



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO**

JEFERSON GENARO GOMES

**DIMENSIONAMENTO DOS ATUADORES DE UMA PRÓTESE DE MEMBROS SUPE-
RIORES ENDOENERGÉTICA PARA AMPUTADOS TRANSMETACARPIANOS**

**CAMPINAS
2017**



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO**

JEFERSON GENARO GOMES

DIMENSIONAMENTO DOS ATUADORES DE UMA PRÓTESE DE MEMBROS SUPERIORES ENDOENERGÉTICA PARA AMPUTADOS TRANSMETACARPIANOS

Orientador: Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, na área de Área de Automação.

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO
DEFENDIDA PELO ALUNO JEFERSON GENARO GOMES
E ORIENTADO PELO PROF. DR. ANTONIO AUGUSTO FASOLO QUEVEDO

Assinatura do Orientador

**CAMPINAS
2017**

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): Não se aplica.

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Área de Engenharia e Arquitetura
Luciana Pietrosanto Milla - CRB 8/8129

G585d Gomes, Jeferson Gomes, 1981-
Dimensionamento dos atuadores de uma prótese de membros superiores endoenergética para amputados transmetacarpianos / Jeferson Genaro Gomes. – Campinas, SP : [s.n.], 2017.

Orientador: Antônio Augusto Fasolo Quevedo.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Amputação. 2. Membros superiores. 3. Prótese. I. Fasolo Quevedo, Antônio Augusto, 1970-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Actuators´s dimensioning of an endoenergetic upper limb prosthesis for transmetacarpian amputees

Palavras-chave em inglês:

Amputation

Upper limbs

Prosthesis

Área de concentração: Automação

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica

Banca examinadora:

Antônio Augusto Fasolo Quevedo

Franco Giuseppe Dedini

Eduardo Tavares Costa

Data de defesa: 20-02-2017

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Elétrica

AGRADECIMENTOS

Durante toda minha infância e adolescência meu pai teve uma bicicletaria e minha mãe, que trabalhava com educação infantil, também ajudava meu pai na loja. Por muitas vezes, eu vi meu pai consertando furo de pneu de bicicleta e minha mãe lavando as bicicletas, e me diziam que tinham que fazer o trabalho com muito empenho porque assim o freguês iria voltar. Agradeço a Deus e aos meus pais, Antonio Roberto e Maria Alba (in memoriam), por mais esse ensinamento.

Agradeço

as minhas irmãs, Geisa e Joice, e familiares,

ao professor Antônio Quevedo e a todos os professores do Departamento de Engenharia Biomédica

ao professor Franco Dedini e alunos do DSI da FEM

a Ana Sastre, a Irani Santos, ao Carlos Lourenço, ao Mauro Martinazzo, ao Renato Moura e Flávio Santos, e a todos funcionários do DEB, do CEB e da FEEC

aos funcionários da limpeza, do bandeirão e da segurança e a todos funcionários da Unicamp

aos professores Marcelo Franchin, Alceu Ferreira e Alcides Padilha e a todos os professores e funcionários da Unesp Bauru

a todos os alunos que participaram das reuniões do grupo Rehab-Journal

a meus amigos do DEB, da capoeira, da rua Iapó, do Liceu, da Unesp, da biomecânica da FEF e da Unicamp

a Biofabris da FEQ – Unicamp e ao Instituto Renato Archer

Enfim agradeço a todos vocês que direta e indiretamente, com toda certeza, ajudaram nessa caminhada. Gratidão a todos.

RESUMO

Nas últimas décadas (anos 1978 a 2016), o projeto de próteses endoenergéticas construídas para amputados transmetacarpianos se baseia apenas nas medidas antropométricas do usuário e costumam desconsiderar a força de flexão de punho. Este trabalho tem o objetivo de desenvolver um modelamento matemático, simulado no MatLab®Inc, onde o dimensionamento dos atuadores é obtido a partir do valor da capacidade da força de flexão do metacarpo, ainda presente no usuário. Além disso, consideram-se os seguintes fatores: as medidas dos dedos e metacarpo protético, e dos ângulos iniciais das articulações do dedo protético, com a finalidade de reduzir a incidência de possíveis lesões na articulação de punho, devido ao uso constante da prótese. Deste modo, foram utilizados o método de articulações de múltiplos graus de liberdade e o princípio do trabalho virtual para o cálculo da força de preensão do dedo protético e da constante elástica das molas, presentes nas articulações do dedo protético. Quando projetado o sistema protético para um usuário com força de flexão de punho de 15N e uma posição inicial do dedo protético de aproximadamente 60 graus, as constantes elásticas são de **K1= 0.7873 N/mm**, **K2 = 0.8007 N/mm** e **K3 = 0.8007 N/mm** e a força de preensão no eixo Y é de **18.8 N**. Para aferir estes resultados teóricos, foi simulado a prótese com dois dedos em oposição com constantes elásticas de para **K1, K2 e K3** igual a **0,8 N/mm** utilizando o software Algodoo, obtendo uma força normal a peça de **N = 11,55 N**. Sendo assim, podemos concluir que a metodologia elaborada mostrou a possibilidade de prever matematicamente a relação entre a força de flexão de punho do amputado e a força de preensão da prótese, antes de confeccionar o mecanismo.

Palavras-chave: amputação, membros superiores, prótese.

ABSTRACT

*In recent decades (years 1978 to 2016), endoenergetic prosthesis project built for transmetacarpian amputees was based only on user anthropometric measurements, and used disregards the amputee wrist flexion force. This work aims at creating a mathematical model, simulated on Matlab®Inc, where the dimensioning actuators are calculated from the available flexion force, still present on the user. Besides, were consider the following factors: fingers and prosthetic metacarpian measurements, and the initial angles of prosthetic finger joints, to reduce the possibility of wrist joint injuries, due to prosthesis constant use. Thus, the method of multiple degree of freedom linkage and the principle of virtual work were used to calculate the prehension force of prosthetic finger and the elastic constant of the springs, positioned on the prosthetic finger joints. When projected the prosthetic system for a user with wrist flexion force of 15N and an initial position with prosthetic finger approximately 60 degrees, elastics constants are **$K1 = 0.7873$ N/mm, $K2 = 0.8007$ N/mm and $K3 = 0.8007$ N/mm** and prehension force on Y axis is **18,8 N**. In order to gauge these theoretical results, was simulates a prosthesis with two fingers in opposition with approximately the same elastic constants using software Algodoo, that results a normal strength of $N = 11,55$ N. Therefore, we could conclude that elaborate methodology showed possibility to predict mathematically relation between wrist flexion force of amputee and prehension force of prosthesis, before mechanism confection*

Keywords: *amputation, upper limb, prosthesis.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Níveis de amputação de mão (ARAUJO, 2001)	17
Figura 1.2 – Amputação Transmetacarpiana	18
Figura 1.3 – Flexão e extensão (KAPANJI, 2007)	19
Figura 1.4 – Abdução e adução (KAPANJI, 2007)	20
Figura 1.5 – Preensão Palmar a) toda palma b) digito palmar (KAPANJI, 2007)	21
Figura 1.6 – Movimentos habituais dos dedos (KAPANJI, 2007)	21
Figura 1.7 – Prótese para transmetacarpiano distal (a) e proximal (b) (BENDER, 1978)	23
Figura 1.8 – Prótese para proximal transmetacarpiano com polegar poupado (BENDER, 1978).....	23
Figura 1.9 – Prótese para amputados parciais de mão (DICK; LAMB; DOUGLAS, 1984) ..	24
Figura 1.10 – Prótese para amputado parcial de mão com desarticulação de dedo indicador e polegar	24
Figura 1.11 – Prótese para amputados transmetacarpianos implementada com impressora 3d (VAN AS; OWEN, 2013)	25
Figura 2.1 - Tipos de molas (a) compressão (b) torção (c) tração.....	29
Figura 2.2 - Mão mecânica de madeira e com molas de extensão nas articulações	30
Figura 2.3 – Mão mecânica de alumínio e com molas de torção nas articulações.	30
Figura 2.4 – Mão mecânica de alumínio com êmbolo central e molas de torção nas articulações	31
Figura 2.5 – Mão mecânica de ABS com dois êmbolos centrais e molas de torção e tração (Protótipo implementado com a impressora 3D do Laboratório BioFabris Unicamp)	31
Figura 2.6 – Mão mecânica de ABS com um êmbolo central aberto e um maciço com molas de torção e tração (Mão mecânica prototipada com auxílio do Instituto Renato Archer	32
Figura 3.1 – Amputação Transmetacarpiana (fonte: foto tirada pelo autor)	33
Figura 4.1 - Prótese de membros superiores endoenergética para amputados transmetacarpianos	35
Figura 4.2 – Sistema Amplificador Mecânico de Força.	35
Figura 4.3 : Aplicando o princípio do trabalho virtual no dedo protético sem carga.....	37
Figura 4.4 : Esqueleto e Ângulos de cada loop do dedo protético	38
Figura 4.5 : Loop A	38
Figura 4.6 : Loop B.....	40

Figura 4.7 - Loop C	41
Figura 4.8 - Loop D	42
Figura 4.9 - Loop E.....	44
Figura 4.10 - Loop F.....	45
Figura 4.11 - Diagrama de forças	47
Figura 4.12 - Loop G	53
Figura 4.13 - Aplicando o princípio do trabalho virtual no dedo protético com carga	55
Figura 4.14 –Ambiente Matlab®Inc.....	58
Figura 4.15- Dedo protético com ângulos a_1 , b_2 e t_2	59
Figura 4.16 – Algoritmo para encontrar o valor de a_1	60
Figura 4.17 – Algoritmo para encontrar o valor de b_2	60
Figura 4.18 – Algoritmo para encontrar o valor de t_2	61
Figura 5.1 - Posições do dedo protético para diferentes forças de preensão	65
Figura 5.2 - Posições do dedo protético para diferentes forças de preensão	67
Figura 5.3 – Dedo protético com tendão	68
Figura 5.4 – Dois dedos protéticos em oposição	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 – Ossos do punho e metacarpo	17
Tabela 5.1 – Medidas do dedo protético (mm).....	62
Tabela 5.2 – Ângulos do dedo protético na posição inicial.....	62
Tabela 5.3 - Comprimento das molas e cabos	63
Tabela 5.4 – Comprimentos das molas relaxadas (mm).....	63
Tabela 5.5 – Força t de cada dedo protético	63
Tabela 5.6 – Valores das constantes elásticas e força F_a	63
Tabela 5.7 – Decomposição de F_a	64
Tabela 5.8 – Ângulos, a_1 , b_2 e t_2 para cada força t	64
Tabela 5.9 – Ângulos do dedo protético na posição inicial (rad)	65
Tabela 5.10 - Comprimento molas e cabos	65
Tabela 5.11 – Comprimentos das molas relaxadas.....	66
Tabela 5.12 – Força f de cada dedo protético.....	66
Tabela 5.13 – Valores das constantes elásticas e força F_a	66
Tabela 5.14 – Decomposição de F_a	66
Tabela 5.15 – Ângulos a_1 , b_2 e t_2 para cada força t	67

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

F_a	Força de apreensão na ponta do dedo protético
F_{mcp}	Força do metacarpo
F_{polia1}	Força da polia 1
F_{polia2}	Força da polia 2 transmitida pelo sistema amplificador de força
$Q1$	Comprimento do cabo da articulação metacarpofalangeana
$Q2$	Comprimento do cabo da articulação medial
$Q3$	Comprimento do cabo da articulação distal
P_a	Comprimento da ponta do dedo a base do dedo protético
r_{mcp}	Raio do metacarpo
r_{eng1}	Raio da engrenagem 1
r_{eng2}	Raio da engrenagem 2
t	Força no cabo X1
$X1$	Comprimento da mola da articulação metacarpofalangeana
$X2$	Comprimento da mola da articulação medial
$X3$	Comprimento da mola da articulação distal.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	4
RESUMO	5
ABSTRACT	6
LISTA DE FIGURAS.....	7
LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	10
SUMÁRIO	11
1 INTRODUÇÃO	13
1.1 AMPUTAÇÃO NO MUNDO	13
1.2 AMPUTAÇÃO NO BRASIL	15
1.3 A AMPUTAÇÃO TRANSMETACARPIANA E A ARTICULAÇÃO DE PUNHO	16
1.4 A MÃO HUMANA E A L.E.R.	20
1.5 A HISTÓRIA DA CONSTRUÇÃO DE PRÓTESES ENDO/EXOENERGÉTICAS	22
1.6 A RELAÇÃO ENTRE PRÓTESES ENDOENERGÉTICAS E EXOENERGÉTICAS.....	26
2 MOTIVAÇÃO	29
3 OBJETIVO	33
4 METODOLOGIA.....	34
4.1 CARACTERÍSTICAS DA PRÓTESE	34
4.2 SISTEMA AMPLIFICADOR MECÂNICO DE FORÇA.....	35
4.3 SISTEMA DE DEDOS	37
4.3.1 Equacionamento da posição para abrir e fechar o dedo protético	37
4.3.1.1 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade (Doughtly, 1998) aplicado ao Loop A	38
4.3.1.2 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop B	40
4.3.1.3 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop C	41
4.3.1.4 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop D	42

4.3.1.5 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop E.....	44
4.3.1.6 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop F.....	45
4.3.2 Equacionamento do trabalho virtual a partir das equações de posição	46
4.3.3 Equacionamento com carga na ponta do dedo	53
4.3.3.1 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop G	53
4.3.4 Equacionamento do princípio trabalho virtual com carga na ponta do dedo.....	54
4.4 AMBIENTE MATLAB®.....	58
5 RESULTADOS.....	62
5.1 SOFTWARE ALGODOO	68
6 DISCUSSÃO.....	70
7 CONCLUSÃO	72
REFERÊNCIAS	73
APÊNDICES.....	76

1 INTRODUÇÃO

Esta pesquisa trata da amputação transmetacarpiana que é um tipo de amputação parcial de mãos. O número de amputações acima do carpo no Brasil e em países pesquisados é comparável ao de amputações transradiais e transumerais, no entanto as empresas têm dificuldade em produzir próteses específicas para as amputações que não apresentam padrão. Vale notificar que houve esforços para reabilitar os amputados acima do carpo, envolvendo desde a construção de simples garras até próteses eletrônicas mais sofisticadas. Além disso, muitas foram as publicações que compararam a aceitação ou rejeição de próteses exoenergéticas e endoenergéticas para amputados de membros superiores¹. Alguns fatores, tais como conforto, durabilidade, cosmética, treinamento e custo contribuíram para o uso e abandono de próteses. Com o advento da impressão 3D, existem grupos de pesquisa científica produzindo próteses endoenergéticas baseadas apenas na antropometria do usuário, sem considerar a força de flexão de punho do amputado. Sendo que, o uso contínuo de próteses endoenergéticas por amputados transmetacarpianos pode ocasionar lesões na articulação do punho, tipicamente conhecidas como esforços repetitivos nos dedos da mão, tal como a L.E.R. (Lesões por esforços repetitivos).

1.1 AMPUTAÇÃO NO MUNDO

Nas últimas décadas, foram publicados alguns artigos que apontam os números de amputados por todo mundo, entretanto não se pode ter uma visão clara dos números exatos de amputados. Isto ocorre devido à grande parte das pesquisas terem sido feitas em centros de reabilitação e nem todos amputados frequentam estes locais. Além disso, quando tratamos da amputação transmetacarpiana, a presença desses amputados nestes centros fica ainda mais rara, devido à carência de prótese para amputados acima do carpo.

Nos Estados Unidos, de acordo com Ziegler-Grahan (2008), as amputações de membros superiores e inferiores afetam 1,6 milhão de habitantes em decorrência de doenças como vasculares, diabetes, tumores e traumas nos ossos e articulações. Estima-se que naquele

¹ BIDISS, Elaine A.; CHAU, Tom T.. Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years. **Prosthetics And Orthotics International**, Toronto, v. 3, n. 31, p.236-257, set. 2007.

país, em 2050, a quantidade de pessoas amputadas de membros irá chegar a, aproximadamente, 3,6 milhões de casos (ZIEGLER-GRAHAN, 2008). Dillingham (2002) aponta que nos Estados Unidos, no ano de 1996, a taxa de amputações por doenças vasculares era oito vezes maior que a de amputações por trauma. O autor afirma que, entre os anos de 1988 a 1996, os fatores que mais contribuíam para amputação por doenças vasculares eram diabetes, cigarro e hipertensão

Segundo Luff et al. (2005), no Reino Unido, entre junho de 2004 e março de 2005, as principais ocorrências de amputações de membros superiores foram trans-humerais, trans-radiais e parciais de mão, ocorrendo principalmente na faixa etária de 16 a 54 anos. Nestes casos, as amputações parciais de mão e de dígitos são causadas principalmente por acidente mecânico. Os autores apontam que, em relação aos membros inferiores, a maior ocorrência de amputações ocorreu no nível trans-tibial, seguida pela amputação trans-femoral, em pessoas com idade acima dos 54 anos e causadas por doenças vasculares tais como diabetes (LUFF et al., 2005).

Na Noruega, entre outubro de 2006 e maio de 2008, estudos conduzidos por Østlie et al. (2010), apontaram que a amputação de membros superiores mais usual é a trans-radial e parcial de mão, sendo que acidentes de trabalho, acidentes automobilísticos, explosões, infecções e câncer foram as principais causas de amputações de membros superiores.

Da mesma forma, na Arábia Saudita, entre 1977 e 1990, as principais ocorrências de amputações de membros superiores foram trans-radial, parcial de mão e trans-humeral. Destas, os acidentes com máquinas foram a principal causa (AL-TURAIKI; AL-FALAH, 1993). Os autores apontam que a maior incidência das amputações de membros inferiores é trans-tibial, seguida por trans-femoral, sendo os acidentes automobilísticos o principal motivo.

Segundo Resnick (2012), na guerra do Iraque, dentre as amputações de membros superiores estão perdidas de parte das mãos, dedos e polegares. Na guerra da Croácia, durante os anos de 1991 e 1992, foram relatados que as amputações de membros superiores ocorreram principalmente nos dedos da mão e a principal causa de amputação de membros superiores foram por granada, armas de fogo e bombas (JOVANOVIC et al., 1999).

1.2 AMPUTAÇÃO NO BRASIL

No Brasil, as Diretrizes de atenção à pessoa amputada, publicadas pelo Ministério da Saúde, definem a amputação como parte do tratamento de diversas doenças visando a melhoria da qualidade de vida do paciente (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013). De acordo com os dados do Ministério da Saúde, em 2011, os principais motivos de amputações pelo SUS foram causas externas, doenças infecciosas e parasitárias, doenças do aparelho circulatório, diabetes, doenças do sistema osteomuscular e do tecido conjuntivo.

O Censo Demográfico publicado em 2010 não apresenta detalhes sobre o uso de prótese de membros superiores e inferiores, mas relata que 23,09% da população total brasileira (45.606.048 de habitantes) tem algum tipo de deficiência. Neste Censo, as deficiências foram divididas em visual (18,6%), auditiva (5,1%), motora (7%) e mental ou intelectual (1,4%).

Em estudo de REIS; JÚNIOR; CAMPOS (2012), traçou-se o perfil epidemiológico de amputados de membros superiores e inferiores no Centro de Reabilitação e Readaptação Dr. Henrique Santillo. Foi relatado que as amputações ocorrem principalmente por doenças vasculares, acidentes automobilísticos, atropelamentos, acidentes com arma branca e de trabalho (REIS; JÚNIOR; CAMPOS, 2012).

De acordo com o Anuário Estatístico da Previdência Social - AEPS 2013 (MINISTÉRIO DA PREVIDÊNCIA SOCIAL, 2013), as amputações traumáticas no nível do punho e da mão foram de 8.602 casos, sendo que de 5.912 ocorreram no trabalho, 155 no trajeto trabalho-domicílio, 13 por doença do trabalho e 2.520 não tiveram registro no CAT (Comunicação de Acidente de Trabalho).

De acordo com o VIVA (Vigilância de Violências e Acidentes) do DATASUS (Departamento de Informática do Sistema Unificado de Saúde), dos pacientes que responderam que o acidente ocorreu no trabalho ou durante o trajeto para o trabalho em 2011, 72,8% dos casos eram de amputações de membros superiores e 37,3% de membros inferiores. Em conformidade com o DATASUS, as principais causas dos ferimentos de membros, em 2011, foram por objetos perfuro cortantes, sendo que as amputações se concentraram na faixa etária de 30 a 59 anos. Em 2009, os principais motivos de amputações de membros, segundo o DATASUS, foram por

ferimentos por objetos perfuro cortantes e esmagamentos, e naquele ano as amputações se concentraram na faixa etária de 20 a 29 anos.

Com estes dados, pode-se verificar que o Censo de 2010 não especificou o tipo de deficiência e classificou todo tipo de deficiência motora em um único grupo, de modo que não é possível averiguar o número de pessoas com amputações transfalangeana ou trans-humerais, por exemplo. Ao mesmo tempo, os dados apresentados pelo Ministério da Saúde mostraram as causas que levaram às amputações, mas não foram especificadas as porcentagens das amputações entre membros inferiores e superiores. A divisão entre membros superiores e inferiores foi obtida no DATASUS, mas devido a esta pesquisa ter sido realizada em hospitais de emergência, o resultado não pode ser considerado verdadeiro para todo Brasil. O dado mais relevante foi obtido quando pesquisado o Ministério da Previdência, que forneceu a informação completa com todos os níveis de amputações de 2013. Talvez não seja possível considerar esse número como sendo verdadeiro para todo o país, devido ao fato de haver pessoas amputadas que não estão cadastradas na previdência social, mas pode ser verificado que a cada ano existem amputados parciais de mão no Brasil carentes por próteses para amputados transmetacarpianos.

1.3 A AMPUTAÇÃO TRANSMETACARPIANA E A ARTICULAÇÃO DE PUNHO

Os níveis de amputações de membros superiores podem ser definidos com base na figura 1.1, dos quais as siglas *sup* e *inf* destacam a colocação da prótese, exatamente para definir o melhor nível para colocação da prótese comercial. O local em que a amputação deve ser superior (*sup*) ou inferior (*inf*) ao ponto em questão, para amputações parciais de mão recomenda-se a preservação ao máximo da mão do amputado visando a funcionalidade (ARAÚJO, 2001). De modo que, ao ser verificada a necessidade da amputação de um membro lesionado do paciente, já está sendo analisado, pela equipe médica, o “nível ótimo de amputação” para colocação de prótese e reabilitação (BOCCOLINI, 2000).

Araújo (2001) define os níveis de amputação de membros superiores como escapulectomia total (S1), supressão parcial da escápula e da clavícula (S2), desarticulação ulnar-carpiana (UC), desarticulação carpo-metacarpiana (CM), transmetacarpiana (TM), desarticulação metacarpofalangeana (MP), desarticulação interfalangea-

na (IP), polegar (PO), escápulo-umeral (SH), umeral (H), desarticulação do cotovelo (HU) e ulnar (U).

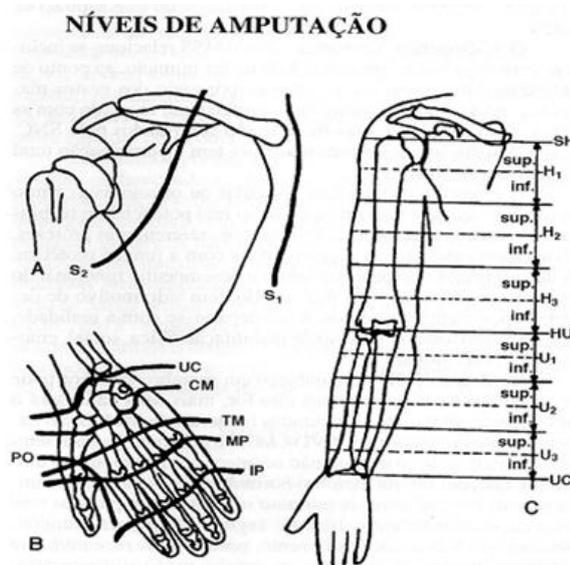


Figura 1.1 – Níveis de amputação de mão (ARAUJO, 2001)

Segundo Kapandji (2007) as articulações do punho são descritas como articulação radiocarpal (1) e articulação mediocarpal (2). O autor complementa dizendo que a articulação radiocarpal está entre a extremidade distal do rádio e os ossos da fileira proximal do carpo, e a articulação mediocarpal está entre a fileira proximal e a distal dos ossos do carpo. Os ossos pertencentes à amputação transmetacarpiana podem ser descritos:

Tabela 1.1 – Ossos do punho e metacarpo

a) trapézio	b) trapezoide	c) capitato	d) hamato	e) escafoide
f) semilunar	g) pisiforme	h) piramidal	i) 1º metacarpo	j) 2º metacarpo
k) 3º metacarpo	l) 4º metacarpo	m) 5º metacarpo	n) rádio	o) ulna

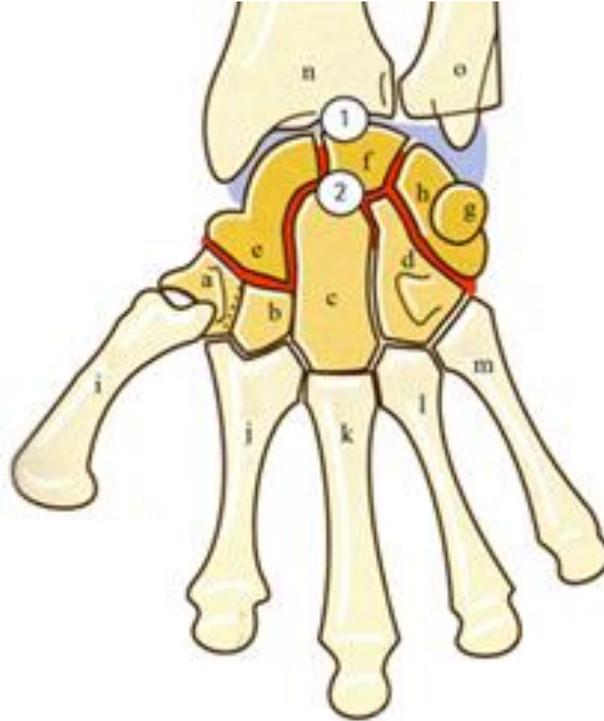


Figura 1.2 – Amputação Transmetacarpiana

Em conformidade com Kapandji, os movimentos do punho são de abdução-adução e flexão-extensão. Para a construção da prótese endoenergética descrita neste projeto, o principal movimento que será utilizado pelo amputado será de flexão e extensão, em que a flexão abrirá os dedos protéticos e a extensão fechará. Kapandji complementa dizendo que a flexão ativa é de 85° e a extensão ativa também é de 85° , sendo que a flexão e a extensão também podem ser passivas, chegando a 100° em pronação e 95° em supinação. Vale lembrar que os ligamentos colaterais posteriores e anteriores são participantes por estes movimentos.

