha com <i>refine</i> , em baixo a malha original.	51
Figura 35: Resultados tensões de von Mises para 0° e 145°.	52
Figura 36: Sistema de referência.	53
Figura 37: Resultados tensões de von Mises no cimento para as diferentes configurações.	53
Figura 38: Tensões de von Mises no cimento ulnar	55
Figura 39: Condições de limite.	56
Figura 40: Tensões de von Mises no cimento humeral.	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Lista dos músculos com suas características.	7
Tabela 2: Posicione e caracterize os músculos do cotovelo.	9
Tabela 3: Coeficientes c_n .	14
Tabela 4: Configurações de posicionamento protético	22
Tabela 5: Qualidade do cimento em função da espessura	23
Tabela 6: Variáveis e indicadores.	38
Tabela 7: Propriedades dos materiais.	43
Tabela 8: Propriedades do osso.	43
Tabela 9: Forças nas diferentes configurações.	45
Tabela 10: Comparação tensoes de von Mises	52
Tabela 11: Configurações de montagem	53
Tabela 12: Resultados de força e pico de tansão de von Mises para cada configuração.	54
Tabela 13: Valores de Força e Tensões de von Mises para as duas configurações	56
Tabela 14: Componentes das condições de limite.	56
Tabela 15: Comparação resultados de forças e tensões.	57

LISTA DE SÍMBOLOS

FEM: <i>Finite Element Method</i>	1
TEA: <i>Total Elbow Arthroplasty</i>	3
PCSA: <i>Physiological Cross Section Area</i>	10
ma: <i>moment arm</i>	11
BRA: braquial	12
BRD: braquiorradial	12
PT: pronador redondo	12
BIC: bíceps	12
TRI: tríceps	12
BS: braquial	14
BR: braquiorradial	14
AN: ancôneo	14
BB: bíceps	14
TB: tríceps	14
CAD: <i>Computer-Aided Drafting</i>	36
SW: <i>SolidWorks</i>	36
lb: libra	37

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Formulação do Problema	1
1.2. Justificativa	3
1.3. Objetivos	4
1.3.1. Geral	4
1.3.2. Específicos	4
1.4. Estrutura do Trabalho	5
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	6
2.1. Modelo anatômico do cotovelo	6
2.1.1. Modelo físico/matemático do cotovelo	8
2.1.2. Caracterização mecânica do cotovelo	10
2.2. <i>TOTAL ELBOW ARTHROPLASTY</i> (TEA)	16
2.2.1. Implantação da prótese-posicionamento correto	18
2.2.2. Parametros de influência	21
2.3. <i>FINITE ELEMENT METHOD</i> (FEM)	24
2.3.1. Fundamentos do método de formulação de deslocamento	24
2.3.2. Procedimento de análise	27
2.3.3. Função de deslocamento	27
2.3.4. Deformação, tensões e determinação de forças nodais	29
2.3.5. Condições de convergência	30
2.3.6. Precisão da solução	31
3. METODOLOGIA	34
3.1. Tipo de pesquisa	34
3.2. Materiais e métodos	35
3.3. Variáveis e indicadores	37
3.4. Instrumento de coleta de dados	38
3.5. Tabulação e elaboração de dados	38
3.6. Considerações finais	38
4. RESULTADOS E CONCLUSÕES	39
4.1. Configurações de montagem	39

4.2. Condições de limite	43
4.3. Análise 0°, 90°, 145°	46
4.4. Pesquisa da melhor configuração	52
5. CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES	59
5.1. Conclusões	59
5.2. Recomendações futuras	59
BIBLIOGRAFIA	61

1. Introdução

1.1 Formulação do Problema

Embora a engenharia e medicina tenham raízes muito antigas, o desenvolvimento de uma estrutura conjunta de assistência por parte da engenharia para o ramo médico avançado é um fenômeno relativamente novo. A engenharia biomédica surge da aplicação de conceitos e métodos de engenharia à problemas biológicos.

O objetivo final da engenharia biomédica é contribuir para a medicina como um todo propondo soluções para problemas difíceis de interpretar analiticamente ou intuitivamente. Uma das principais áreas de aplicação desta engenharia é a prototipagem de próteses ortopédicas. A implementação de uma prótese no corpo humano é, sem dúvida, uma intervenção invasiva e difícil, capaz de recondicionar, ou pelo menos melhorar, a vida recuperando sua funcionalidade de permitir realizar atividades de vida diária. Assim, procura-se assegurar que a prótese seja mais anatômico possível e tenha uma vida útil mais longa possível, estes são seus requisitos básicos.

Na prototipagem, o *software* matemático de cálculo numérico é amplamente utilizado, principalmente o método dos elementos finitos, do inglês *Finite Element Method* (FEM). O FEM é uma técnica numérica usada para resolver problemas de natureza de engenharia que são complexos demais para buscar a solução por meio de uma técnica analítica. Consiste na subdivisão e subsequente remontagem do sistema em um conjunto de componentes chamados "elementos" conectados por "nós" cujo comportamento pode ser descrito através das equações analíticas conhecidas (ZIENKIEWICZ, 2000).

De fato, o comportamento de cada elemento que compõe a estrutura, por meio de sua interação, pode determinar o do sistema global. Cada elemento do sistema global consiste em um pequeno número de nós, dependendo do tipo de elemento usado e do tipo de abordagem escolhido para a análise do problema (2-D, 3-D, axissimétrico, etc.).

A solução é determinada primeiro por equações de equilíbrio nos nós e subsequentemente interpolados em cada ponto da estrutura por meio de equações precisas. Todos esses tipos de análises seguem um padrão que é universalmente adaptável a qualquer sistema discreto, portanto, é possível definir um sistema padrão discreto, cujas características são aplicáveis a toda a estrutura. A existência de um sistema discreto padronizado significa que o resultado da análise é aproximado por várias razões. Analogamente a uma conversão analógico-digital, a presença de uma discretização da estrutura torna possível conhecer as

solicitações apenas por um número discreto de pontos, e não em todo o contínuo; quanto maior o número de elementos e, portanto, os pontos levados em consideração, mais confiável será a análise. No entanto, a verdadeira razão pela qual a análise é aproximada é que a função dos deslocamentos utilizados é aproximada, cuja tarefa é interpolar os valores dos deslocamentos para os nós para determinar os resultados em cada ponto dentro do elemento e, portanto, da estrutura. As funções de deslocamento utilizadas são do tipo polinomial e o grau delas depende, para determinado elemento, do número de nós e seus graus de liberdade (ZIENKIEWICZ, 2000).

Como já mencionado, o FEM é adequado para uso em vários campos. Em particular, é útil no campo da prototipagem: de fato, com um modelo matemático adequado, é possível aproximar comportamentos do corpo humano tanto a nível fluido-dinâmico (sistema cardio-circulatório e pulmonar), a nível elétrico (sistema nervoso) e músculo-esquelético (prótese óssea e articular).

De acordo com Enderle *et al.* (2012) a engenharia biomédica é um ramo interdisciplinar entre engenharia e ciências médicas, isso pode se relacionar com pesquisa, desenvolvimento e aplicações de vários tipos. A ideia deste ramo é aplicar os vários princípios que pertencem às disciplinas de engenharia (elétrica, química, óptica, mecânica) a problemas específicos no campo das ciências médicas, a fim de entender, modificar ou controlar o sistema biológico animal ou humano. Um dos campos de aplicação da engenharia biomédica é a criação e aperfeiçoamento de dispositivos para a substituição ou aumento de funções corporais, como próteses.

Uma prótese é definida como a substituição de um órgão (ou parte dele) ou de um segmento corporal com estruturas artificiais que recuperam sua funcionalidade (DICIONÁRIO TRECCANI, 2018); elas representam uma das inovações mais antigas em engenharia biomédica. As próteses ortopédicas do membro superior podem ser funcionais ou podem ter apenas objetivos estéticos.

As próteses funcionais podem ter características passivas ou ativas. Os membros superiores artificiais ativos podem ser divididos em próteses estimuladas pela energia do corpo e próteses alimentadas por energia externa. O primeiro grupo inclui os sistemas operados pelo movimento de outras articulações e os sistemas do corpo movidos através dos músculos do braço e seus tendões (DAVALLI *et al.*, 2009; CHIRLESS *et al.*, 2001). As próteses de energia corporal são geralmente bem toleradas devido à relativa leveza, confiabilidade, robustez e ausência de acumuladores de energia elétrica e permitem que o

paciente tenha, durante seu uso, uma boa aceitação diminuindo as chances de rejeição; no entanto, elas são capazes de desenvolver uma força preênsil limitada e exigem mais gasto de energia do que outras próteses ativas (NADER *et al*, 1990).

Entre as próteses no membro superior estão as do ombro, cotovelo, mão, dedos e transumeral. Em particular, os desenvolvimentos na substituição da articulação do cotovelo não foram tão expressivos quanto os das próteses de joelho, quadril e ombro por várias razões, como a alta taxa de insucesso dos primeiros projetos (MAARTEN *et al*, 2013).

A principal causa de falha do implante em uma artroplastia total de cotovelo, do inglês *Total Elbow Arthroplasty* (TEA) é representada pela formação de folga entre os componentes protéticos. Esse afrouxamento pode ser causado pela falha primária da interface osso-cimento (ENDERLE *et al*, 2012; FORSTICK *et al*, 2017; GIANNICOLA *et al.*, 2014). Seria hipoteticamente possível, através de uma análise de elementos finitos, procurar diferentes configurações geométricas e posicioná-las de forma a prolongar a vida útil da prótese passando a reduzir as condições de carga nesta interface, então:

Se existe, qual é configuração geométrica ótima dos componentes e o melhor posicionamento da prótese para reduzir o estado de tensões na interface cimento-osso?

1.2 Justificativa

A análise de elementos finitos é um meio virtual de verificar os parâmetros de projeto de uma peça mecânica por meio de uma simulação apropriada das cargas e restrições às quais será submetida durante o cumprimento da tarefa para a qual foi projetada.

Uma análise FEM, se corretamente modelada, representa, portanto, uma maneira econômica de projetar, especialmente quando se trata de usar materiais particularmente caros, em aplicações que exigem certa precisão e certas características mecânicas: uma prototipagem experimental levaria a enormes custos no caso de ser necessário retornar a fase de projeto. Por outro lado, dada a natureza virtual deste tipo de abordagem, é possível modificar os parâmetros geométricos da peça reduzindo o tempo necessário e sem qualquer ônus econômico. A aplicação principal da análise de FEM está relacionada à sua capacidade de lidar com problemas de engenharia muito complexos, devido à natureza da geometria e às complexas condições de limite, carga e anatomia.

Estas representam as razões pelas quais a análise de elementos finitos é amplamente utilizada também no campo da engenharia biomédica, especialmente na realização de próteses físicas e sua otimização. No campo biomecânico, existem diferentes modelos projetados para

uma correta representação do corpo humano, a fim de substituir a aplicação experimental e prever respostas do sistema biológico, caso estes possam ser invasivos, difíceis ou perigosos. Portanto, a correta aplicação destes em um *software* de análise FEM, pode se tornar também muito útil para a verificação das condições de trabalho de implantes protéticos, para reduzir os efeitos do estresse na interface implante / sistema biológico, a fim de aumentar a vida útil da instalação. Outro objetivo é aumentar sua capacidade de carga, para reproduzir no melhor modo possível o potencial natural do corpo biológico substituído.

A TEA é uma opção de tratamento cirúrgico para substituição total da articulação por implante de prótese. Os percentuais de confiabilidade do TEA variam de 72% a 94% em um período de 5 anos a partir da implementação da prótese, dependendo da indicação cirúrgica (PERRETTA *et al*, 2017; GILL *et al*, 1998; SCHNEEBERGER *et al*, 1997). Limitar o máximo possível a ocorrência de problemas durante a utilização da prótese é, portanto, de fundamental importância, tanto por um fator econômico, quanto, principalmente, para evitar mais desconforto ao paciente, que possivelmente já apresenta problemas de saúde.

Um estudo de uma prótese de cotovelo UNLIKED já foi realizada no Trabalho de Conclusão de Curso "*Analisi di una Protesi di Gomito*" de Andrea Valenti da *Università degli Studi di Palermo* (2017). Nesta pesquisa especificamente a resposta do implante protético foi observada em uma configuração em que o ângulo entre a ulna e a continuação fictícia do úmero é igual a 90 °. Diante dos resultados obtidos, a busca por uma geometria ótima que reduza o estado de estresse e leve a um aumento nos ciclos de fadiga e, portanto, a um aumento na taxa de sobrevivência do implante de prótese é de extrema importância .

1.3 Objetivos

1.3.1 Geral

Encontrar a configuração geométrica ótima dos componentes e o melhor posicionamento da prótese para reduzir o estado de tensões na interface cimento-osso.

1.3.2 Específicos

- Realizar um estudo teórico sobre os padrões biológicos de cargas e restrições, a fim de encontrar um modelo físico/matemático mais confiável e/ou que exija menor recurso computacional;
- Avaliar os padrões de carga atuando em diferentes ângulos, em particular a 0°, 90° e 145°;

- Desenvolver uma análise de metodologia *FEM* para avaliar a variação do estado de tensão nas três configurações de posicionamento da prótese (0° , 90° e 145°) para determinar a mais severa;
- Avaliar a variação do estado de tensões, na configuração mais severa, seguindo uma mudança na geometria dos componentes protéticos e seu posicionamento.

1.4 Estrutura do Trabalho

O trabalho foi dividido em cinco capítulos, o primeiro descreve o tipo de problema, a razão de sua realização e, finalmente, os objetivos almejados. No segundo capítulo, buscar-se-á o melhor modelo anatômico, por meio de fundamentos teóricos e estudos já realizados, que permitam a realização de uma análise o mais próxima possível da realidade. No terceiro capítulo serão apresentadas as características mecânicas dos materiais utilizados para a análise, o tipo de abordagem utilizada para sua configuração e os diagramas de cargas e restrições. No quarto capítulo, os resultados da análise serão apresentados e, finalmente, no quinto, as conclusões e recomendações necessárias serão apresentadas, a fim de melhorar os resultados obtidos a partir deste elaborado.

2. Fundamentos teóricos

2.1 Modelo anatômico do cotovelo

O membro superior pode ser dividido em duas partes: braço e antebraço. Juntando os dois segmentos há a articulação do cotovelo. Esta é formada pela união do úmero distal (extremidade do braço), ulna proximal e raio proximal (início do antebraço) (KINCAID *et al.*, 2013). O cotovelo gira em torno de um eixo que passa nos respectivos centros do *capitulum humeri* e da tróclea do úmero (HOLZABAUR *et al.*, 2004) e permite um ângulo entre o braço e antebraço que vai de 0° a 145°, respectivamente, para membro completamente aberto e completamente fechado. Na Figura 1, uma representação da articulação.

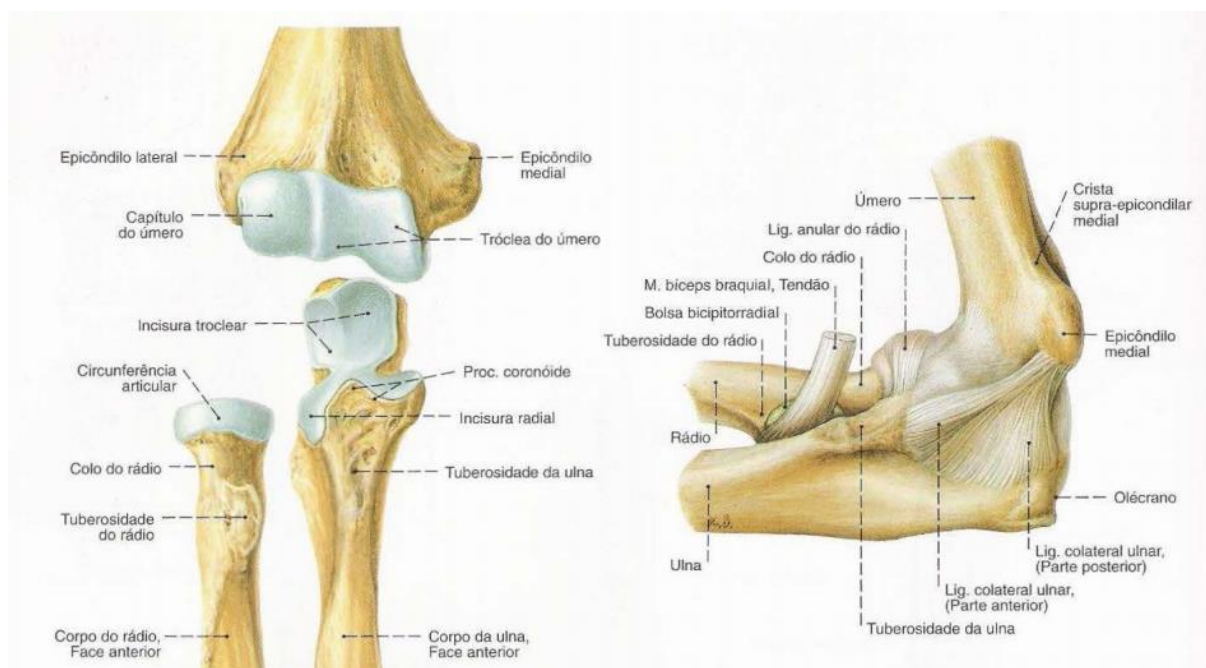


Figura 1: Ossos do cotovelo.

Fonte: Putz *et al.* (2000).

Quanto aos músculos do membro superior, estes se distinguem nos músculos flexores e extensores, dependendo da função de fechamento e de abertura do membro, respectivamente (MENCHI, 2018). A Tabela 1 lista os músculos que fazem parte da articulação do cotovelo.

Tabela 1: Lista dos músculos com suas características.

Músculo	PCSA (cm ²)	Comprimento ideal das fibras (cm)	Comprimento do tendão (cm)	Ângulo de pena (°)
Tríceps				
Cabeça longa	5,7	13,4	14,3	12
Cabeça lateral	4,5	11,4	9,8	9
Cabeça medial	4,5	11,4	9,7	9
Ancôneo	2,5	2,7	1,8	0
Biceps braquial				
Cabeça longa	4,5	11,6	27,2	0
Cabeça curta	3,1	13,2	19,2	0
Braquial	7,1	8,6	5,4	0
Braquiorradial	1,9	17,3	13,3	0

Fonte: Adaptado de Kincaid *et al.* (2013).

O bíceps braquial é um músculo biarticular que passa frontalmente ao úmero. Isto dá uma grande contribuição na flexão do cotovelo e expressa seu máximo em um angulo que está entre 40 e 110°. O bíceps braquial é composto de dois feixes paralelos que compartilham o mesmo tendão somente em sua extremidade inferior; a extremidade superior é ancorada na escápula em dois pontos diferentes.

O braquial anterior também é colocado na parte anterior do úmero, mas um pouco mais abaixo. Quanto ao bíceps braquial, trata da flexão do antebraço. Está ancorado na parte superior do úmero e na parte inferior da ulna (MENCHI, 2018).

O braquiorradial é um músculo que é colocado na região lateral-anterior do antebraço e está ancorado na parte inferior do úmero e na extremidade distal do rádio. Também desempenha um papel flexor e exerce seu máximo nos primeiros graus de movimento graças à sua posição (MENCHI, 2018).

O tríceps braquial é o músculo que realiza na maior parte do trabalho de extensão do antebraço. Está posicionado na parte de trás do úmero ao longo de todo o seu comprimento e é composto por três feixes ancorados por meio de um único tendão da ulna próximo ao cotovelo. As três feixes são: feixes lateral, feixes medial e feixes longa (MENCHI, 2018).

O ancônio é muito pequeno e é colocado na articulação do cotovelo na parte de trás. Está ligado às duas extremidades do úmero e da ulna e, dada a sua posição, ajuda a ação de extensão e desempenha um papel fundamental na estabilização da articulação.

A Figura 2 mostra os músculos acima mencionados (MENCHI, 2018).

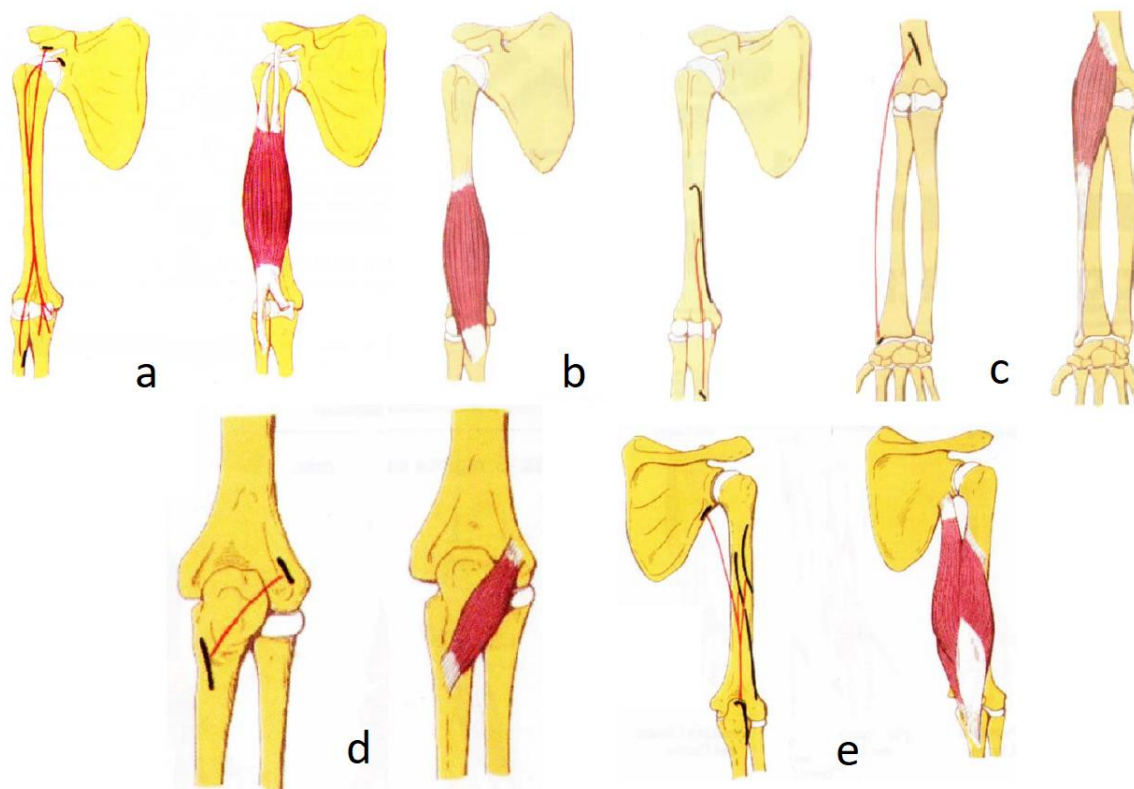


Figura 2: Músculos do braço: (a) bíceps braquial; (b) braquial anterior; (c) braquiorradial; (d) ancônio; (e) tríceps.