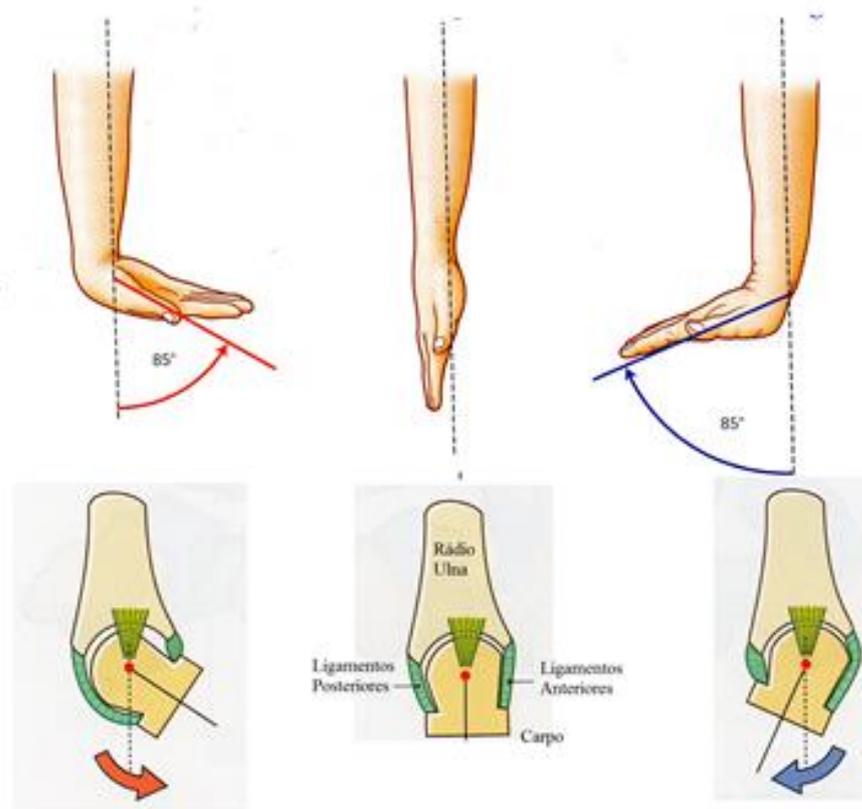


Figura 1.3 – Flexão e extensão (KAPANJI, 2007)

Kapandji descreve que a abdução (desvio radial) não ultrapassa 15° e a adução (desvio ulnar) é de 45° , sendo os ligamentos radial e ulnar participantes por estes movimentos. Os movimentos de abdução e adução não serão essenciais para o movimento do mecanismo protético aqui descrito, no entanto, a prótese não imobilizará a articulação de punho do amputado, de forma a permitir que estes movimentos sejam executados.

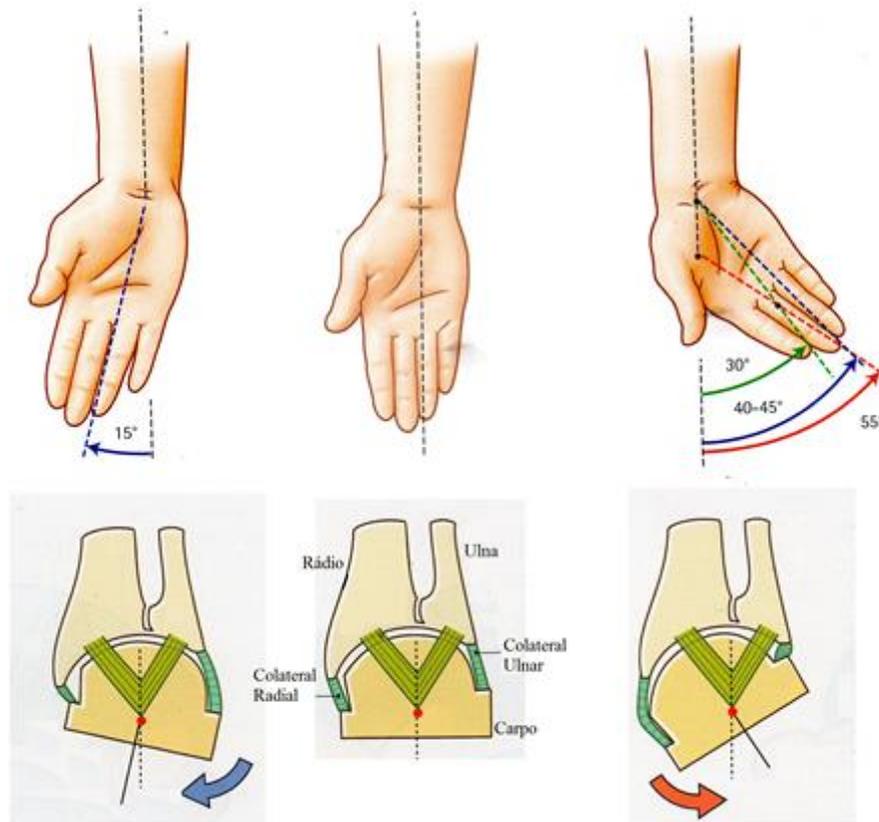


Figura 1.4 – Abdução e adução (KAPANJI, 2007)

1.4 A MÃO HUMANA E A L.E.R.

Para construção dos dedos protéticos tomou-se como base a abertura e fechamento da mão humana, sendo que de acordo Mackenzir e Iberall (1994), “a preensão envolve o ato de prender firmemente um objeto com a proposta de manipulá-lo, transportá-lo ou senti-lo”. Segundo Kapanji (2007), “a preensão se deve à disposição especial do polegar, que pode se opor a todos os outros dedos” e complementa dizendo que a perda do polegar torna a mão quase inútil.

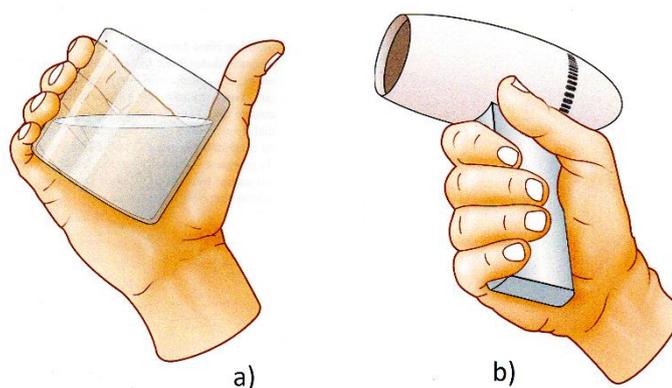


Figura 1.5 – Preensão Palmar a) toda palma b) dígito palmar (KAPANJI, 2007)

Para Kapanji (2007), as preensões palmares podem ser classificadas como: (1.) "dígito palmares", que podem ser definidas como a "oposição da palma com os quatro últimos dedos" e "toda a palma", a "preensão de força utilizada para objetos pesados e relativamente volumosos". O autor complementa dizendo que nos movimentos de escrita estudados por Duchenne de Boulogne, quando se desliza o lápis para frente, os músculos interósseos flexionam a falange proximal (F1) e estiram as falanges mediais (F2) e distais (F3). Quando o lápis retorna para trás, o músculo extensor do dedo (ED) estira a falange distal e o músculo flexor superficial dos dedos (FSD) flexiona a falange medial.

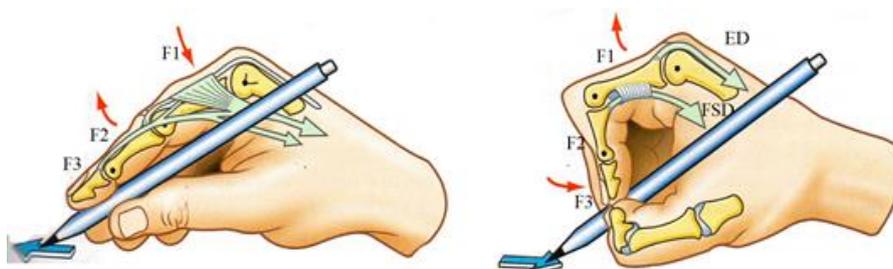


Figura 1.6 – Movimentos habituais dos dedos (KAPANJI, 2007)

Vale ressaltar que o usuário de prótese estará submetido a situações rotineiras em que o uso da prótese será necessário sendo assim, o constante uso da articulação do punho pode resultar em doenças, tais como LER e DORT. A LER (lesões por esforços repetitivos) ou DORT (doenças osteoarticulares relacionadas ao trabalho) podem ser definidas como "uma desordem tendinosa de origem ocupacional que atinge os membros superiores, região escapular e pescoço pelo uso forçado e repetido de grupos musculares ou em consequência de uma postura forçada" (INSS,2003). Segundo o Ministério do Trabalho, alguns são os fatores de risco que acarretam em LER ou DORT, tal como "repetitividade de movimentos,

manutenção de posturas inadequadas por tempo prolongado, esforço físico, invariabilidade de tarefas, pressão mecânica sobre determinados segmentos do corpo, em particular, membros superiores, trabalho muscular estático, choques e impactos, vibração, frio, fatores organizacionais e psicossociais” (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2000).

O DATASUS, em 2013, mostrou que a incidência de DORT ocorre mais em mulheres (71,03%) que em homens (28,97%), e que a maior parte adquiriu esta doença na faixa etária de 30 a 59 anos (55,87%).

Quando foi referido anteriormente o perigo de LER com o uso de prótese endoenergética, se procurou destacar que quando este tipo de prótese não utiliza nenhuma forma de amplificação da força do usuário e o membro amputado é interligado diretamente à carga, pode-se sobrecarregar a articulação de punho e provocar lesões.

1.5 A HISTÓRIA DA CONSTRUÇÃO DE PRÓTESES ENDO/EXOENERGÉTICAS

Durante a história da reabilitação houve grandes avanços para reinserir o amputado transmetacarpiano a realizar suas atividades diárias. Isto foi obtido desde a construção de simples garras para realizar funções específicas e limitadas, até a construção de equipamentos eletromecânicos mais sofisticados para atingir objetivos mais complexos.

Como visto anteriormente, o número de amputações acima do carpo é comparável ao de outros níveis de amputações de membros superiores. Entretanto, mesmo atualmente, as empresas de próteses têm dificuldade em produzir próteses específicas para cada nível de amputação, sendo este conceito conhecido como “dilema da extremidade superior” (LAKE; FAAOP; DODSON, 2006).

Araújo (2001) afirma que próteses endoenergéticas são aquelas que utilizam a propulsão muscular para movimentar o mecanismo protético, enquanto próteses exoenergéticas utilizam fontes externas para garantir a abertura e fechamento do sistema protético, tal como pilhas e baterias. Na década de 70, as amputações parciais de mão poderiam causar limitações ao amputado, o qual poderia ter dificuldade de se adaptar com o uso de próteses e órteses (BENDER, 1978). A figura abaixo mostra uma prótese endoenergética para amputado transfalangeano com polegar poupado. No mesmo artigo, Bender descreve uma prótese endo-

energética para amputados transmetacarpianos, com amputação distal com polegar poupado, e uma amputação transmetacarpiana proximal.

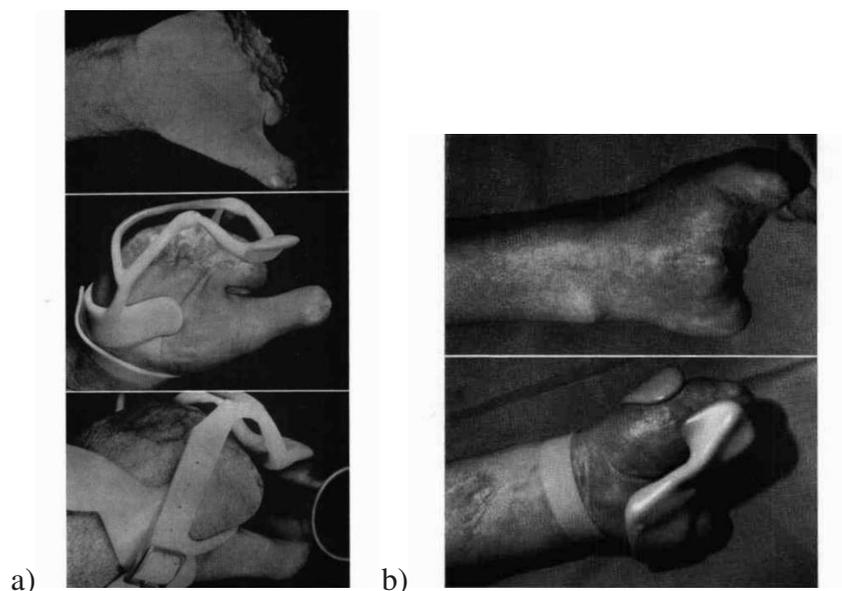


Figura 1.7 – Prótese para transmetacarpiano distal (a) e proximal (b) (BENDER, 1978)

Bender (1978) apresentou naquele artigo a prótese endoenergética, construída para amputados transmetacarpianos com amputação proximal e polegar poupado.

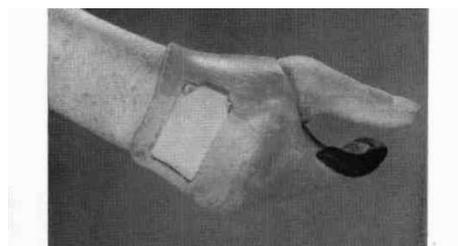


Figura 1.8 – Prótese para proximal transmetacarpiano com polegar poupado (BENDER, 1978)

Em 1984, Dick, Lamb e Douglas (1984) desenvolveram uma prótese endoenergética para amputados parciais de mão ou com má formação congênita, que funcionava com a flexão e a extensão do punho para movimentar o mecanismo.

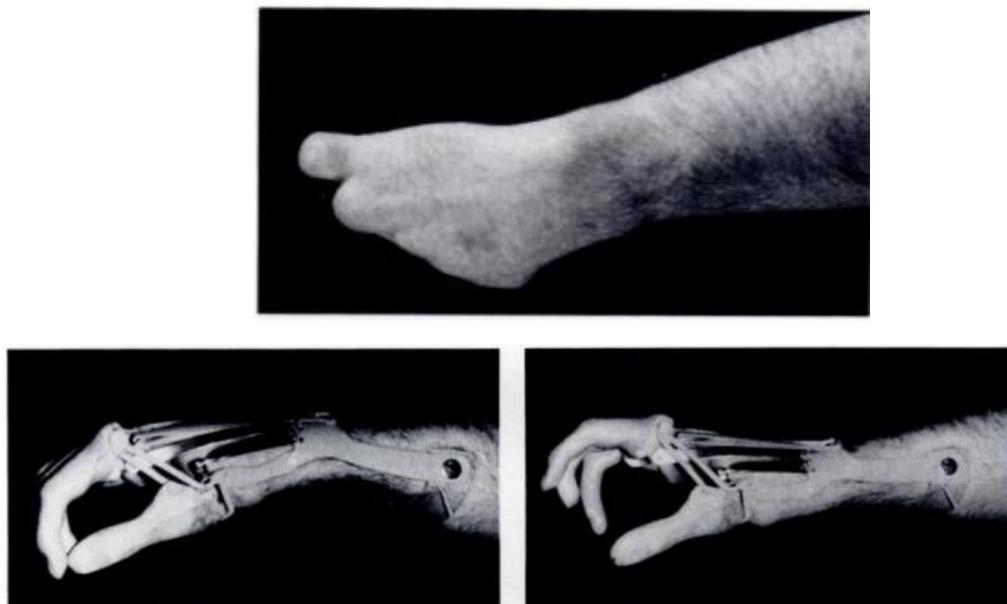


Figura 1.9 – Prótese para amputados parciais de mão (DICK; LAMB; DOUGLAS, 1984)

Shim et al., (1998) construíram uma prótese endoenergética para amputados parciais de mão com desarticulação do dedo polegar e indicador, que também era acionada com a flexão e a extensão do punho.

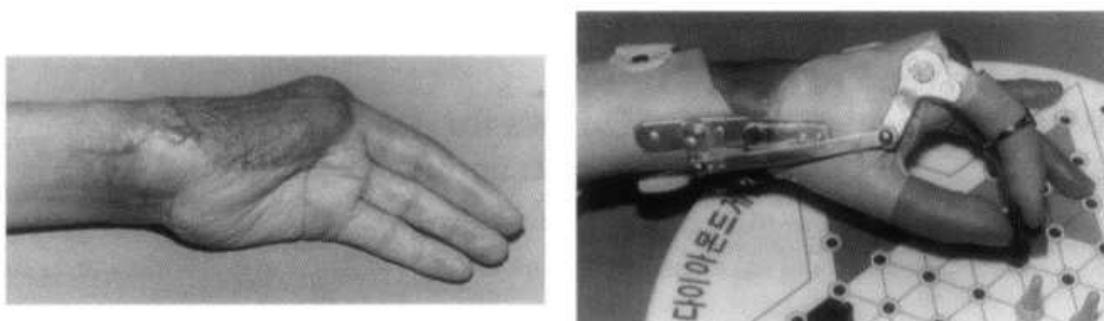


Figura 1.10 – Prótese para amputado parcial de mão com desarticulação de dedo indicador e polegar

Com base nas próteses comerciais existentes nos anos 90, "a amputação transmetacarpiana não se prestava para uso de prótese, nem para uso funcional, a não ser apoio" (BOCCOLINI, 1990, p. 183), isto ocorre particularmente no Brasil.

Weir, Grahn e Duff (2001) realizaram a construção de uma prótese exoenergética mioelétrica para amputados transmetacarpianos, utilizando um mecanismo de pinça adaptado a um pequeno motor e sensores mioelétricos para captação de sinais. Segundo o autor, construir próteses para amputados parciais de mão tornou-se um desafio ao se verificar que qualquer mecanismo protético deveria ocupar o espaço entre os dedos protéticos e o metacarpo do usuário (WEIR; GRAHN; DUFF, 2001).

Em 2006, de acordo com Lake, ainda havia severas dificuldades em construir próteses para a amputação distal do punho, mesmo sendo essa deficiência de membros superiores mais comum entre os outros níveis de amputações de membros superiores.

Em 2013, Van As, um carpinteiro sul africano cujos quatro dedos da mão direita foram amputados, construiu com Ivan Owen sua própria prótese endoenergética customizada transmetacarpina, com a utilização de uma impressora 3D (VAN AS; OWEN, 2013). Os autores desta prótese feita em impressora 3D colocaram o projeto na internet, e atualmente existe uma organização não governamental chamada “Enabling de future” (SCHULL, 2017). Esta organização doa próteses para pessoas carentes, sendo que estas são produzidas por qualquer pessoa que tenha uma impressora 3D no mundo todo.



Figura 1.11 – Prótese para amputados transmetacarpianos implementada com impressora 3d (VAN AS; OWEN, 2013)

Além de próteses desenvolvidas em artigos científicos, existem empresas que produzem comercialmente próteses tais como a Otto Bock e a Touch Bionichs. A Otto Bock produz a “Transcarpal hand 8E44”, em que a prótese endoenergética tem o dedo polegar em adução contra a extensão de dois dedos, que se movem simultaneamente com o mesmo atuador (MURPHY, 2014). Além disso, o punho do usuário tem movimento de pronação e supinação. Da mesma forma, a Touch Bionichs produz a prótese exoenergética “I-digits quantum” para amputados parciais de mão, a qual contém um motor e uma caixa de engrenagens para cada dedo e pode ser adaptada quando um ou mais dedos do usuário foram perdidos (MURPHY, 2014)

1.6 A RELAÇÃO ENTRE PRÓTESES ENDOENERGÉTICAS E EXOENERGÉTICAS

Segundo Fraser (1998) uma prótese totalmente cosmética não caracteriza um insucesso na protetização, porque uma prótese mesmo que passiva pode ser utilizada de forma funcional. Além disso, complementa dizendo que uma prótese ativa, quando apresenta grande dificuldade de ser controlada, pode ser utilizada de forma apenas estética. Shim et al. (1998) afirmam que alguns dos fatores que levam amputados parciais de mão a rejeitarem suas próteses, tais como “pobre aparência das próteses, pouca ventilação na prótese, funções limitadas, e pouca sensação tátil” [p. 877]. Manlapaz et al. (2015) complementa as informações acima ao dizer que os motivos que levam alguns amputados ao não uso de prótese são o peso e o alto custo.

Millstein, Heger, Hunter (1986) fizeram a comparação entre as próteses endoenergética e elétricas e encontraram algumas vantagens em próteses elétricas, tais como maior conforto por causa da ausência de suspensão do cinto, próteses mais antropomórficas e força de pinça (66,7 N), comparado com a operação do gancho (31,1 N). Além do que, segundo o autor, o controle da prótese mioelétrica é mais natural, de modo que os movimentos das unidades da mão e do cotovelo são independentes da posição do corpo. Neste mesmo artigo, foram apresentadas algumas desvantagens por próteses elétricas (MILLSTEIN, HEGER e HUNTER, 1986), tais como altos custos dos componentes protéticos necessários (aproximadamente o dobro mais caro que operação com cabos) e manutenção (na média dois reparos por ano).

Segundo Resnick et al, uma prótese endoenergética para amputados transradiais custa de \$4.000 a \$10.000 dólares, enquanto que uma prótese elétrica custa de \$50.000 a 75.000 dólares. Uma prótese trans-humeral endoenergética custa de \$4.000 a \$8.000 dólares, enquanto que uma elétrica custa de \$25.000 a \$50.000 dólares (RESNICK et al., 2012). O autor complementa dizendo que, apesar da alta taxa de insatisfação com próteses, há muitas vantagens no uso delas, como a melhoria na higiene e limpeza, em comparação com a utilização de dispositivo passivo da prótese e não uso. Neste artigo, Resnick mostra que para aumentar a probabilidade de aceitação protética alguns parâmetros são fundamentais, tais como o treinamento protético e uma equipe experiente.

Segundo Bowers (2014), a utilização de dispositivos endoenergéticos proporciona algumas vantagens, tais como menor custo inicial, são mais leves, mais fáceis de reparar e oferecem melhor *feedback* para o corpo. O autor ainda afirma que as desvantagens típicas

desses sistemas são a aparência mecânica e a dificuldade de uso por algumas pessoas, porque dependem da capacidade física do usuário (BOWERS, 2014).

Construir próteses customizadas para cada usuário tornou-se cada vez mais necessário devido às diferentes forças de flexão de punho apresentadas pelos amputados transmetacarpianos. A escolha entre próteses endoenergéticas e exoenergéticas durante a história da reabilitação caminhou ao lado da evolução da tecnologia de equipamentos eletromecânicos. Por outro lado, existem projetistas que desenvolvem próteses endoenergéticas. Sendo assim, pode-se concluir que construir próteses com alta tecnologia não garante a aceitação da prótese, em que a simples falta de carga na bateria em uma situação rotineira pode implicar no abandono de determinado dispositivo. Assim, a escolha de próteses endoenergéticas ou exoenergéticas não depende apenas do protético que indicará a prótese, mas depende também do paciente que a utilizará. Ao verificar-se que as próteses são utilizadas principalmente em situações sociais (BIDDISS; CHAU; TOM; 2007), pode-se dizer que existe um grande desafio em atender as exigências do amputado, e tanto as próteses endoenergéticas quanto as exoenergéticas não evoluíram ao ponto de atender esse propósito

Para a construção da prótese endoenergética que foi desenvolvida neste projeto, tentou-se seguir alguns princípios levantados por estes estudos apresentados, tais como conforto, durabilidade, cosmética, treinamento e custo. De modo que cada usuário terá uma prótese projetada com a medição de sua força de flexão de punho, e com suas medidas antropométricas de forma a tornar a prótese customizada e mais confortável. Isto pode ser justificado por Kate, Smit e Breedveld (2017), que relata que a prótese construída em impressão 3D pode ter as seguintes características “individualizada, soquete personalizado, cores forma e tamanho, sem a necessidade de ajuste da máquina de produção”. Conforme visto neste trabalho as próteses endoenergéticas são mais baratas que próteses exoenergéticas e segundo Zuniga et al. (2015), existem vantagens na construção de próteses em impressão 3D de baixo custo, principalmente para crianças, devido ao crescimento constante desse indivíduo. Ela não será dependente de nenhum sistema exoenergético, que utilizam pilhas e baterias, e a única parada de utilização da prótese será em sua manutenção, com o intuito de torná-la mais durável. Segundo a literatura, qualquer mecanismo para uma prótese para amputados transmetacarpianos tem que ser construído entre os dedos protéticos e o metacarpo do usuário. Em nosso estudo, o sistema amplificador mecânico poderia ser aumentado de forma a aumentar igualmente a força do usuário, mas isso tornaria a prótese menos cosmética. Entretanto, não basta construir uma prótese que seja bem confortável,

durável, com baixo custo e com boa cosmética se meu tempo de treinamento é elevado. Nosso protótipo foi construído para que o usuário apenas rotacione uma alavanca para abrir e fechar os dedos protéticos, diminuindo o tempo de treinamento e conseqüentemente a taxa de rejeição da prótese.