Fonte: Adaptada de Menchi (2018).

2.1.1 Modelo físico/matemático do cotovelo

A análise estrutural do sistema musculo-esquelético, especialmente no caso da articulação do cotovelo, é difícil de resolver devido à participação simultânea de vários músculos na realização do movimento mais simples (PENNESTRÌ *et al.*, 2006).

O cotovelo pode ser visto como a junção de três corpos rígidos: úmero, ulna e rádio. Os três ossos são conectados pela articulação do cotovelo, o que, do ponto de vista mecânico, pode ser interpretado como uma articulação de rotação entre o úmero e a ulna e como uma articulação esférica entre o úmero e o rádio. Este último tem, de fato, a possibilidade de fazer uma rotação (pronação / supinação), cobrindo a ulna até o máximo de pronação.

A Figura 3 mostra o sistema de referência utilizado para a colocação dos pontos de ancoragem muscular, cujas coordenadas estão apresentadas na Tabela 2.

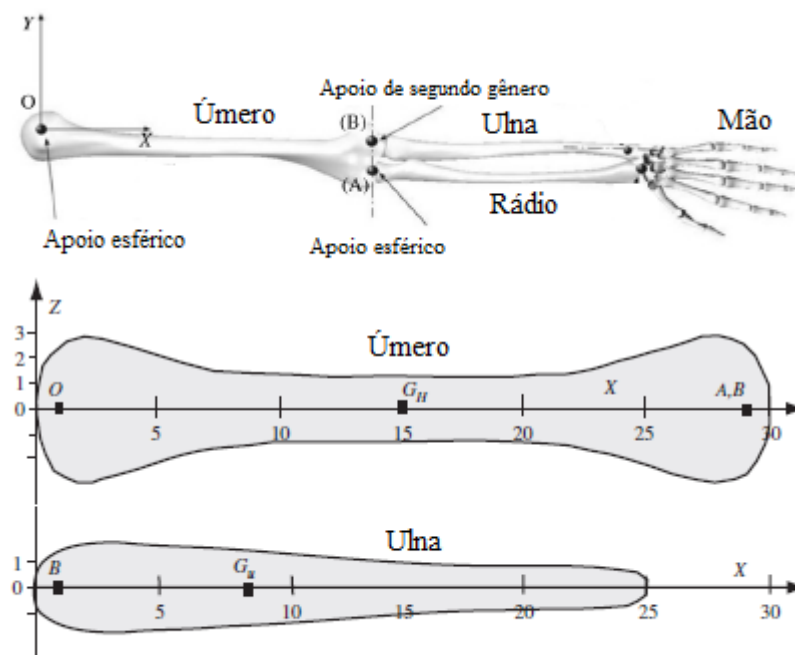


Figura 3: Sistema de referência.
Fonte: Pennestrì *et al.* (2006).

Tabela 2: Posição e características dos músculos do cotovelo.

Músculo	L_0 (mm)	F_0 (N)	Primeiro ponto de ancoragem (mm)			Segundo ponto de ancoragem (mm)		
			x	y	z	x	y	z
Úmero - resto do corpo								
Biceps braquial (Cabeça curta)	230	47	0	-15	10	252	21	0
Ulna - resto do corpo								
Biceps braquial (Cabeça longa)	270	90	0	15	10	38	0	10
Rádio - resto do corpo								
Tríceps	285	135	-25	20	-20	38	27	-30
Úmero - ulna								
Ancôneo	75	40	265	5	-19	42	12	29
Tríceps	210	108	78	11	-10	38	-27	-15
Úmero - rádio								
Braquial	105	167	176	-8	16	33	5	10
Braquiorradial	220	45	246	-27	0	238	-12	0

Fonte: Adaptado de Pennestrì *et al.* (2006).

Na tabela 2, além das coordenadas dos pontos de ancoragem, existem dois parâmetros: l_0 comprimento do músculo em repouso e F_0 força muscular nominal.

No que diz respeito à modelagem muscular, existem duas maneiras de representá-las: considerando a força que elas exercem ao longo de uma linha que une os pontos de

ancoragem da mesma; considerando os vetores de força ao longo de uma linha que conecta os pontos médios das seções transversais do músculo dado (BUCHANAN *et al.*, 1998).

2.1.2 Caracterização mecânica do cotovelo

O músculo, como já visto, exerce sua ação nos ossos através dos tendões. A força máxima explicável pelo músculo depende: da área fisiológica transversal (em inglês *Physiological Cross Section Area* PCSA) e da pressão normal máxima, que varia de 0,2 a 0,35 N/mm². O PCSA, por sua vez, depende do ângulo de pena (β), do comprimento do músculo (L_m), da densidade do músculo (ρ) e da massa do músculo (M_m). Multiplicar o PCSA para pressão normal pode determinar a força máxima F_0 (HOLZABAUR *et al.*, 2004; PENNESTRÌ *et al.*, 2006; BUCHANAN *et al.*, 1998). No entanto, a força de F_0 representa apenas uma parte da força explicável pelo músculo, que é composto de um componente ativo e um componente passivo:

$$F_m = F_a + F_p = F_0(f_1 f_2 a(t) + f_3) \quad (2.1.1)$$

Sendo: $a(t)$ a função de ativação que toma valores entre 0 e 1 (0 quando o músculo não está ativado, 1 quando está totalmente ativado); as funções f dependem de outras variáveis:

$$f_1 = e^{-40(x-0,95)^4 + (x-0,95)^2};$$

$$f_2 = 1,6 - 1,6e^{-1,1/(-v+1)^4 + 0,1/(-v+1)^2};$$

$$f_3 = 1,3 \arctan[0,1(x - 0,22)^{10}];$$

$$x = \frac{l}{l_0} \quad e \quad v = \frac{V}{2,5}$$

Com: l o comprimento do músculo e V a velocidade de contração do mesmo (ZAJAC *et al. apud* HOLZABAUR *et al.*, 2004)

Outro parâmetro quantitativo dos músculos é o braço de alavanca que gera a força exercida pelo músculo em relação ao eixo de rotação do cotovelo, do inglês *moment arm* (m_a). Essa distância transforma a força do músculo no momento rotacional que gera o movimento de flexão/extensão do cotovelo, o m_a é importante para determinar a contribuição

de cada músculo no movimento do membro (MURRAY *et al.*, 2001). Essa distância é mostrada na Figura 4.

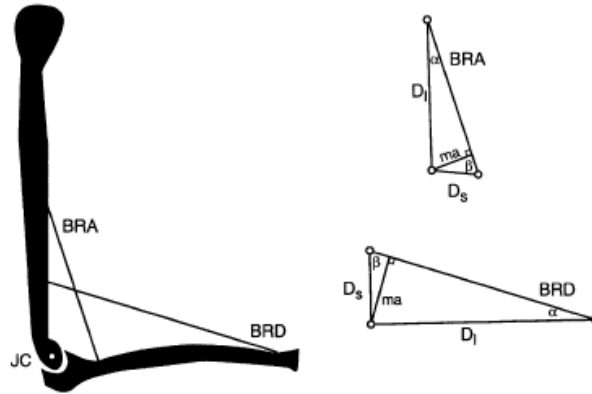


Figura 4: Representação do *moment arm* para braquial (BRA) e braquiorradial (BRD).
Fonte: Murray *et al.*, 2001.

Experimentalmente, o m_a relativo a cada músculo responsável pelos movimentos de flexão e extensão do cotovelo foi determinado, mostrando que isso varia com a variação do ângulo do cotovelo (PIGEON *et al.* 1996; GUENZKOFER *et al.* 2018). Em particular braquial (BRA), braquiorradial (BRD), pronador redondo (PT), bíceps (BIC) e tríceps (TRI) de Murray *et al.* (1995) e todos os músculos do membro superior de Pigeon *et al.* (1996).

Murray *et al.* (1995) utilizaram o método de deslocamento do tendão, determinando o m_a como:

$$m_a = \frac{\partial l}{\partial \theta}$$

Medindo experimentalmente, por meio de um transdutor, o alongamento l de cada tendão devido à modificação do ângulo entre o braço e o antebraço. Um modelo também foi desenvolvido para comparar com dados experimentais. A tendência do *moment arm* determinado é mostrada na Figura 5 e 6.

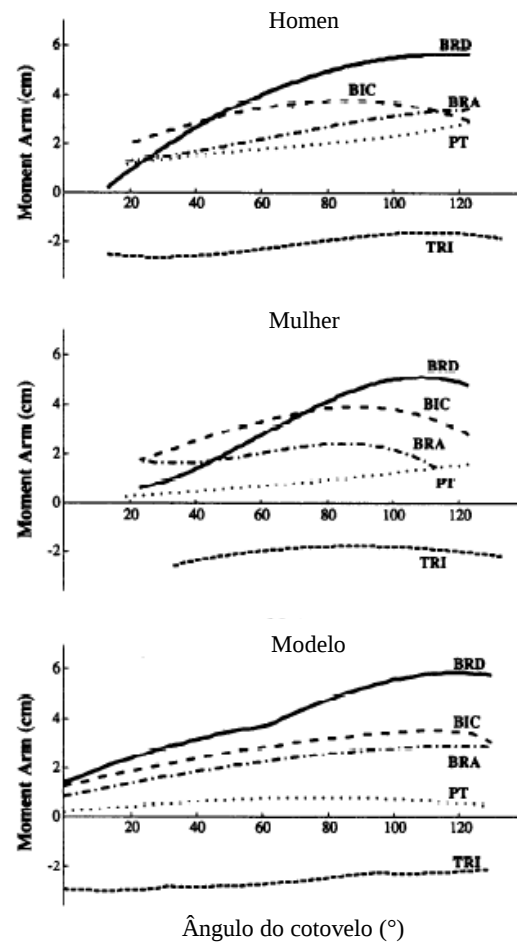


Figura 5: Tendência *moment arm* segundo Murray *et al.* (1995): braquial (BRA), braquiorradial (BRD), pronador redondo (PT), bíceps (BIC) e tríceps (TRI).
Fonte: Murray *et al.* (1995).

Nota-se na Figura 5 que o *moment arm* varia de acordo com o ângulo entre o braço e o antebraço. A tendência deste parâmetro é diferente para cada músculo considerado, mas aproximadamente todos eles têm o valor máximo próximo de 100°. Além disso, nota-se que o tríceps tem valores negativos, isso se deve ao fato de não exercer um torque de flexão, mas sim de extensão. Pode-se observar que as curvas referentes às amostras femininas apresentam não somente valores menores, mas são mais atenuados por pequenos valores angulares, isto é devido ao maior ângulo de valgismo que há no cotovelo feminino.

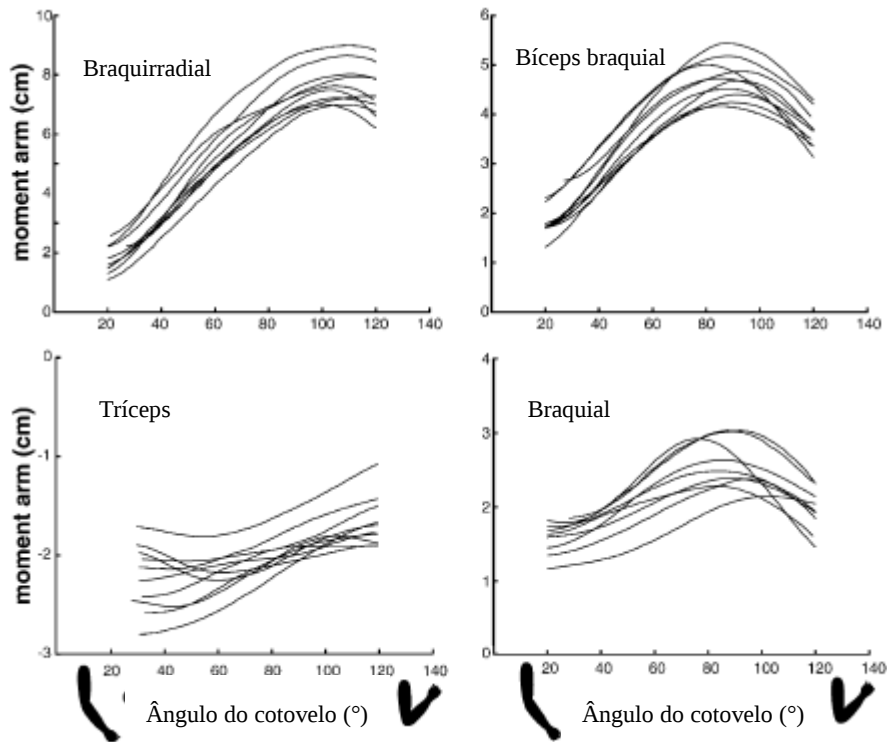


Figura 6: Tendência *moment arm* segundo Murray *et al.*, (2001).
Fonte: Murray *et al.*, (2001).

Os dados da Figura 6 estão relacionados a um segundo estudo de Murray *et al* (2002) que avalia o *ma* para um grupo de controle, tentando determinar uma tendência que é o resultado de um estudo estatístico.

Os resultados de Pigeon *et al.* (1996), no entanto, foram obtidos pela equação:

$$MA_m^{DF} = c_n q_j^n + c_{n-1} q_j^{n-1} + \dots + c_1 q_j + c_0 \quad (2.1.2)$$

Sendo MA_m^{DF} o *moment arm*, expresso em mm, de um dado músculo m , para um determinado número de graus de liberdade, q_j o ângulo do cotovelo, n o grau do polinômio que vai de acordo com a quantidade de coeficientes usados (no caso do cotovelo é 5). A Tabela 3 mostra os coeficientes c_n utilizados.

Tabela 3: Coeficientes c_n : braquial (BS), braquiorradial (BR), ancôneo (AN), bíceps (BB) e tríceps (TB).

		Flexão/Extensão do cotovelo					
Músculo		$c_5 \times 10^9$	$c_4 \times 10^7$	$c_3 \times 10^5$	$c_2 \times 10^3$	$c_1 \times 10^1$	c_0
BS				-2,053	2,3425	2,308	5,5492
BR				-6,5171	10,084	1,6681	19,49
AN		-2,7306	10,448	-14,329	8,4297	-2,2841	-5,3450
BB				-2,9883	1,8047	4,5322	14,66
TB		-3,5171	13,277	-19,092	12,886	-3,0284	-23,287

Fonte: Adaptado de Pigeon *et al.* (1996).

A Figura 7 mostra a tendência que Pigeon *et al.* (1996) encontrou:

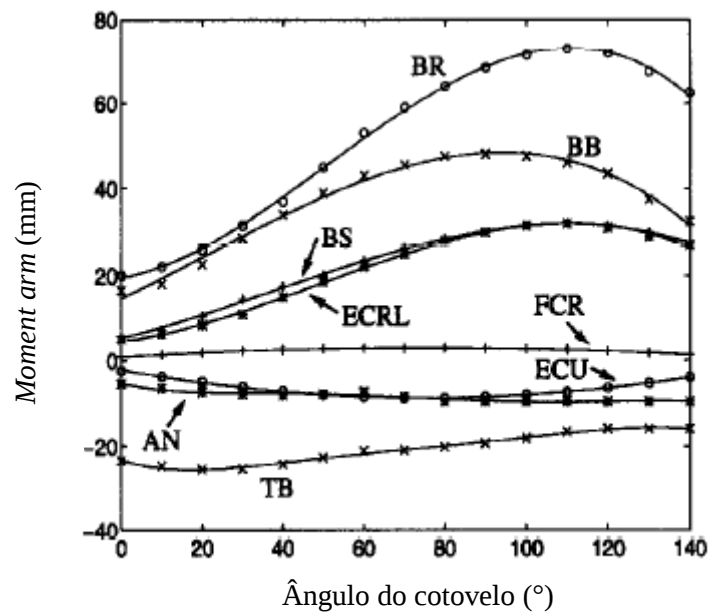


Figura 7: Tendência *moment arm* dos músculos do membro superior: braquial (BS), braquiorradial (BR), ancôneo (AN), bíceps (BB) e tríceps (TB).

Fonte: Adaptado de Pigeon *et al.* (1996).

A partir desses valores de m_a , Buchanan *et al.*, (1998) e Holzapaur *et al.* (2004) determinaram o momento rotacional expresso no cotovelo. Em particular Buchanan *et al.* (1998) comparou seu modelo com os resultados experimentais obtidos medindo a força isostática máxima expressa pelo antebraço em flexão e extensão. Quanto ao modelo matemático, Buchanan *et al.*, (1998) usou o método PCSA aplicando uma tensão normal de 170 N/mm^2 para os músculos flexores e 140 N/mm^2 para os músculos extensores, Holzapaur *et al.* (2004) usando o mesmo método, mas uma tensão de 140 N/cm^2 . Os resultados são mostrados na Figura 8.

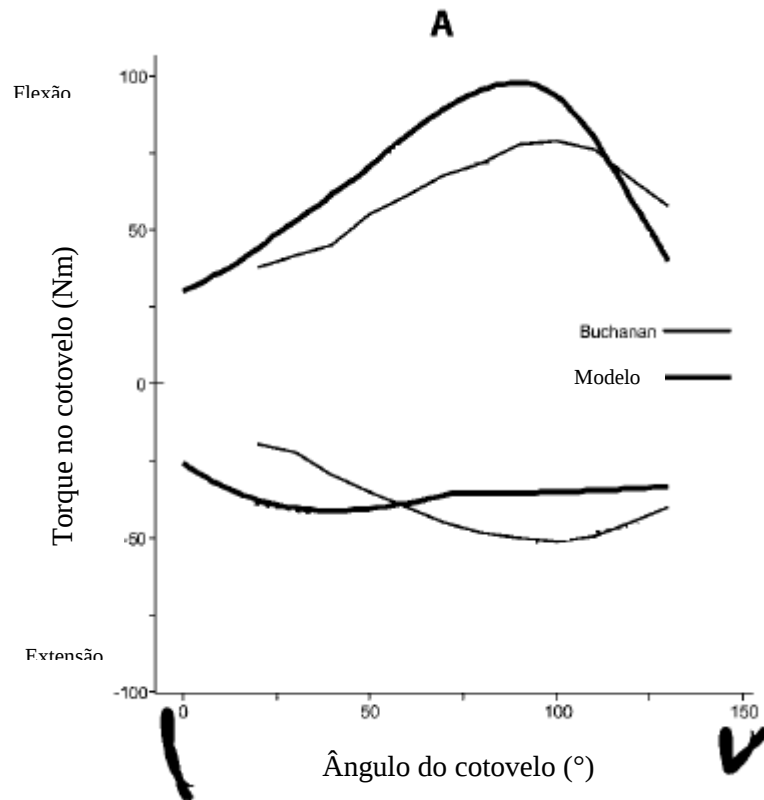


Figura 8: Momento de rotação segundo Holzbaur *et al.* (2004) e Buchanan *et al.*, (1998).
Fonte: Adaptado de Holzbaur, (2004).

Por meio de um programa especial (*software* ADAM), Saeed *et al.* (2013) estimaram o tempo no cotovelo como a soma das contribuições braquial, braquiorradial e do bíceps. Os resultados são mostrados na Figura 9.

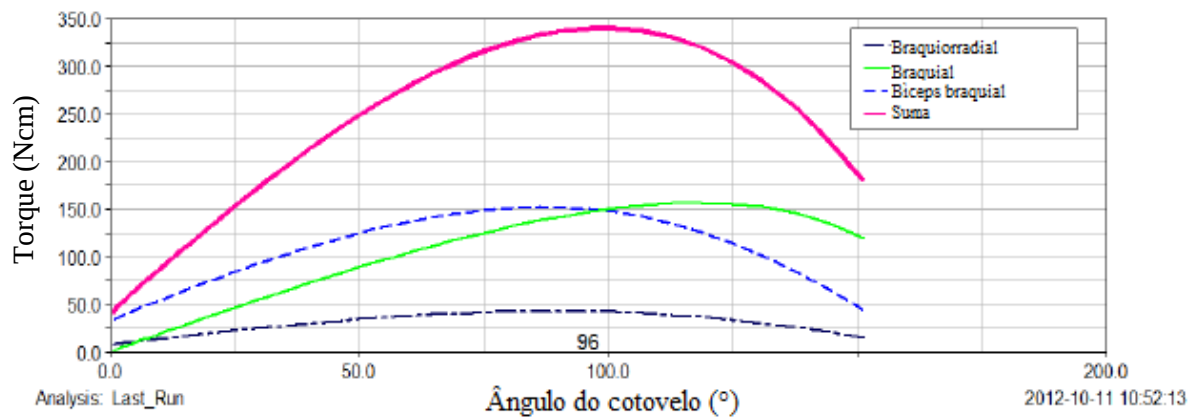


Figura 9: Momento segundo Saeed *et al.* (2013).
Fonte: Adaptado de Saeed *et al.* (2013).