2 MOTIVAÇÃO

Segundo a literatura, há uma alta ocorrência de amputações parciais de mão, com valores similares a amputações trans-radiais e trans-humerais, em países desenvolvidos, sub-desenvolvidos e países em guerras. O que diferencia as ocorrências de amputações nos países muitas vezes é a forma como se deu a amputação. O fato, citado anteriormente neste trabalho, de existir um grande número de amputados parciais de mão impulsionou, ao longo dos anos, os projetistas a investirem na produção de próteses endoenergéticas e exoenergéticas, mas os diferentes níveis de amputações parciais de mãos tornaram a construção de próteses em larga escala ineficaz. Com o avanço da tecnologia de próteses e o advento das impressoras 3D, construir próteses específicas para cada usuário é cada vez mais possível, mas muitas dessas próteses, apresentadas aos amputados no mercado, estão baseadas na proporcionalidade com a antropometria do amputado e não levam em consideração as diferentes forças de flexão de punho apresentadas por cada um. Isto pode acarretar em possíveis lesões causadas por esforços repetitivos devido ao uso constante da prótese.

Tendo em vista a construção de uma prótese de mão que pudesse suprir as atividades diárias do usuário, o projeto passou por algumas etapas envolvendo a verificação do tipo de mola para cada articulação, do formato das falanges e do sistema de engrenagens e polias. As diferentes fases da construção dos protótipos foram construídas com molas bicônicas (a), de torção (b) e de tração (c).

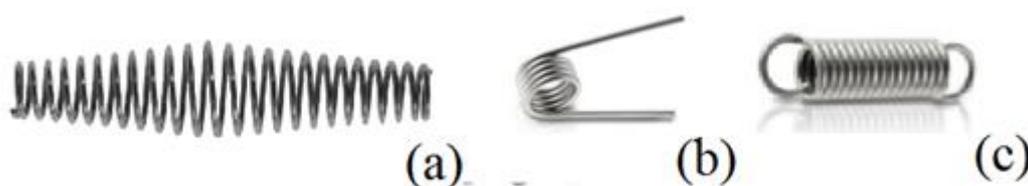


Figura 2.1 - Tipos de molas (a) compressão (b) torção (c) tração

O primeiro protótipo foi construído em madeira, com molas de extensão nas articulações, mas não apresentou força de preensão suficiente para o usuário.



Figura 2.2 - Mão mecânica de madeira e com molas de extensão nas articulações

O segundo foi construído em alumínio e com molas de torção nas articulações, mas não obteve o sucesso esperado porque apesar de ter força de prensão satisfatória, não era possível a abertura dos dedos com o tendão. Posteriormente, verificou-se que a dificuldade na abertura dos dedos devia-se ao formato do dedo.

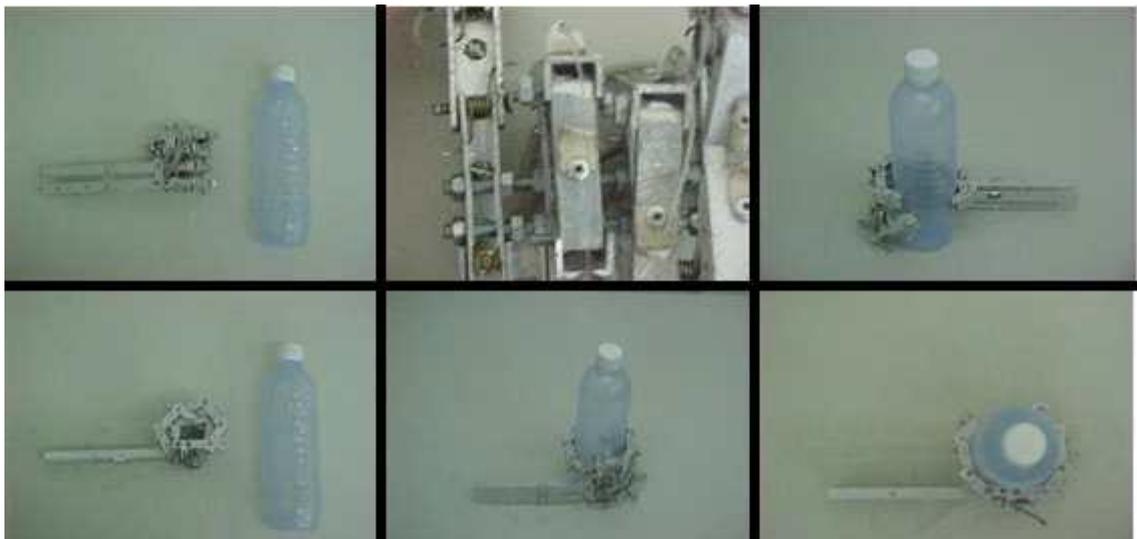


Figura 2.3 – Mão mecânica de alumínio e com molas de torção nas articulações.

O terceiro mecanismo foi construído também em alumínio e com molas de torção, além de uma alavanca adaptada em cada falange igual ao primeiro protótipo. Assim, foi posicionado um êmbolo central para abertura em conjunto de todos os dedos. Neste protótipo, devido ao atrito entre o tendão e o alumínio, era necessária uma força excessiva do usuário para abrir os dedos protéticos.

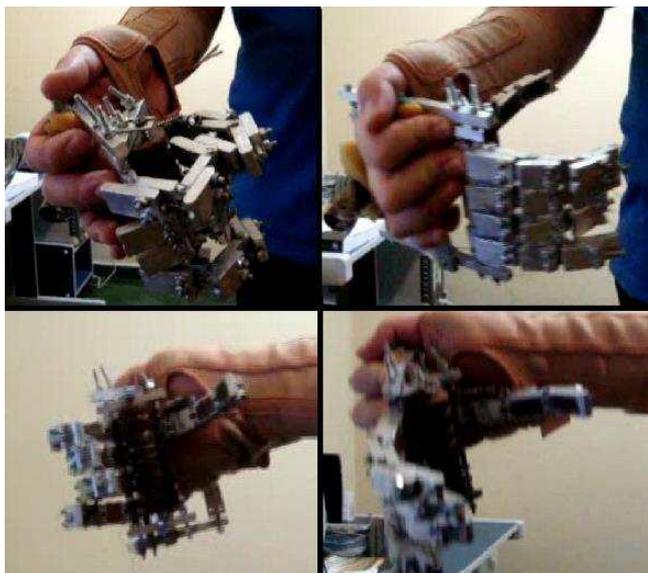


Figura 2.4 – Mão mecânica de alumínio com êmbolo central e molas de torção nas articulações

O quarto protótipo foi construído com molas de torção e tração e foi confeccionado em impressora 3D. Este modelo foi desenvolvido com as alavancas das falanges grandes e dois êmbolos centrais grandes, o que amplificou a força do usuário, mas fez com que o metacarpo do paciente ficasse a uma distância desproporcional aos dedos protéticos.



Figura 2.5 – Mão mecânica de ABS com dois êmbolos centrais e molas de torção e tração (Protótipo implementado com a impressora 3D do Laboratório BioFabris Unicamp)

O quinto protótipo foi construído com molas de torção nas articulações interfalangeanas distais e mediais, e molas de tração nas articulações metacarpofalangeanas, além de ser confeccionado em impressora 3D em material ABS. Nesta etapa, foram inseridas engrenagens e alavancas no mecanismo a fim de aproximar o metacarpo do usuário ao sistema de dedos e aumentar a força de preensão dos dedos protéticos. Uma deficiência apresentada neste protótipo foram as engrenagens que ficaram aparentes, podendo ferir o usuário.



Figura 2.6 – Mão mecânica de ABS com um êmbolo central aberto e um maciço com molas de torção e tração (Mão mecânica prototipada com auxílio do Instituto Renato Archer)

3 OBJETIVO

O objetivo principal desta dissertação é fornecer ao projetista uma ferramenta capaz de dimensionar uma prótese para amputados transmetacarpianos, através de um *software* em ambiente MatLab®Inc, em que o projetista irá dar as medidas antropométricas do dedo protético, a posição inicial do dedo protético e a força de flexão do punho do metacarpo restante do amputado. O *software* em MatLab®Inc² será capaz de executar as seguintes funções:

- Calcular o comprimento dos cabos e molas a partir da posição inicial do dedo protético;
- Calcular as constantes elásticas das molas a partir das equações dos comprimentos de molas e cabos, e da força de flexão de punho do usuário;
- Calcular a força de preensão do dedo protético através do método do trabalho virtual;
- Simular virtualmente a posição do dedo protético projetado, a partir da variação da força de flexão de punho do usuário.
- Simular o dedo protético no software Algodoo e comparar os dados gerados com os resultados obtidos com a metodologia proposta nessa dissertação.

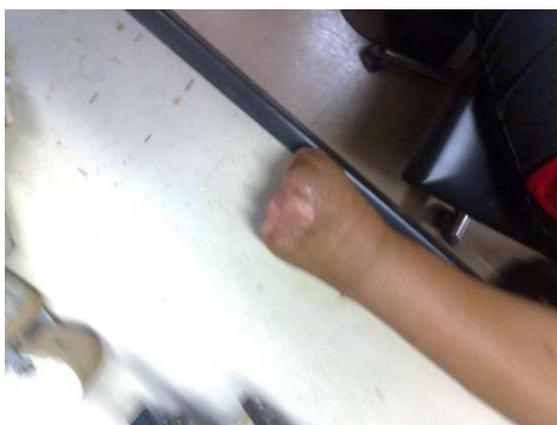


Figura 3.1 – Amputação Transmetacarpiana (fonte: foto tirada pelo autor)

² Software com registro da Unicamp número 638341, Massachusetts U.S.A.

4 METODOLOGIA

4.1 CARACTERÍSTICAS DA PRÓTESE

De acordo com Hofmann (2015), “para a construção de uma prótese é preciso considerar fatores tais como a localização da amputação e as forças que agem no membro restante”[p. 353], de modo que o presente trabalho busca apresentar uma metodologia de cálculos para dimensionamento das molas presentes nas articulações da prótese para amputados transmetacarpianos, em função da força de flexão do punho do usuário. A prótese é formada por um sistema de dedos, um sistema amplificador mecânico de força e um conjunto de tendões que interliga os dois sistemas (figura 4.1). O acionamento é feito por um sistema endoenergético, ou seja, que utiliza a propulsão muscular para movimentar o mecanismo (ARAÚJO, 2001). O sistema amplificador mecânico de força é composto por uma polia aberta onde será encaixado o metacarpo, duas engrenagens e duas polias de diferentes raios que amplificam a força do usuário. O mecanismo amplificador de força foi construído no espaço entre o metacarpo restante e os dedos protéticos (WEIR; GRAHN; DUFF, 2001). A mão protética é formada por três dedos (indicador, médio e polegar). A prótese poderia ter sido construída com cinco dedos, mas isto dividiria a força de flexão do metacarpo restante do paciente por cinco, diminuindo assim a força de preensão dos dedos protéticos. Todos os cálculos foram projetados com as seguintes condições:

- Atrito entre o fio tensor e a parte mecânica é mínimo;
- Atrito entre as partes mecânicas das articulações é mínimo;
- O fio tensor tem alongamento desprezível.

Cada dedo é formado por três falanges: proximal, média e distal (figura 4.1), e são posicionadas molas de extensão nas articulações metacarpofalangeanas, e nas articulações interfalangeanas médias e distais. A prótese é composta por dois sistemas: o primeiro, onde ocorre a interligação do metacarpo do usuário com a prótese, chamado de sistema amplificador mecânico de força; e o segundo formado por três dedos articulados com molas nas articulações, conforme mostra a figura 4.1.

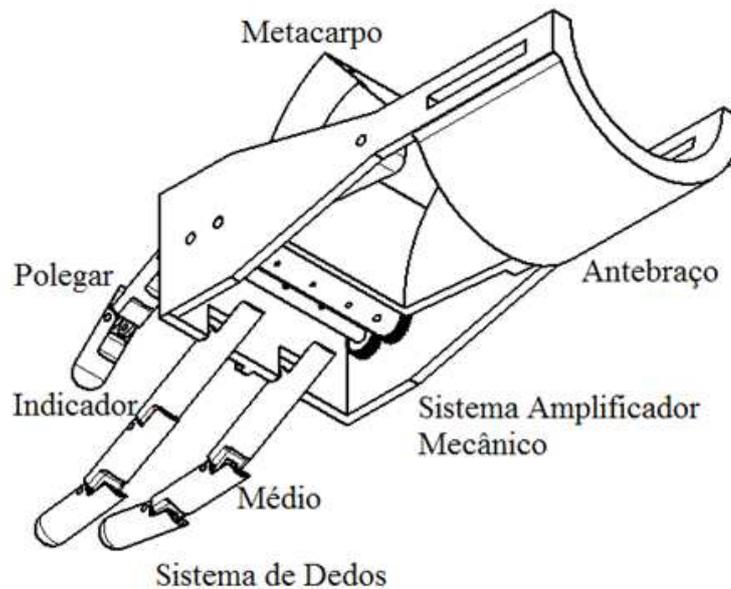


Figura 4.1 - Prótese de membros superiores endoenergética para amputados transmetacarpianos

4.2 SISTEMA AMPLIFICADOR MECÂNICO DE FORÇA

O tamanho do raio da polia aberta (r_{mcp}) e das engrenagens (r_{eng1} e r_{eng2}) faz com que haja um ganho entre a força exercida pelo paciente e a força de prensão dos dedos protéticos. O sistema de amplificação mecânica está disposto conforme a figura abaixo:

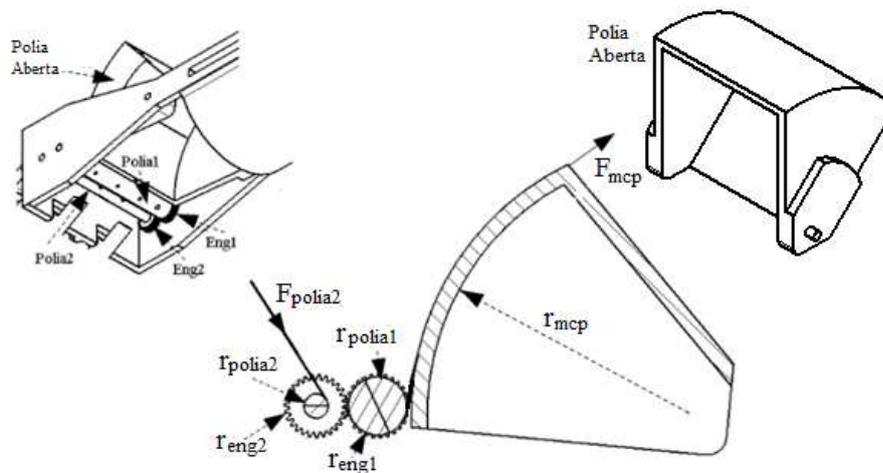


Figura 4.2 – Sistema Amplificador Mecânico de Força.

Quando o usuário executa o movimento de flexão do metacarpo, esta força é transmitida por meio de um cabo para a polia 1, e ocorre a rotação da engrenagem 1. Este

movimento de rotação, devido à interligação das engrenagens, faz com que haja a rotação da engrenagem 2 e consequentemente a rotação da polia 2. O momento de força da polia 1 é igual ao momento de força da engrenagem 1.

$$F_{mcp} * r_{polia1} = F_{eng1} * r_{eng1}$$

$$F_{eng1} = \frac{F_{mcp} * r_{polia1}}{r_{eng1}} \quad (1)$$

O momento de força da engrenagem 2 é igual ao momento de força da polia 2

$$F_{eng2} * r_{eng2} = F_{polia2} * r_{polia2}$$

$$F_{eng2} = \frac{F_{polia2} * r_{polia2}}{r_{eng2}} \quad (2)$$

Na conexão da engrenagem 1 com a engrenagem 2 (Figura 4.2), a força da engrenagem 1 será transmitida para a engrenagem 2, fazendo com que a força da engrenagem 1 seja igual à força da engrenagem 2, de modo que a força resultante da polia 2 seja:

$$F_{eng1} = F_{eng2}$$

$$F_{polia2} = \frac{F_{mcp} * r_{polia1} * r_{eng2}}{r_{polia2} * r_{eng1}} \quad (3)$$

4.3 SISTEMA DE DEDOS

A força fornecida a cada dedo será a força da *polia 2* dividida por três, pois a prótese foi construída com três dedos

$$t = \frac{F_{polia2}}{3} \quad (4)$$

A força t por todo o dedo será a mesma, devido ao equilíbrio de força do sistema.

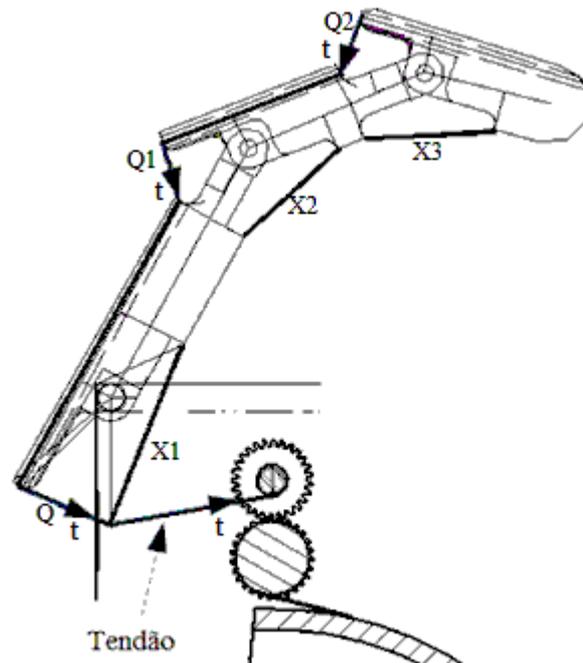


Figura 4.3 : Aplicando o princípio do trabalho virtual no dedo protético sem carga

4.3.1 Equacionamento da posição para abrir e fechar o dedo protético

Utilizou-se o método das articulações de múltiplos graus de liberdade (Doughty, 1998) para calcular as medidas do comprimento dos cabos **Q1**, **Q2**, **Q3**, o comprimento das molas **X1**, **X2** e **X3** para uma determinada posição. O método das articulações de múltiplos

graus de liberdade diz que a soma dos vetores num caminho fechado é igual a zero. Os ângulos a_1 , b_2 e t_2 determinam a posição do dedo protético.

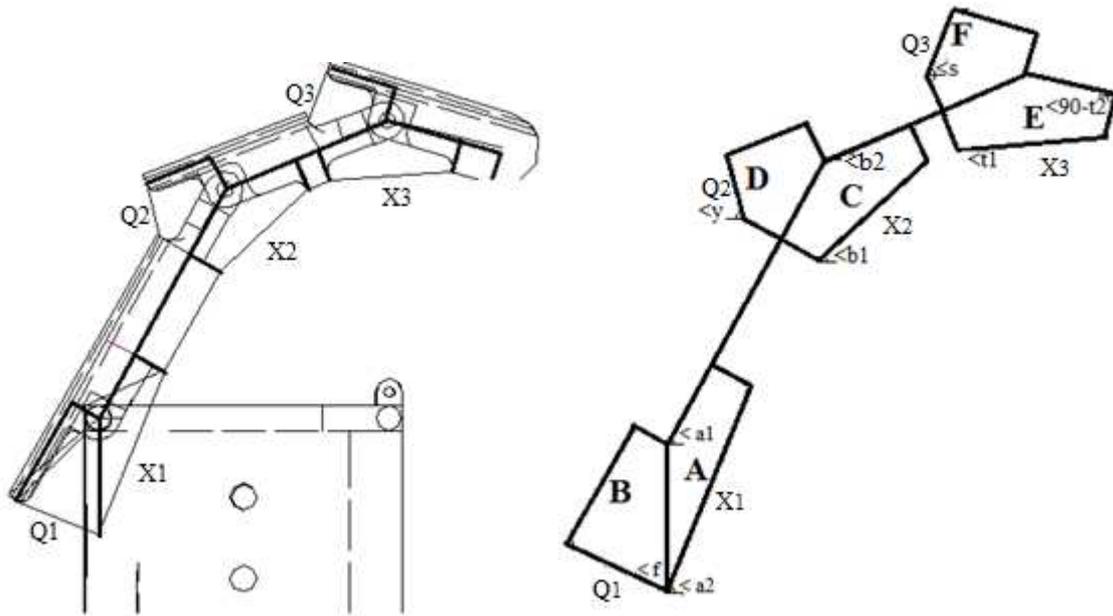


Figura 4.4 : Esqueleto e Ângulos de cada loop do dedo protético

4.3.1.1 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade (Doughtly, 1998) aplicado ao Loop A

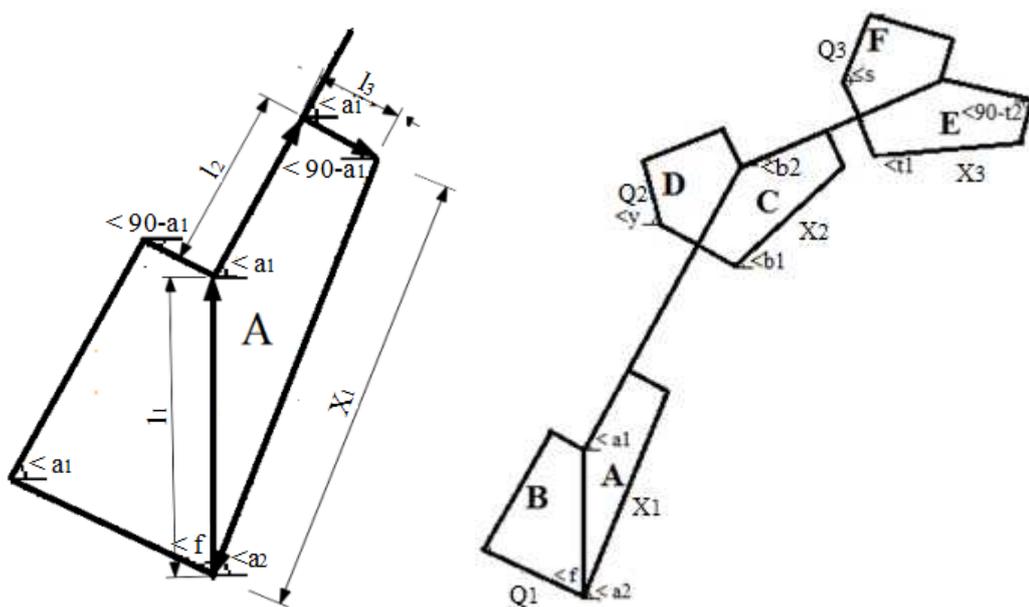


Figura 4.5 : Loop A

X:

$$X1 * \cos(a2) = +l2 * \cos(a1) + l3 * \text{sen}(a1)$$

$\cos(a2)$

$$= \frac{+l2 * \cos(a1) + l3 * \text{sen}(a1)}{X1}$$

Y:

$$X1 * \text{sen}(a2) = +l2 * \text{sen}(a1) - l3 * \cos(a1) + l1$$

$\text{sen}(a2)$

$$= \frac{+l2 * \text{sen}(a1) - l3 * \cos(a1) + l1}{X1}$$

Substituindo as equações na lei da identidade trigonométrica fundamental

$$\text{sen}(a2)^2 + \cos(a2)^2 = 1$$

$$X1 =$$

$$\sqrt{(+l2 * \text{sen}(a1) - l3 * \cos(a1) + l1)^2 + (+l2 * \cos(a1) + l3 * \text{sen}(a1))^2} \quad (5)$$

A equação do comprimento da mola **X1** é dependente do ângulo **a1**

4.3.1.2 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop B

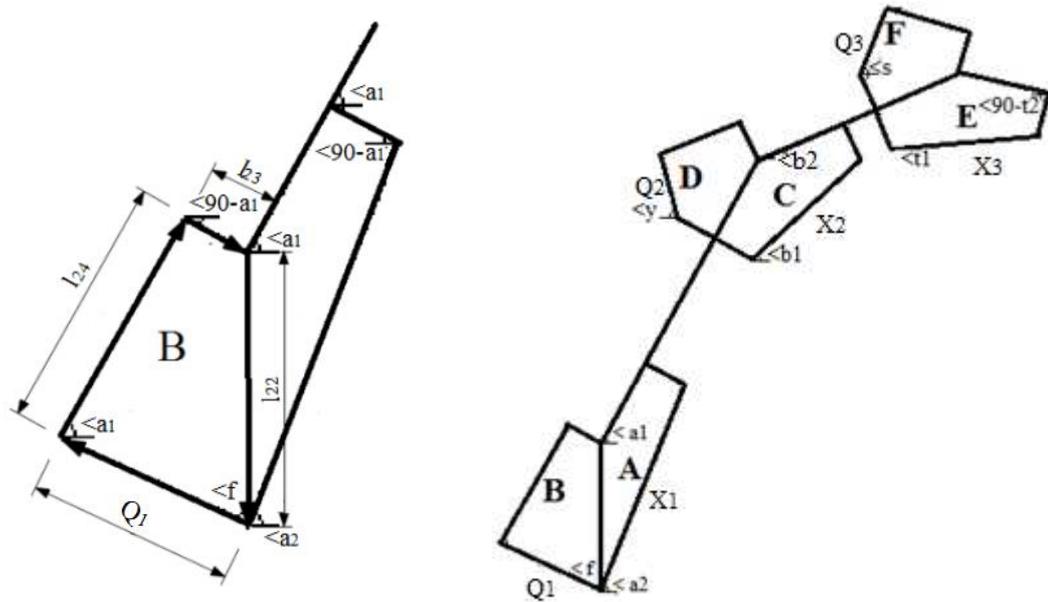


Figura 4.6 : Loop B

X:

$$+Q1 * \text{sen}(f) = +l24 * \cos(a1) + l23 * \text{sen}(a1)$$

$\text{sen}(f)$

$$= \frac{+l24 * \cos(a1) + l23 * \text{sen}(a1)}{Q1}$$

Y:

$$Q1 * \cos(f) = -l24 * \text{sen}(a1) + l23 * \cos(a1) + l22$$

$\cos(f)$

$$= \frac{-l24 * \text{sen}(a1) + l23 * \cos(a1) + l22}{Q1}$$

Substituindo as equações na lei da identidade trigonométrica fundamental

$$\text{sen}(f)^2 + \text{cos}(f)^2 = 1$$

$$Q1 = \sqrt{\left((l24 * \text{cos}(a1) + l23 * \text{sen}(a1))^2 + (-l24 * \text{sen}(a1) + l23 * \text{cos}(a1) + l22)^2 \right)}$$

(6)

A equação do comprimento de cabo **Q1** é dependente do ângulo **a1**.

4.3.1.3 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop C

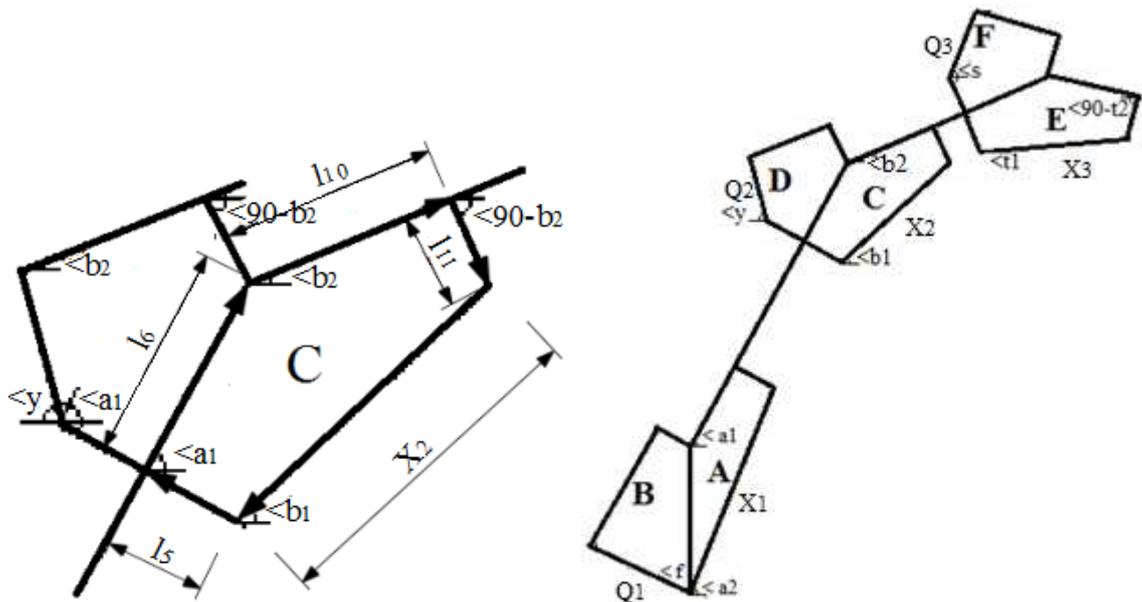


Figura 4.7 - Loop C

X:

$$X2 * \text{cos}(b1) = +l6 * \text{cos}(a1) + l10 * \text{cos}(b2) + l11 * \text{sen}(b2) - l5 * \text{sen}(a1)$$

$$\text{cos}(b1) = \frac{+l6 * \text{cos}(a1) + l10 * \text{cos}(b2) + l11 * \text{sen}(b2) - l5 * \text{sen}(a1)}{X2}$$

Y:

$$X2 * \text{sen}(b1) = +l6 * \text{sen}(a1) + l10 * \text{sen}(b2) - l11 * \text{cos}(b2) + l5 * \text{cos}(a1)$$

$$\text{sen}(b1) = \frac{+l6 * \text{sen}(a1) + l10 * \text{sen}(b2) - l11 * \text{cos}(b2) + l5 * \text{cos}(a1)}{X2}$$

Substituindo as equações na lei da identidade trigonométrica fundamental

$$\text{sen}(b1)^2 + \text{cos}(b1)^2 = 1$$

$$\begin{aligned} X2^2 = & (+l6 * \text{sen}(a1) + l10 * \text{sen}(b2) - l11 * \text{cos}(b2) + l5 * \text{cos}(a1))^2 \\ & + (+l6 * \text{cos}(a1) + l10 * \text{cos}(b2) + l11 * \text{sen}(b2) - l5 * \text{sen}(a1))^2 \end{aligned} \quad (7)$$

A equação do comprimento da mola **X2** é dependente do ângulo **a1** e **b2**.

4.3.1.4 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop D

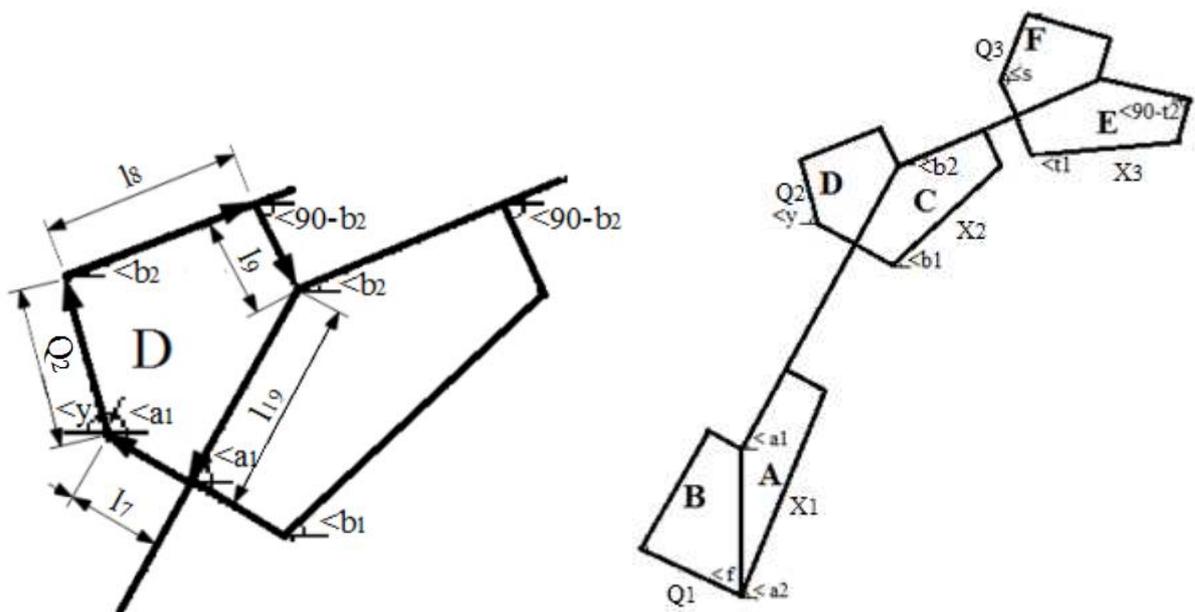


Figura 4.8 - Loop D

X:

$$Q2 * \text{cos}(y) = +l8 * \text{cos}(b2) + l9 * \text{sen}(b2) - l19 * \text{cos}(a1) - l7 * \text{sen}(a1)$$

$$\cos(y) = \frac{+l8 * \cos(b2) + l9 * \sin(b2) - l19 * \cos(a1) - l7 * \sin(a1)}{Q2}$$

Y:

$$Q2 * \sin(y) = -l8 * \sin(b2) + l9 * \cos(b2) + l19 * \sin(a1) - l7 * \cos(a1)$$

$$\sin(Y) = \frac{-l8 * \sin(b2) + l9 * \cos(b2) + l19 * \sin(a1) - l7 * \cos(a1)}{Q2}$$

Substituindo as equações na lei da identidade trigonométrica fundamental

$$\sin(y)^2 + \cos(y)^2 = 1$$

$$Q2^2 = (-l8 * \sin(b2) + l9 * \cos(b2) + l19 * \sin(a1) - l7 * \cos(a1))^2 + (+l8 * \cos(b2) + l9 * \sin(b2) - l19 * \cos(a1) - l7 * \sin(a1))^2$$

(8)

A equação do comprimento do cabo **Q2** é dependente de **a1** e **b2**.

4.3.1.5 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop E

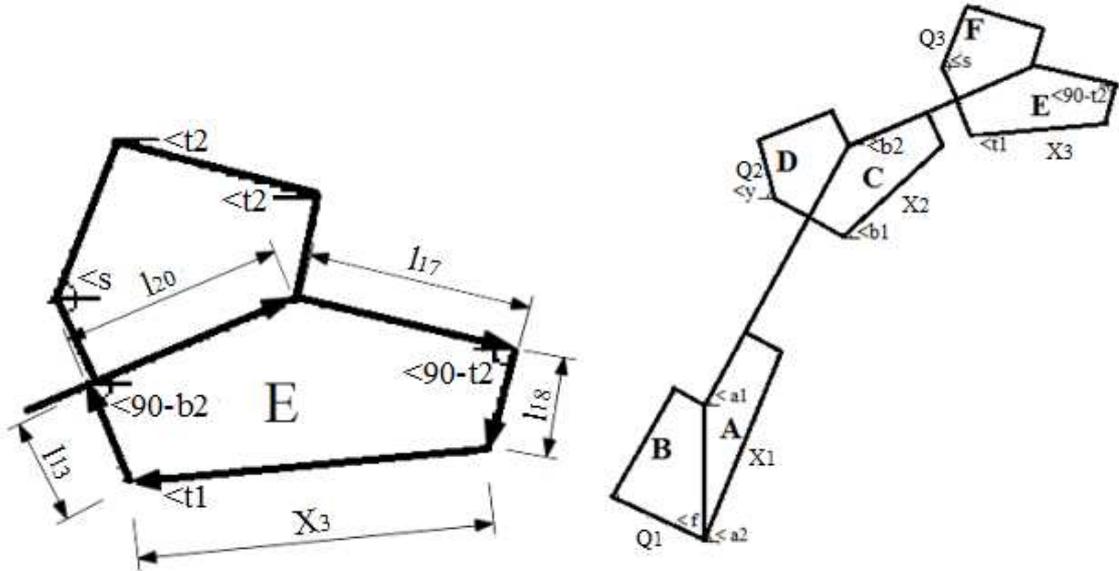


Figura 4.9 - Loop E

X:

$$X_3 * \cos(t_1) = l_{20} * \cos(b_2) + l_{17} * \cos(t_2) - l_{18} * \sin(t_2) - l_{13} * \sin(b_2)$$

$$\cos(t_1) = \frac{l_{20} * \cos(b_2) + l_{17} * \cos(t_2) - l_{18} * \sin(t_2) - l_{13} * \sin(b_2)}{X_3}$$

Y:

$$X_3 * \sin(t_1) = l_{20} * \sin(b_2) - l_{17} * \sin(t_2) - l_{18} * \cos(t_2) + l_{13} * \cos(b_2)$$

$$\sin(t_1) = \frac{l_{20} * \sin(b_2) - l_{17} * \sin(t_2) - l_{18} * \cos(t_2) + l_{13} * \cos(b_2)}{X_3}$$

Substituindo as equações na lei da identidade trigonométrica fundamental

$$\sin(t_1)^2 + \cos(t_1)^2 = 1$$

$$X_3^2 = (l_{20} * \sin(b_2) - l_{17} * \sin(t_2) - l_{18} * \cos(t_2) + l_{13} * \cos(b_2))^2 + (l_{20} * \cos(b_2) + l_{17} * \cos(t_2) - l_{18} * \sin(t_2) - l_{13} * \sin(b_2))^2$$

A equação do comprimento da mola **X3** é dependente de **b2** e **t2**.

4.3.1.6 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop F

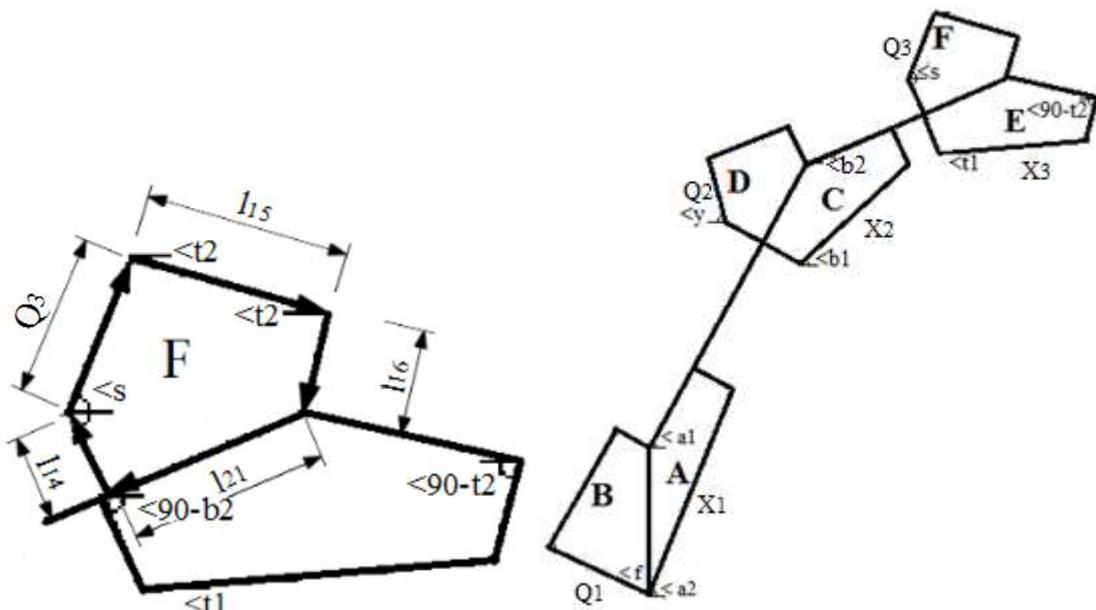


Figura 4.10 - Loop F

X:

$$Q3 \cdot \cos(s) = -l15 \cdot \cos(t2) + l16 \cdot \sin(t2) + l21 \cdot \cos(b2) + l14 \cdot \sin(b2)$$

$$\cos(s) = \frac{-l15 \cdot \cos(t2) + l16 \cdot \sin(t2) + l21 \cdot \cos(b2) + l14 \cdot \sin(b2)}{Q3}$$

Y:

$$Q3 \cdot \sin(s) = +l15 \cdot \sin(t2) + l16 \cdot \cos(t2) + l21 \cdot \sin(b2) - l14 \cdot \cos(b2)$$

$$\text{sen}(s) = \frac{+l15 * \text{sen}(t2) + l16 * \text{cos}(t2) + l21 * \text{sen}(b2) - l14 * \text{cos}(b2)}{Q3}$$

Substituindo as equações na lei da identidade trigonométrica fundamental

$$\text{sen}(s)^2 + \text{cos}(s)^2 = 1$$

$$\begin{aligned} Q3^2 = & \left(+l15 * \text{sen}(t2) + l16 * \text{cos}(t2) + l21 * \text{sen}(b2) - l14 * \text{cos}(b2) \right)^2 \\ & + \left(-l15 * \text{cos}(t2) + l16 * \text{sen}(t2) + l21 * \text{cos}(b2) + l14 * \text{sen}(b2) \right)^2 \end{aligned} \quad (10)$$

O comprimento do cabo **Q3** é dependente de **b2** e **t2**.

4.3.2 Equacionamento do trabalho virtual a partir das equações de posição

Para gerar as equações das constantes elásticas de cada mola utilizou-se o princípio do trabalho virtual, que é “a definição das condições para equilíbrio em termos de trabalho” (Doughtly, 1998).

$$\begin{aligned} t * dQ1 + t * dQ2 + t * dQ3 + Fa * dPa - K1 * dX1 * (X1 - X10) - K2 * dX2 \\ * (X2 - X20) - K3 * dX3 * (X3 - X30) = 0 \end{aligned} \quad (11)$$

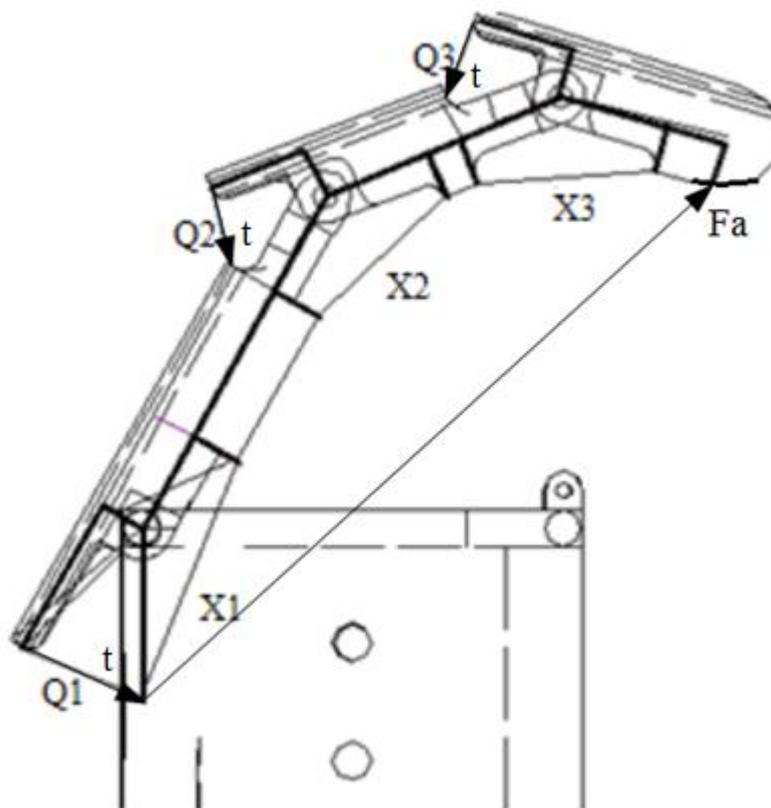


Figura 4.11 - Diagrama de forças

O posicionamento do dedo protético será mostrado em duas situações, quando a força de apreensão (**Fa**) é nula e a força transmitida pelo sistema amplificador de força mecânico (**t**) é máxima, e quando a força **t** é nula e a força de apreensão (**Fa**) é máxima. Posicionamentos de transição do dedo protético, onde as forças serão divididas entre **t** e **Fa** não serão analisados.

Para o mesmo posicionamento

- **Fa**=0 e **t** máximo, de modo que **t** máximo significa a máxima força disponível por esse usuário;
- **t** =0 e **Fa** máximo.

Devido às equações do comprimento da mola **X1** e do cabo **Q1** serem dependentes de **a1**, derivam-se ambas as equações em função de **a1**, utilizando a regra da cadeia:

$$\frac{dX1}{dQ1} = \left(\frac{dX1}{da1}\right) * \left(\frac{da1}{dQ1}\right) \quad (12)$$

Derivada de **X1** em relação a **a1**:

$$\begin{aligned}
dX1/da1 = & ((2 * (l2 * \cos(a1) + l3 * \sin(a1)) * (l3 * \cos(a1) - l2 * \sin(a1)) + 2 \\
& * (l2 * \cos(a1) + l3 * \sin(a1)) * (l1 - l3 * \cos(a1) + l2 \\
& * \sin(a1)))) / ((2 * ((l1 - l3 * \cos(a1) + l2 * \sin(a1))^2 + (l2 \\
& * \cos(a1) + l3 * \sin(a1))^2)^{(1/2)}))
\end{aligned} \tag{13}$$

Derivada de **Q1** em relação a **a1**:

$$\begin{aligned}
dQ1/da1 = & ((2 * (l24 * \cos(a1) + l23 * \sin(a1)) * (l23 * \cos(a1) - l24 * \sin(a1)) \\
& - 2 * (l24 * \cos(a1) + l23 * \sin(a1)) * (l22 + l23 * \cos(a1) - l24 \\
& * \sin(a1)))) / ((2 * ((l22 + l23 * \cos(a1) - l24 * \sin(a1))^2 + (l24 \\
& * \cos(a1) + l23 * \sin(a1))^2)^{(1/2)}))
\end{aligned} \tag{14}$$

Derivada do inverso da função:

$$\frac{da1}{dQ1} = \frac{1}{\left(\frac{dQ1}{da1}\right)} \tag{15}$$

Devido às equações do comprimento da mola **X2** e do cabo **Q2** serem dependentes de **a1** e **b2**, derivam-se ambas as equações pelo diagrama da árvore para resolução de derivadas parciais.

$$\frac{dX2}{dQ2} = \left(\left(\frac{\partial X2}{\partial a1} \right) * \left(\frac{\partial a1}{\partial Q2} \right) \right) + \left(\left(\frac{\partial X2}{\partial b2} \right) * \left(\frac{\partial b2}{\partial Q2} \right) \right) \tag{16}$$

Derivada de **X2** em relação a **a1**:

$$\begin{aligned}
\partial X2/\partial a1 = & (-2 * (l5 * \cos(a1) + l6 * \sin(a1)) * (l10 * \cos(b2) + l11 * \sin(b2)) + \\
& l6 * \cos(a1) - l5 * \sin(a1)) - 2 * (l6 * \cos(a1) - l5 * \sin(a1)) * (l10 * \sin(b2) - \\
& l11 * \cos(b2) + l5 * \cos(a1) + l6 * \sin(a1)) / ((2 * ((l10 * \cos(b2) + l11 *
\end{aligned}$$

$$\text{sen}(b2) + l6 * \cos(a1) - l5 * \text{sen}(a1))^2 + (l10 * \text{sen}(b2) - l11 * \cos(b2) + l5 * \cos(a1) + l6 * \text{sen}(a1))^2)^{(1/2))} \quad (17)$$

Derivada de **Q2** em relação a **a1**:

$$\begin{aligned} \partial Q2/\partial a1 = & ((2 * (l19 * \cos(a1) + l7 * \text{sen}(a1)) * (l9 * \cos(b2) - l8 * \text{sen}(b2) - l7 \\ & * \cos(a1) + l19 * \text{sen}(a1)) - 2 * (l7 * \cos(a1) - l19 * \text{sen}(a1)) * (l8 \\ & * \cos(b2) + l9 * \text{sen}(b2) - l19 * \cos(a1) - l7 * \text{sen}(a1)))) / ((2 * ((l8 \\ & * \cos(b2) + l9 * \text{sen}(b2) - l19 * \cos(a1) - l7 * \text{sen}(a1))^2 + (l9 \\ & * \cos(b2) - l8 * \text{sen}(b2) - l7 * \cos(a1) + l19 * \text{sen}(a1))^2)^{(1/2)))) \quad (18) \end{aligned}$$

Derivada de **X2** em relação a **b2**:

$$\begin{aligned} \partial X2/\partial b2 = & ((2 * (l10 * \cos(b2) + l11 * \text{sen}(b2)) * (l10 * \text{sen}(b2) - l11 * \cos(b2) \\ & + l5 * \cos(a1) + l6 * \text{sen}(a1)) + 2 * (l11 * \cos(b2) - l10 * \text{sen}(b2)) \\ & * (l10 * \cos(b2) + l11 * \text{sen}(b2) + l6 * \cos(a1) - l5 * \text{sen}(a1)))) / ((2 * \\ & ((l10 * \cos(b2) + l11 * \text{sen}(b2) + l6 * \cos(a1) - l5 * \text{sen}(a1))^2 \\ & + (l10 * \text{sen}(b2) - l11 * \cos(b2) + l5 * \cos(a1) + l6 \\ & * \text{sen}(a1))^2)^{(1/2)))) \quad (19) \end{aligned}$$