Finalmente, por meio de uma medida experimental de uma amostra de 20 sujeitos do sexo masculino, Guenzkofer *et al.* (2018) determinaram a variação do momento angular do

cotovelo em função não apenas da variação do ângulo entre braço e antebraço, como para os autores anteriores, mas também em relação com a posição do ombro. A tendência é mostrada na Figura 10.

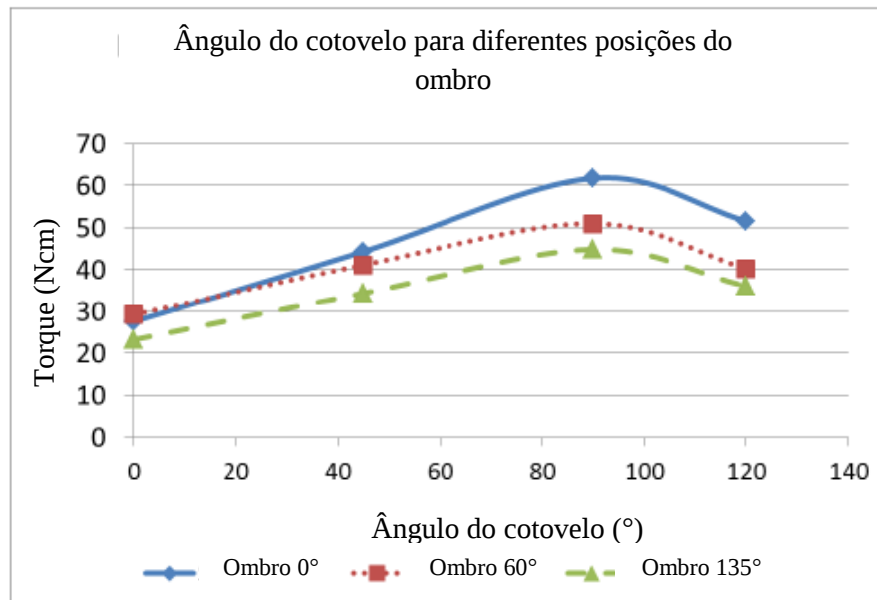


Figura 10: Momento segundo Guenzkofer *et al.* (2018).
Fonte: Adaptado de Guenzkofer *et al.* (2018).

Como pode ser visto, o pico máximo pertence à curva obtida com um ângulo de ombro igual a 0 graus, ou seja com o braço aderente ao corpo.

2.2 Total Elbow Arthroplasty (TEA)

A artroplastia total de cotovelo (do inglês *total elbow arthroplasty* TEA) é uma técnica cirúrgica, criada no início dos anos 50, que prevê a substituição total da articulação do cotovelo. O objetivo deste tratamento cirúrgico é recondicionar as principais características de um cotovelo: ausência de dor e que seja uma articulação estável com boa mobilidade (RAMSEY, 2010). O TEA foi criado para tratar os sintomas da artrite reumatóide, mas hoje também é usado para outros tipos de artrite secundária e para reconstruções devidos a traumas de vários tipos, como danos devidos à presença de tumores (MARSH *et al.*, 2013; ARMAH, 2017; PRKIC *et al.*, 2017).

Os tipos de próteses utilizados são substancialmente divididos em dois tipos: *linked* e *unlinked*. A diferença entre os dois tipos de implantes reside no nível de *constraint*, que é a capacidade da prótese de resistir ao deslocamento (GIANNICOLA *et al.*, 2012). As próteses do tipo *linked* têm, de fato, a presença de uma restrição na articulação que junta os dois semi-

componentes da prótese, o que limita a rotação relativa ao longo dos eixos protéticos transversais. Na realidade, o nível de contração depende da conformação geométrica da prótese e não da presença ou ausência de uma ligação física dentro dos dois semi-componentes (RAMSEY, 2010; GIANNICOLA *et al*, 2012).

Na realidade, as próteses ligadas não proíbem completamente o deslocamento entre o úmero e a ulna, mas permitem um alcance de 5 a 10 graus, dependendo do modelo escolhido, motivo pelo qual hoje esse tipo de prótese é definido como *semi-constrained* (GIANNICOLA *et al*, 2012; RAMSEY, 2010; CROSS *et al*, 2010; MARSH *et al*, 2013). A razão pela qual o tempo tem sido escolhido para dar uma certa mobilidade a este tipo de prótese é devido ao fato de que houve uma melhoria das tensões no cimento. A literatura relata que um alto grau de constrição aumenta as tensões na interface prótese-cimento-osso e acarreta desgaste excessivo do componente em polietileno, reduzindo a vida útil do implante protético; isso também poderia ser ligado ao fato de que uma constrição alta não reproduz a anatomia original do cotovelo (GIANNICOLA *et al*, 2012; MARSH *et al*, 2013; RAMSEY, 2010; CROSS *et al*, 2010).

A escolha de um tipo de implante em relação ao outro é uma função do tipo de doença e do paciente: idade e condição dos tecidos (RAMSEY, 2010) (MARSH, 2013). O motivo é devido às diferentes características dos dois implantes. Uma prótese *unlinked* faz mais uso dos tecidos originais do paciente (ossos e tecidos moles), razão pela qual este tipo de prótese é usado principalmente para pacientes jovens ou para condições não muito degeneradas. É também graças à presença de tecidos moles que as forças são parcialmente "amortecidas", reduzindo o risco de mobilização asséptica (MARSH *et al*, 2013). A principal vantagem da prótese ligada é que ela é intrinsecamente estável e, portanto, não precisa da integridade perfeita do osso e dos tecidos moles. Esse recurso abre a possibilidade de usá-lo para um maior número de trauma (RAMSEY, 2010; MARSH *et al*, 2013), mas, como mencionado acima, também representa o maior defeito desse tipo de prótese. Ambos os tipos de próteses são montados no osso através da interposição de uma película de cimento que garante a sua fixação.

É claro que, para que a prótese permaneça implantada o maior tempo possível, sem a necessidade de operações de subseqüentes manutenção, o estado de tensão na interface de junção deve ser o mais baixo possível. Neste sentido, recomenda-se uma carga máxima de 5 lb para um único esforço e uma carga máxima de 2 lb para esforços repetitivos (MARSH *et al*, 2013). Os dados relatados na literatura mostram que a maioria dos casos de falha da prótese

ocorre por mobilização asséptica (desgaste dos componentes com liberação relativa de partículas que produzem uma reação no osso que tende a "desencaixar" da prótese) de 18 a 48% (GIANNICOLA *et al.*, 2012; CROSS *et al.*, 2010; PRKIC *et al.*, 2017) e desgaste do polietileno de 11 a 20% (GIANNICOLA *et al.*, 2012), mais geralmente por uma falha estrutural dos componentes (PERRETTA *et al.*, 2017). Isso se deve a um *over-use* inadequado do membro protético (GIANNICOLA *et al.*, 2012).

2.2.1 Implantação da prótese - posicionamento correto

Foi demonstrado experimentalmente que uma montagem correta da prótese nos respectivos assentos ósseos leva a estados de tensão reduzidos nas interfaces de acoplamento (BROWNHILL, 2012; LENOIR, 2015; MUDGAL *et al.*, 2012).

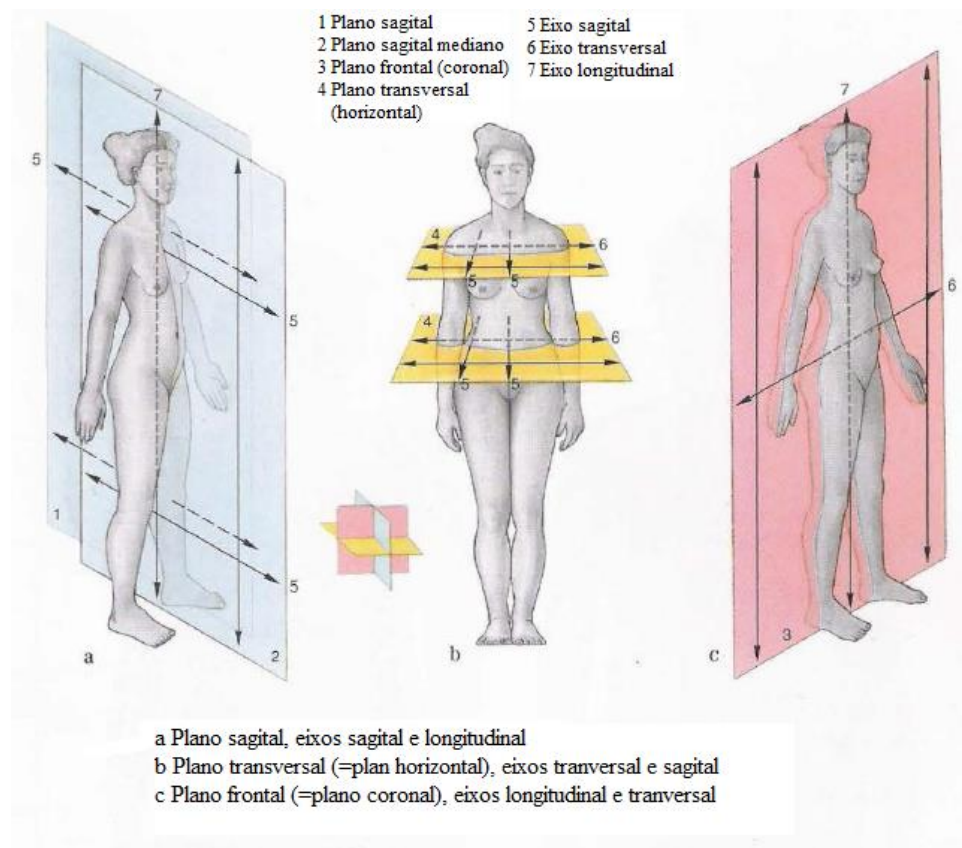


Figura 11: Plano de referência do corpo humano.
Fonte: Adaptado de Putz *et al.* (2000).

Quanto ao úmero, dada a sua forma ligeiramente curva, é possível identificar dois eixos no plano sagital e um no plano frontal. Os dois eixos no plano sagital partem um do úmero distal e um do úmero proximal. Ambos os eixos são identificados como linhas retas que passam pelos dois pontos médios dos segmentos obtidos como uma junção das

superfícies corticais anterior e posterior do úmero. Estes segmentos são colocados a uma distância de: 1 cm e 3 cm do ponto mais extremo do úmero distal para determinar o eixo distal; 8cm e 11cm do ponto mais extremo do úmero proximal para a geração do eixo proximal. O eixo no plano frontal é em vez identificado pela linha recta que passa pelo ponto médio dos segmentos que unem as superfícies cortical lateral do eixo no ponto mais distal do último e cerca de 8 cm de distância em direcção a extremidade proximal. A representação dos eixos mencionados é preexistente na Figura 12.

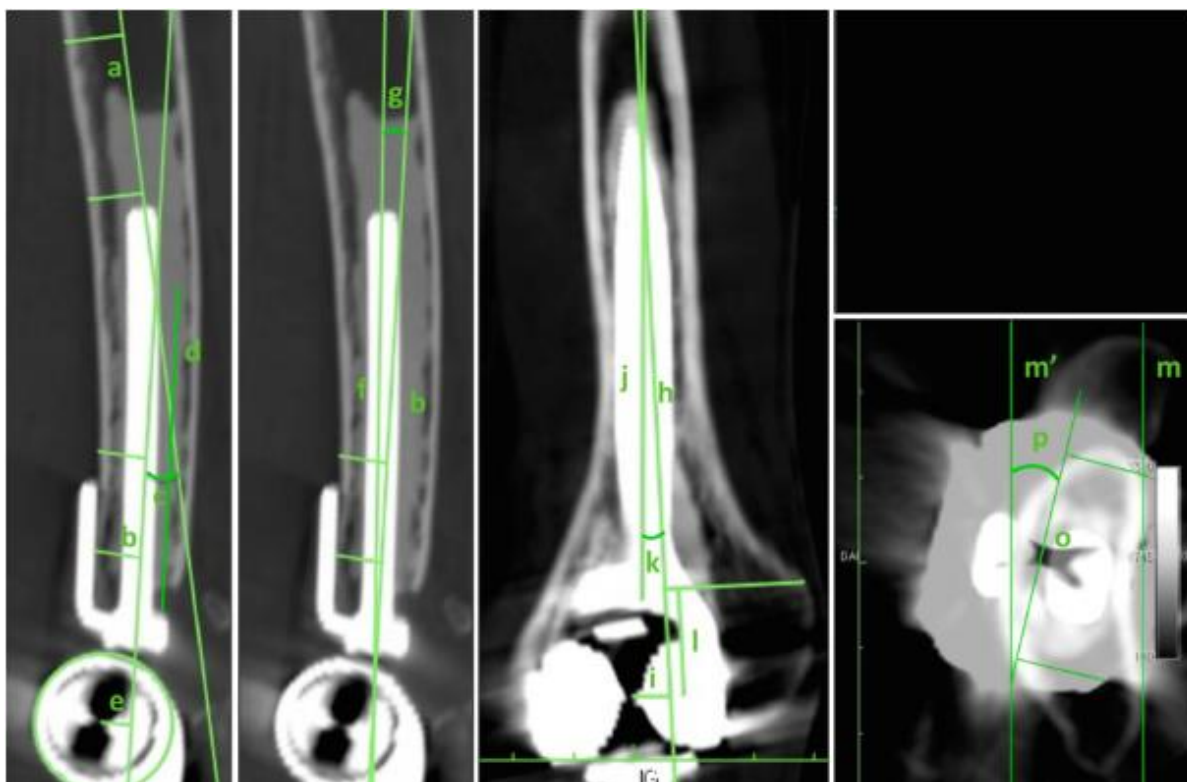


Figura 12: Representação dos eixos umerais e protéticos: a) eixo do úmero proximal no plano sagital; b) eixo do úmero distal no plano sagital; e) deslocamento anterior; f) eixo da haste umeral no plano sagital; g) o ângulo formado entre o implante protético e o úmero no pinao sagital; h) eixo do úmero no plano frontal; i) deslocamento lateral; j) eixo da haste umeral no plano frontal; k) ângulo valgo formado pela prótese e o úmero no plano frontal; m) eixo do úmero distal.

Fonte: Lenoir *et al.* (2015).

No que diz respeito à ulna, é possível identificar dois eixos no plano sagital e os dois eixos no plano frontal. No plano sagital, o eixo proximal é identificado pela linha que passa pelos pontos médios de dois segmentos que unem as superfícies corticais laterais do processo coronoide e um plano a 2 cm de distância dele. O eixo distal é identificado pela linha que passa pelos pontos médios de dois segmentos que conectam as superfícies corticais laterais localizadas a 7 cm e 10 cm da ponta do olécrano. No plano frontal, o eixo proximal é identificado pela linha recta que passa pelos pontos médios de dois segmentos que unem as

superfícies corticais laterais colocadas a 2 cm e 4 cm da ponta do olécrano. O eixo distal é identificado pela linha reta através dos pontos médios de dois segmentos que conectam as superfícies corticais laterais localizadas a 11 cm e 14 cm da ponta do olécrano. A Figura 13 mostra os eixos ulnares acima mencionados.

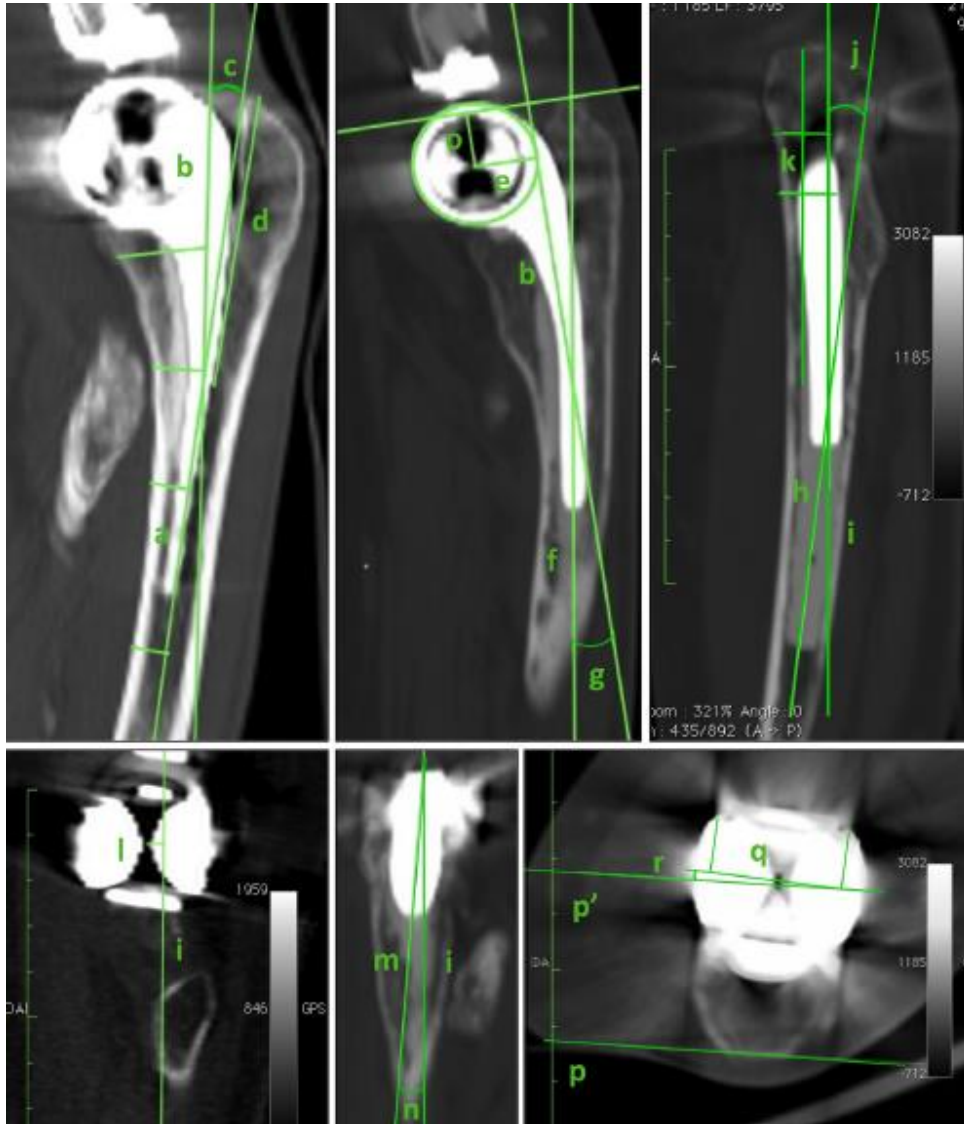


Figura 13: Representação dos eixos ulnar e protético: a) eixo da ulna distal no plano sagital; b) eixo da ulna proximal no plano sagital; e) deslocamento frontal; f) eixo protético no plano sagital; g) o ângulo formado entre a prótese e a ulna no plano sagital; h) eixo da ulna distal no plano frontal; i) eixo da ulna proximal no plano frontal; j) ângulo formado entre a prótese e a ulna no plano frontal; l) deslocamento lateral; p) eixo do olecrano ulnar.

Fonte: Lenoir *et al.* (2015).

Dada a complexidade da operação, os ângulos mostrados na Figura 12 e na Figura 13, obtidos a partir da interseção dos eixos dos componentes protéticos com os respectivos ossos, têm uma faixa de valores considerados ótimos. Em particular, para o úmero, os ângulos *g* e *k*

não devem exceder o valor de 8 °, enquanto a ulna os ângulos *g* e *j* não devem exceder 10° (HARRY *apud* MUDGAL *et al.*, 2012).

2.2.2 Parametros de influência

Como já mencionado, um posicionamento diferente do implante protético leva a variações no estado de tensão na interface osso-cimento. Dada a tendência de falha devido ao desgaste dos componentes, é bom procurar a melhor configuração de montagem, avaliando a influência dos vários parâmetros. Além de uma diferença no posicionamento, houve também uma certa influência da espessura do cimento (MORREY *et al. apud* MUDGAL *et al.*, 2012).

Lenoir *et al.* (2015), para comparar os eixos anatômicos e os eixos protéticos, levou em consideração a variabilidade de cinco parâmetros, avaliando os feedbacks de 25 pacientes apresentando diferentes configurações de montagem. Para Lenoir *et al.* (2015) os parâmetros são:

- 1) *Offset* dianteriro: distância entre o centro da articulação protética e o eixo distal do úmero ou a distância do eixo ulnar distal no plano sagital;
- 2) *Offset* lateral: definido como a distância entre o eixo da prótese e o eixo do úmero ou o eixo da ulna proximal no plano frontal;
- 3) Valgo: ângulo formado pelo eixo da prótese com o eixo do úmero ou da ulna proximal no plano frontal;
- 4) Altura: distância do centro da articulação ao ponto extremo do epicôndilo medial do úmero ou ao olecrano ulnar;
- 5) Rotação: ângulo formado entre o eixo da articulação e o eixo do úmero distal ou o eixo do olecrano ulnar.

Para valores pequenos de *offset* anterior há uma melhoria na funcionalidade do cotovelo, e também relata que mudanças nos ângulos de valgo e rotação influenciam o estado de estresse (LENOIR *et al.*, 2015). Para validar ainda mais a influência do ângulo entre o eixo da prótese e o do úmero distal no plano sagital e frontal, são relatados os resultados experimentais de uma prótese de cotovelo montada com células de carga, cujas diferentes configurações são relatadas em Tabela 3 (BROWNHILL *et al.*, 2012).

Tabela 4: Configurações de posicionamento protético

Nome Posição	Frontal (°)	Sagital (°)	Dianteiro (mm)
Ótima	0	0	0
Dianteiro	0	0	5
Interno	0	8	0
Externo	0	-8	0
Varus	6	0	0
Varus interno	6	8	0
Varus externo	6	-8	0
Valgo	-6	0	0
Valgo interno	-6	8	0
Valgo externo	-6	8	0

Fonte: Adaptado de Brownhill *et al.*, (2012).