Derivada de **Q2** em relação a **b2**:

$$\begin{aligned} \partial Q2/\partial b2 = & (-2 * (l8 * \cos(B2) + l9 * \text{sen}(B2)) * (l9 * \cos(B2) - l8 * \text{sen}(B2) - l7 \\ & * \cos(a1) + l19 * \text{sen}(a1)) - 2 * (l9 * \cos(B2) - l8 * \text{sen}(B2)) * (l8 \\ & * \cos(B2) + l9 * \text{sen}(B2) - l19 * \cos(a1) - l7 * \text{sen}(a1)))) / ((2 * ((l8 \\ & * \cos(B2) + l9 * \text{sen}(B2) - l19 * \cos(a1) - l7 * \text{sen}(a1))^2 + (l9 \\ & * \cos(B2) - l8 * \text{sen}(B2) - l7 * \cos(a1) + l19 * \text{sen}(a1))^2)^{(1/2)))) \quad (20) \end{aligned}$$

Derivada da função inversa:

$$\frac{\partial a1}{\partial Q2} = \frac{1}{\left(\frac{\partial Q2}{\partial a1}\right)} \quad (21)$$

$$\frac{\partial b2}{\partial Q2} = \frac{1}{\left(\frac{\partial Q2}{\partial b2}\right)} \quad (22)$$

Devido às equações do comprimento da mola X3 e do cabo Q3 serem dependentes de b2 e t2, derivam-se ambas as equações pelo diagrama da árvore para resolução de derivadas parciais.

$$\frac{dX3}{dQ3} = \left(\left(\frac{\partial X3}{\partial b2} \right) * \left(\frac{\partial b2}{\partial Q3} \right) \right) + \left(\left(\frac{\partial X3}{\partial t2} \right) * \left(\frac{\partial t2}{\partial Q3} \right) \right) \quad (23)$$

Derivada de **X3** em relação a **b2**:

$$\begin{aligned} \frac{\partial X3}{\partial b2} = & (-2 * (l13 * \cos(b2) + l20 * \sin(b2)) * (l20 * \cos(b2) - l13 * \sin(b2)) \\ & + l17 * \cos(t2) - l18 * \sin(t2)) - 2 * (l20 * \cos(b2) - l13 * \sin(b2)) \\ & * (l13 * \cos(b2) + l20 * \sin(b2) - l18 * \cos(t2) - l17 \\ & * \sin(t2))) / ((2 * ((l13 * \cos(b2) + l20 * \sin(b2) - l18 * \cos(t2) \\ & - l17 * \sin(t2))^2 + (l20 * \cos(b2) - l13 * \sin(b2) + l17 * \cos(t2) \\ & - l18 * \sin(t2))^2)^{(1/2)})) \end{aligned} \quad (24)$$

Derivada de **X3** em relação a **t2**:

$$\begin{aligned} \frac{\partial X3}{\partial t2} = & (-2 * (l18 * \cos(t2) + l17 * \sin(t2)) * (l20 * \cos(b2) - l13 * \sin(b2)) \\ & + l17 * \cos(t2) - l18 * \sin(t2)) + 2 * (l17 * \cos(t2) - l18 * \sin(t2)) \\ & * (l13 * \cos(b2) + l20 * \sin(b2) - l18 * \cos(t2) - l17 \\ & * \sin(t2))) / ((2 * ((l13 * \cos(b2) + l20 * \sin(b2) - l18 * \cos(t2) \\ & - l17 * \sin(t2))^2 + (l20 * \cos(b2) - l13 * \sin(b2) + l17 * \cos(t2) \\ & - l18 * \sin(t2))^2)^{(1/2)})) \end{aligned} \quad (25)$$

Derivada de **Q3** em relação a **b2**:

$$\begin{aligned}
\partial Q3/\partial b2 = & ((2 * (l21 * \cos(b2) + l14 * \text{sen}(b2)) * (l21 * \text{sen}(b2) - l14 * \cos(b2) \\
& + l16 * \cos(t2) + l15 * \text{sen}(t2)) + 2 * (l14 * \cos(b2) - l21 * \text{sen}(b2)) \\
& * (l21 * \cos(b2) + l14 * \text{sen}(b2) - l15 * \cos(t2) + l16 \\
& * \text{sen}(t2)))) / ((2 * ((l21 * \cos(b2) + l14 * \text{sen}(b2) - l15 * \cos(t2) \\
& + l16 * \text{sen}(t2))^2 + (l21 * \text{sen}(b2) - l14 * \cos(b2) + l16 * \cos(t2) \\
& + l15 * \text{sen}(t2))^2)^{(1/2)}))
\end{aligned} \tag{26}$$

Derivada de **Q3** em relação a **t2**:

$$\begin{aligned}
\partial Q3/\partial t2 = & ((2 * (l16 * \cos(t2) + l15 * \text{sen}(t2)) * (l21 * \cos(b2) + l14 * \text{sen}(b2) \\
& - l15 * \cos(t2) + l16 * \text{sen}(t2)) + 2 * (l15 * \cos(t2) - l16 * \text{sen}(t2)) \\
& * (l21 * \text{sen}(b2) - l14 * \cos(b2) + l16 * \cos(t2) + l15 \\
& * \text{sen}(t2)))) / ((2 * ((l21 * \cos(b2) + l14 * \text{sen}(b2) - l15 * \cos(t2) \\
& + l16 * \text{sen}(t2))^2 + (l21 * \text{sen}(b2) - l14 * \cos(b2) + l16 * \cos(t2) \\
& + l15 * \text{sen}(t2))^2)^{(1/2)}))
\end{aligned} \tag{27}$$

Derivada da função inversa:

$$\frac{\partial b2}{\partial Q3} = \frac{1}{\left(\frac{\partial Q3}{\partial b2}\right)} \tag{28}$$

$$\frac{\partial t2}{\partial Q3} = \frac{1}{\left(\frac{\partial Q3}{\partial t2}\right)} \tag{29}$$

Substituindo as equações 24, 28 e 35 na equação 2 quando $F_a=0$ e t é máximo:

$$\begin{aligned}
& t * dQ1 + t * dQ2 + t * dQ3 - K1 * (X1 - X10) * \left(\frac{dX1}{da1}\right) * \left(\frac{da1}{dQ1}\right) * dQ1 \\
& - K2 * (X2 - X20) * \left(\left(\left(\frac{\partial X2}{\partial a1}\right) * \left(\frac{\partial a1}{\partial Q2}\right) \right) + \left(\left(\frac{\partial X2}{\partial b2}\right) * \left(\frac{\partial b2}{\partial Q2}\right) \right) \right) * dQ2
\end{aligned}$$

$$-K3 * (X3 - X30) * \left(\left(\left(\frac{\partial X3}{\partial b2} \right) * \left(\frac{\partial b2}{\partial Q3} \right) \right) + \left(\left(\frac{\partial X3}{\partial t2} \right) * \left(\frac{\partial t2}{\partial Q3} \right) \right) \right) * dQ3 = 0 \quad (30)$$

Igualando as equações

$$t = K1 * \left(\frac{dX1}{da1} \right) * \left(\frac{da1}{dQ1} \right) * (X1 - X10) \quad (31)$$

$$t = K2 * \left(\left(\left(\frac{\partial X2}{\partial a1} \right) * \left(\frac{\partial a1}{\partial Q2} \right) \right) + \left(\left(\frac{\partial X2}{\partial b2} \right) * \left(\frac{\partial b2}{\partial Q2} \right) \right) \right) * (X2 - X20) \quad (32)$$

$$t = K3 * \left(\left(\left(\frac{\partial X3}{\partial b2} \right) * \left(\frac{\partial b2}{\partial Q3} \right) \right) + \left(\left(\frac{\partial X3}{\partial t2} \right) * \left(\frac{\partial t2}{\partial Q3} \right) \right) \right) * (X3 - X30) \quad (33)$$

Calculou-se a constante elástica da mola **K1** utilizando a regra da cadeia, sendo esta dependente de **a1**. Sendo **X10** o comprimento da mola na articulação metacarpofalangeana relaxada:

$$K1 = \left(\frac{t}{\left(\left(\frac{dX1}{da1} \right) * \left(\frac{da1}{dQ1} \right) \right)} \right) * \left(\frac{1}{X1 - X10} \right) \quad (34)$$

De forma semelhante, calculou-se a constante elástica da mola **K2**. Para tal, utilizou-se a derivada parcial com o diagrama da árvore, a partir das equações de posicionamento de **X2** e **Q2**, sendo estas dependentes de **a1** e **b2**. Sendo **X20** o comprimento da mola interfalangeana medial relaxada:

$$K2 = \left(\frac{t}{\left(\left(\frac{\partial X2}{\partial a1} \right) * \left(\frac{\partial a1}{\partial Q2} \right) + \left(\frac{\partial X2}{\partial b2} \right) * \left(\frac{\partial b2}{\partial Q2} \right) \right)} \right) * \left(\frac{1}{X2 - X20} \right) \quad (35)$$

Seguindo a mesma organização, calculou-se a constante elástica da mola **K3** utilizando a derivada parcial com o diagrama da árvore, com as equações de posicionamento de **X3** e **Q3**, sendo dependentes de **b2** e **t2**. Sendo **X30** o comprimento da mola relaxada:

$$K3 = \left(\frac{t}{\left(\left(\frac{\partial X3}{\partial b2} \right) * \left(\frac{\partial b2}{\partial Q3} \right) + \left(\frac{\partial X3}{\partial t2} \right) * \left(\frac{\partial t2}{\partial Q3} \right) \right)} \right) * \left(\frac{1}{X3 - X30} \right) \quad (36)$$

4.3.3 Equacionamento com carga na ponta do dedo

4.3.3.1 Método das articulações de múltiplos graus de liberdade aplicado ao Loop G

Utilizou-se o método das articulações de múltiplos graus de liberdade (Doughty, 1998) para calcular **Pa**:

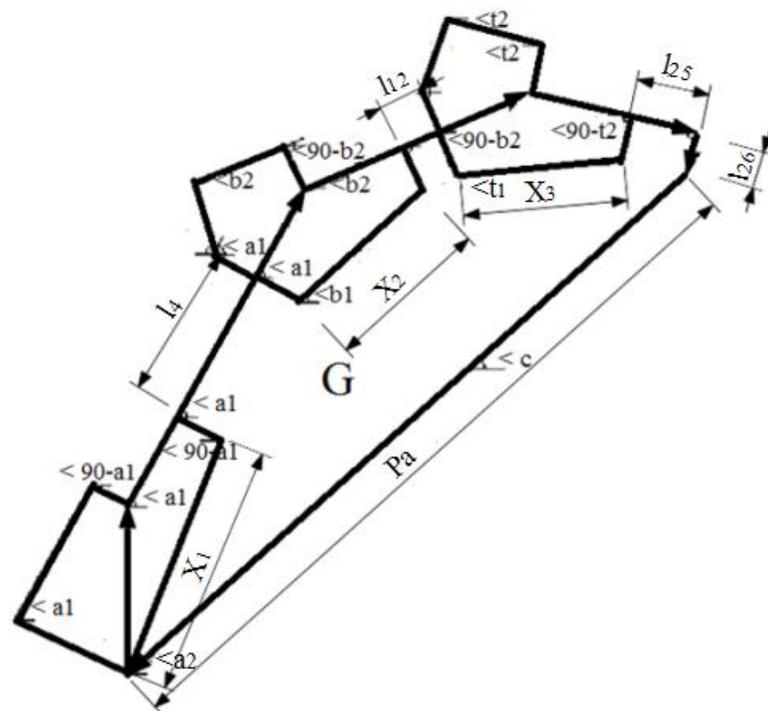


Figura 4.12 - Loop G

X:

$$Pa * \cos(c) = ((l2+l4+l6) * \cos(a1) + (l10+l12+l20) * \cos(b2)+l17 * \cos(t2)+l25 * \cos(t2) - l26 * \cos(t2))$$

Y:

$$Pa * \sin(c) = (l1 + (l2+l4+l6) * \sin(a1) + (l10+l12+l20) * \sin(b2)) - l17 * \sin(t2) - l25 * \sin(t2) - l26 * \sin(t2)$$

Substituindo as equações na lei da identidade trigonométrica fundamental

$$\sin(c)^2 + \cos(c)^2 = 1$$

$$Pa^2 = ((l1 + (l2+l4+l6) * \sin(a1) + (l10+l12+l20) * \sin(b2)) - l17 * \sin(t2) - l25 * \sin(t2) - l26 * \cos(t2))^2 + (((l2+l4+l6) * \cos(a1) + (l10+l12+l20) * \cos(t2)+l17 * \cos(t2)+l25 * \cos(t2) + l26 * \sin(t2)))^2$$

(37)

O comprimento de **Pa** é dependente de **a1**, **b2** e **t2**.

4.3.4 Equacionamento do princípio trabalho virtual com carga na ponta do dedo

Pelo método princípio do trabalho virtual calculou-se a força **Fa** através do comprimento de **Pa**, quando t=0:

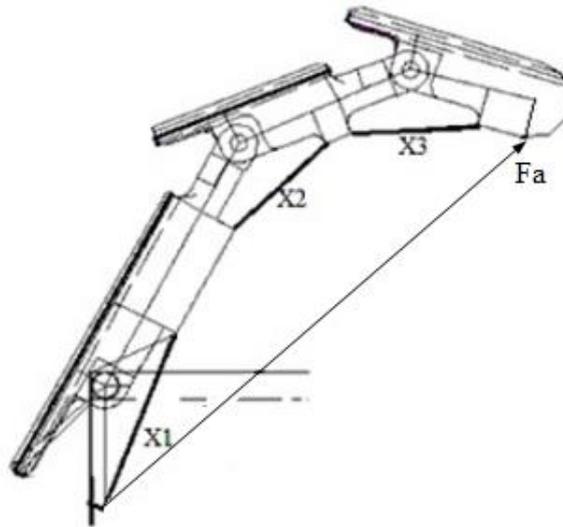


Figura 4.13 - Aplicando o princípio do trabalho virtual no dedo protético com carga

$$F_a * \partial(P_a) = (K_1) * (X_1 - X_{10}) * (\partial(X_1)) + (K_2) * (X_2 - X_{20}) * (\partial(X_2)) + (K_3) * (X_3 - X_{30}) * (\partial(X_3)) \quad (38)$$

$$F_a = (K_1) * (X_1 - X_{10}) * \left(\frac{\partial X_1}{\partial P_a}\right) + (K_2) * (X_2 - X_{20}) * \left(\frac{\partial X_2}{\partial P_a}\right) + (K_3) * (X_3 - X_{30}) * \left(\frac{\partial X_3}{\partial P_a}\right) \quad (39)$$

Resolução da derivada parcial de **Pa** em função de **X1** utilizando a regra da cadeia
Derivada de **Pa** em relação a **a1**

$$\begin{aligned} \partial P_a / \partial a_1 = & (-2 * \text{sen}(a_1) * (l_2 + l_4 + l_6) * (l_{17} * \cos(t_2) + l_{25} * \cos(t_2) + l_{26} * \text{sen}(t_2) + \cos(b_2) * (l_{10} + l_{12} + l_{20}) + \cos(a_1) * (l_2 + l_4 + l_6)) \\ & - 2 * \cos(a_1) * (l_2 + l_4 + l_6) * (l_1 - l_{26} * \cos(t_2) - l_{17} * \text{sen}(t_2) - l_{25} * \text{sen}(t_2) + \text{sen}(b_2) * (l_{10} + l_{12} + l_{20}) + \text{sen}(a_1) * (l_2 + l_4 + l_6))) \\ & / ((2 * ((l_1 - l_{26} * \cos(t_2) - l_{17} * \text{sen}(t_2) - l_{25} * \text{sen}(t_2) + \text{sen}(b_2) * (l_{10} + l_{12} + l_{20}) + \text{sen}(a_1) * (l_2 + l_4 + l_6))^2 + (l_{17} * \cos(t_2) + l_{25} * \cos(t_2) + l_{26} * \text{sen}(t_2) + \cos(b_2) * (l_{10} + l_{12} + l_{20}) + \cos(a_1) * (l_2 + l_4 + l_6))^2)^{(1/2)})) \end{aligned}$$

(40)

Inverso da derivada de **Pa** em função de **a1**:

$$\frac{da1}{dPa} = \frac{1}{\left(\frac{dPa}{da1}\right)} \quad (41)$$

Derivada de **Pa** em relação a **b2**:

$$\begin{aligned} \partial Pa / \partial b2 = & (-2 * \text{sen}(b2) * (l10 + l12 + l20) * (l17 * \text{cos}(t2) + l25 * \text{cos}(t2) \\ & + l26 * \text{sen}(t2) + \text{cos}(b2) * (l10 + l12 + l20) + \text{cos}(a1) * (l2 + l4 \\ & + l6)) - 2 * \text{cos}(b2) * (l10 + l12 + l20) * (l1 - l26 * \text{cos}(t2) - l17 \\ & * \text{sen}(t2) - l25 * \text{sen}(t2) + \text{sen}(b2) * (l10 + l12 + l20) + \text{sen}(a1) \\ & * (l2 + l4 + l6)))) / ((2 * ((l1 - l26 * \text{cos}(t2) - l17 * \text{sen}(t2) - l25 \\ & * \text{sen}(t2) + \text{sen}(b2) * (l10 + l12 + l20) + \text{sen}(a1) * (l2 + l4 \\ & + l6))^2 + (l17 * \text{cos}(t2) + l25 * \text{cos}(t2) + l26 * \text{sen}(t2) + \text{cos}(b2) \\ & * (l10 + l12 + l20) + \text{cos}(a1) * (l2 + l4 + l6))^2)^{(1/2)})) \end{aligned} \quad (42)$$

Inverso da derivada de **Pa** em função de **b2**:

$$\frac{\partial b2}{\partial Pa} = \frac{1}{\left(\frac{\partial Pa}{\partial b2}\right)} \quad (43)$$

Derivada de **Pa** em relação a **t2**:

$$\begin{aligned}
\frac{\partial Pa}{\partial t2} = & (-2 * (l17 * \cos(t2) + l25 * \cos(t2) - l26 * \sin(t2)) * (l1 - l26 \\
& * \cos(t2) - l17 * \sin(t2) - l25 * \sin(t2) + \sin(b2) * (l10 + l12 \\
& + l20) + \sin(a1) * (l2 + l4 + l6)) + 2 * (l17 * \sin(t2) - l26 \\
& * \cos(t2) + l25 * \sin(t2)) * (l17 * \cos(t2) + l25 * \cos(t2) + l26 \\
& * \sin(t2) + \cos(b2) * (l10 + l12 + l20) + \cos(a1) * (l2 + l4 \\
& + l6))) / ((2 * ((l1 - l26 * \cos(t2) - l17 * \sin(t2) - l25 * \sin(t2) \\
& + \sin(b2) * (l10 + l12 + l20) + \sin(a1) * (l2 + l4 + l6))^2 + (l17 \\
& * \cos(t2) + l25 * \cos(t2) + l26 * \sin(t2) + \cos(b2) * (l10 + l12 \\
& + l20) + \cos(a1) * (l2 + l4 + l6))^2)^{(1/2)})
\end{aligned} \tag{44}$$

Inverso da derivada de **Pa** em função de **t2**:

$$\frac{\partial t2}{\partial Pa} = \frac{1}{\left(\frac{\partial Pa}{\partial t2}\right)} \tag{45}$$

Resolução da derivada de **X1** em função de **Pa** utilizando a regra da cadeia:

$$\frac{dX1}{dPa} = \left(\frac{dX1}{da1}\right) * \left(\frac{da1}{dPa}\right) \tag{46}$$

Resolução da derivada parcial de **X2** em função de **Pa** utilizando o método da árvore

$$\frac{\partial X2}{\partial Pa} = \left(\left(\frac{\partial X2}{\partial a1} \right) * \left(\frac{\partial a1}{\partial Pa} \right) + \left(\frac{\partial X2}{\partial b2} \right) * \left(\frac{\partial b2}{\partial Pa} \right) \right) \tag{47}$$

Resolução da derivada parcial de **X3** em função de **Pa** utilizando o método da árvore:

$$\frac{\partial X3}{\partial Pa} = \left(\left(\frac{\partial X3}{\partial b2} \right) * \left(\frac{\partial b2}{\partial Pa} \right) \right) + \left(\left(\frac{\partial X3}{\partial t2} \right) * \left(\frac{\partial t2}{\partial Pa} \right) \right) \tag{48}$$

4.4 AMBIENTE MATLAB®

Para analisar e comprovar os dados gerados pelo equacionamento elaborado, foi desenvolvido um software em ambiente MatLab®Inc capaz de dimensionar as constantes elásticas das molas e simular o movimento dinâmico do dedo, sendo que serão fornecidas inicialmente apenas as medidas antropométricas do usuário e a força de flexão de punho do amputado.

Inicialmente será selecionado se o projetista deseja:

- “Digitar os dados”, onde serão fornecidas as medidas antropométricas do dedo protético;
- “Calcular os dados”, onde serão calculadas as constantes elásticas das molas a partir da força de flexão do punho do amputado;
- “Simular o funcionamento”, onde será simulado o movimento dinâmico a partir de uma variação de força da flexão de punho do usuário.

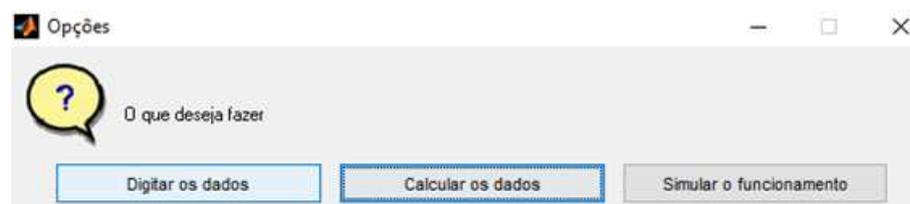


Figura 4.14 –Ambiente Matlab@Inc

Uma vez calculadas as constantes elásticas das molas, construiu-se um algoritmo para a simulação do dedo com diferentes forças e respectivas posições.

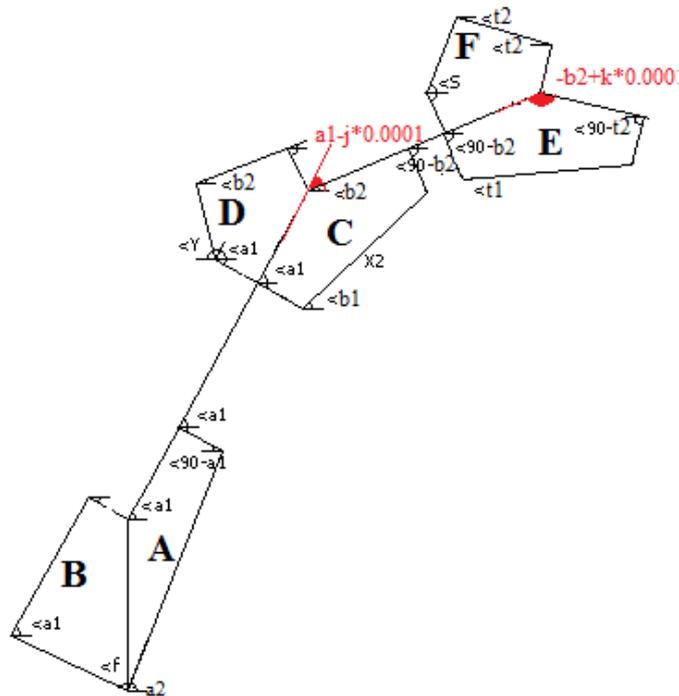


Figura 4.15- Dedo protético com ângulos a_1 , b_2 e t_2

A partir dos valores de K_1 , K_2 e K_3 e levando-se em consideração que a força no fio tensor é igual, pode-se encontrar o valor de a_1 , b_2 e t_2 para qualquer força t , através dos algoritmos abaixo. De forma análoga, para encontrar o valor de t_2 , varia-se o valor de k até encontrar o valor de $f_3b(t_2)$ mais próximo de t . Vale lembrar que no equacionamento proposto, a articulação metacarpofalangeana é dependente apenas do ângulo a_1 , a articulação medial é dependente de a_1 e b_2 , e a articulação distal é dependente de b_2 e t_2

Limite físico da articulação metacarpofalangeana

$$d = \text{atan}(l_3/l_2)$$

$$d = (d + 1,5708) * 10000$$

Para encontrar o valor de a_1 mais próximo de t , varia-se q até alcançar este valor $f_1a(a_1)$ mais próximo de t . Onde q varia de 6000 até d (limite físico do equipamento)

Encontra-se então o valor de a_1 valor, b_2 valor e t_2 valor para cada valor de t :

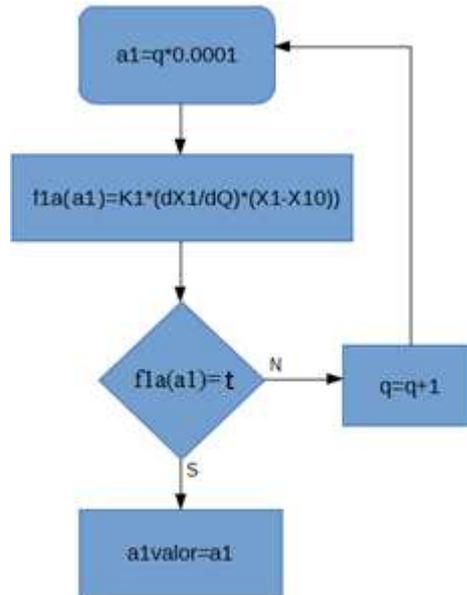


Figura 4.16 – Algoritmo para encontrar o valor de a_1

Com o valor de a_1 encontrado, o valor de j é variado até que f_2a seja bem próximo a t . Neste valor grava-se o valor de b_2 , onde j varia de 1 a 15708:

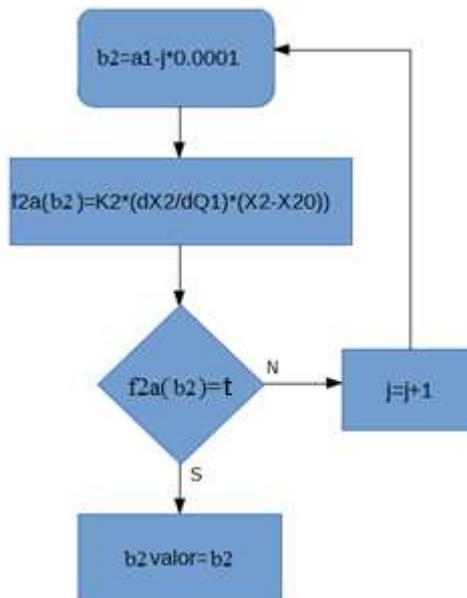


Figura 4.17 – Algoritmo para encontrar o valor de b_2

Com o valor de b_2 encontrado, variar o valor de k até que f_3b seja bem próximo a t , neste valor grava-se o valor de t_2 , onde k varia de 1 a 9000:

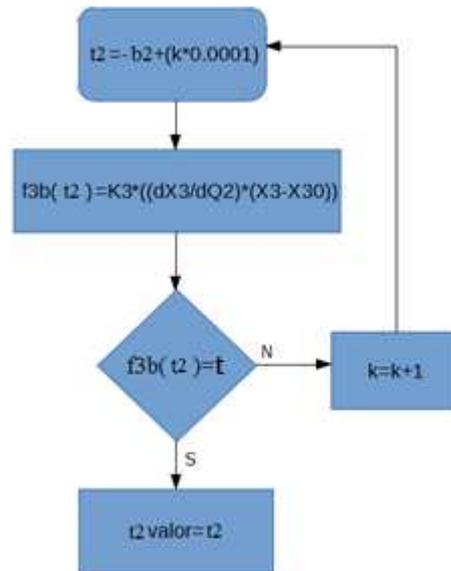


Figura 4.18 – Algoritmo para encontrar o valor de t_2

Sendo assim é possível localizar a posição do dedo protético para uma variação de forças do usuário.