Na Figura 14 e na Figura 15, os valores dos resultados obtidos por Brownhill *et al.* (2012) para as diferentes configurações analisadas são relatados. A tendência qualitativa se levante em consideração, não a quantitativa, que se refere às condições de carga aplicadas por ele.

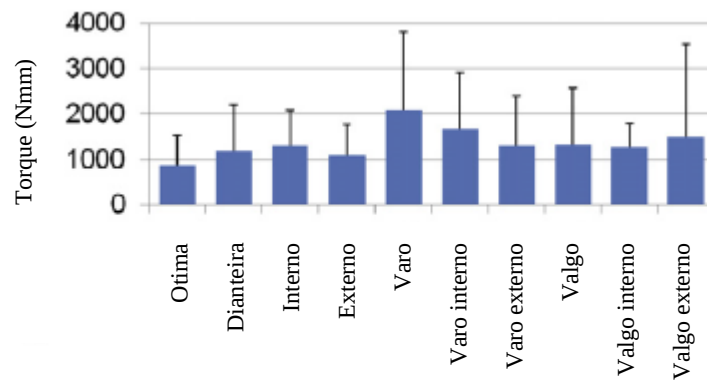


Figura 14: Variação de carga encontrada para diferentes configurações de montagem.

Fonte: Adaptado de Brownhill *et al.* (2012).

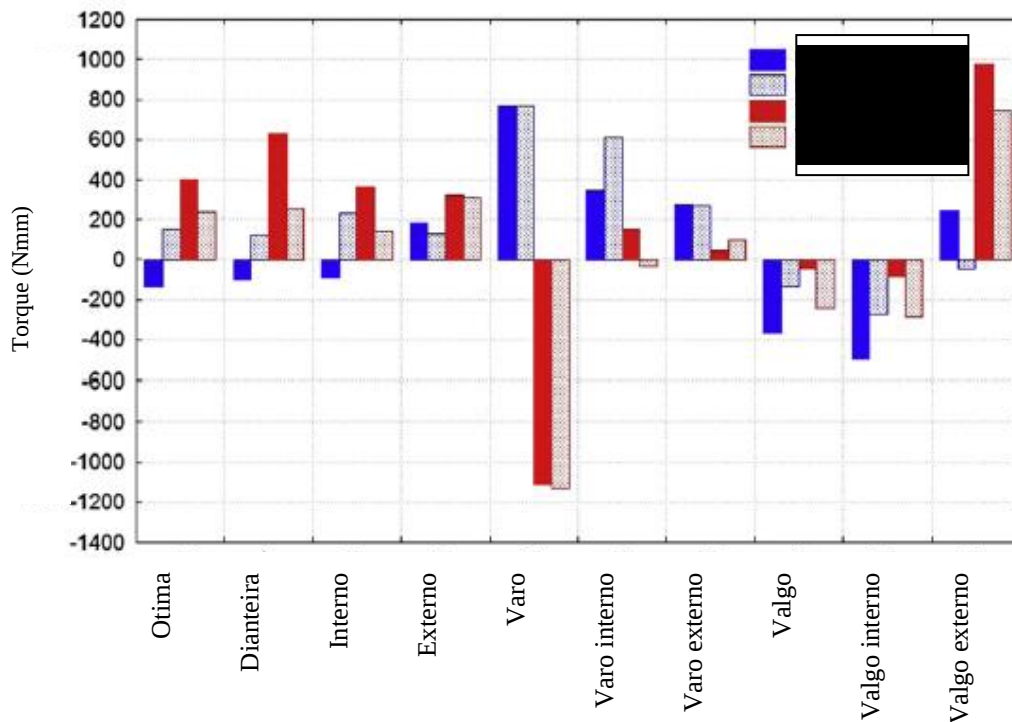


Figura 15: Variação do momento de flexão e torção para as diferentes configurações de montagem.

Fonte: Adaptado de Brownhill *et al.* (2012).

Nota-se que há um aumento nas condições de carregamento devido a variações no ângulo de lançamento, tanto para as forças quanto para os momentos resultantes. Quanto aos momentos, a configuração que dá valores menores é aquela relativa a um offset frontal, em conformidade com Lenoir *et al.* (2012).

A Tabela 4 mostra a qualidade do filme de cimento em função de sua espessura e da presença ou ausência de cimento além do final da haste protética.

Tabela 5: Qualidade do cimento em função da espessura

Qualidade	Dimensão zona radiolúcida	Cimento além da ponta da haste
Adequado	<1 mm	Yes
Marginal	≥2 mm	Yes
Marginal	<2 mm	No
Inadequado	≥2 mm	No

Fonte: Mudgal *et al.* (2011).

2.3 Finite Element Method (FEM)

Existem problemas de natureza de engenharia, e não, de difícil solução para a mente humana, porém, se representados por um modelo físico/matemático adequado, é possível recorrer a *softwares* que utilizam o método dos elementos finitos.

O método dos elementos finitos, nasceu em 1940 quando foi decidido substituir pequenas porções do contínuo por barras elásticas, obtendo soluções razoavelmente aceitáveis. Posteriormente foram utilizadas pequenas porções de "elementos": a solução obtida mostrou-se não menos intuitiva, mas mais precisa e simples.

A idéia subjacente ao FEM é a de discretizar o continuum em um número finito de elementos de comportamento conhecido, determinando a solução geral do problema como uma sobreposição dos efeitos das soluções de todos os elementos que compõem a estrutura. Cada um desses elementos é composto de um determinado número de nós em que a solução é pesquisada primeiro. Através do uso de certas funções de deslocamento, a solução é posteriormente determinada dentro de cada ponto do elemento e, portanto, no contínuo todo. A escolha do tipo de elemento e, conseqüentemente, da função de deslocamento, é responsável pela precisão da análise e, portanto, sua confiabilidade (ZIENKIEWICZ, 2000).

Pela determinação da solução para todos os nós que compõem a estrutura, é utilizado o método de formulação de deslocamento, em inglês *displacement formulation*.

2.3.1 Fundamentos do método de formulação de deslocamento

Levando em consideração cada elemento individual e , que possui um determinado número de nós, as forças nos últimos são determinadas unicamente pelos deslocamentos nodais e pelas condições de contorno (ZIENKIEWICZ, 2000).

Considerando, por simplicidade, a estrutura discretizada na Figura 16, para dado elemento é possível escrever:

$$\{q^e\} = [K^e]\{a^e\} \quad (2.3.1)$$

Sendo:

$$\{q^e\} = \begin{Bmatrix} q_1^e \\ q_2^e \\ q_3^e \\ \vdots \\ q_m^e \end{Bmatrix} \quad \text{e} \quad \{a^e\} = \begin{Bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ \vdots \\ a_m \end{Bmatrix} \quad (2.3.2) \text{ e } (2.3.3)$$

Sendo m o número de nós para um dado elemento e . Cada q_i^e e a_i tem um número de elementos igual ao número de graus de liberdade de cada nó individual, o que depende do tipo de elemento de junção inter-nodal.

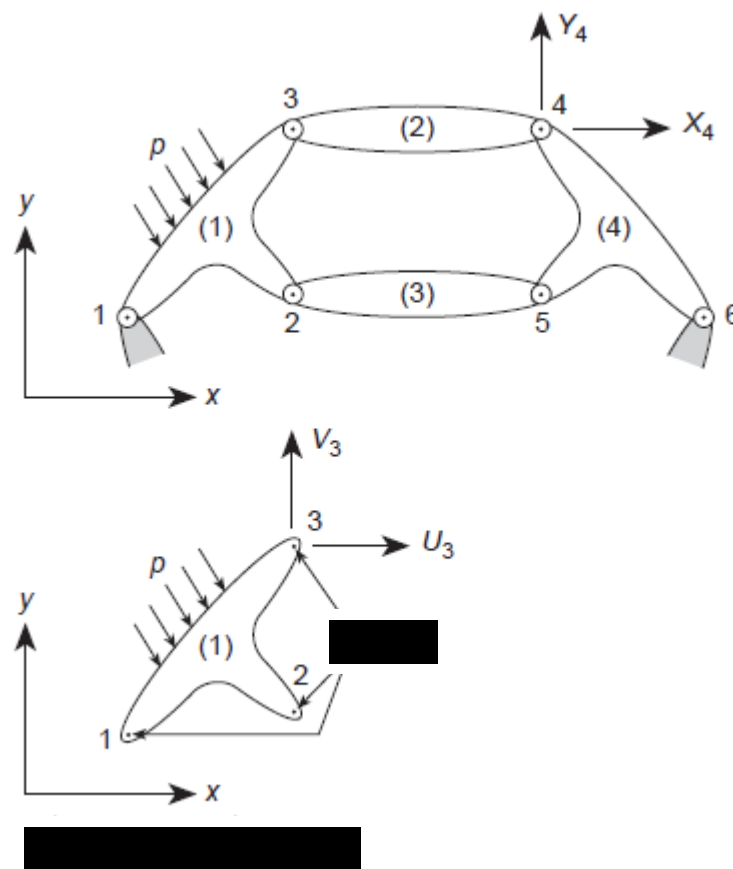


Figura 16: Estrutura de discretização.
Fonte: Zienkiewicz (2000).

A matriz de rigidez do elemento K^e é quadrada e é do tipo:

$$[K^e] = \begin{bmatrix} K_{ii}^e & K_{ij}^e & \dots & K_{im}^e \\ K_{ji}^e & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ K_{mi}^e & \dots & \dots & K_{mm}^e \end{bmatrix} \quad (2.3.4)$$

Sendo que cada elemento K_{ij}^e é a matriz de rigidez de cada elemento de conjugação inter-nodal entre dois nós i e j .

O próximo passo é a montagem dos elementos da estrutura completa, que deve atender a duas condições: compatibilidade de deslocamentos e balanceamento. O primeiro é facilmente verificado usando os deslocamentos nodais de todos os elementos que compõem a estrutura, para verificar o segundo, o que é necessário fazer é impor as condições de equilíbrio nos nós.

Considere a estrutura carregada por um sistema de forças externas $\{r\}$:

$$\{r\} = \begin{Bmatrix} r_1 \\ r_2 \\ r_3 \\ \vdots \\ r_n \end{Bmatrix} \quad (2.3.5)$$

Sendo que cada elemento r_i é, por sua vez, a matriz de componentes vetoriais para determinado nó i . Para que a condição de equilíbrio seja satisfeita, cada i -ésimo componente deve ser igual à soma dos componentes de força de cada nó, considerando todos os elementos que o compõem:

$$r_i = \sum_{e=1}^m q_i^e = q_i^1 + q_i^2 + \dots \quad (2.3.6)$$

Sendo q_i^1 a contribuição de força do elemento 1 no nó i , q_i^2 é a contribuição de força do elemento 2 no nó i , *etc.*

As forças internas do elemento podem ser calculadas usando o (1), obtendo:

$$r_i = (\sum_{e=1}^m K_{i1}^e) a_1 + (\sum_{e=1}^m K_{i2}^e) a_2 + \dots \quad (2.3.7)$$

Que pode ser escrito em forma de matriz como:

$$\{r\} = [K]\{a\} \quad (2.3.8)$$

Com:

$$K_{ij} = \sum_{e=1}^m K_{ij}^e \quad (2.3.9)$$

A solução para (8) é obtida pela introdução das condições de contorno. Em outras palavras, o procedimento para resolver o problema é:

- 1) Discretização da superfície, determinação da matriz de rigidez de cada elemento individual de acordo com as características do material;
- 2) Montagem da equação final do tipo (8);
- 3) Introdução das condições de contorno;
- 4) Determinação de tensões e deformações pela escolha apropriada de equações de congruência.

2.3.2 Procedimento de análise

Segundo Zienkiewicz (2000) o processo de aproximação do comportamento da estrutura em elementos finitos pode ser resumido em cinco etapas:

- 1) Discretização do contínuo em linhas e superfícies, dando origem a um número finito de elementos: cada um será definido por um número e conexões nodais específicas;
- 2) Os elementos estão conectados uns aos outros através de nós, cujos movimentos são os desconhecidos do problema;
- 3) É escolhida uma função de deslocamento que identifica os deslocamentos dentro de cada elemento, em função dos deslocamentos de seus próprios nós;
- 4) O estado de tensão é determinado a partir das funções de deslocamento, das propriedades do material e das equações de congruência opostas;
- 5) Aplicação das condições de contorno e determinação de um sistema de forças nodais através de (8).

2.3.3 Função de deslocamento

Sendo $\mathbf{u}$ o vetor que contém os deslocamentos de cada ponto único da estrutura, é possível aproximá-lo a um vetor $\hat{\mathbf{u}}$ através do uso de funções de forma apropriadas que permitem que ele seja identificado como uma função dos deslocamentos do nó em cada nó:

$$\{u\} \approx \{\hat{u}\} = \sum_k N_k a_k^e = [N_i, N_j, \dots] \begin{Bmatrix} a_i \\ a_j \\ \vdots \end{Bmatrix}^e = [N]\{a\}^e \quad (2.3.9)$$

A matriz $[N]$ inclui todas as funções da forma N_k e a matriz $\{a\}^e$ inclui todos os deslocamentos nodais para determinado elemento: cada elemento dessa matriz poderia, por sua vez, ser uma matriz cujo número de elementos depende de n graus de liberdade de cada nó. As funções de forma fornecem o "peso" que os deslocamentos nodais do elemento têm sobre os de cada ponto dentro dele. Para um elemento com um comportamento linear, as funções de forma têm um valor unitário no nó em que são calculadas e chegam a um valor nulo nos outros nós do elemento, como mostrado na Figura 17.

Levando em consideração o elemento triangular na Figura 17, por exemplo, cujos elementos de junção nodal são hastes, contando assim um total de seis graus de liberdade.

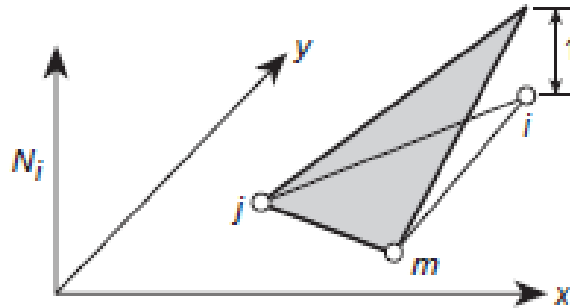


Figura 17: Função de forma de um elemento triangular com 6 g.d.l.
Fonte: Zienkiewicz (2000).

Sendo os deslocamentos nodais e totais respectivamente:

$$a_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \end{Bmatrix} \quad (2.3.10)$$

$$a_j = \begin{Bmatrix} u_j \\ v_j \end{Bmatrix} \quad (2.3.11)$$

$$a_m = \begin{Bmatrix} u_m \\ v_m \end{Bmatrix} \quad (2.3.12)$$

$$\hat{u} = \begin{Bmatrix} u_{(x,y)} \\ v_{(x,y)} \end{Bmatrix} \quad (2.3.13)$$

Os componentes $\mathbf{v}$ e $\mathbf{u}$ totais serão dados por:

$$u = N_i u_i + N_j u_j + N_m u_m \quad (2.3.14)$$

$$v = N_i v_i + N_j v_j + N_m v_m \quad (2.3.15)$$

Que na forma matricial podem ser escritos como:

$$\hat{u} = \begin{Bmatrix} u_{(x,y)} \\ v_{(x,y)} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & N_i & 0 & N_j & 0 & N_m \\ N_i & 0 & N_j & 0 & N_m & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ u_j \\ v_j \\ u_m \\ v_m \end{Bmatrix} \quad (2.3.16)$$

Pode-se notar, portanto, que: o número de linhas da função de deslocamento depende do número de graus de liberdade de cada nó; a matriz das funções de formulário tem um número de linhas igual ao número de graus de liberdade por nó e um número de colunas igual ao número de graus de liberdade total do elemento.

2.3.4 Deformação, tensões e determinação de forças nodais

Conhecidos os deslocamentos de cada ponto único do elemento, $\{\hat{u}\}$, é possível determinar as deformações ε através do uso de uma matriz adequada $[L]$:

$$\{\varepsilon\} = [L]\{\hat{u}\} \quad (2.3.17)$$

Em que $[L]$ é uma matriz cujos componentes são operadores diferenciais e dependem do tipo de problema (unidimensional, bidimensional, axissimétrico, etc.).

Substituindo o (9) para (17), obtemos:

$$\{\varepsilon\} = [L][N]\{a\}^e = [B]\{a\}^e \quad (2.3.18)$$

Dadas as características mecânicas do material e, conseqüentemente, a matriz de elasticidade $[E]$, as tensões são facilmente determináveis como:

$$\{\sigma\} = [E]\{\varepsilon\} \quad (2.3.19)$$

Para um sistema de forças $\{q\}^e$, aplicado aos nós do elemento corresponde um sistema de deslocamentos nodais $\{a\}^e$, para que o sistema seja balanceado, essas forças devem ser estaticamente iguais à resposta das forças internas da estrutura. Para fazer isso, é possível usar o princípio dos trabalhos virtuais, que de acordo com Lagrange (1736-1813) é:

"A condição necessária e suficiente para um sistema material estar em equilíbrio é que o trabalho virtual das forças ativas associadas a qualquer deslocamento virtual rígido compatível seja nulo".

Aplicando um deslocamento nodal virtual $\{\delta a\}$, as equações (16) e (18) tornam-se respectivamente:

$$\{\delta u\} = [N]\{\delta a\}^e \quad \{\delta \varepsilon\} = [B]\{\delta a\}^e \quad (2.3.20), (2.3.21)$$

O trabalho virtual das forças nodais será igual ao produto das forças nodais e os deslocamentos gerados:

$$\delta L_e = \{\delta a\}^e{}^T \{q\} \quad (2.3.22)$$

O trabalho interno virtual por unidade de volume devido a estresse externo será:

$$\delta L_i = \{\delta \varepsilon\}^T \{\sigma\} = \{\delta a\}^e{}^T [B]^T \{\sigma\} \quad (2.3.23)$$

Ao equacionar (21) e (22) e integrando ao longo do volume, obtemos:

$$\{\delta a\}^e{}^T \{q\} = \{\delta a\}^e{}^T \int_V [B]^T \{\sigma\} dV \quad (2.3.24)$$

Da qual, substituindo a (18) e a (19) e recordando o (1), obtemos:

$$\{q\} = \int_V [B]^T [E] \{\varepsilon\} dV = \int_V [B]^T [E] [B] \{a\}^e dV = [K] \{a\} \quad (2.3.25)$$

Então a matriz de rigidez $[K]$ acaba por ser:

$$[K] = \int_V [B]^T [E] [B] dV \quad (2.3.26)$$

Em geral, a (24) pode ser escrita como:

$$\{q\} = \int_V [B]^T \{\sigma\} dV - \int_V [N]^T \{b\} dV - \int_A [N]^T \{\bar{t}\} dA - \int_V [B]^T [E] \{\varepsilon_0\} dV + \int_V [B]^T \{\sigma_0\} dV \quad (2.3.27)$$

Em que: $\{b\}$ representa o vetor de forças de volume; $\{\bar{t}\}$ representa o vetor de forças externas por unidade de superfície; $\{\varepsilon_0\}$ é o vetor de deformações pré-existentes (por exemplo, devido a deformações térmicas anteriores) e $\{\sigma_0\}$ é o vetor que contém as tensões devido a estados de pré-tensão. Deve-se notar que a matriz $\{q\}$ representa forças aplicadas aos nós, ou seja, todas as cargas presentes na estrutura (interna e externa) são equivalentes às cargas pontuais aplicadas aos nós da mesma.

2.3.5 Condições de convergência

A escolha da função de deslocamento influencia diretamente a qualidade da análise. Em particular, quanto maior o grau do polinômio, mais precisa será a solução. Para que a solução discretizada converja para a solução real, é necessário respeitar três critérios para representá-la com a maior precisão possível.

Critério 1: A função de deslocamento deve ser escolhida de modo a poder representar movimentos rígidos do elemento sem que tais deslocamentos determinem o surgimento de deformações dentro do elemento.

Critério 2: A função de deslocamento deve ser capaz de representar estados constantes de deformação.

Critério 3: A função de deslocamento deve ser escolhida de tal maneira que, na interface entre dois elementos, a diferença entre as deformações seja finita.

2.3.6 Precisão da solução

Para obter uma solução tão precisa quanto possível, é necessário escolher cuidadosamente o número e o tipo de elementos e, conseqüentemente, a função de deslocamento $\{u\}$ para melhor representar a tendência de deformação. Se, por exemplo, a tendência real for do tipo polinomial quadrático e a função de formulário $[N]$ incluir um polinômio dessa ordem, a solução determinada será igual à real.

A solução real pode ser expressa através de uma expansão em série de Taylor perto do nó genérico i :

$$u = u_i + \left(\frac{\partial u}{\partial x}\right)_i (x - x_i) + \left(\frac{\partial u}{\partial y}\right)_i (y - y_i) + \dots \quad (2.3.28)$$

Se o elemento de dimensão h tiver um grau polinomial de p , a expansão da série de Taylor chegará a esse grau. Sendo $x-x_i$ e $y-y_i$ da mesma ordem de magnitude de h , o erro da expansão será da ordem de:

$$O(h^{p+1}) \quad (2.3.29)$$

Enquanto a do tesioni será da ordem de:

$$O(h^{p+1-m}) \quad (2.3.30)$$

Com m o grau de derivação que liga deformações e deslocamentos.

Para entender a influência do tamanho do elemento, se tome duas soluções aproximadas u^1 e u^2 obtidas através de uma discretização com elementos de dimensões, respectivamente, h e $h/2$. A relação entre os erros decorrentes das duas aproximações pode ser determinada como:

$$\frac{u^1 - u}{u^2 - u} = \frac{O(h^2)}{O((h/2)^2)} = 4 \quad (2.3.31)$$

Das (29), (30) e (31) se pode ver que:

- 1) A velocidade de convergência do deslocamento é maior do que as tensões;
- 2) A dimensão do elemento desempenha um papel fundamental na velocidade de convergência, em particular, obtemos velocidades mais altas para elementos com dimensões menores, dando origem a uma discretização mais densa;
- 3) Quanto maior o grau do polinômio, então o número de graus de liberdade do elemento e, portanto, o número de nós, maior a velocidade de convergência;
- 4) O problema plano é o que dá a maior velocidade de convergência.

Um exemplo do ponto 2 é mostrado na Figura 18, na qual é possível ver como, para uma certa solução real, o número de elementos usados (neste caso com comportamento linear) melhora a aproximação da solução:

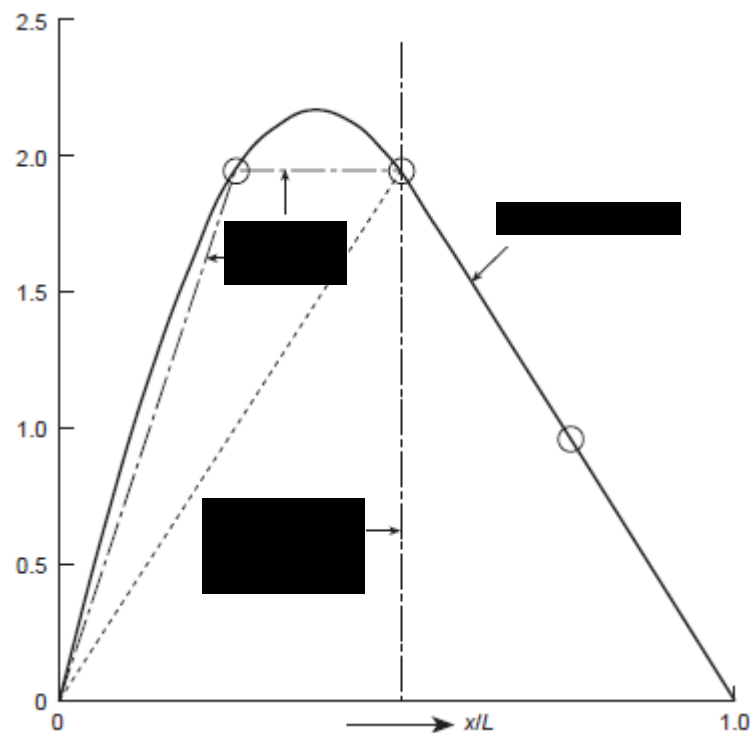


Figura 18: Discretização com diferentes números de elementos.
Fonte: Adaptado de Zienkiewicz (2000).

No eixo x é representada a relação x/L , sendo L o comprimento do modelo e x a posição genérica levada em consideração; no eixo y existem: a tendência da solução real, a solução obtida pela discretização com 4 elementos e a solução obtida pela discretização com 2

elementos. Para um caso de sorte, para $0,5 < x/L < 1,0$ a solução real coincide com as soluções discretizadas. Para $0 < x/L < 0,5$, com quatro elementos obtemos uma tendência semelhante à real, com a discretização de dois elementos, nem obtemos soluções.

Afinal da conta, todas essas informações serão combinadas para realizar uma análise cuja solução seja a mais próxima possível da realidade.

3. Metodologia

3.1 Tipo de pesquisa

A pesquisa científica é uma atividade humana, que utiliza um sistema formal, que visa fornecer respostas, ou respostas parciais, aos fenômenos que são as causas subjacentes à sua manifestação (PRODANOV & DE FREITAS, 2013).

Segundo Silva (*apud* PRODANOV & DE FREITAS, 2013), é possível classificar a pesquisa científica como mostra a Figura 19.

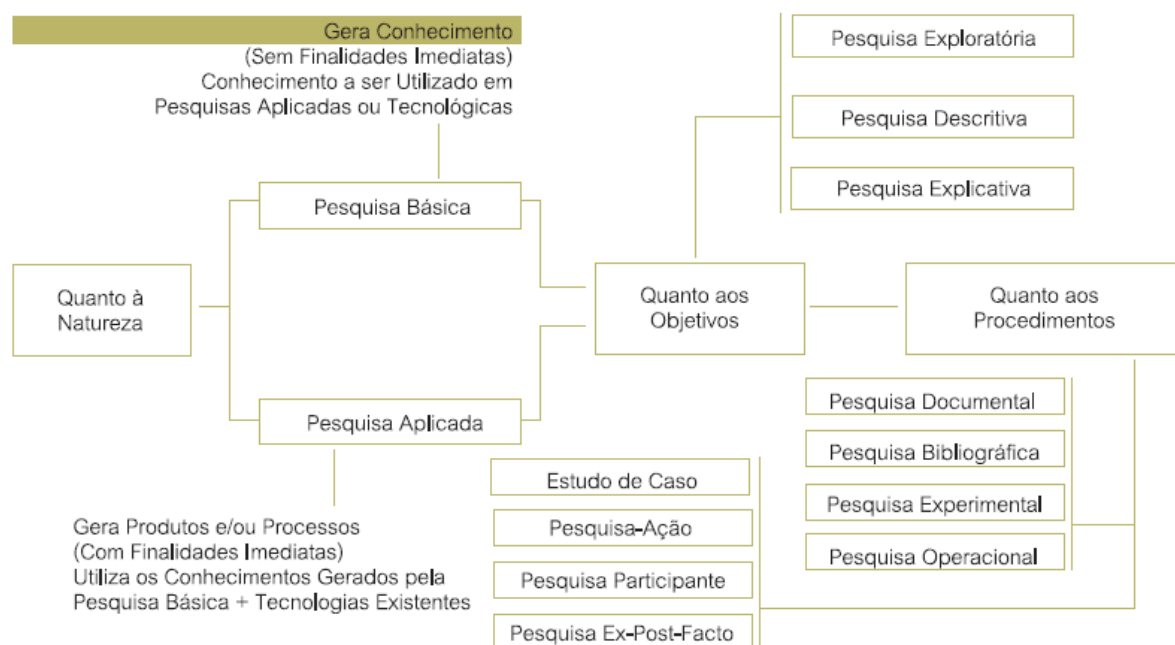


Figura 19: Classificação do tipo de pesquisa.
Fonte: Prodanov & de Freitas (2013).

Além da classificação apresentada na figura, é possível classificar o tipo de pesquisa científica também do ponto de vista da abordagem do problema; neste caso, a pesquisa pode ser do tipo qualitativa ou quantitativa.

O tipo de trabalho realizado pode ser atribuído a uma abordagem quantitativa. Ao contrário da pesquisa quantitativa, a qualitativa não se refere a dados estatísticos, mas baseia-se na interpretação do fenômeno por meio do uso de modelos matemáticos, mantendo contato direto tanto com o objeto de estudo quanto com o ambiente que o circunda. Muitas vezes não há diferença entre a abordagem qualitativa e quantitativa, uma vez que os dois tipos podem coexistir (PRODANOV & DE FREITAS, 2013).

Do ponto de vista da natureza da pesquisa, a monografia é identificável como pesquisa aplicada, pois o estudo de um problema é proposto para encontrar uma solução possível.

Segundo Silva (*apud* PRODANOV & DE FREITAS, 2013) e de acordo com Tripodi (*apud* LAKATOS & MARCONI, 2003) é possível identificar três macrogrupos de pesquisa, de acordo com o tipo de objetivo: quantitativo-descritivo, exploratório e explicativo-experimental.

O tipo de pesquisa realizada é reconhecível como exploratório, uma vez que esse tipo de pesquisa visa obter mais informações sobre um dado problema, através de procedimentos empíricos cujo objetivos é obter e analisar dados. A pesquisa exploratória pode ser dividida em:

- ☒ Estudo e exploração combinados-descritivos;
- ☒ Estudo utilizando procedimentos específicos para coleta de dados;
- ☒ Estudo de manipulação experimental.

O último ponto é o que melhor se adapta ao estudo elaborado, pois através de manipulações de variáveis independentes, ele tenta determinar variáveis dependentes que podem ser conectadas a ele, estudando um fenômeno em suas condições naturais (LAKATOS & MARCONI, 2003).

Quanto ao tipo de procedimento técnico, o artigo contém as características de um estudo de caso e uma pesquisa experimental. Um estudo de caso investiga um objeto de estudo de forma aprofundada e particular, a fim de permitir um conhecimento amplo e detalhado do mesmo. Neste estudo são usadas condições de contorno pertinentes, creditando o fato de que elas são relevantes para o estudo de caso (PRODANOV & DE FREITAS, 2013).

O procedimento experimental descreve e analisa o que acontecerá em um ambiente controlado de acordo com o campo científico analisado e que se restringe a certas manipulações. Quatro marcos podem ser identificados para este tipo de procedimento: objeto, objetivo, ferramentas e técnicas (LAKATOS & MARCONI, 2003).

3.2 Materiais e métodos

Para analisar o comportamento e a resposta de uma prótese de cotovelo implantada considerou-se a prótese do tipo *linked*, em especial a LINK Endo-Model®, a terceira geração da prótese St. George®, mostrada na Figura 20.



Figura 20: Prótese *LINK* Endo-Model®.
Fonte: TCC Andrea Valenti (2017).

Os passos da monografia serão:

- ☒ Manipulação dos modelos da prótese com *SolidWorks*;
- ☒ Montagem dos modelos com *SolidWorks*;
- ☒ Análise de elementos finitos com *Ansys*.

O modelo 3D dos componentes metálicos da prótese foi obtido com um scanner 3D através do qual, com a projeção de uma nuvem de pontos nos componentes, foi possível gerar um primeiro modelo CAD (do inglês *Computer-Aided Drafting*). No entanto, esse modelo apresentou algumas imperfeições, razão pela qual a prótese foi posteriormente manipulado com o software *SolidWorks* (SW) para torná-lo mais compatível com a realidade.

Os componentes ósseos foram obtidos do banco de dados *on-line* do *ProjectBodyParts3D*, que fornece um conjunto de componentes anatomicamente confiáveis do corpo humano. Estes foram modificados, através do SW, para permitir uma montagem correta com componentes protéticos. O trabalho de modificação foi realizado de acordo com a literatura para refletir melhor uma intervenção de TEA.

A modelagem do filme de cimento também foi realizada com SW, através de um processo de subtração *booleana* a partir do furo no osso e da forma da prótese.

Uma vez que a modelagem do estudo de caso foi concluída, a análise de elementos finitos foi realizada. Isso foi feito com o *software Ansys*. O pré-processamento foi configurado da seguinte maneira:

- ☒ *Meshing* realizada com o elemento esafédrico do tipo *Hex20*, com tamanho médio do elemento diferente para cada corpo;
- ☒ Aplicação de uma restrição fixa no úmero proximal;
- ☒ Aplicação de força na ulna proximal, função do ângulo de abertura da prótese, de acordo com a literatura;
- ☒ Aplicação de molas, capazes de emular o comportamento dos músculos. Essas molas foram ancoradas nos pontos de fixação dos vários músculos e são caracterizadas por uma rigidez muito grande, de modo que não se deformam de maneira sensível, permitindo que a prótese mantenha a configuração inicial do ângulo.

Com a configuração do pré-processamento concluído, deu-se início a execução da simulação. Este procedimento foi realizado para cada configuração da prótese (0°, 90° e 145°).

Analisando os resultados das simulações obtidos nas três configurações e determinando a pior condição, a ação de otimização foi posteriormente realizada, modificando os parâmetros sugeridos pela literatura, a fim de encontrar uma configuração de montagem que envolvesse uma tensão na interface cimento-osso menor possível, para uma carga de 2 lb, simulando as condições de trabalho recomendadas para esforços repetitivos.

3.3 Variáveis e indicadores

Segundo Lakatos & Marconi (2003) uma variável:

pode ser considerada como uma classificação ou medida; uma quantidade que varia; um conceito operacional, que contém ou apresenta valores;

aspecto, propriedade ou fator, discernível em um objeto de estudo e passível de mensuração.

Para este trabalho as variáveis e indicadores são:

Tabela 6: Variáveis e indicadores.

Variáveis	Indicadores
Condições de limite	- Posição da força; - Intensidade de força; - Caracterização das molas; - Ângulo entre o úmero e a ulna.
Condições de montagem da prótese	- Valgo; - Varo.

Fonte: Pesquisa direta (2018).

3.4 Instrumento de coleta de dados

A coleta de dados será realizada, em particular, pelos valores de intensidade de força, obtidos através das tabelas dos coeficientes propostos na literatura.

3.5 Tabulação e elaboração de dados

A transformação do momento de rotação, usando equações particulares, será realizada usando o *software Microsoft Excell* para facilitar a determinação de cada configuração angular.

Para obter a equação da reta para determinação dos eixos dos componentes, utilizou-se o *software MatLab*

3.6 Considerações finais

No capítulo seguinte, os resultados obtidos de acordo com a literatura, o procedimento de desenvolvimento do modelo e a simulação proposta nesse capítulo serão apresentados.

4. Resultados

4.1 Configurações de montagem

O primeiro passo, antes de proceder à análise do FEM, é fazer um encaixe correto da prótese, tentando reproduzir uma cirurgia de TEA da maneira mais realista possível. Nós tentamos respeitar as informações relatadas na teoria tanto quanto possível, na esperança de encontrar a melhor configuração de montagem de acordo com a pesquisa de Brownhill *et al.* (2012).

Inicialmente, decidiu-se encontrar os eixos do úmero e da ulna, conforme descrito por Lenoir *et al.* (2015), mas o resultado foi de pouca precisão e bastante aleatório, pois estatisticamente os ossos poderiam ter formas ligeiramente diferentes e, portanto, seria impossível usar distâncias padrão para sua determinação. Pelo contrário a determinação dos eixos dos modelos em posse, foram através de um procedimento preciso explicado abaixo. Este método também foi utilizado para a determinação de eixos protéticos.

O processo começou com a geração de vários planos satisfatórios, que cortam os modelos em alturas diferentes ao longo de seu comprimento, como na Figura 21.

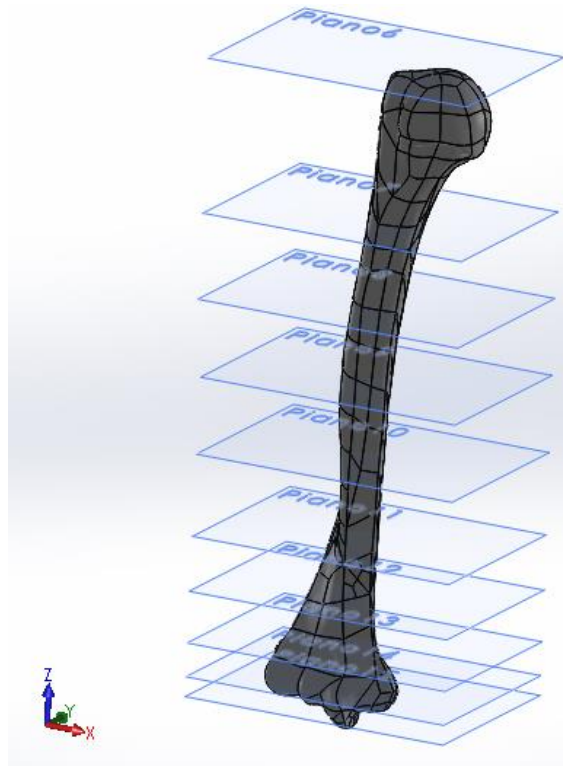


Figura 21: Planos secantes do modelo umeral.
Fonte: Pesquisa direta (2018).

Cada um desses planos, cruzando o modelo, dá origem a uma seção transversal cujas coordenadas do baricentro foram coletadas. Utilizando o *software* de cálculo MatLab, foi realizada uma regressão linear 3D, com os pontos acima, para obter as coordenadas dos pontos da reta que melhor representou esses baricentros. Desta forma, os eixos longitudinais do úmero, ulna e os relativos eixos protéticos foram obtidos.

A fim de reduzir a carga computacional da análise do *FEM*, optou-se por limpar as superfícies dos modelos de próteses: tendo sido obtidos através de *scanners* 3D, eles tinham uma malha que tornava a superfície bastante irregular. Considerou-se aceitável executar uma fresagem dos orifícios e um achatamento das superfícies pela remoção de material: o objetivo da monografia é de fato analisar o estado de tensão no cimento e não a resposta da prótese. Os resultados são mostrados na Figura 22.

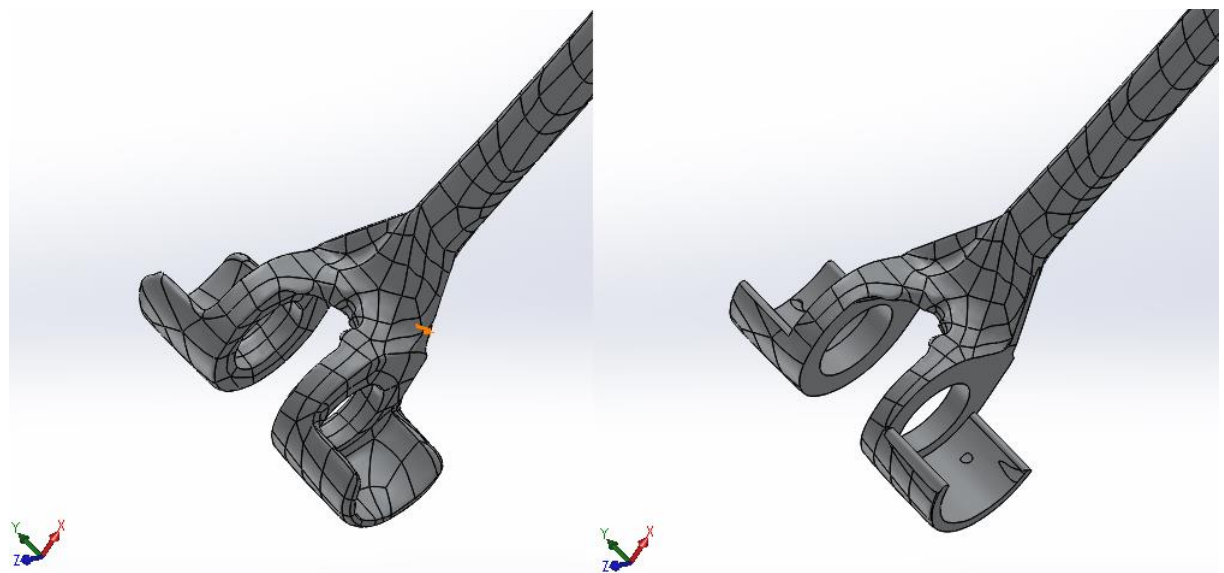


Figura 22: Alisamento de superfícies.
Fonte: Pesquisa direta (2018).

Posteriormente, os eixos de rotação foram determinados no plano sagital utilizando diferentes procedimentos para osso e prótese. Esses eixos estão representados na Figura 23.

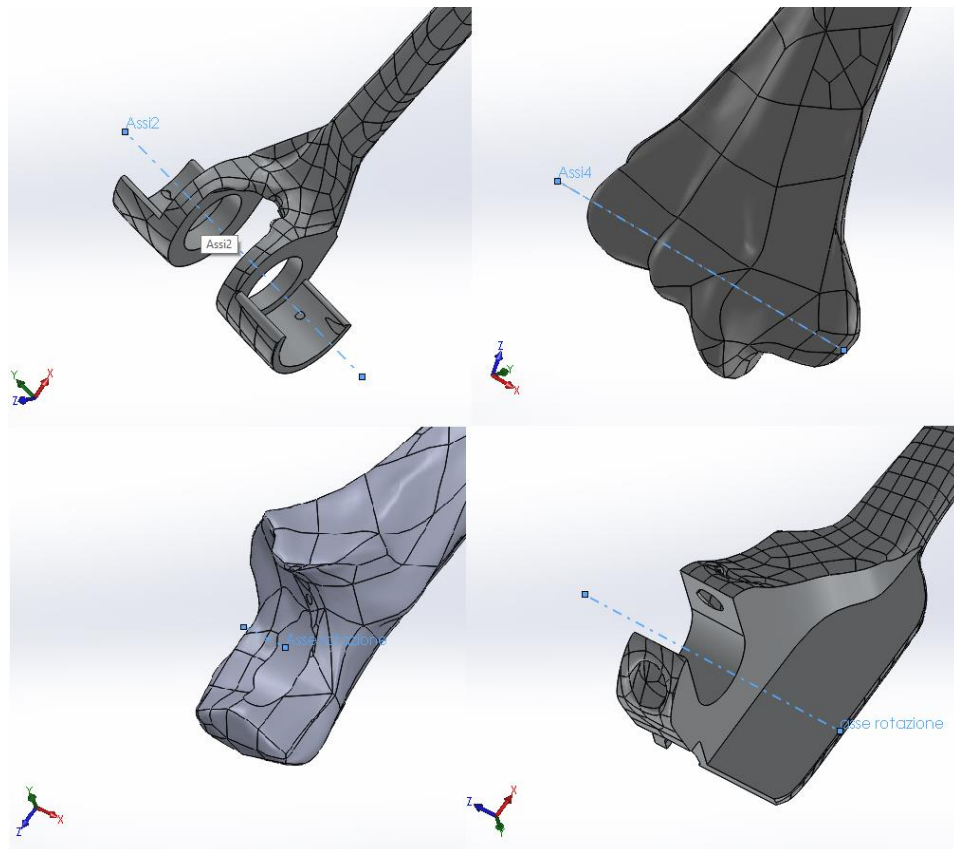


Figura 23: Eixos de rotação.
Fonte: Pesquisa direta (2018).