5 RESULTADOS

Para aferir as equações, utilizando o software desenvolvido em ambiente MatLab®Inc, tomou-se como exemplo um usuário hipotético com força de flexão do metacarpo restante (F_{mcp}) de 15N. Sendo assim, projetou-se um sistema mecânico de força (Figura 4.2) com o raio da engrenagem 1 (r_{eng1}) igual ao raio da engrenagem 2 (r_{eng2}), e com o raio da polia 1 (r_{polia1}) duas vezes maior que o da polia 2 (r_{polia2}). Com estas condições e aplicando a equação 1, obteve-se a força na polia 2 (F_{polia2}) de 30N e a força para cada dedo (t) de 10N.

Inicialmente insere-se as medidas do dedo protético

Tabela 5.1 – Medidas do dedo protético (mm)

l1=15	l2=15	l3=8
l4=18	l5=8	l6=10
l7=8	l8=10	l9=8
l10=10	l11=8	l12=11
l13=8	l14=8	l15=10
l16=8	l17=10	l18=8
l19=10	l20=10	l21=10
l22=10	l23=8	l24=10
l25=5	l26=5	

Isto feito, insere-se os ângulos da posição inicial. Neste exemplo a posição inicial escolhida é de aproximadamente 60 graus.

Tabela 5.2 – Ângulos do dedo protético na posição inicial

a1 (rad)	b2 (rad)	t2 (rad)
1,047	1,045	-1,043

Com estes valores de ângulos nas articulações e com as equações 5, 6, 7, 8, 9, 10 e 37 obteve-se os seguintes comprimentos dos cabos, molas e **Pa**.

Tabela 5.3 - Comprimento das molas e cabos

X1 (mm)	27,9933
Q1 (mm)	13,0707
X2 (mm)	19,984
Q2 (mm)	0,0256
X3 (mm)	19,984
Q3 (mm)	0,0256
Pa (mm)	98,1443

Inserir-se as medidas dos comprimentos das molas quando se encontram totalmente relaxadas.

Tabela 5.4 – Comprimentos das molas relaxadas (mm)

X10 (mm)	X20 (mm)	X30 (mm)
13	10	10

A força t possui sinal negativo porque a direção do vetor força é oposta à direção do vetor posição utilizado para o cálculo do comprimento do cabo:

Tabela 5.5 – Força t de cada dedo protético

Força t	-10 N
-----------	-------

Com o valor da força t e com as equações 34, 35 e 36 calcula-se as constantes elásticas **K1**, **K2** e **K3**.

Tabela 5.6 – Valores das constantes elásticas e força F_a

K1 (N/mm)	K2 (N/mm)	K3(N/mm)
0,78	0,8	0,8

Com a equação 39, e com os valores das constantes elásticas, calcula-se a força de prensão do dedo protético. Uma vez encontrado o valor de F_a pode-se encontrar os valores dessa força com as seguintes equações:

$$F_{ax} = F_a * \cos(c)$$

$$F_{ay} = F_a * \sin(c)$$

Tabela 5.7 – Decomposição de F_a

F_a (N)	F_{ax} (N)	F_{ay} (N)
20,6235	8,4687	18,8046

Utilizando o algoritmo apresentado no item 4.4, com os valores das constantes elásticas projetadas foi simulado a posição do dedo protético para diferentes forças transmitidas pelo sistema amplificador de força mecânico e calculada a respectiva força de preensão para a mesma posição. Simulação do dedo protético para uma variação de força t de -5 N a -11 N

Tabela 5.8 – Ângulos, a_1 , b_2 e t_2 para cada força t

Força t (N)	a_1 (rad)	b_2 (rad)	t_2 (rad)	F_a (N)	F_{ax} (N)	F_{ay} (N)
-11	0,8841	0,884	-0,8839	28,9631	15,8139	24,2648
-10	1,0470	1,045	-1,043	20,6070	8,4487	18,7954
-9	1,1812	0,9164	-0,6516	8,70617	4,0263	7,7192
-8	1,3012	0,8947	-0,4882	10,0436	4,5015	8,9782
-7	1,4126	0,8974	-0,3822	10,1137	4,2388	9,1825
-6	1,5185	0,9122	-0,3059	10,0935	3,8587	9,3267
-5	1,6206	0,9348	-0,249	10,0834	3,4311	9,4817

O dedo protético de cor verde identifica a posição inicial escolhida de aproximadamente 60 graus.

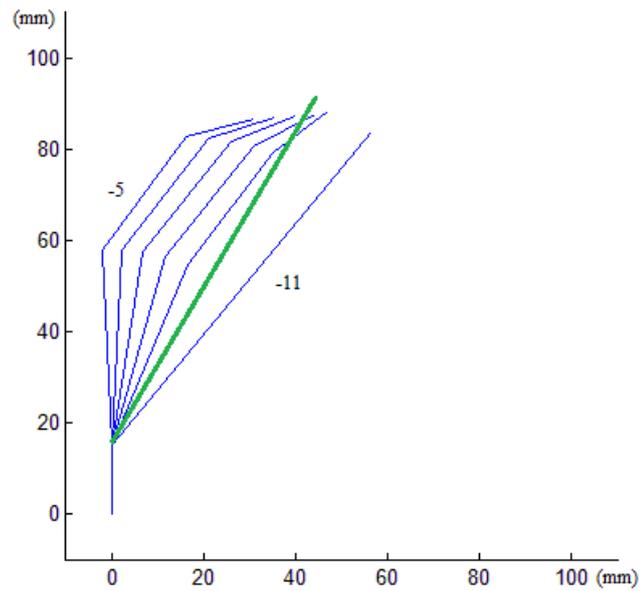


Figura 5.1 - Posições do dedo protético para diferentes forças de prensão

Neste outro exemplo, a posição inicial escolhida é de aproximadamente 70 graus

Tabela 5.9 – Ângulos do dedo protético na posição inicial (rad)

a1 (rad)	b2 (rad)	t2 (rad)
1,2211	1,2209	-1,2207

Com estes valores de ângulos nas articulações e com as equações 5, 6, 7, 8, 9, 10 e 37 obteve-se os seguintes comprimentos dos cabos, molas e Pa.

Tabela 5.10 - Comprimento molas e cabos

X1 (mm)	29,2325
Q1 (mm)	11,4421
X2 (mm)	19,9984
Q2 (mm)	0,0025612
X3 (mm)	19,9984
Q3 (mm)	0,002512
Pa (mm)	100,2722

Medidas dos comprimentos das molas quando se encontram totalmente relaxadas.

Tabela 5.11 – Comprimentos das molas relaxadas

X10 (mm)	X20 (mm)	X30 (mm)
15	10	10

A força t possui sinal negativo porque a direção do vetor força (t) é oposta à direção dos vetores posição ($Q1$, $Q2$ e $Q3$) utilizado para o cálculo do comprimento do cabo:

Tabela 5.12 – Força f de cada dedo protético

Força t	-10 N
-----------	-------

Com o valor da força t e com as equações 34, 35 e 36 calcula-se as constantes elásticas $K1$, $K2$ e $K3$.

Tabela 5.13 – Valores das constantes elásticas e força Fa

$K1$ (N/mm)	$K2$ (N/mm)	$K3$ (N/mm)
1,03	0,8	0,8

Com a equação 39 e com os valores das constantes elásticas, calcula-se a força de prensão do dedo protético. Uma vez encontrado o valor de Fa , pode-se encontrar os valores dessa força com as seguintes equações:

Tabela 5.14 – Decomposição de Fa

Fa (N)	F_{ax} (N)	F_{ay} (N)
19,9966	5,1466	19,3229

De forma análoga, utilizando o algoritmo apresentado no item 4.4, com os valores das constantes elásticas projetadas foi simulado a posição do dedo protético para diferentes forças transmitidas pelo sistema amplificador de força mecânico e calculado a respectiva força de prensão para a mesma posição.

Simulação do dedo protético para uma variação de força de -5 N a -11 N

Tabela 5.15 – Ângulos a_1 , b_2 e t_2 para cada força t

Força t (N)	a_1 (rad)	b_2 (rad)	t_2 (rad)	F_a (N)	F_{ax} (N)	F_{ay} (N)
-11	1,1004	1,1003	-1,1002	23,7735	8,6343	22,1501
-10	1,2211	1,2209	-1,2207	19,9965	5,1465	19,3229
-9	1,3277	1,0634	-0,7991	6,3213	2,1119	5,9580
-8	1,4259	1,0198	-0,6137	8,5845	2,9042	8,0782
-7	1,5187	1,0037	-0,4887	9,1102	2,9597	8,6160
-6	1,6076	1,0015	-0,3954	9,3744	2,8348	8,9355
-5	1,6937	1,0080	-0,3223	9,5650	2,6216	9,1987

O dedo protético de cor verde identifica a posição inicial escolhida de aproximadamente 70 graus.

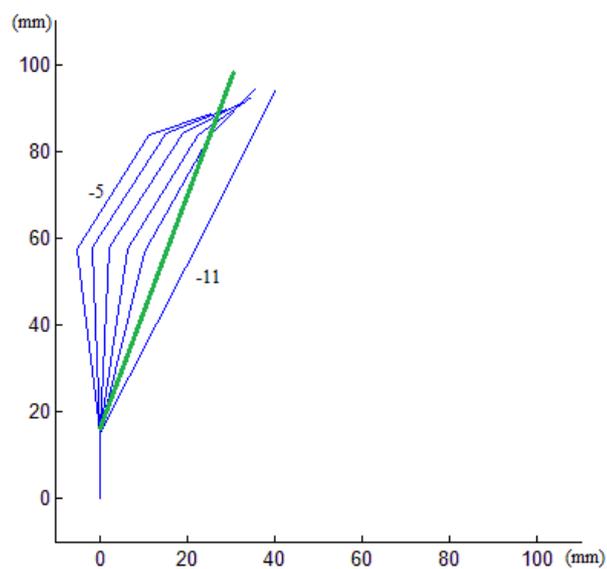


Figura 5.2 - Posições do dedo protético para diferentes forças de prensão

5.1 SOFTWARE ALGODOO

Para verificar a efetividade dos resultados encontrados na metodologia proposta, foi simulado um dedo protético utilizando o software Algodoo³. Com as seguintes características:

- **K1, K2 e K3** de 0,8 N/mm;
- **X10, X20, X30** de 10mm
- *Damping molas* de 20.
- Kmola de medição de 300 N/m
- Comprimento da mola de medição relaxada igual a 0,04 mm;
- damping mola de medição 15
- Dedo em 60 graus

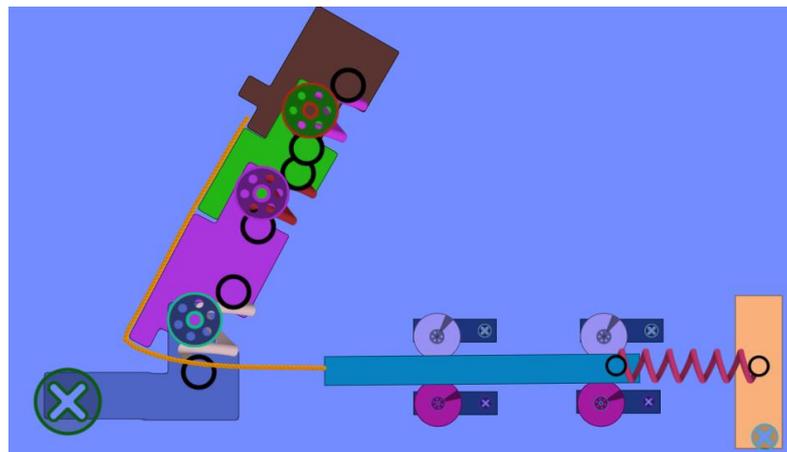


Figura 5.3 – Dedo protético com tendão

Ao simular o experimento, o dedo protético estende o cabo e a mola que estava com 0,04 mm passa a ter 0,05956 mm em 60 graus.

$$F_{med} = (0,05956 - 0,04) * 300$$

$$F_{med} = 5,868 \text{ N}$$

³ Algodoo - Created by Emil Ernerfeldt – www.algodoo.com – Copyright 2008 – 2013 Al-goryx Simulation

Com o objetivo de verificar a força de prensão da prótese, foi montado o experimento com dois dedos em oposição, conforme a figura 5.4. Com as seguintes características:

- K_1, K_2 e $K_3 = 0,8 \text{ N/mm}$
- X_{10}, X_{20}, X_{30} de 10mm
- *Damping* mola de medição 15
- K da mola de medição 150 N/mm
- Massa da peça de 0,2 kg.

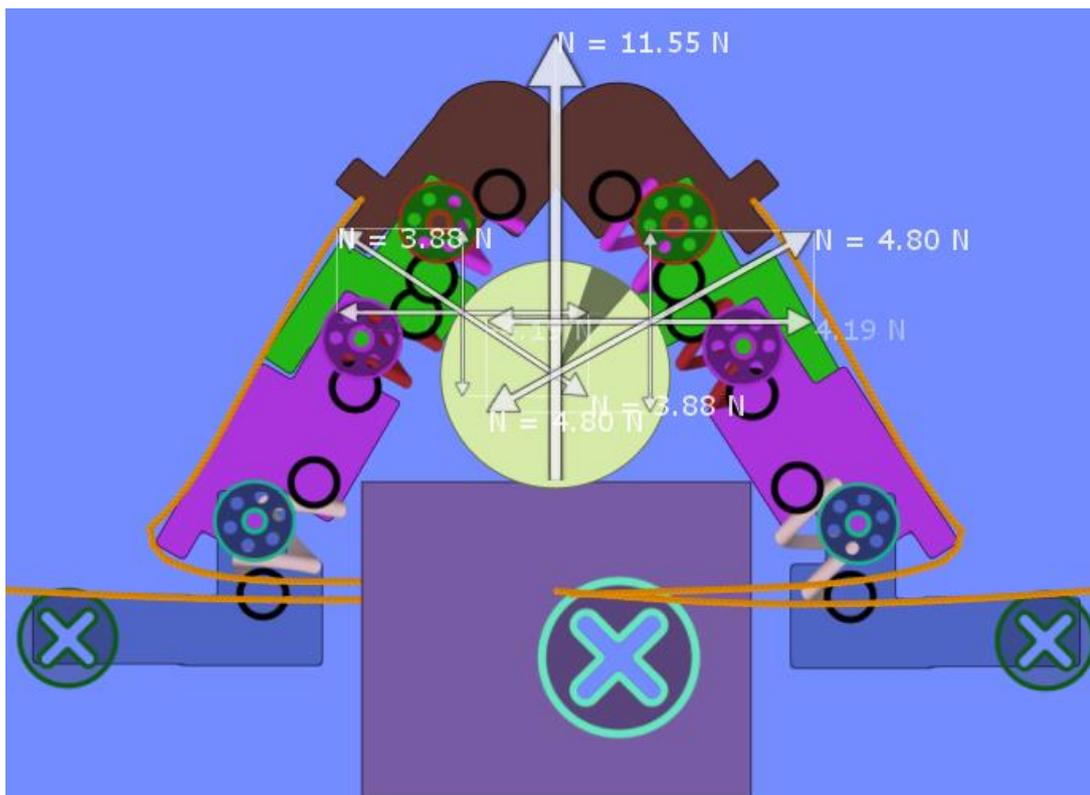


Figura 5.4 – Dois dedos protéticos em oposição

Neste experimento, pode-se notar que a força resultando na direção normal é de 11,55 N sobre a peça. Nos dois experimentos acima citado, o ajuste da constante elástica da mola de medição foi necessário para que o sistema entrasse o equilíbrio.

6 DISCUSSÃO

Conforme visto na literatura, existem alguns parâmetros que devem ser levados em consideração para a construção de uma prótese endoenergética para transmetacarpianos, tais como o peso, a durabilidade, o conforto, a força de preensão dos dedos protéticos, a cosmética e o treinamento. A construção da prótese sem o uso de motores e baterias diminui o peso do mecanismo, além do que a falta desses elementos exoenergéticos torna o equipamento mais durável. Cada prótese será projetada com a força de flexão do metacarpo restante de cada usuário, evitando assim esforços excessivos por parte do paciente. Para isso, o sistema amplificador de mecânico de força e as alavancas de cada falange têm o intuito de aumentar a força de flexão do metacarpo restante do usuário, fazendo com que haja o aumento da força de preensão dos dedos protéticos.

Entretanto, vale lembrar que não se pode alterar as medidas do mecanismo sem levar em consideração o design da prótese, pois a cosmética é um fator relevante para a rejeição do usuário. Sendo assim, para facilitar o aprendizado do uso da prótese, o protótipo foi projetado para que apenas girando uma alavanca (\mathbf{r}_{mcp}) com o metacarpo restante do usuário haja a abertura e fechamento dos dedos protéticos. Levando em consideração todos esses fatores que influenciam no sucesso ou rejeição, a prótese endoenergética descrita neste trabalho é apenas uma alternativa de construção de prótese sem o uso de qualquer sistema exoenergético, sendo que o sistema amplificador mecânico de força pode ser substituído por motores alimentados por pilhas e baterias.

A partir do dimensionamento dos atuadores, é possível alterar a construção do mecanismo protético de forma a diminuir os esforços realizados na articulação de punho. Uma alternativa seria alterar o valor das medidas dos raios das engrenagens e polias do sistema amplificador mecânico de força de forma a aumentar o ganho entre a força do usuário (\mathbf{F}_{mcp}) e a força da polia 2 (\mathbf{F}_{polia2}). Outra solução seria aumentar o tamanho das alavancas das falanges, o que diminuiria a força \mathbf{t} necessária para abrir o dedo protético. Em ambas as alternativas, deve-se lembrar que estas alterações devem ser feitas sem descaracterizar a cosmética da prótese.

Com base nos dois exemplos propostos pode-se verificar que, ao calcularmos o valor de força para cada dedo e estipularmos as medidas antropométricas e a posição inicial para o dedo protético, o método das articulações de múltiplos graus de liberdade mostrou-se eficiente para calcular o valor dos comprimentos dos cabos e molas. Além disso, com as deri-

vadas das equações geradas dos comprimentos de cabos e molas, foi possível calcular as constantes elásticas das molas utilizando o método do trabalho virtual.

Para calcular o valor da força de flexão de punho do dedo protético, o método de articulações de múltiplos graus de liberdade mostrou-se eficiente para calcular a medida do comprimento da ponta do dedo protético à sua base. No cálculo da força de preensão do dedo, utilizou-se o princípio do trabalho, de modo que houvesse uma carga na ponta do dedo, fazendo assim a soma da derivada das energias e igualando a zero. Desta forma, para uma força (t) de 10 N transmitida do sistema amplificador de força mecânico e uma posição inicial de aproximadamente 60 graus as constantes elásticas são de **$K_1 = 0.7873$ N/mm, $K_2 = 0.8007$ N/mm e $K_3 = 0.8007$ N/mm** para um sistema sem carga na ponta do dedo. Quando calculado um sistema com carga na ponta do dedo, com a mesma posição inicial de 60 graus e a mesma constante elástica projetada, a força de preensão do dedo protético **$F_a = 20,62$ N, $F_{aX} = 8,46$ N e $F_{aY} = 18,8$ N**, sendo que a força transmitida do sistema amplificador de força mecânico (t) é nula.

Para os mesmos 10 N transmitidos do sistema amplificador de força mecânico e uma posição inicial de aproximadamente de 70 graus, as constantes elásticas são de **$K_1 = 1.0347$ N/mm, $K_2 = 0.80042$ N/mm e $K_3 = 0.80042$ N/mm** para um sistema sem carga na ponta do dedo. Quando calculado um sistema com carga na ponta do dedo, mesma posição inicial de 70 graus e a mesma constante elástica projetada, a força de preensão no **eixo Y** será de **19.3 N**, e da mesma forma a força transmitida do sistema amplificador de força mecânico (t) é nula.

Para medir a força no cabo, foi simulado o dedo protético no software Algodoo com condições semelhantes ao calculado na metodologia proposta. Com as seguintes características constantes elásticas das molas **$K_1 = 0.8$ N/mm, $K_2 = 0.8$ N/mm, $K_3 = 0.8$ N/mm** e dimensão das molas relaxadas **X_{10} , X_{20} e X_{30}** iguais as **10 mm**. Encontrando-se o valor da força no cabo de **5,87 N** em 60 graus, lembrando que o valor da força t utilizado para dimensionamento com a metodologia elaborada nesta dissertação era de **10 N**. Para medir a força de preensão com dois dedos em oposição, foi utilizado um experimento semelhante encontrando-se uma força normal **$N = 11,55$ N** sobre uma peça de 0,2 kg.

Vale notar que, parâmetros para o cálculo das constantes elásticas das molas e a força de preensão elaborados nessa dissertação levaram em consideração apenas o tamanho da mola relaxada. Características do material das molas e do dedo protético utilizados na simulação do Algodoo não foram considerados, o que pode gerar um erro entre os valores com a metodologia elaborada nesta dissertação e os valores simuladas no software Algodoo.

7 CONCLUSÃO

Construir próteses customizadas para cada usuário tornou-se cada vez mais necessário devido às diferentes forças de flexão de punho apresentadas pelos amputados transmetacarpianos. Nosso estudo focou em criar um algoritmo, que pode ser aplicado em ambiente MatLab®Inc, capaz de dimensionar as constantes elásticas das molas presentes nas articulações da prótese endoenergética, fornecendo as medidas antropométricas dos dedos e metacarpo protético e a força de flexão do metacarpo restante do amputado.

Com base nos objetivos propostos, a metodologia desenvolvida tornou possível calcular o comprimento das molas e cabos através do método de articulações de múltiplos graus de liberdade, para qualquer valor de ângulos **a1**, **b2** e **t2**. As constantes elásticas das molas foram obtidas a partir da força de flexão do punho do usuário, utilizando o método do trabalho virtual. A força de preensão, a partir das constantes elásticas das molas calculadas no item anterior, foi obtida pelo método de articulações de múltiplos graus de liberdade e pelo método do trabalho virtual.

A simulação do dedo protético, para uma variação de força de flexão de punho do usuário, foi obtida através do algoritmo desenvolvido para localização dos ângulos das articulações, para diferentes forças de flexão de punho do usuário. Isso fez com que as constantes elásticas das molas fossem dimensionadas a fim de verificar a relação entre a força de flexão de punho do amputado e a força de preensão do dedo protético, além de permitir a análise do movimento dinâmico do dedo em simulação virtual.

Os valores das constantes elásticas, do comprimento das molas relaxadas, a posição inicial, e as medidas do dedo protético simulado no Algodoo foram aproximadas, o que pode ter gerado uma diferença entre o valor da força t estipulado para o dimensionamento dos atuadores e o valor simulado da força t no software Algodoo. Isto pode ser justificado devido a fatores (utilizados no Algodoo) tais como *damping* da mola, fricção e peso não terem sido levados em consideração para a metodologia elaborada. Sendo assim, podemos concluir que a metodologia desenvolvida mostrou a possibilidade de prever matematicamente a relação entre a força de flexão de punho do amputado e a força de preensão da prótese, antes de confeccionar o mecanismo.