No que diz respeito às próteses, os eixos eram facilmente determinados, já que bastava procurar os eixos dos furos projetados para sua junção. Para o úmero, optou-se por um plano que o intersecta a 14,83 mm do ponto mais extremo do úmero distal e perpendicular aos planos da Figura 21. Nesta seção, dois pontos foram determinados de tal maneira que o eixo que passa por eles corta a área ao meio. Finalmente, para a ulna, optou-se pela realização de uma fresagem tangente ao entalhe troclear, cujo eixo foi adotado como eixo de rotação no plano sagital.

Em relação aos componentes de polietileno que possibilitam as duas próteses, as mesmas adotadas por Andrea Valenti foram utilizadas, modificando algumas dimensões de acordo com as alterações feitas nos modelos.

O cimento entre o osso e a prótese foi gerado pela extrusão de uma área circular perpendicular às linhas médias de cada um dos componentes protéticos. Estas áreas têm um raio de 5 mm e 3,5 mm para as próteses do úmero e da ulna, respectivamente. Uma subtração *booleana* foi realizada para obter a forma interna do cimento. Os dois *films* de cimento são mostrados na Figura 24.

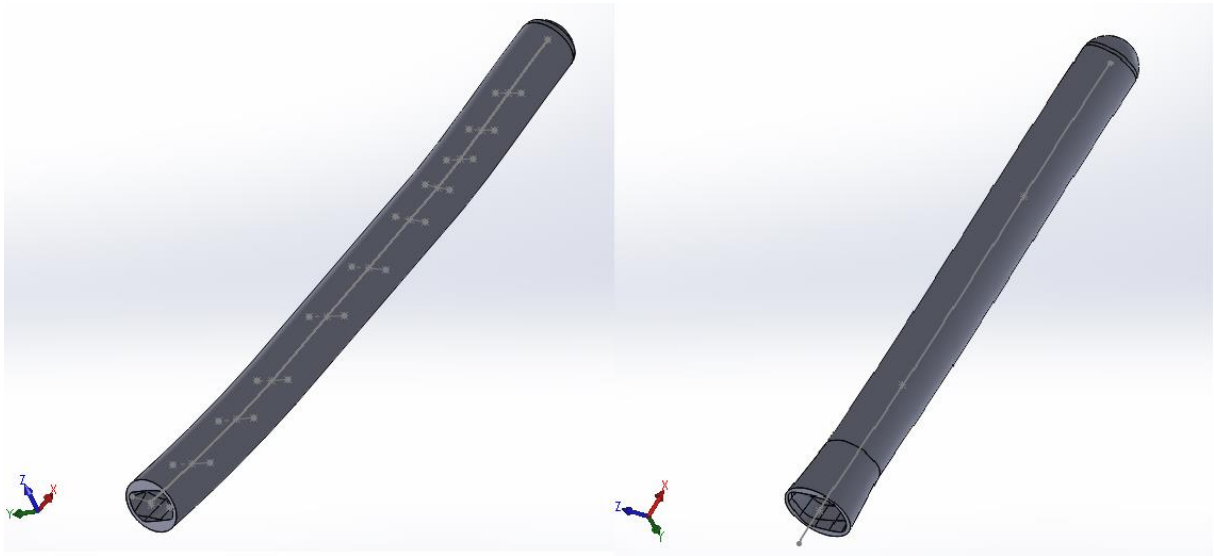


Figura 24: Cimento humeral e ulnar.
Fonte: Pesquisa direta (2018).

Em particular para o cimento da prótese ulnar, dado o pequeno tamanho do osso, uma primeira perfuração foi suposta cujo raio do furo é 3,5 mm e uma fresagem subsequente do furo, cujo raio é maior que 8,25 mm.

Obtidas todas essas informações, foi possível prosseguir com a montagem final. O modelo é mostrado na Figura 25.



Figura 25: Modelos para diferentes configurações de ângulo: 90°, 145° e 0°.
Fonte: Pesquisa direta (2018).

Quanto ao braço, optou-se por fazer os eixos longitudinais e os eixos de rotação do úmero e da prótese no plano sagital paralelos; a consequência desses acoplamentos é uma inclinação resultante de 3,71° dos eixos no plano frontal. A montagem do antebraço foi realizada colocando os eixos longitudinais de osso e prótese paralelos no plano sagital, gerando uma inclinação dos dois eixos no plano frontal de -3°, garantindo a montagem sem a ocorrência de uma perfuração do osso. Por meio de subtração *booleana* e limpeza dos modelos ósseos, foi simulada uma operação cirúrgica que é tão plausível quanto possível.

4.2 Condições de limite

Com a contribuição de todas as informações obtidas dos diversos autores, foi possível configurar a análise do FEM, procurando sempre encontrar um equilíbrio entre a carga computacional e a precisão da solução.

Em primeiro lugar, as características dos materiais que compõem o modelo foram definidas, estas são mostradas na Tabela 7 e na Tabela 8.

Tabela 7: Propriedades dos materiais.

Material	E [GPa]	ν
PMMA	2,28	0,3
Co-Cr-Mo	220	0,29

Fonte: adaptado de Completo *et al* (2011) e *makeitfrom.com*.

Tabela 8: Propriedades do osso.

E_1 [GPa]	E_2 [GPa]	E_3 [GPa]	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}
18	18	22,8	0,28	0,3	0,3

Fonte: Adaptado de Isaza *et al* (2013).

Em particular, as características do cimento (PMMA) foram obtidas a partir dos dados fornecidos por Completo *et al.* (2011), as características do metal da prótese (liga de alumínio Co-Cr-Mo) de *makeitfrom.com*, as características do osso foram obtidas a partir do estudo realizado por Isaza *et al.* (2013).

Quanto às cargas, optou-se por aplicar uma força na ulna distal, que reflete as condições observadas na teoria: para cada uma das configurações escolhidas de ângulo entre o braço e antebraço, determinava-se o momento total que os músculos exercem; a partir deste momento de flexão, a força resultante no final da ulna foi subsequentemente determinada. Os músculos foram simulados como molas cujo coeficiente elástico K é grande o suficiente para evitar seu alongamento. A ideia é testar o modelo no momento em que os músculos exercem sua força máxima que, conseqüentemente, corresponde à força máxima que eles seriam capazes de suportar. Chegamos então à configuração em que o ombro está bloqueado, os músculos com um comprimento fixo (função do ângulo do cotovelo) e uma força no pulso igual ao momento do ângulo dado, dividido pelo comprimento da ulna.

Inicialmente, pensou-se em usar o momento total usado por Buchanan *et al.* (1998) na Figura 8, mas levou-se em consideração o fato de que este momento foi calculado como o resultado de todos os músculos que atuam no úmero, rádio e ulna. Essa configuração, no entanto, é diferente daquela adotada na análise neste trabalho, que inclui apenas úmero e ulna.

Além disso, pensava-se que após uma cirurgia haveria a possibilidade de que os músculos não pudessem exercer completamente sua força, mas não tendo encontrado nenhuma confirmação na teoria sobre isso, usamos o cálculo do momento usando a F_0 exercida dos músculos que estão realmente presentes no modelo levado em consideração e o *moment arm* calculado de acordo com a Equação 2.1.2 e os coeficientes na Tabela 3. O resultado obtido é apresentado na Figura 26 e na Figura 27.

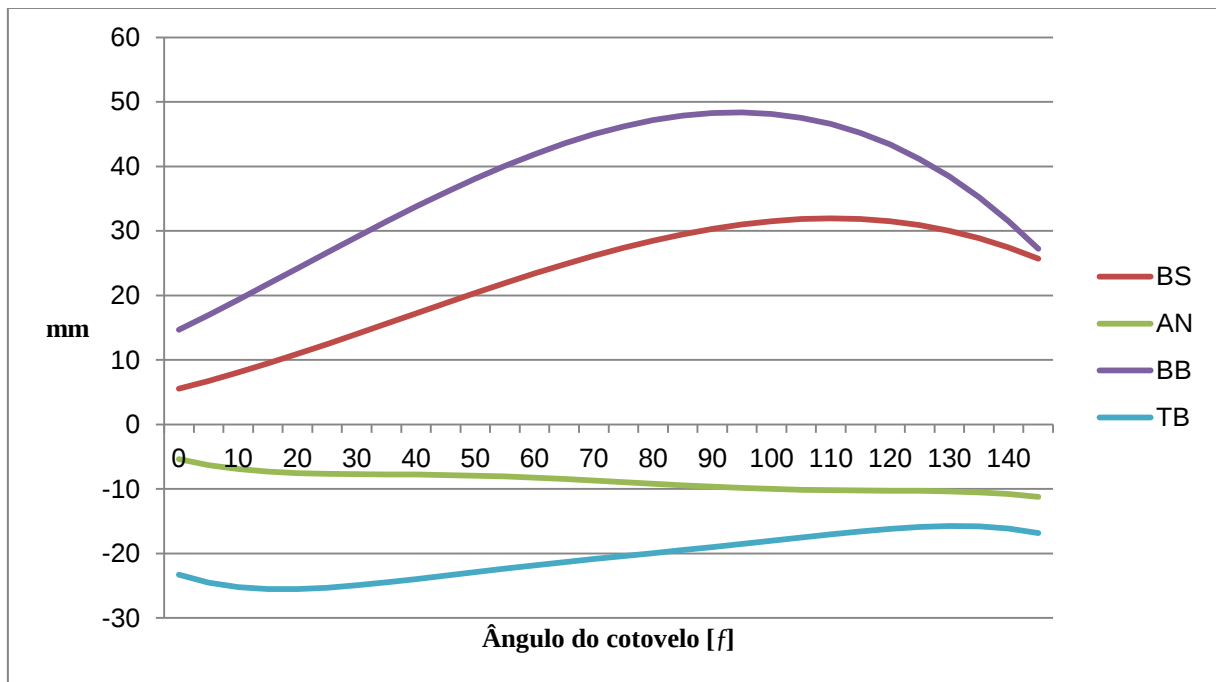


Figura 26: *Moment arm* para: tríceps (TB), bíceps (BS), anconeus (AN), bíceps braquial (BB).
Fonte: Adaptado de Pigeon *et al.* (1996).

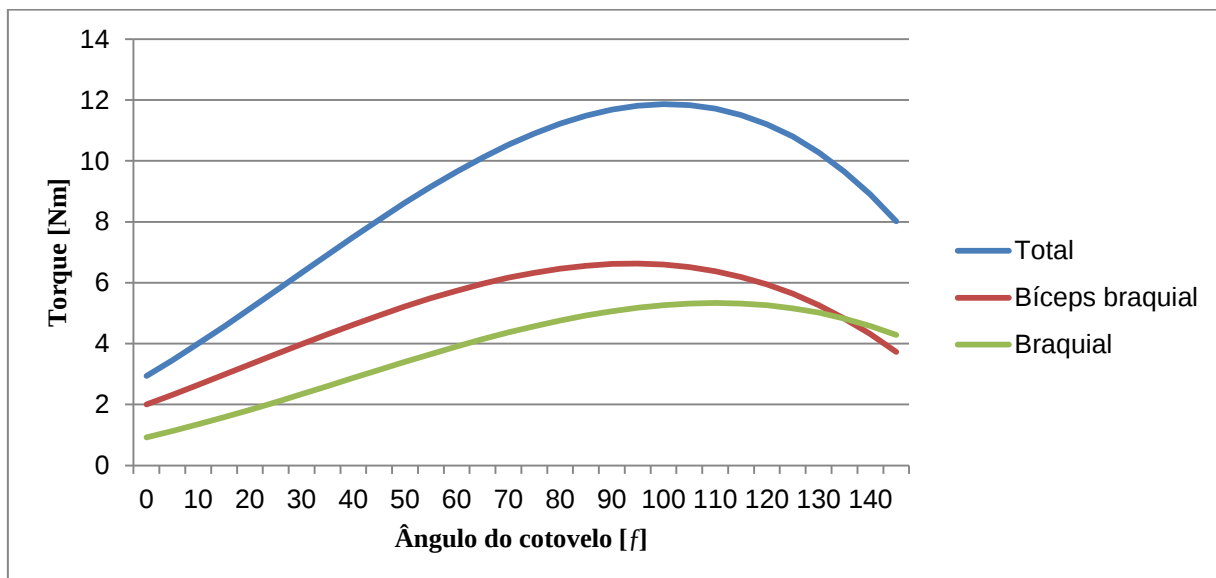


Figura 27: Torque no cotovelo.
Fonte: Pesquisa direta (2018).

Como mostrado na Figura 26 (que, para os mesmos músculos, tem os mesmos valores mostrados na Figura 7), o braço do momento de ancôneo e tríceps é negativo. Isso porque, na realidade, eles exercem sua força de contração apenas no movimento de extensão do braço. De acordo com Menchi, decidiu-se não levá-los em consideração na simulação.

Os resultados da Figura 27 foram obtidos multiplicando os valores de F_0 na Tabela 2 e os valores do *moment arm* que acabamos de apresentar. Nota-se que a tendência da curva é semelhante à apresentada na Figura 8, mas apresenta quantidades muito menores. A razão para essa diferença deve-se não apenas ao fato de haver menos músculos ativos, mas também a um valor de força significativamente menor: representa apenas uma das taxas presentes na equação 2.1.2.

Levando em consideração que a dimensão entre o centro de rotação do cotovelo e o ponto de aplicação na ulna é de 0,25 m, as forças para cada configuração são apresentadas na Tabela 9.

Tabela 9: Forças nas diferentes configurações.

	0°	90°	145°
F [N]	11,74	46,71	32,07

Fonte: Pesquisa direta (2018).

A configuração final das condições de contorno é mostrada na Figura 28.

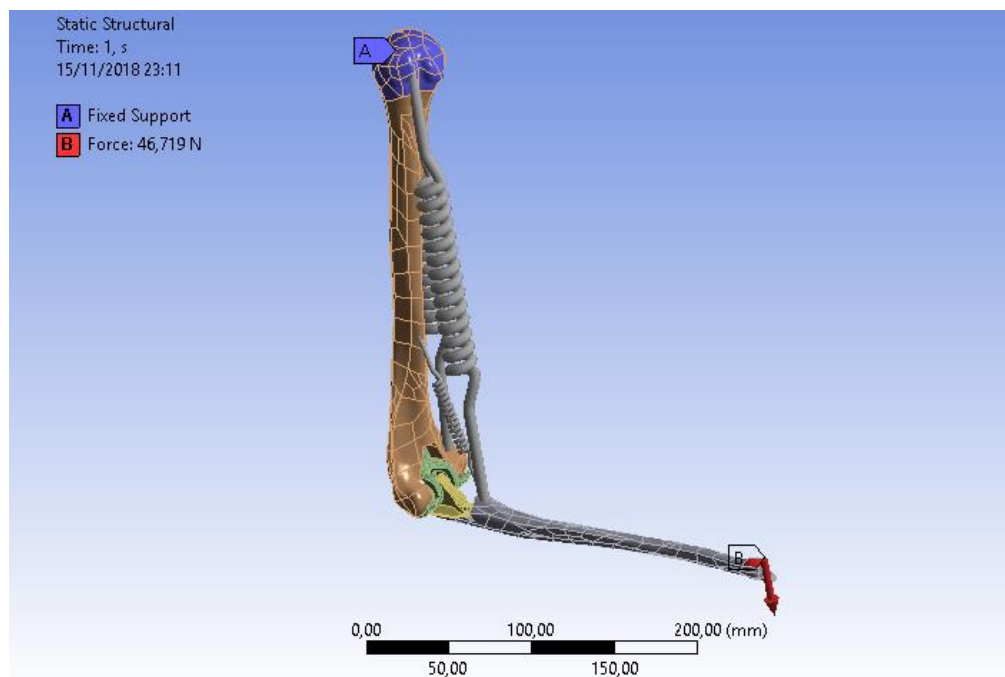


Figura 28: Condições de contorno na configuração à 90°. Fonte: Pesquisa direta (2018).

O próximo passo é definir as condições de contato entre todos os elementos do modelo. Nas interfaces cimento-prótese e cimento-osso foi estabelecida uma relação de tipo *bonded*, ou seja, os corpos são "colados" uns aos outros. Para evitar aumentar muito a carga computacional, optou-se por substituir os componentes de polietileno que possibilitariam a rotação entre o braço e o antebraço com uma restrição do tipo *revolute* entre os dois componentes protéticos. Essa restrição permitirá que suas próteses tenham uma rotação relativa ao longo dos respectivos eixos de rotação, mas bloqueará seus deslocamentos rígidos em qualquer direção. A análise será mais leve devido à ausência de contatos adicionais sem atrito. Relacionamentos *frictionless* foram estabelecidos entre os componentes protéticos e seus ossos.

Para acelerar a convergência, mais uma vez, foram estabelecidas configurações que, no entanto, reduzem a precisão da solução, razão pela qual essas relações foram selecionadas apenas para relações *frictionless*: elas não estão relacionadas ao cimento. Uma rigidez normal de 0,2 foi definida e os elementos de contato foram inicialmente fixados como tangentes para evitar movimentos rígidos iniciais que retardariam a análise.

Por último, mas não menos importante, a operação da malha foi executada no modelo. A operação de *mesching* foi realizada da seguinte forma: uma malha grossa foi definida em todo o modelo, com elementos do tipo *hexahedra* (quatro lados por face do elemento). Com o auxílio da função *Ansys Force convergence, Newton-Raphson residual* a malha foi preenchida e melhorada nos pontos que impediram a análise convergir para solução. Com relação à malha de componentes de concreto, utilizou-se sempre um elemento médio de 0,5 mm para a ulna e 1 mm para o úmero.

4.3 Análise 0°, 90°, 145°

As configurações de análise mostradas acima foram aplicadas a três diferentes configurações angulares (0°, 90° e 145°) para identificar as mais pesadas e subsequentemente aplicar, por tentativa, modificações na montagem dos componentes protéticos para reduzir o estado de estresse na interface prótese-cimento-osso.

A primeira análise a ser apresentada está na configuração de 90°. Os resultados relacionados à *maximum e minimal principal strain* da ulna são comparados na Figura 29 com os resultados obtidos por Completo *et al.* (2011), para demonstrar a bondade da análise.

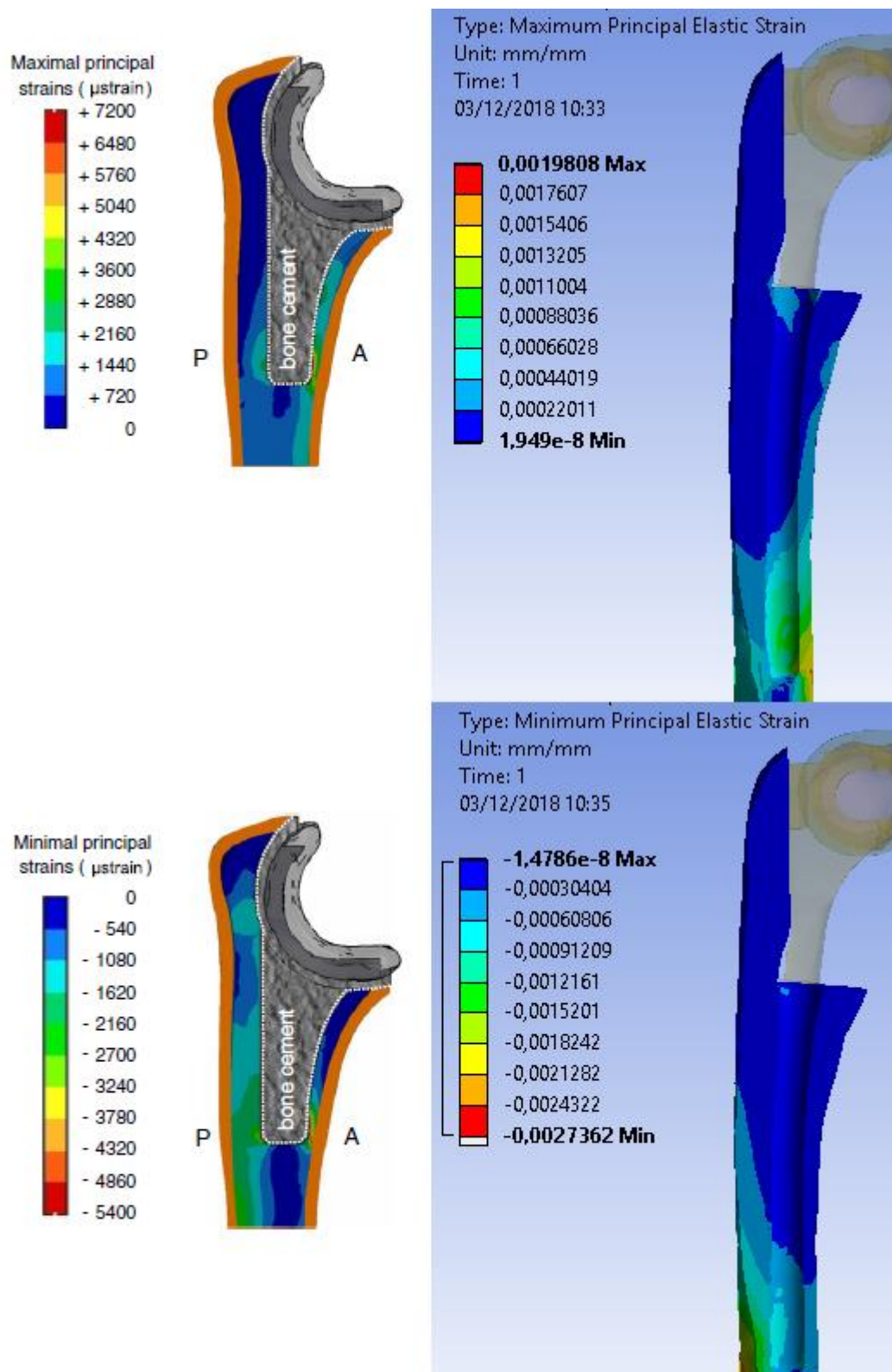


Figura 29: Comparação de *maximum* e *minimal principal strain* entre os resultados obtidos eo experimento de Completo *et al.* (2011).
Fonte: Pesquisa direta (2018).

Essas deformações foram mostradas apenas para comparar as distribuições: os valores são de fato diferentes devido a cargas significativamente maiores usadas no experimento Completo *et al.* (2011).

A Figura 30 mostra os estados de tensão das duas camadas de cimento.

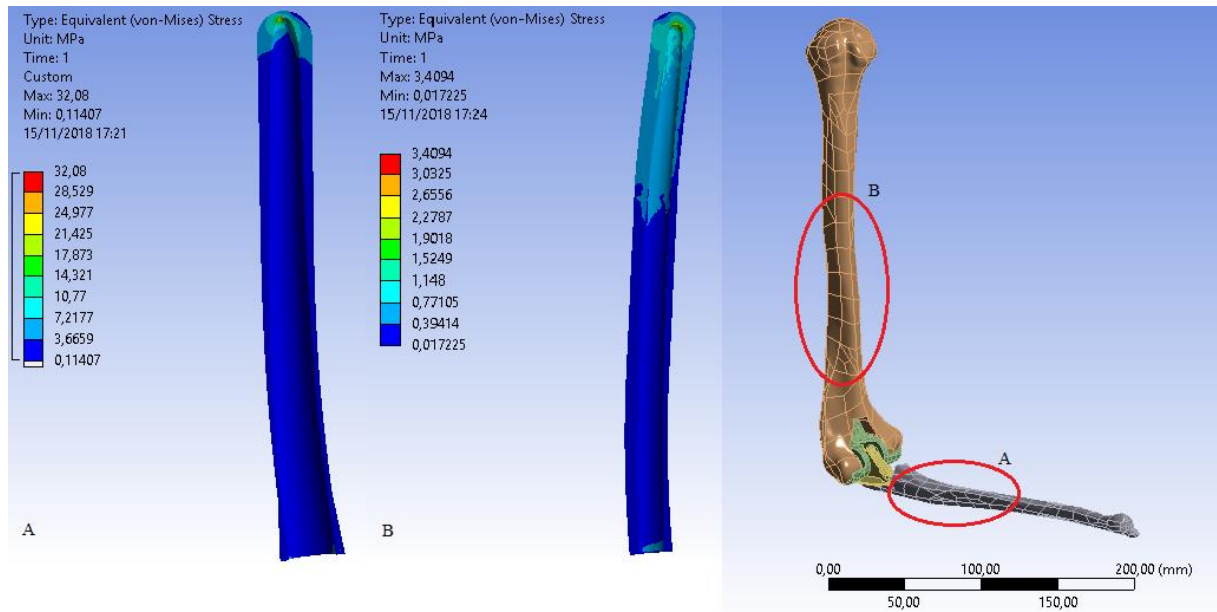


Figura 30: Estados de tensão de von Mises das duas camadas de cimento: ulna (A), humero (B).
Fonte: Pesquisa direta (2018).

Nas imagens nota-se que entre as duas a que apresenta uma condição mais grave é o cimento implantado na ulna. De fato, o cimento umeral tem um pico de tensões de von Mises de 3,4 MPa, bem abaixo do estresse por fadiga do cimento de 6 MPa. Além disso, de acordo com Mudgal *et al.* (2011), a área do cimento ulnar que apresenta o pico máximo corresponde a um dos possíveis pontos de fratura do implante protético, como mostra na Figura 31.

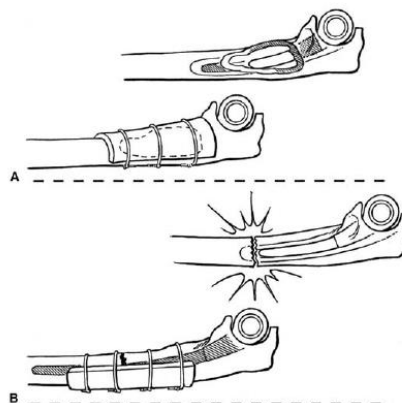


Figura 31: Possíveis pontos de fratura do implante protético.
Fonte: Adaptado de Mudgal *et al.* (2011).

Para reduzir a carga computacional e as combinações possíveis, optou-se por proceder à análise levando em consideração apenas o antebraço, tentando reproduzir as condições de contorno de tal forma que a análise não seja comprometida pela falta da parte umeral. As tensões de von Mises são apresentadas na Figura 32.

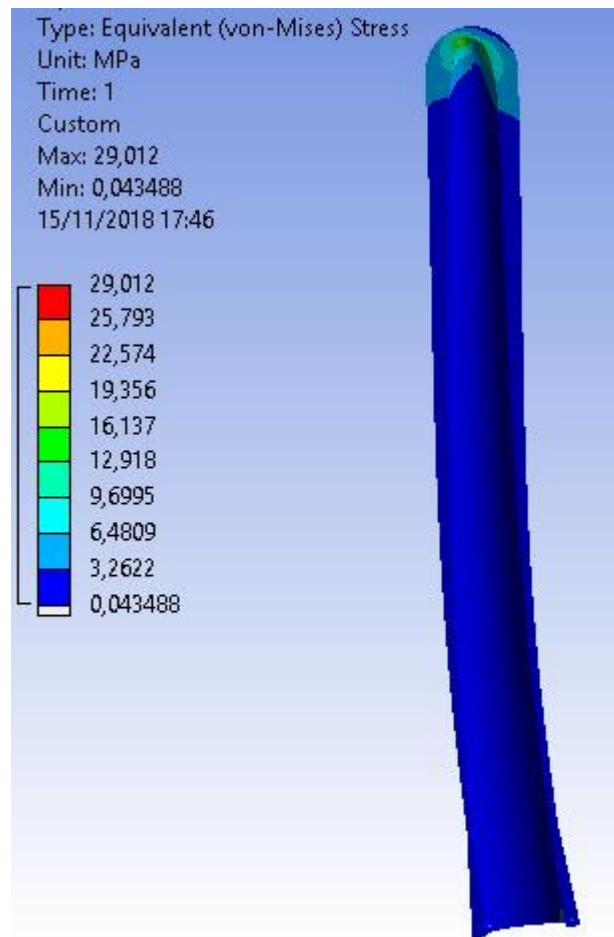


Figura 32: Estados de tensão da camada de cimento ulnar (análise antebraço).

Fonte: Pesquisa direta (2018).

Este resultado foi obtido com as seguintes condições de contorno: somente os músculos que atuam na ulna foram levados em consideração; a força usada tem o mesmo valor do modelo completo e é aplicada no mesmo ponto; uma junção *revolute* foi aplicada à interface de articulação prótese-pino, de modo que o modelo pudesse apenas girar em torno dela. A configuração é apresentada na Figura 33. A força total na junção total é 257,47 N, este valor torna-se útil mais pra frente para avaliar as diferentes configurações.

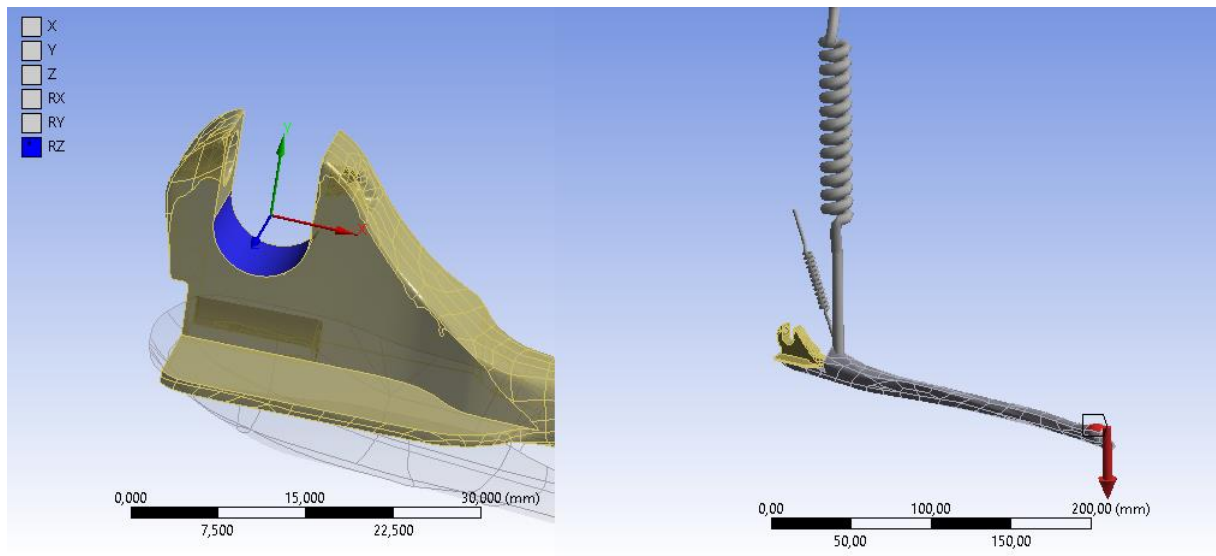


Figura 33: Condições de contorno do antebraço na configuração à 90°.

Fonte: Pesquisa direta (2018).

Embora o pico máximo seja cerca de 10% menor, optamos por buscar a melhor configuração analisando apenas o antebraço: a distribuição das tensões é, de fato, idêntica. Uma vez determinada a melhor configuração, uma análise do modelo total será realizada para avaliar a confiabilidade do resultado.

Para verificar se a *mesh* utilizada é adequada, um refinamento da malha foi feito na área em que ocorre o pico de tensão, aplicando um tamanho de elemento igual a metade (0,25 mm), esta verificação foi realizada apenas para o componente ulnar, a fim de não sobrecarregar muito a análise. A Figura 34 mostra esse refinamento e os resultados obtidos.

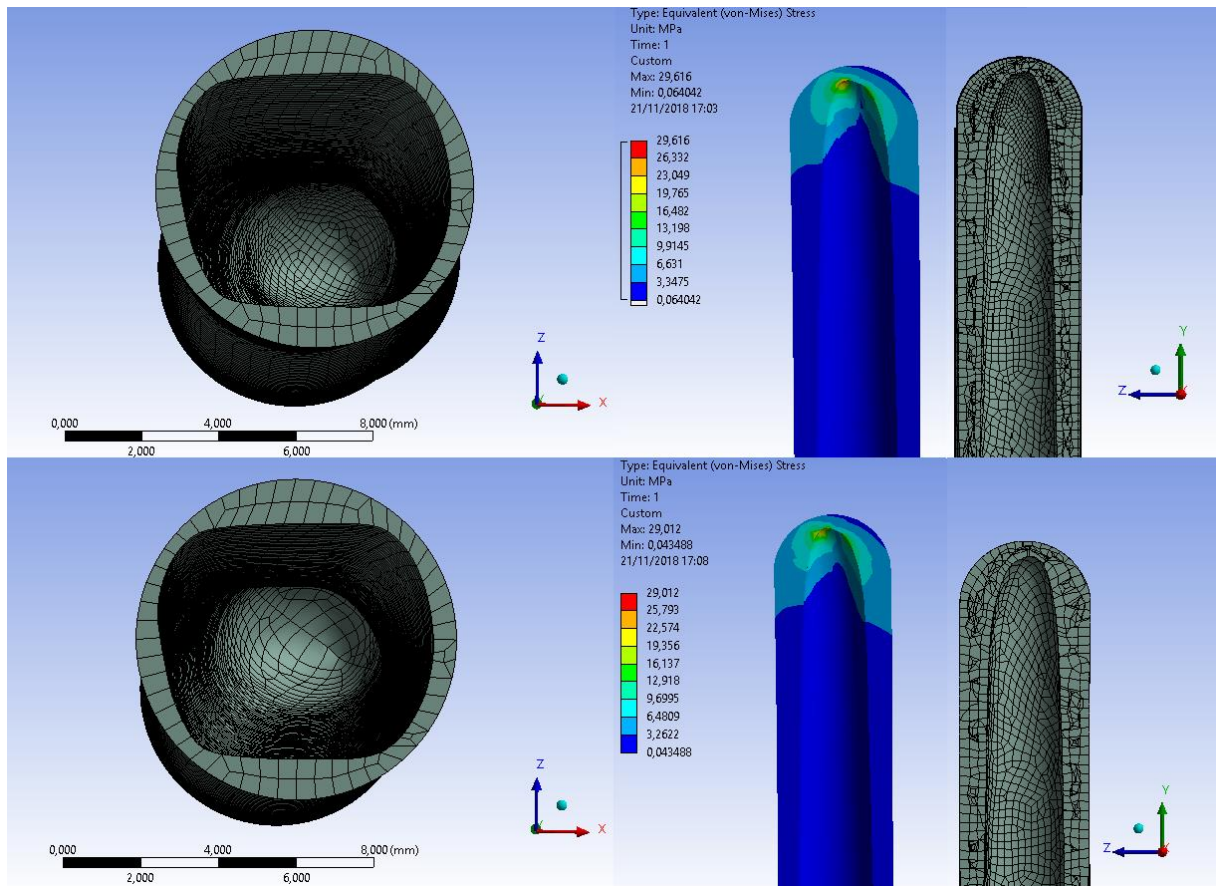


Figura 34: Em cima a malha com *refine*, em baixo a malha orininal.
 Fonte: Pesquisa direta (2018).

Os resultados mostram que o pico máximo das tensões de von Mises vai de 29 MPa a 29,6 MPa; viu um aumento de 2% optamos por manter a malha nas condições originais.

Para determinar qual o ângulo do cotovelo que dá origem às condições mais difíceis no cimento, as configurações do modelo foram levadas em conta com o ângulo entre o braço e antebraço de 0° e 145°. Ambas as análises foram tratadas como já apresentadas e os resultados são apresentados na Figura 35.

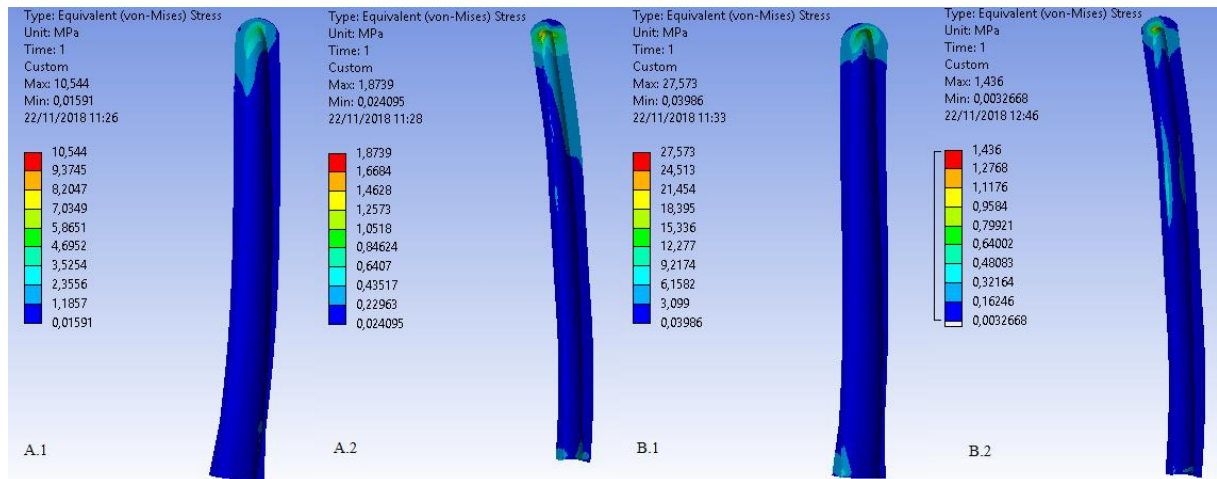


Figura 35: Resultados tensões de von Mises para 0° (A.1 cimento ulnar; A.2 cimento humeral) e 145° (B.1 cimento ulnar; B.2 cimento humeral).

Fonte: Pesquisa direta (2018).

Os resultados mostram um pico das tensões de von Mises de 10,54 MPa e 27,57 MPa para os componentes ulnares nas configurações de 0° e 145° respectivamente e de 1,87 MPa e 1,43 MPa para os componentes umerais nas mesmas configurações. Comparando os resultados obtidos em todas as configurações levadas em consideração, é possível montar a Tabela 10.

Tabela 10: Comparação tensões de von Mises.

	Pico tensões de von Mises	
	Cimento ulnar [MPa]	Cimento humeral[MPa]
0°	10,54	1,87
90°	32,08	3,41
145°	27,57	1,43

Fonte: Pesquisa direta (2018).

De todas as configurações selecionadas, aquela que determina a pior condição de carga é a de 90° e, em particular, o pico máximo está localizado no componente ulnar. Por essa razão, optou-se por concentrar a busca por uma melhor configuração de montagem, no modelo de 90° e exclusivamente no componente ulnar.

4.4 Pesquisa da melhor configuração

Em consonância com as tentativas de Brownhill *et al.* (2012), foram feitas mudanças na montagem da prótese ulnar: o ângulo entre a prótese e o eixo ósseo foi alterado, os ângulos selecionados e os respectivos resultados são mostrados na Tabela 11 e Figura 37.

Tabela 11: Configurações de montagem.

	Sagital [°]	Frontal [°]
A	-3	0
B	3	0
C	0	-3
D	0	3

Fonte: Pesquisa direta (2018).

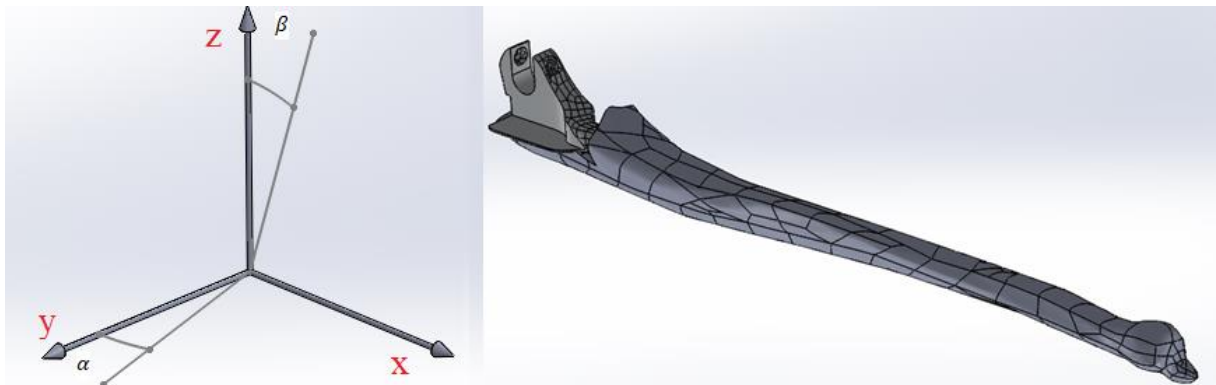


Figura 36: Sistema de referência.

Fonte: Pesquisa direta (2018).

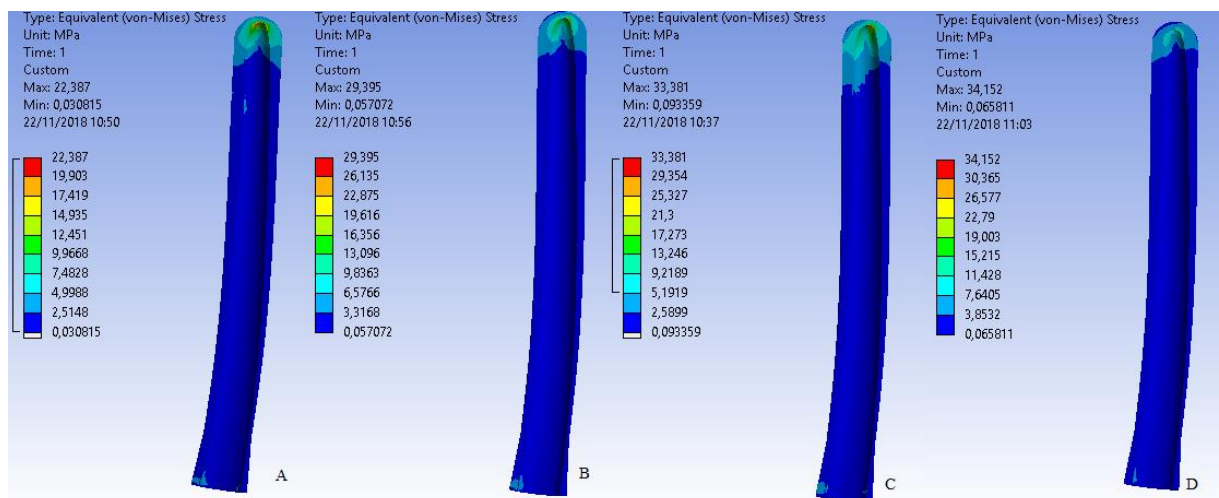


Figura 37: Resultados tensões de von Mises no cimento para as diferentes configurações.

Fonte: Pesquisa direta (2018).

Os ângulos da Tabela 11 foram escolhidos de maneira compatível com as possíveis condições de montagem: um ângulo maior em alguns casos levaria a uma montagem impossível, porque causaria uma perfuração óssea. Por esse motivo, foi escolhido um ângulo que, em qualquer direção, fosse adequado para a montagem. Para facilitar a compreensão das mudanças feitas, compare o sistema de referência na Figura 36 com o do corpo humano. É possível fazer a seguinte analogia: o plano x-z representa o plano sagital, de modo que uma

rotação nesse plano corresponde a uma rotação ao redor do eixo y; o plano x-y representa o plano frontal, de modo que uma rotação nesse plano é equivalente a uma rotação ao redor do eixo z. O ângulo α e o ângulo β em Figura 36 são considerados positivos.

Contrariamente às configurações B, C e D, que mantêm o estado de tensão praticamente inalterado, é possível notar na configuração A uma queda no pico máximo das tensões de von Mises de 29 MPa para 22 MPa. Além do estado de estresse, a força transmitida ao úmero também foi levada em consideração, cujos valores são reproduzidos na Tabela 12.