Futuros trabalhos virão implementar a prótese para o usuário, uma vez calculadas as constantes elásticas das molas. Com a finalidade de comparar os resultados obtidos com uma prótese implementada e um prótese projetada com a metodologia proposta.

REFERÊNCIAS

- 1 - AL-TURAIKI, H. S.; AL-FALAH, L. A. A. Amputee population in the Kingdom of Saudi Arabia. **International Society For Prosthetics And Orthotics**, Riyadh, v. 17, p.147-156, 1993.
- 2 - ANUÁRIO ESTATÍSTICO DA PREVIDÊNCIA SOCIAL. Brasília: Ministério da Previdência Social, 2013.
- 3 - ARAUJO, Demétrio Praxedes. Próteses. In: LIANZA, Sergio. **Medicina de Reabilitação**. 3. ed. São Paulo: Guanabara, 2001. Cap. 7. p. 68-95.
- 4 - BENDER, L. F.. Prostheses for partial hand amputations. **Prosthetics And Orthotics International**, Detroit, v. 2, n. ---, p.8-11, 1978.
- 5 - BIDDISS, Elaine A.; CHAU, Tom T.. Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years. **Prosthetics And Orthotics International**, Toronto, v. 3, n. 31, p.236-257, set. 2007.
- 6 - BIVAR, Wasmália et al. **Censo Demográfico 2010: Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência**. Rio de Janeiro: Ibge Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, 2010. 211 p.
- 7 - BOCCOLINI, F. **Reabilitação amputados, amputações, próteses**. São Paulo: Robe Editorial, 2000.
- 8 - BOWERS, Rick. Prosthetic Devices for Upper-Extremity Amputees. Amputee Coalition Of America In Partnership With The U.s. Army Amputee Patient Care Program,U.s.a, p.46-48, jul. 2014.
- 9 - DICK, T.; LAMB, D. W.; DOUGLAS, W. B.. A WRIST-POWERED HAND PROSTHESIS. **The Journal Of Bone And Joint Surgery**, Edinburgh, v. 66-, p.742-744, nov. 1984.
- 10 - DILLINGHAM, Tr. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. **Southern Medical Association Country Of Publication**, Baltimore, v. 95, n. 8, p.875-883, ago. 2002.
- 11 - DIRETRIZES DE ATENÇÃO À PESSOA AMPUTADA. Brasília: Ministério da Saúde, 2013.

- 12 - Doughty S, *Mechanics of Machines*, 3rd ed, John-Wiley & Sons, 1988.
- 13 - Fraser C.M., An evaluation of the use made of cosmetic and functional prostheses by unilateral upper limb amputees. **Prosthetics And Orthotics Internationa**, Oxford, v. 22, p.216-223, 1998.
- 14 - HOFMANN, Megan Kelly. Making Connections: Modular 3D Printing for Designing Assistive Attachments to Prosthetic Devices. **Assets '15: Proceedings of the 17th International ACM SIGACCESS Conference on Computers & Accessibility**. Carnegie Mellon, p. 353-354. out. 2015.
- 15 - Instrução Normativa do INSS nº 98. (2003). Norma Técnica sobre LER ou DORT. Brasília
- 16 - JOVANOVIC, Savo et al. Wartime amputations. **Military Medicine**, Osijek, v. 164, n. 1, p.44-47, jan. 1999.
- 17 - KAPANJI, A. I. O punho. In: KAPANJI, A. I. **Fisiologia Articular**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 2007. Cap. 4. p. 146-197.
- 18 - KATE, Jelle Ten; SMIT, Gerwin; BREEDVELD, Paul. 3D-printed upper limb prostheses: a review. **Disability And Rehabilitation: Assistive Technology**. Delft, p. 300-314. 02 fev. 2017.
- 19 - LAKE, Chris; FAAOP; DODSON, Robert. Progressive Upper Limb Prosthetics. **Phys Med Rehabil Clin N Am**, Irving, v. 17, n. ---, p.49-72, 2006.
- 20 - LUFF, Robin et al. The Amputee Statistical Database for the United Kingdom 2004/05. **National Amputee Statistical Database (nasdab)**, Edinburgh, 2005.
- 21 - MACKENZIE, C.I.; IBERALL, T.. *The Grasping Hand: Prehension*. Amsterdam: Elsevier Science B.v,1994
- 22 - MANLAPAZ, Ma. Erika et al. 3D-Printed Hand Controlled by Arm Gestures to Verify the Robustness and Reliability of a Low Cost Surface Electromyography System. **Advances In Circuits, Systems, Signal Processing And Telecommunications**. Philippines, p. 211-217. 22 fev. 2015.
- 23 - MILLSTEIN, Sg; HEGER, H; HUNTER, Ga.. Prosthetic use in adult upper limb amputees: a comparison of the body powered and electrically powered prostheses. **Prosthet Orthot Int**, Ontario, v. 10, n. 1, p.27-34, abr. 1986.
- 24 - MINISTÉRIO DA SAÚDE. : LER e DORT. Brasília: Secretaria de Políticas Públi-

cas,2000. 31 p.

- 25 - MURPHY, Douglas. **Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics**: Prosthetic Considerations for Patients. New York: Demos medical, 2014. 234 p.
- 26 - ØSTLIE, Kristin et al. Adult acquired major upper limb amputation in Norway: prevalence, demographic features and amputation specific features. A population-based survey. **Disability And Rehabilitation**, Ottestad, v. 1718, n. 33, p.1636-1649, nov. 2010.
- 27- REIS, Gleycykely dos; CASA JÚNIOR, Adroaldo José; CAMPOS, Rodrigo da Silveira. Perfil epidemiológico de amputados de membros superiores e inferiores atendidos em um centro de referência. **Revista Eletrônica Saúde e Ciência**, Goiânia, v. 2, n. 2, p.52-62, nov. 2012.
- 28 - RESNIK, Linda et al. Advanced Upper Limb Prosthetic Devices: Implications for Upper Limb Prosthetic Rehabilitation. **Arch Phys Med Rehabil**, New York, v. 93, p.710-717, abr. 2012
- 29 - SCHULL, Jon. **Enabling the future**. Disponível em: <<http://enablingthefuture.org/>>. Acesso em: 22 fev. 2017.
- 30 - SHIM, Jae-ho et al. Wrist-Driven Prehension Prosthesis for Amputee Patients with Disarticulation of the Thumb and Index Finger. **Prosthetics/orthotics/devices: Arch Phys Med Rehabil**, Seoul, v. 79, p.877-878, jul. 1998.
- 31 - VAN AS, Richard; OWEN, Ivan. **3D-printed robotic hand cuts cost of prosthetics**. 2013. Disponível em: <<https://www.cnet.com/news/3d-printed-robotic-hand-cuts-cost-of-prosthetics/>>. Acesso em: 15 dez. 2016.
- 32 - WEIR, Richard F.ff.; GRAHN, Edward C.; DUFF, Stephen J.. A New Externally Powered, Myoelectrically Controlled Prosthesis for Persons with Partial-Hand Amputations at the Metacarpals. **Jpo: Journal Of Prosthetics And Orthotics**, Chicago, v. 13, n. 2, p.26-31, 2001.
- 33 - ZIEGLER-GRAHAN, Kathryn. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. **Arch Phys Med Rehabil**, [s.i.], v. 789, p.422-429, mar. 2008.
- 34 - ZUNIGA, Jorge et al. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. **Biomed Central**. Omaha, 20 jan. 2015.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Artigo publicado em congresso

GOMES, J. G.; QUEVEDO, A. ; FERRI, A. . DIMENSIONAMENTO DOS ATUADORES DE UMA PRÓTESE DE MEMBROS SUPERIORES. In: XXV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2016, FOZ DO IGUAÇU. XXV CBEB, 2016. p. 792-795.

APÊNDICE B - SOFTWARE MÃO MECÂNICA NO MATLAB®

```

f=imread('ESQUELETO1.bmp');
imshow(f);
w=0;
p=0;
while w==0
    choice = questdlg('O que deseja fazer','Opções','Digitar os dados','Calcular os da-
dos','Simular o funcionamento','Calcular os dados');
    switch choice
        case 'Digitar os dados'
            c1=('Digite o valor de l1 : ');c2=('Digite o valor de l2 : ');
            c3=('Digite o valor de l3 : ');c4=('Digite o valor de l4 : ');
            c5=('Digite o valor de l5 : ');c6=('Digite o valor de l6 : ');
            c7=('Digite o valor de l7 : ');c8=('Digite o valor de l8 : ');
            c9=('Digite o valor de l9 : ');c10=('Digite o valor de l10 : ');
            c11=('Digite o valor de l11 : ');c12=('Digite o valor de l12 : ');
            c13=('Digite o valor de l13 : ');c14=('Digite o valor de l14 : ');
            c15=('Digite o valor de l15 : ');c16=('Digite o valor de l16 : ');
            c17=('Digite o valor de l17 : ');c18=('Digite o valor de l18 : ');
            c19=('Digite o valor de l19 : ');c20=('Digite o valor de l20 : ');
            c21=('Digite o valor de l21 : ');c22=('Digite o valor de l22 : ');
            c23=('Digite o valor de l23 : ');c24=('Digite o valor de l24 : ');
            c25=('Digite o valor de l25 : ');c26=('Digite o valor de l26 : ');
            ld=inputdlg({c1,c2,c3,c4,c5,c6},'Valores',[1 15;1 15;1 15;1 15;1 15;1 15]);
            lf=inputdlg({c7,c8,c9,c10,c11,c12},'Valores',[1 15;1 15;1 15;1 15;1 15;1 15]);
            lg=inputdlg({c13,c14,c15,c16,c17,c18},'Valores',[1 15;1 15;1 15;1 15;1 15;1 15]);
            lh=inputdlg({c19,c20,c21,c22,c23,c24,c25,c26},'Valores',[1 15;1 15;1 15;1 15;1 15;1 15;1 15;1 15;1 15]);
            le(1)=ld(1);    le(2)=ld(2);    le(3)=ld(3);    le(4)=ld(4);
            le(5)=ld(5);    le(6)=ld(6);    le(7)=lf(1);    le(8)=lf(2);
            le(9)=lf(3);    le(10)=lf(4);    le(11)=lf(5);    le(12)=lf(6);
            le(13)=lg(1);    le(14)=lg(2);    le(15)=lg(3);    le(16)=lg(4);

```

```

le(17)=lg(5);    le(18)=lg(6);    le(19)=lh(1);    le(20)=lh(2);
le(21)=lh(3);    le(22)=lh(4);    le(23)=lh(5);    le(24)=lh(6);
le(25)=lh(7);    le(26)=lh(8);
e1=0;    e2=0;    e3=0;
a1=0;    b2=0;    t2=0
X1=0;    Q=0;    X2=0;    Q1=0;    X3=0;    Q2=0;
%%%Derivada de X1/Q

X1a1=0;    a1Q1=0;    X1Q=0;    forca=0;    f=0;    K1=0;    x=0;
button = questdlg('Deseja Continuar?','Opcoes','Yes','No','No');
if strcmp(button,'Yes')
    w=0
elseif strcmp(button,'No')
    w=1
end
% Handle response

case 'Calcular os dados'
    l1=str2num(le{1});%transforma string em número
    l2=str2num(le{2});    l3=str2num(le{3});    l4=str2num(le{4});
    l5=str2num(le{5});    l6=str2num(le{6});    l7=str2num(le{7});
    l8=str2num(le{8});    l9=str2num(le{9});    l10=str2num(le{10});
    l11=str2num(le{11});    l12=str2num(le{12});    l13=str2num(le{13});
    l14=str2num(le{14});    l15=str2num(le{15});    l16=str2num(le{16});
    l17=str2num(le{17});    l18=str2num(le{18});    l19=str2num(le{19});
    l20=str2num(le{20});    l21=str2num(le{21});    l22=str2num(le{22});
    l23=str2num(le{23});    l24=str2num(le{24});    l25=str2num(le{25});
    l26=str2num(le{26});

%%%ENTRADA DOS ÂNGULOS%%%
    e1=str2num(e{1});    e2=str2num(e{2});    e3=str2num(e{3});

```

```

e=inputdlg({'Qual o valor de a1: ','Qual o valor de b2: ','Qual o valor de t2'},'Valores dos Ângulos',[1 15;1 15;1 15]);
a1=e1;
b2=e2;
t2=e3;
%%%DESENHO DO DEDO PROTÉTICO%%%
figure(2)
hold on
axis([-10,110,-10,110])
axis('square');
x1a=(l2+l4+l6)*cos(a1);
y1a=(l2+l4+l6)*sin(a1)+l1;
y2a=(l10+l12+l20)*sin(b2)+y1a;
x2a=(l10+l12+l20)*cos(b2)+x1a;
x3a=(l17+l25)*cos(-t2)+x2a;
y3a=(l17+l25)*sin(-t2)+y2a;

x=[0 0 x1a x2a x3a];
y=[0 l1 y1a y2a y3a];
plot(x,y);
%%%COMPRIMENTO MOLAS E CABOS%%%
X1=sqrt((l2*cos(a1)+l3*sin(a1))^2+(l2*sin(a1)-l3*cos(a1)+l1)^2)
Q1=sqrt((l24*cos(a1)+l23*sin(a1))^2+(-l24*sin(a1)+l23*cos(a1)+l22)^2)
X2=sqrt((l6*cos(a1)+l10*cos(b2)+l11*sin(b2)-l5*sin(a1))^2+(l6*sin(a1)+l10*sin(b2)-l11*cos(b2)+l5*cos(a1))^2)
Q2=sqrt((-l8*sin(b2)+l9*cos(b2)+l19*sin(a1)-l7*cos(a1))^2+(l8*cos(b2)+l9*sin(b2)-l19*cos(a1)-l7*sin(a1))^2)
X3=sqrt((l20*sin(b2)-l17*sin(t2)-l18*cos(t2)+l13*cos(b2))^2+(l20*cos(b2)+l17*cos(t2)-l18*sin(t2)-l13*sin(b2))^2)
Q3=sqrt((l15*sin(t2)+l16*cos(t2)+l21*sin(b2)-l14*cos(b2))^2+(-l15*cos(t2)+l16*sin(t2)+l21*cos(b2)+l14*sin(b2))^2)

Pa=sqrt(((l2+l4+l6)*cos(a1)+(l10+l12+l20)*cos(b2)+l17*cos(t2)+l25*cos(t2)+l26*sin(t2))^2+((l1+(l2+l4+l6)*sin(a1)+(l10+l12+l20)*sin(b2))-l17*sin(t2)-l25*sin(t2)-l26*cos(t2))^2);

```

%%%DERIVADA DE X1 EM RELAÇÃO A a1%%%

$$X1a1=(2*(l2*\cos(a1) + l3*\sin(a1))*(l3*\cos(a1) - l2*\sin(a1)) + 2*(l2*\cos(a1) + l3*\sin(a1))*(l1 - l3*\cos(a1) + l2*\sin(a1)))/(2*((l1 - l3*\cos(a1) + l2*\sin(a1))^2 + (l2*\cos(a1) + l3*\sin(a1))^2)^{(1/2)});$$

%%%DERIVADA DE Q1 EM RELAÇÃO A a1

$$Q1a1=(2*(l24*\cos(a1) + l23*\sin(a1))*(l23*\cos(a1) - l24*\sin(a1)) - 2*(l24*\cos(a1) + l23*\sin(a1))*(l22 + l23*\cos(a1) - l24*\sin(a1)))/(2*((l22 + l23*\cos(a1) - l24*\sin(a1))^2 + (l24*\cos(a1) + l23*\sin(a1))^2)^{(1/2)});$$

$$a1Q1=1/Q1a1;$$

%%%DERIVADA DE X1 EM RELAÇÃO A Q1%%%

$$X1Q1=X1a1*a1Q1$$

%%%DERIVADA DE X2 EM RELAÇÃO A a1%%%

$$X2a1=(-2*(l5*\cos(a1) + l6*\sin(a1))*(l10*\cos(b2) + l11*\sin(b2) + l6*\cos(a1) - l5*\sin(a1)) - 2*(l6*\cos(a1) - l5*\sin(a1))*(l10*\sin(b2) - l11*\cos(b2) + l5*\cos(a1) + l6*\sin(a1)))/(2*((l10*\cos(b2) + l11*\sin(b2) + l6*\cos(a1) - l5*\sin(a1))^2 + (l10*\sin(b2) - l11*\cos(b2) + l5*\cos(a1) + l6*\sin(a1))^2)^{(1/2)})$$

%%%DERIVADA DE X2 EM RELAÇÃO A b2%%%

$$X2b2=(2*(l10*\cos(b2) + l11*\sin(b2))*(l10*\sin(b2) - l11*\cos(b2) + l5*\cos(a1) + l6*\sin(a1)) + 2*(l11*\cos(b2) - l10*\sin(b2))*(l10*\cos(b2) + l11*\sin(b2) + l6*\cos(a1) - l5*\sin(a1)))/(2*((l10*\cos(b2) + l11*\sin(b2) + l6*\cos(a1) - l5*\sin(a1))^2 + (l10*\sin(b2) - l11*\cos(b2) + l5*\cos(a1) + l6*\sin(a1))^2)^{(1/2)})$$

%%%DERIVADA DE Q2 EM RELAÇÃO A a1%%%

$$Q2a1=(2*(l19*\cos(a1) + l17*\sin(a1))*(l9*\cos(b2) - l8*\sin(b2) - l7*\cos(a1) + l19*\sin(a1)) - 2*(l17*\cos(a1) - l19*\sin(a1))*(l8*\cos(b2) + l9*\sin(b2) - l19*\cos(a1) - l7*\sin(a1)))/(2*((l8*\cos(b2) + l9*\sin(b2) - l19*\cos(a1) - l7*\sin(a1))^2 + (l9*\cos(b2) - l8*\sin(b2) - l7*\cos(a1) + l19*\sin(a1))^2)^{(1/2)})$$

$$a1Q2=1/Q2a1;$$

%%%DERIVADA DE Q2 EM RELAÇÃO A b2%%%

$$Q2b2=(-2*(l8*\cos(b2) + l9*\sin(b2))*(l9*\cos(b2) - l8*\sin(b2) - l7*\cos(a1) + l19*\sin(a1)) - 2*(l9*\cos(b2) - l8*\sin(b2))*(l8*\cos(b2) + l9*\sin(b2) - l19*\cos(a1) - l7*\sin(a1)))/(2*((l8*\cos(b2) + l9*\sin(b2) - l19*\cos(a1) - l7*\sin(a1))^2 + (l9*\cos(b2) - l8*\sin(b2) - l7*\cos(a1) + l19*\sin(a1))^2)^{(1/2)})$$

$$b2Q2=1/Q2b2;$$

%%%DERIVADA DE X2 EM RELAÇÃO A Q2%%%

$$X2Q2a1=X2a1*a1Q2$$

$$X2Q2b2=X2b2*b2Q2$$

$$X2Q2=X2Q2a1+X2Q2b2$$

%%%DERIVADA DE X3 EM RELAÇÃO A b2%%%

$$X3b2=-\frac{2*((113*\cos(b2) + 120*\sin(b2))*(120*\cos(b2) - 113*\sin(b2) + 117*\cos(T2) - 118*\sin(t2)) - 2*((120*\cos(b2) - 113*\sin(b2))*(113*\cos(b2) + 120*\sin(b2) - 118*\cos(T2) - 117*\sin(t2)))}{2*((113*\cos(b2) + 120*\sin(b2) - 118*\cos(t2) - 117*\sin(t2))^2 + (120*\cos(b2) - 113*\sin(b2) + 117*\cos(t2) - 118*\sin(t2))^2)^{(1/2)}}$$

%%%DERIVADA DE Q3 EM RELAÇÃO A b2%%%

$$Q3b2=\frac{2*((121*\cos(b2) + 114*\sin(b2))*(121*\sin(b2) - 114*\cos(b2) + 116*\cos(t2) + 115*\sin(t2)) + 2*((114*\cos(b2) - 121*\sin(b2))*(121*\cos(b2) + 114*\sin(b2) - 115*\cos(t2) + 116*\sin(t2)))}{2*((121*\cos(b2) + 114*\sin(b2) - 115*\cos(t2) + 116*\sin(t2))^2 + (121*\sin(b2) - 114*\cos(b2) + 116*\cos(t2) + 115*\sin(t2))^2)^{(1/2)}}$$

$$b2Q3=1/Q3b2$$

$$X3Q3b2=X3b2*b2Q3$$

%%%DERIVADA DE X3 EM RELAÇÃO A t2%%%

$$X3t2=-\frac{2*((118*\cos(t2) + 117*\sin(t2))*(120*\cos(b2) - 113*\sin(b2) + 117*\cos(t2) - 118*\sin(t2)) + 2*((117*\cos(t2) - 118*\sin(t2))*(113*\cos(b2) + 120*\sin(b2) - 118*\cos(t2) - 117*\sin(t2)))}{2*((113*\cos(b2) + 120*\sin(b2) - 118*\cos(t2) - 117*\sin(t2))^2 + (120*\cos(b2) - 113*\sin(b2) + 117*\cos(t2) - 118*\sin(t2))^2)^{(1/2)}}$$

%%%DERIVADA DE Q3 EM RELAÇÃO A t2%%%

$$Q3t2=\frac{2*((116*\cos(t2) + 115*\sin(t2))*(121*\cos(b2) + 114*\sin(b2) - 115*\cos(t2) + 116*\sin(t2)) + 2*((115*\cos(t2) - 116*\sin(t2))*(121*\sin(b2) - 114*\cos(b2) + 116*\cos(t2) + 115*\sin(t2)))}{2*((121*\cos(b2) + 114*\sin(b2) - 115*\cos(t2) + 116*\sin(t2))^2 + (121*\sin(b2) - 114*\cos(b2) + 116*\cos(t2) + 115*\sin(t2))^2)^{(1/2)}}$$

$$t2Q3=1/Q3t2$$

$$X3Q3t2=X3T2*t2Q3$$

%%%DERIVADA DE X3 EM RELAÇÃO A Q3%%%

$$X3Q3=X3Q3B2+X3Q3T2$$

%%%DERIVADA DE Pa EM RELAÇÃO A a1%%%

$$Paa1=-\frac{2*\sin(a1)*(12 + 14 + 16)*(117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16)) - 2*\cos(a1)*(12 + 14 + 16)*(11 - 126*\cos(t2) - 117*\sin(t2) - 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16))}{2*((11 - 126*\cos(t2) -$$

$$117*\sin(t2) - 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16))^2 + (117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16))^2)^{(1/2));$$

$$a1Pa=1/Paa1;$$

%%%DERIVADA DE X1 EM RELAÇÃO A Pa%%%

$$X1Pa=X1a1*a1Pa$$

%%%DERIVADA DE B2 RM RELAÇÃO A Pa%%%

$$Pab2=-2*\sin(b2)*(110 + 112 + 120)*(117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16)) - 2*\cos(b2)*(110 + 112 + 120)*(11 - 126*\cos(t2) - 117*\sin(t2) - 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16)))/(2*((11 - 126*\cos(t2) - 117*\sin(t2) - 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16))^2 + (117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16))^2)^{(1/2));$$

$$b2Pa=1/Pab2;$$

%%%DERIVADA DE Pa EM RELAÇÃO A t2

$$Pat2=-2*((117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) - 126*\sin(t2))*(11 - 126*\cos(t2) - 117*\sin(t2) - 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16)) + 2*((117*\sin(t2) - 126*\cos(t2) + 125*\sin(t2))*(117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16)))/(2*((11 - 126*\cos(t2) - 117*\sin(t2) - 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16))^2 + (117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16))^2)^{(1/2));$$

$$t2Pa=1/Pat2;$$

%%%DERIVADA DE X2 EM RELAÇÃO A Pa%%%

$$X2Paa1=X2a1*a1Pa;$$

$$X2Pab2=X2b2*b2Pa$$

$$X2Pa=X2Paa1+X2PaB2;$$

%%%DERIVADA DE X3 EM RELAÇÃO A Pa%%%

$$X3Pab2=X3b2*b2Pa;$$

$$X3Pat2=X3t2*t2Pa;$$

$$X3Pa=X3Pab2+X3Pat2;$$

%%%CONSTANTES ELÁSTICAS%%%

$$X11=X1$$

$$X22=X2$$

$$X33=X3$$

```

h1=msgbox({'O valor de X1 é ',num2str(X1),'O valor de Q é ',num2str(Q),'O valor de X2
é ',num2str(X2),'O valor de Q1 é ',num2str(Q1),'O valor de X3 é ',num2str(X3),'O valor de
Q2 é ',num2str(Q2),'O valor de Pa é ',num2str(Pa)});
set(h1, 'Position', [20 40 80 200])

```

```

%%VALORES DE EXTENSÃO DAS MOLAS SEM CARGAS%%

```

```

d1=('Digite o valor de X10 : ');
d2=('Digite o valor de X20 : ');
d3=('Digite o valor de X30 : ');
d4=('Digite o valor de f : ');

```

```

X0=inputdlg({d1,d2,d3,d4},'Valores de K0',[1 15;1 15;1 15;1 15]);
X10=str2num(X0{1});    X20=str2num(X0{2});    X30=str2num(X0{3});