Tabela 12: Resultados de força e pico de tensão de von Mises para cada configuração.

	Força resultante [N]	Pico de tensão no cimento ulnar [MPa]
A	261,53	22,387
B	254,55	29,395
C	254,27	33,381
D	254,47	34,152

Fonte: Pesquisa direta (2018).

As forças no cotovelo mostram uma diminuição irrisória, portanto, espera-se que o estado de tensão no úmero não seja comprometido. Por outro lado, a melhoria obtida na camada de cimento é interessante. Para verificar se a modificação está realmente funcionando, uma análise adicional do modelo braço-antebraço completo foi realizada e os resultados são mostrados na Figura 38 por o cimento ulnar.

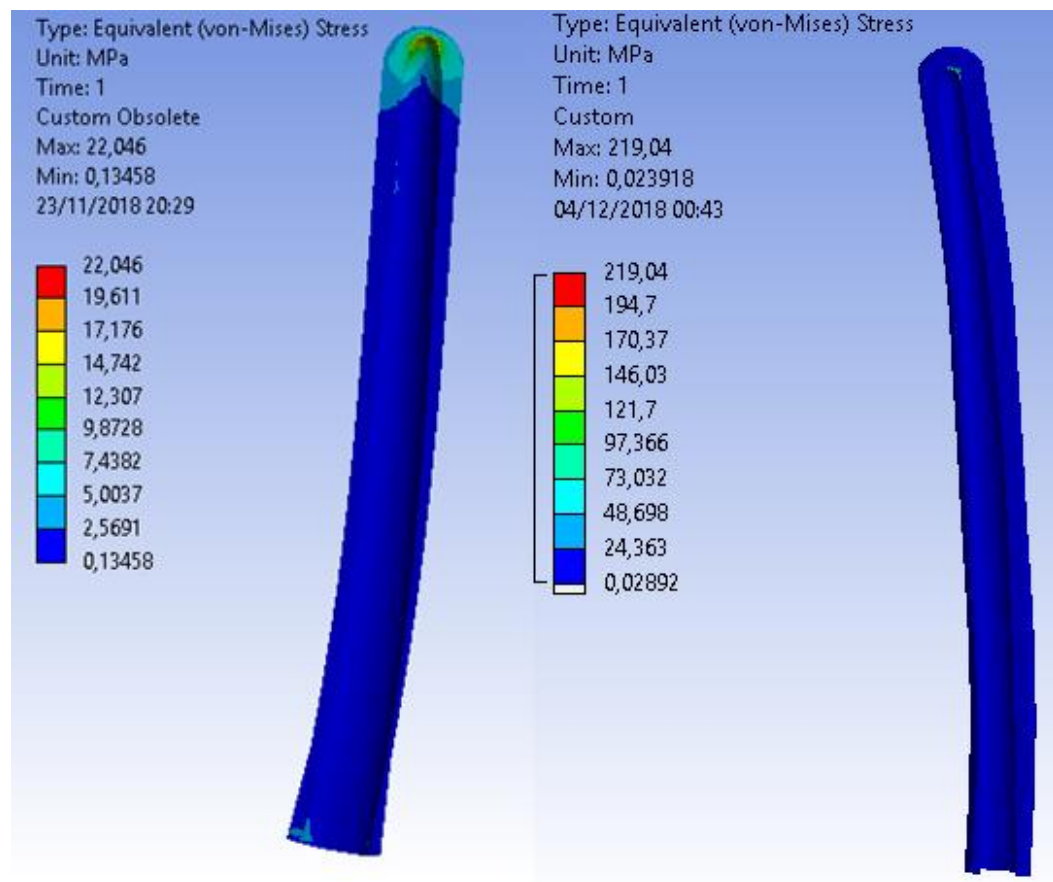


Figura 38: Tensões de von Mises no cimento ulnar (izquierda) e humeral (dereita).
Fonte: Pesquisa direta (2018).

Como previamente encontrado, a distribuição das tensões de cimento permanece a mesma, com o pico máximo sendo diferente, que em vez de 22,387 MPa como no modelo incompleto, é 22,046 MPa. Este valor, comparado aos 32 MPa encontrados anteriormente, acaba sendo uma melhoria de qualquer maneira.

Em relação ao cimento humeral, houve um problema em termos de resultados. A tensão resultante é, de fato, implausível, dado o fato de que as reações de ligação, as forças resultantes nas molas e a força trocada entre o antebraço e o braço eram praticamente idênticas. Os valores comparados são mostrados na Tabela 13.

Tabela 13: Valores de Força e Tensões de von Mises para as duas configurações

	Braquial [N]	Bíceps Braquial úmero [N]	Bíceps Braquial ulna [N]	Força total no cotovelo[N]	Pico de tensões von Mises [MPa]
90° configuração standard	106,98	27,515	191,08	250,59	3,41
90° com caso A	104,2	31,054	201,01	257,71	219,04

Fonte: Pesquisa direta (2018).

É evidente que a diferença de tensões não é completamente justificada. Por esta razão, decidiu-se realizar uma análise adicional que leve em consideração apenas a parte umeral, aplicando todas as condições de contorno obtidas a partir da última análise do modelo completo. As condições de contorno são representadas na Figura 39 e listadas na Tabela 14.

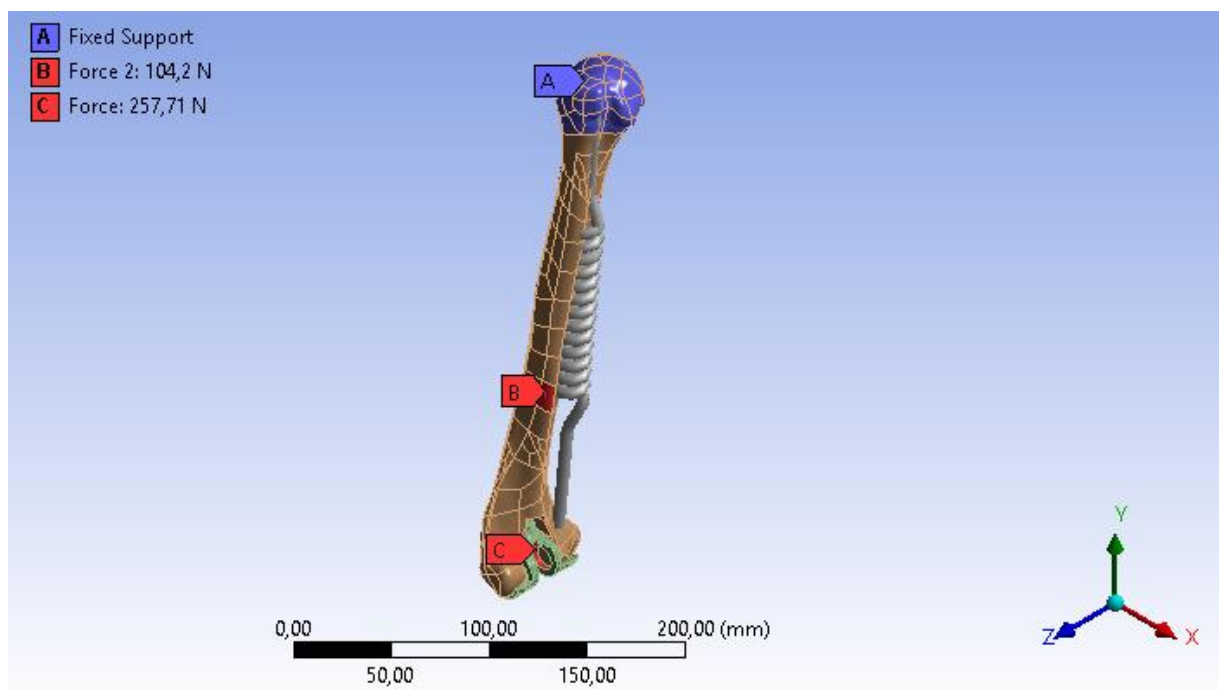


Figura 39: Condições de limite do úmero.

Fonte: Pesquisa direta (2018).

Tabela 14: Componentes das condições de limite.

	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]	F [N]
Força no cotovelo	31,628	-98,78	9,987	104,2
Força do Braquial	-52,125	250,02	-34,461	257,71

Fonte: Pesquisa direta (2018).

Em particular, como pode ser visto a partir da Figura 39, a mola que representa o músculo braquial, que uniria o úmero à ulna, foi substituída por uma força que tem a mesma direção que a mola (ponto *B*). A força aplicada no ponto *C* é a força de reação que a ulna aplica ao úmero no cotovelo. A mola que representa o bíceps braquial foi deixada para garantir que as condições de contorno usadas lhe dessem a mesma força de reação: no caso em que todas as forças atuando no úmero fossem as mesmas aplicadas ao modelo completo, os resultados poderiam ser comparados com senso crítico. Os resultados são mostrados na Figura 40 e na Tabela 15.

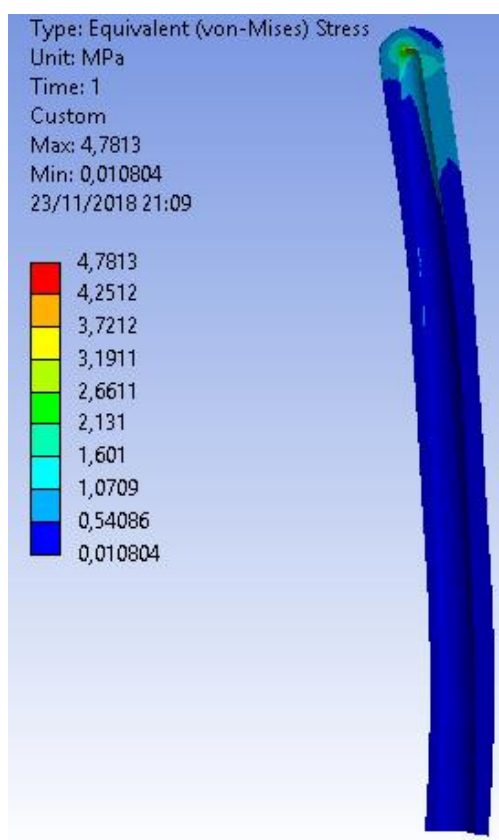


Figura 40: Tensões de von Mises no cimento humeral.

Fonte: Pesquisa direta (2018).

Tabela 15: Comparação resultados de forças e tensões.

	Braquial [N]	Bíceps Braquial úmero [N]	Força no cotovelo [N]	Pico tensões von Mises [MPa]
90° configuração standard	106,98	27,515	250,59	3,41
90° com ulna na configuração A	104,2	31,054	257,71	219,04
90° somente umero na configuração A	104,2	31,9	257,71	4,78

Fonte: Pesquisa direta (2018).

Embora as condições de contorno sejam idênticas, os resultados de tensão de von Mises no cimento umeral são da mesma ordem de grandeza que o caso padrão em que todos os eixos protético e ósseo eram paralelos.

5. Conclusões e recomendações

5.1 Conclusões

Após uma série de análises de *FEM*, visando obter uma solução mais precisa, tentando não ser muito pesado do ponto de vista computacional, é possível afirmar que:

- ☒ entre as 3 configurações levadas em consideração (0° , 90° , 145°), a mais onerosa é aquela em que o ângulo entre o braço e o antebraço é de 90° ;
- ☒ entre os dois componentes protéticos, aquele que tem que suportar um maior esforço é a semiprótese ulnar. Isto é devido ao fato de que, tendo um tamanho menor, a camada de cimento tem uma superfície de contato menor, o que dá origem a tensões mais altas sob o efeito mesma força;
- ☒ entre todas as configurações de montagem levadas em consideração para a ulna, o melhor é aquele em que o eixo entre a prótese e o osso é igual a -3° no plano sagital. Os resultados sugerem que isso pode estar associado ao fato de que, nessa configuração de montagem, uma parte maior da ulna proximal está presente após a operação de montagem, o que, portanto, fornece maior suporte para a prótese. Além disso, esta modificação não interfere de forma relevante com o estado de tensão do úmero: deixa o último com uma tensão de menos de 6 MPa.

É claro que sob condições reais, fora da precisão do *software CAD*, no momento de uma operação cirúrgica, manter a precisão ao grau é praticamente impossível. O objetivo, portanto, é recomendar a utilização de um ângulo entre os eixos menor do que 0 .

5.2 Recomendações futuras

Nesta monografia, apenas foram feitas alterações no conjunto ulnar, variando apenas o ângulo entre o eixo protético e o eixo ósseo. Trabalhos futuros poderiam levar em consideração a idéia de modificar a quantidade de cimento de forma a obter uma geometria mais cônica, tentando, conseqüentemente, deslocar o estado de tensão para o vaso deste cone. Com o mesmo propósito, pode-se pensar em fazer mudanças geométricas na prótese ulnar, tentando aumentar a diferença entre a base e a ponta da haste protética. Por fim, a conexão entre as duas semiprótases foi considerada completamente rígida, ao contrário dos recomendados $5-10^\circ$ para reduzir o estado de tensão do cimento; melhorias poderiam então ser obtidas criando uma foga que permita tal deslocamento. Outra limitação desta monografia

é a falta de uma análise do estresse adquirido de uma ação de extensão do antebraço, motivo pelo qual trabalhos futuros poderiam realizar esta análise para verificar o efeito da melhoria proposta nesta monografia.

BIBLIOGRAFIA

- ARMAH A. K.; **Stress Analysis of an Artificial Human Elbow Joint: Application of Finite Element Analysis**; American Journal of Engineering and Applied Sciences, 2017.
- BROWNHILL J. R., PHD, POLLOCK JW., MD, FRCS(C), MSC, FERREIRA L. M., PHD, JOHNSON J. A., PHD, KING G. J.W., MD, FRCS(C), MSC; **The effect of implant malalignment on joint loading in total elbow arthroplasty: an in vitro study**; Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Elsevier, 2012.
- BUCHANAN T.S., DELP S.L.; **Muscular Resistance to Varus and Valgus Loads at the Elbow**; Journal of Biomechanical Engineering, ResearchGate, 1998.
- CHILRESS D.S., WEIR R.F., CRAIG W., HECKATHORNE MD; **Cineplasty as a control input for externally powered prosthetic components**. J. of Rehabilitation Research and Development, Vol.38, No.4, (July/August 2001).
- COMPLETO A., PEREIRA J., F. FONSECA F., RAMOS A., RELVAS C., SIMÕES J.; **Biomechanical analysis of total elbow replacement with unlinked iBP prosthesis: An in vitro and finite element analysis**; Elsevier, Clinical Biomechanics, pp. 990-997, June 2011.
- CROSS M.B., MD, SHERMAN S.L., MD, KEPLER C.K., MD, MBA, NEVIASER A.S., MD, WEILAND A.J., MD; **The Evolution of Elbow Arthroplasty: Innovative Solutions to Complex Clinical Problem**; The Journal of Bone and Joint Surgery, 2010.
- DAVALLI A., SACCHETTI R.; **Protesi per arto superiore** 2009. In: <<https://www.inail.it/cs/internet/comunicazione/pubblicazioni.html>>.
- ENDERLE J., BRONZINO J.; **Introduction to biomedical Engineering (3rd edition)**, Academic press series in biomedical engineering, Trinity College, Hartford, Connecticut, 2012.
- FORSTICK S. P. et Al (2017); **Result of cementless total elbow arthroplasty using the discovery elbow system at a mean follow-up of 61.8 months**; J Shoulder Elbow Surg, 2017.

GIANNICOLA G., POSTACCHINI F., SACCHETTI F. M., SCACCHI M.; **Protesi di gomito: lo stato dell'arte. Elbow Arthroplasty: the current state of the art;** ReseachGate, 2012.

GIANNICOLA G, SACCHETTI FM, ANTONIETTI G, PICCIOLI A, POSTACCHINI R, CINOTTI G.; **Radial head, radiocapitellar and total elbow arthroplasties: a review of recent literature.** Injury, 2014.

GILL DR, MORREY BF; **The Coonrad-Morrey total elbow arthroplasty in patients who have rheumatoid arthritis. A ten to fifteen-year follow-up study.** J Bone Joint Surg Am, 1998.

GUENZKOFER F., BENGLER K., BUBB H.; **Maximum elbow joint torques for digital human models;** International Journal of Human Factors Modelling and Simulation, 2012.

HARWIN SF, Patel NK, CHUGHTAI M, KHLOPAS A, RAMKUMAR PN, ROCHE M, et al.; **Outcomes of newer generation cementless total knee arthroplasty: beaded periapatite-coated vs highly porous titanium-coated implants.** J Arthroplasty, 2017.

HOLZABAUR K.R.S., MURRAY W. M., DELP S. L.; **Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control;** Annals of Biomedical Engineering, Vol. 33, No. 6, June 2005, pp. 829–840.

ISAZA E., GARCÍA L., SALAZAR E.; **Determination of mechanic resistance of osseous element through finite element modeling;** Researchgate, October 2013.

LENOIR H., MICALLEF J.P., DJERBI I., WAITZENEGGER T., LAZERGES L., CHAMMAS M., COULET B.; **Total elbow arthroplasty: Influence of implant positioning on functional outcome;** Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, 2015.

KINCAID B.L., AN K.; *Elbow joint biomechanics for preclinical evaluation of total elbow prostheses;* Journal of Biomechanics; Elsevier, 2013.

LAKATOS E. M., MARCONI M.A.; **Fundamentos de metodologia científica;** Atlas, São Paulo, 2003.

MAKEITFROM; <https://www.makeitfrom.com/material-properties/UNS-R30075-ASTM-F75-ISO-5832-4-Co-Cr-Mo-Alloy>, consulted in data: 09/2018.

MARSH J.P., MD, FRCSC, King G.J.W., MD, MSc, FRCSC; **Total Elbow Arthroplasty**; Operative Techniques in Orthopaedics; Elsevier, 2013.

MAARTEN J. et Al; **Linking of total elbow prosthesis during surgery; a biomechanical analysis**, J Shoulder Elbow Surg, 2013.

MAURET W. THALMANN D., HOFFMEYER P., BEYLOT P., GINGINS P., KALRA P., MAGNENAT THALMANN N.; **A Biomechanical Musculoskeletal Model of Human Upper Limb for Dynamic Simulation**; Proceedings of the Eurographics Computer Animation and Simulation Workshop in Poitiers, France, 1996.

MENCHI M.; **I principali muscoli dell'arto superiore (dalla fisiologia all'allenamento)**; in <<https://www.scribd.com/document/290361537/Muscoli-Braccia-2>>, consulted in data: 06/2018.

MUDGAL C.S., JUPITER J., KONOPKA j. F.; **Complications of Total Elbow Arthroplasty**; ResearchGate, 2011.

MURRAY W. M., BUCHMAN T.S., DELP S.L.; **Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions**; Journal of Biomechanics, Elsevier, 2002.

NADER M. OTTO BOCK; **Manuale protesi- Protesi per arto superiore**. Schiele & Schol 1990.

PENNESTRÌ E., STEFANELLI R., VALENTINI P.P., VITA L.; **Virtual musculoskeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb**; Journal of Biomechanics, Elsevier, 2007.

PERRETTA D., MD, WOUTER F. VAN LEEUWEN, MD, GEORGE DYER, MD, DAVID RING, MD, PHD, NEAL CHEN, MD; **Risk factors for reoperation after total elbow arthroplasty**. J Shoulder Elbow Surg, Elsevier, 2017.

PIGEON P., YAHIA L., FELDMAN A.G.; **Moment Arm and Lengths of Human Upper Limb Muscles as Functions of Joint Angles**; J. Biomechanics, Pergamon, 1996.

PRKIC A., WELSINK C., THE B., VAN DEN BEKEROM M.P.J., EYGENDAAL D.; **Why does total elbow arthroplasty fail today? A systematic review of recent literature**; Orthopaedic Surgery, CrossMark, 2017.

PRODANOV C. C., DE FREITAS E. C.; **Metodologia do trabalho científico: métodos e técnicas da pesquisa e do trabalho acadêmico**; Universidade de FEEVALE; Novo Hamburgo, 2013.

PROJECTBODYPARTS3D; <http://lifesciencedb.jp/bp3d/>; consulted in data: 09/2018.

PUTZ R., PABST R., PUTZ RENATE; **Atlas de Anatomia Humana Sobotta: Volume 1 Cabeça, Pescoço e Extremidade superior**; 21a edição atualizada; Guanabara, Rio de Janeiro, 2000.

RAMSEY M.L., MD; **Linked Total Elbow Arthroplasty**; Operative Techniques in Orthopaedics; Elsevier, 2010.

SAEED I., HAMID R., ELAHEH B.; **A Modelling of Elbow Flexion and Calculation of Muscle Moment and the Reaction Force on Elbow Using ADAMS Software**; Physical Education & Sport Science Faculty, Birjand University, Birjand, Iran, 2013.

SCHNEEBERGER AG, ADAMS R, MORREY BF.; **Semiconstrained total elbow replacement for the treatment of post-traumatic osteoarthritis**. J Bone Joint Surg Am, 1997.

VALENTI A.; **Analisi di una Protesi di Gomito**; Trabalho de Conclusão de Curso; Università degli studi di Palermo, 2017.

ZIENKIEWICZ O.C., CBE,FRS, FEng, TAYLOR R.L.; **The Finite Element Method, Fifth edition, Volume 1: The Basis**; Butterworth Heinemann, 2000.

Certifico que o aluno **Carlo Tripoli**, autor do trabalho de conclusão de curso intitulado “**Elaboração de um modelo físico para o estudo de uma prótese de cotovelo e avaliação de diferentes configurações de montagem**”, efetuou as correções sugeridas pela banca examinadora e que estou de acordo com a versão final do trabalho.

A handwritten signature in black ink, consisting of stylized cursive letters, positioned above a horizontal line.

Paulo Henrique Vieira Magalhães

Orientador

Ouro Preto, 20 de Dezembro de 2018