```

```

f1=str2num(X0{4});
%Força

```

```

%%CONSTANTES ELÁSTICAS%%

```

```

K11=f1/(X1Q*(X11-X10));
K22=f1/(X2Q1*(X22-X20));
K33=f1/(X3Q2*(X33-X30));
K1=K11;
K2=K22;
K3=K33;

```

```

%    set(h10, 'Position', [260 90 120 50])

```

```

%%CÁLCULO DA FORÇA DE PREENSÃO%%

```

```

Fa=(K1)*(X11-X10)*X1Pa+(K2)*(X22-X20)*X2Pa+(K3)*(X33-X30)*X3Pa
h8=msgbox({'O valor de K1 é ',num2str(K11),'O valor de K2 é ',num2str(K22),'O
valor de K3 é ',num2str(K33)});
set(h8, 'Position', [120 40 80 200])

```

```

%%%DECOMPOSIÇÃO DA FORÇA DE PREENSÃO EIXO X%%%
Fax=Fa*((l2+l4+l6)*cos(a1)+(l10+l12+l20)*cos(b2)+l17*cos(t2)+l25*cos(T2)+l26*sin(t2))/
Pa;

```

```

%%%DECOMPOSIÇÃO DA FORÇA DE PREENSÃO EIXO Y%%%

```

```

Fay=Fa*((l1+(l2+l4+l6)*sin(a1)+(l10+l12+l20)*sin(b2))-l17*sin(t2)-l25*sin(t2)-
l26*cos(t2))/Pa;

```

```

h11=msgbox({'O valor de Fa é ',num2str(Fa),'O valor de Fay é ',num2str(Fay),'O valor
de Fax é ',num2str(Fax)});

```

```

set(h11, 'Position', [220 40 80 200])

```

```

button = questdlg('Deseja Continuar?','Opcoes','Yes','No','No');

```

```

if strcmp(button,'Yes')

```

```

    w=0

```

```

elseif strcmp(button,'No')

```

```

    w=1

```

```

end

```

```

case 'Simular o funcionamento'

```

```

%%%SIMULAR FUNCIONAMENTO DO DEDO PROTÉTICO%%%

```

```

for ten=f1-1:1:f1+5

```

```

b=5; r=0; c=atan(l3/l2); c=(c+1.5708)*10000;

```

```

%%%ARTICULAÇÃO METACARPOFALANGEANA%%%

```

```

for q=6000:c

```

```

    a1=q*0.0001;

```

```

    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

```

    X1=sqrt((l2*cos(a1)+l3*sin(a1))^2+(l2*sin(a1)-l3*cos(a1)+l1)^2);

```

```

%%%DERIVADA DE X1 EM RELAÇÃO A a1%%%

```

```

    X1a1=(2*(l2*cos(a1) + l3*sin(a1))*(l3*cos(a1) - l2*sin(a1)) + 2*(l2*cos(a1) +
l3*sin(a1))*(l1 - l3*cos(a1) + l2*sin(a1)))/(2*((l1 - l3*cos(a1) + l2*sin(a1))^2 + (l2*cos(a1)
+ l3*sin(a1))^2)^(1/2));

```

```

%%%DERIVADA DE Q1 EM RELAÇÃO A a1%%%

```

```

    Q1a1=(2*(l24*cos(a1) + l23*sin(a1))*(l23*cos(a1) - l24*sin(a1)) - 2*(l24*cos(a1) +
l23*sin(a1))*(l22 + l23*cos(a1) - l24*sin(a1)))/(2*((l22 + l23*cos(a1) - l24*sin(a1))^2 +
(l24*cos(a1) + l23*sin(a1))^2)^(1/2));

```

```

a1Q1=1/Q1a1;
%%%DERIVADA DE X1 EM RELAÇÃO A Q1%%%
X1Q1=X1a1*a1Q1;

%%%FORÇA NA PONTA DA ALAVANCA METACARPOFALANGEANA
%%%f1a%%%
f1a(q)=K1*(X1Q*(X1-X10));
if (f1a(q)<=0)
a=ten-f1a(q);
a=sqrt(a*a);
if (a<b)
a1valor=a1;
b=a;
qvalor=q;
end
end
end

e=5; a1=a1valor; jvalor=0;
%%%ARTICULAÇÃO MEDIAL%%%
for j=1:15708
b2=a1-j*0.0001;
%%%COMPRIMENTO MOLA X2%%%
X2=sqrt((16*cos(a1)+110*cos(B2)+111*sin(b2)-15*sin(a1))^2+(16*sin(a1)+110*sin(b2)-
111*cos(b2)+15*cos(a1))^2);
%%%DERIVADA DE X2 EM RELAÇÃO A a1%%%
X2a1=(-2*(15*cos(a1) + 16*sin(a1))*(110*cos(b2) + 111*sin(b2) + 16*cos(a1) -
15*sin(a1)) - 2*(16*cos(a1) - 15*sin(a1))*(110*sin(b2) - 111*cos(b2) + 15*cos(a1) +
16*sin(a1)))/(2*((110*cos(b2) + 111*sin(b2) + 16*cos(a1) - 15*sin(a1))^2 + (110*sin(b2) -
111*cos(b2) + 15*cos(a1) + 16*sin(a1))^2)^(1/2));
%%%DERIVADA DE X2 EM RELAÇÃO A b2%%%
X2b2=(2*(110*cos(b2) + 111*sin(b2))*(110*sin(b2) - 111*cos(b2) + 15*cos(a1) +
16*sin(a1)) + 2*(111*cos(b2) - 110*sin(b2))*(110*cos(b2) + 111*sin(b2) + 16*cos(a1) -

```

$15*\sin(a1))/2*((110*\cos(b2) + 111*\sin(b2) + 16*\cos(a1) - 15*\sin(a1))^2 + (110*\sin(b2) - 111*\cos(b2) + 15*\cos(a1) + 16*\sin(a1))^2)^{(1/2)});$

%%%DERIVADA DE Q2 EM RELAÇÃO A a1%%%

$Q2a1=(2*(119*\cos(a1) + 17*\sin(a1))*(19*\cos(b2) - 18*\sin(b2) - 17*\cos(a1) + 119*\sin(a1)) - 2*(17*\cos(a1) - 119*\sin(a1))*(18*\cos(b2) + 19*\sin(b2) - 119*\cos(a1) - 17*\sin(a1)))/2*((18*\cos(b2) + 19*\sin(b2) - 119*\cos(a1) - 17*\sin(a1))^2 + (19*\cos(b2) - 18*\sin(b2) - 17*\cos(a1) + 119*\sin(a1))^2)^{(1/2)});$

$a1Q2=1/Q2a1;$

%%%DERIVADA DE Q1 EM RELAÇÃO A b2%%%

$Q2b2=-2*(18*\cos(b2) + 19*\sin(b2))*(19*\cos(b2) - 18*\sin(b2) - 17*\cos(a1) + 119*\sin(a1)) - 2*(19*\cos(b2) - 18*\sin(b2))*(18*\cos(b2) + 19*\sin(b2) - 119*\cos(a1) - 17*\sin(a1))/2*((18*\cos(b2) + 19*\sin(b2) - 119*\cos(a1) - 17*\sin(a1))^2 + (19*\cos(b2) - 18*\sin(b2) - 17*\cos(a1) + 119*\sin(a1))^2)^{(1/2)});$

$b2Q2=1/Q2b2;$

%%%DERIVADA DE X2 EM RELAÇÃO A Q2%%%

$X2Q2a1=X2a1*a1Q2;$

$X2Q2b2=X2b2*b2Q2;$

$X2Q2=X2Q2a1+X2Q2b2;$

%%%FORÇA NA PONTA DA ALAVANCA MEDIAL f2a%%%

$f2a(j)=K2*(X2Q2*(X2-X20));$

if (f2a(j)<=0)

d=ten-f2a(j);

d=sqrt(d*d);

if (d<e)

e=d;

jvalor=j;

b2valor=b2;

end

$b2valor=a1-jvalor*0.0001;$

end

end

f=5; kvalor=0; b2=b2valor;

%%%ARTICULAÇÃO DISTAL%%%

for k=1:9000

T2=-b2+(k*0.0001);

X3=sqrt((120*sin(b2)-117*sin(T2)-118*cos(T2)+113*cos(b2))^2+(120*cos(b2)+117*cos(t2)-118*sin(t2)-113*sin(b2))^2);

%%%DERIVADA DE X3 EM RELAÇÃO A b2%%%

X3b2=(-2*(113*cos(b2) + 120*sin(b2))*(120*cos(b2) - 113*sin(b2) + 117*cos(t2) - 118*sin(t2)) - 2*(120*cos(b2) - 113*sin(b2))*(113*cos(b2) + 120*sin(b2) - 118*cos(t2) - 117*sin(t2)))/(2*((113*cos(b2) + 120*sin(b2) - 118*cos(t2) - 117*sin(t2))^2 + (120*cos(b2) - 113*sin(b2) + 117*cos(t2) - 118*sin(t2))^2)^(1/2));

%%%DERIVADA DE Q3 EM RELAÇÃO A b2%%%

Q3b2=(2*(121*cos(b2) + 114*sin(b2))*(121*sin(b2) - 114*cos(b2) + 116*cos(t2) + 115*sin(t2)) + 2*(114*cos(b2) - 121*sin(b2))*(121*cos(b2) + 114*sin(b2) - 115*cos(t2) + 116*sin(t2)))/(2*((121*cos(b2) + 114*sin(b2) - 115*cos(t2) + 116*sin(t2))^2 + (121*sin(b2) - 114*cos(b2) + 116*cos(t2) + 115*sin(t2))^2)^(1/2));

b2Q3=1/Q3b2;

%%%DERIVADA DE X3 Q3 EM RELAÇÃO A b2%%%

X3Q3b2=X3b2*b2Q3;

%%%DERIVADA DE X3 EM RELAÇÃO A t2%%%

X3t2=(-2*(118*cos(t2) + 117*sin(t2))*(120*cos(b2) - 113*sin(b2) + 117*cos(t2) - 118*sin(t2)) + 2*(117*cos(t2) - 118*sin(t2))*(113*cos(b2) + 120*sin(b2) - 118*cos(t2) - 117*sin(t2)))/(2*((113*cos(b2) + 120*sin(b2) - 118*cos(t2) - 117*sin(t2))^2 + (120*cos(b2) - 113*sin(b2) + 117*cos(t2) - 118*sin(t2))^2)^(1/2));

%%%DERIVADA DE Q2 EM RELAÇÃO A t2%%%

Q3t2=(2*(116*cos(t2) + 115*sin(t2))*(121*cos(b2) + 114*sin(b2) - 115*cos(t2) + 116*sin(t2)) + 2*(115*cos(t2) - 116*sin(t2))*(121*sin(b2) - 114*cos(b2) + 116*cos(t2) + 115*sin(t2)))/(2*((121*cos(b2) + 114*sin(b2) - 115*cos(t2) + 116*sin(t2))^2 + (121*sin(b2) - 114*cos(b2) + 116*cos(t2) + 115*sin(t2))^2)^(1/2));

```

t2Q3=1/Q3t2;
%%%%DERIVADA DE X3 Q3 EM REALAÇÃO A t2%%
X3Q3t2=X3t2*t2Q3;

```

```

%%%%DERIVADA DE X3 EM RELAÇÃO A Q3%%
X3Q3=X3Q3b2+X3Q3t2;
%%%%FORÇA NA PONTA DA ALAVANCA DISTAL f3b%%
f3b(k)=K3*(X3Q2*(X3-X30));
if (f3b(k)<=0)
    g=ten-f3b(k);
    g=sqrt(g*g);
    if (g<f)
        f=g;
        kvalor=k;
    end
    t2valor=-b2+kvalor*0.0001;
end
end
a1=a1valor; b2=b2valor; t2=t2valor;

```

```

%%%%COMPRIMENTOS MOLAS E CABOS%%

```

```

X1=sqrt((l2*cos(a1)+l3*sin(a1))^2+(l2*sin(a1)-l3*cos(a1)+l1)^2)
Q1=sqrt((l24*cos(a1)+l23*sin(a1))^2+(-l24*sin(a1)+l23*cos(a1)+l22)^2)
X2=sqrt((l6*cos(a1)+l10*cos(b2)+l11*sin(b2)-l5*sin(a1))^2+(l6*sin(a1)+l10*sin(b2)-
l11*cos(b2)+l5*cos(a1))^2)
Q2=sqrt((-l8*sin(b2)+l9*cos(b2)+l19*sin(a1)-l7*cos(a1))^2+(l8*cos(b2)+l9*sin(b2)-
l19*cos(a1)-l7*sin(a1))^2)
X3=sqrt((l20*sin(b2)-l17*sin(t2)-
l18*cos(t2)+l13*cos(b2))^2+(l20*cos(b2)+l17*cos(t2)-l18*sin(t2)-l13*sin(b2))^2)
Q3=sqrt((l15*sin(t2)+l16*cos(t2)+l21*sin(b2)-l14*cos(b2))^2+(-
l15*cos(t2)+l16*sin(t2)+l21*cos(b2)+l14*sin(b2))^2)

```

```

Pa=sqrt(((l2+l4+l6)*cos(a1)+(l10+l12+l20)*cos(b2)+l17*cos(t2)+l25*cos(t2)+l26*sin(t2))^2
+((l1+(l2+l4+l6)*sin(a1)+(l10+l12+l20)*sin(b2))-l17*sin(t2)-l25*sin(t2)-l26*cos(t2))^2);

```

%%%DERIVADA DE X1 EM RELAÇÃO A a1%%%

$$X1a1=(2*(l2*\cos(a1) + l3*\sin(a1))*(l3*\cos(a1) - l2*\sin(a1)) + 2*(l2*\cos(a1) + l3*\sin(a1))*(l1 - l3*\cos(a1) + l2*\sin(a1)))/(2*((l1 - l3*\cos(a1) + l2*\sin(a1))^2 + (l2*\cos(a1) + l3*\sin(a1))^2)^{(1/2)});$$

%%%DERIVADA DE Q1 EM RELAÇÃO A a1%%%

$$Q1a1=(2*(l24*\cos(a1) + l23*\sin(a1))*(l23*\cos(a1) - l24*\sin(a1)) - 2*(l24*\cos(a1) + l23*\sin(a1))*(l22 + l23*\cos(a1) - l24*\sin(a1)))/(2*((l22 + l23*\cos(a1) - l24*\sin(a1))^2 + (l24*\cos(a1) + l23*\sin(a1))^2)^{(1/2)});$$

$$a1Q1=1/Q1a1;$$

%%%DERIVADA DE X1 EM RELAÇÃO A Q1%%%

$$X1Q1=X1a1*a1Q1$$

%%%DERIVADA DE X2 EM RELAÇÃO A a1%%%

%%%Derivada X2 em relação a1

$$X2a1=(-2*(l5*\cos(a1) + l6*\sin(a1))*(l10*\cos(b2) + l11*\sin(b2) + l6*\cos(a1) - l5*\sin(a1)) - 2*(l6*\cos(a1) - l5*\sin(a1))*(l10*\sin(b2) - l11*\cos(b2) + l5*\cos(a1) + l6*\sin(a1)))/(2*((l10*\cos(b2) + l11*\sin(b2) + l6*\cos(a1) - l5*\sin(a1))^2 + (l10*\sin(b2) - l11*\cos(b2) + l5*\cos(a1) + l6*\sin(a1))^2)^{(1/2)})$$

%%%DERIVADA DE X2 EM RELAÇÃO A b2%%%

$$X2b2=(2*(l10*\cos(b2) + l11*\sin(b2))*(l10*\sin(b2) - l11*\cos(b2) + l5*\cos(a1) + l6*\sin(a1)) + 2*(l11*\cos(b2) - l10*\sin(b2))*(l10*\cos(b2) + l11*\sin(b2) + l6*\cos(a1) - l5*\sin(a1)))/(2*((l10*\cos(b2) + l11*\sin(b2) + l6*\cos(a1) - l5*\sin(a1))^2 + (l10*\sin(b2) - l11*\cos(b2) + l5*\cos(a1) + l6*\sin(a1))^2)^{(1/2)})$$

%%%DERIVADA DE Q2 EM RELAÇÃO A a1%%%

$$Q2a1=(2*(l19*\cos(a1) + l17*\sin(a1))*(l19*\cos(b2) - l18*\sin(b2) - l17*\cos(a1) + l119*\sin(a1)) - 2*(l17*\cos(a1) - l119*\sin(a1))*(l18*\cos(b2) + l19*\sin(b2) - l119*\cos(a1) - l17*\sin(a1)))/(2*((l18*\cos(b2) + l19*\sin(b2) - l119*\cos(a1) - l17*\sin(a1))^2 + (l19*\cos(b2) - l18*\sin(b2) - l17*\cos(a1) + l119*\sin(a1))^2)^{(1/2)})$$

$$a1Q2=1/Q2a1;$$

%%%DERIVADA DE Q2 EM RELAÇÃO A b2%%%

$$Q2b2=(-2*(l18*\cos(b2) + l19*\sin(b2))*(l19*\cos(b2) - l18*\sin(b2) - l17*\cos(a1) + l119*\sin(a1)) - 2*(l19*\cos(b2) - l18*\sin(b2))*(l18*\cos(b2) + l19*\sin(b2) - l119*\cos(a1) - l17*\sin(a1)))/(2*((l18*\cos(b2) + l19*\sin(b2) - l119*\cos(a1) - l17*\sin(a1))^2 + (l19*\cos(b2) - l18*\sin(b2) - l17*\cos(a1) + l119*\sin(a1))^2)^{(1/2)})$$

$$b2Q2=1/Q2b2;$$

%%%DERIVADA DE X2 EM RELAÇÃO A Q2%%%

$$X2Q2a1=X2a1*a1Q2$$

$$X2Q2b2=X2B2*b2Q2$$

$$X2Q2=X2Q2a1+X2Q2b2$$

%%%DERIVADA DE X3 EM RELAÇÃO A B2%%%

$$X3b2=-\frac{(2*(113*\cos(b2) + 120*\sin(b2))*(120*\cos(b2) - 113*\sin(b2) + 117*\cos(t2) - 118*\sin(t2)) - 2*(120*\cos(b2) - 113*\sin(b2))*(113*\cos(b2) + 120*\sin(b2) - 118*\cos(t2) - 117*\sin(t2)))/(2*((113*\cos(b2) + 120*\sin(b2) - 118*\cos(t2) - 117*\sin(t2))^2 + (120*\cos(b2) - 113*\sin(b2) + 117*\cos(t2) - 118*\sin(t2))^2)^{1/2}}$$

%%%DERIVADA DE Q3 EM RELAÇÃO A b2%%%

$$Q3b2=\frac{(2*(121*\cos(b2) + 114*\sin(b2))*(121*\sin(b2) - 114*\cos(b2) + 116*\cos(t2) + 115*\sin(t2)) + 2*(114*\cos(b2) - 121*\sin(b2))*(121*\cos(b2) + 114*\sin(b2) - 115*\cos(t2) + 116*\sin(t2)))/(2*((121*\cos(b2) + 114*\sin(b2) - 115*\cos(t2) + 116*\sin(t2))^2 + (121*\sin(b2) - 114*\cos(b2) + 116*\cos(t2) + 115*\sin(t2))^2)^{1/2}}$$

$$b2Q2=1/Q2b2$$

$$X3Q2b2=X3b2*b2Q2$$

%%%DERIVADA DE X3 EM RELAÇÃO A t2%%%

$$X3t2=-\frac{(2*(118*\cos(t2) + 117*\sin(t2))*(120*\cos(b2) - 113*\sin(b2) + 117*\cos(t2) - 118*\sin(t2)) + 2*(117*\cos(t2) - 118*\sin(t2))*(113*\cos(b2) + 120*\sin(b2) - 118*\cos(t2) - 117*\sin(t2)))/(2*((113*\cos(b2) + 120*\sin(b2) - 118*\cos(T2) - 117*\sin(T2))^2 + (120*\cos(B2) - 113*\sin(B2) + 117*\cos(T2) - 118*\sin(T2))^2)^{1/2}}$$

%%%DERIVADA DE Q3 EM RELAÇÃO A T2%%%

$$Q3t2=\frac{(2*(116*\cos(t2) + 115*\sin(t2))*(121*\cos(b2) + 114*\sin(b2) - 115*\cos(t2) + 116*\sin(t2)) + 2*(115*\cos(t2) - 116*\sin(t2))*(121*\sin(b2) - 114*\cos(b2) + 116*\cos(t2) + 115*\sin(t2)))/(2*((121*\cos(b2) + 114*\sin(b2) - 115*\cos(t2) + 116*\sin(t2))^2 + (121*\sin(b2) - 114*\cos(b2) + 116*\cos(t2) + 115*\sin(t2))^2)^{1/2}}$$

$$t2Q3=1/Q3t2$$

$$X3Q3t2=X3t2*t2Q3$$

%%%DERIVADA DE X3 EM RELAÇÃO A Q3%%%

$$X3Q3=X3Q3b2+X3Q3t2$$

%%%DERIVADA DE Pa EM RELAÇÃO A a1%%%

$$Paa1=-\frac{(2*\sin(a1)*(12 + 14 + 16)*(117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16)) - 2*\cos(a1)*(12 + 14 + 16)*(11 - 126*\cos(t2) - 117*\sin(t2))}{(117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16))}$$

$$- 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16))/2*((11 - 126*\cos(t2) - 117*\sin(t2) - 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16))^2 + (117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16))^2)^{1/2});$$

$$a1Pa=1/Paa1;$$

%%%DERIVADA DE X1 EM RELAÇÃO A Pa%%%

$$X1Pa=X1a1*a1Pa$$

%%%DERIVADA DE PA EM RELAÇÃO A B2%%%

$$Pab2=-2*\sin(b2)*(110 + 112 + 120)*(117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16)) - 2*\cos(b2)*(110 + 112 + 120)*(11 - 126*\cos(t2) - 117*\sin(t2) - 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16)))/2*((11 - 126*\cos(t2) - 117*\sin(t2) - 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16))^2 + (117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16))^2)^{1/2});$$

$$b2Pa=1/Pab2;$$

%%%DERIVADA DE Pa EM RELAÇÃO A t2%%%

$$Pat2=-2*(117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) - 126*\sin(t2))*(11 - 126*\cos(t2) - 117*\sin(t2) - 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16)) + 2*(117*\sin(t2) - 126*\cos(t2) + 125*\sin(t2))*(117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16)))/2*((11 - 126*\cos(t2) - 117*\sin(t2) - 125*\sin(t2) + \sin(b2)*(110 + 112 + 120) + \sin(a1)*(12 + 14 + 16))^2 + (117*\cos(t2) + 125*\cos(t2) + 126*\sin(t2) + \cos(b2)*(110 + 112 + 120) + \cos(a1)*(12 + 14 + 16))^2)^{1/2});$$

$$t2Pa=1/Pat2;$$

%%%DERIVADA DE X2 EM RELAÇÃO A Pa%%%

$$X2Paa1=X2a1*a1Pa;$$

$$X2Pab2=X2b2*b2Pa$$

$$X2Pa=X2Paa1+X2Pab2;$$

%%%DERIVADA DE X3 EM RELAÇÃO A Pa%%%

$$X3Pab2=X3b2*b2Pa;$$

$$X3Pat2=X3t2*t2Pa;$$

$$X3Pa=X3Pab2+X3Pat2;$$

%%%FORÇA DE PREENSÃO Fa%%%

$$Fa=(K1)*(X11-X10)*X1Pa+(K2)*(X22-X20)*X2Pa+(K3)*(X33-X30)*X3Pa;$$

%%%DECOMPOSIÇÃO DA FORÇA DE PREENSÃO EIXO X%%%

$$F_{ax}=F_a*((l_2+l_4+l_6)*\cos(a_1)+(l_{10}+l_{12}+l_{20})*\cos(b_2)+l_{17}*\cos(t_2)+l_{25}*\cos(t_2)+l_{26}*\sin(t_2))/P$$

a;

%%%DECOMPOSIÇÃO DA FORÇA DE PREENSÃO EIXO Y%%%

$$F_{ay}=F_a*((l_1+(l_2+l_4+l_6)*\sin(a_1)+(l_{10}+l_{12}+l_{20})*\sin(b_2))-l_{17}*\sin(t_2)-l_{25}*\sin(t_2)-l_{26}*\cos(t_2))/P_a;$$

p=p+1;

T(p,1)=a1valor; T(p,2)=b2valor; T(p,3)=t2valor; T(p,4)=Fa; T(p,5)=Fax; T(p,6)=Fay;

x=1

end

for z=1:length(T)

figure(3)

hold on;

x1a=0; y1a=0; y2a=0; x2a=0; x3a=0; y3a=0;

a1=T(z,1); b2=T(z,2); t2=T(z,3);

x1a=(l2+l4+l6)*cos(a1);

y1a=(l2+l4+l6)*sin(a1)+l1;

y2a=(l10+l12+l20)*sin(b2)+y1a;

x2a=(l10+l12+l20)*cos(b2)+x1a;

x3a=(l17+l25)*cos(-t2)+x2a;

y3a=(l17+l25)*sin(-t2)+y2a;

axis('square');

axis([-10,110,-10,110]);

x=[0 0 x1a x2a x3a]; y=[0 l1 y1a y2a y3a];

plot(x,y);

pause(1)

hold off;

end

button = questdlg('Deseja Continuar?','Opcoes','Yes','No','No');

if strcmp(button,'Yes')

w=0

elseif strcmp(button,'No')

w=1

end

end
end