

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE UNB GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

ANÁLISE E SIMULAÇÃO DO JOELHO HUMANO USANDO
APRENDIZADO DE MÁQUINA

Roberto Aguiar Lima

ORIENTADOR(A): Dra. Lourdes Mattos Brasil
CO-ORIENTADOR(A): Dra. VERA REGINA DA SILVA MARÃES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: NUMERAÇÃO / 2015

BRASÍLIA/DF : Julho – 2015

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE UNB GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

**ANÁLISE E SIMULAÇÃO DO JOELHO HUMANO USANDO
APRENDIZADO DE MÁQUINA**

Roberto Aguiar Lima

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA FACULDADE GAMA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

APROVADO POR:

Prof. Dra. Lourdes Mattos Brasil
(Orientador(a))

Prof. Dra. VERA REGINA DA SILVA MARÃES
(Co-Orientador(a))

Prof. Dr(a).
(Examidador Externo)

BRASÍLIA/DF , 01 DE Julho DE 2015

FICHA CATALOGRÁFICA

Roberto Aguiar Lima

ANÁLISE E SIMULAÇÃO DO JOELHO HUMANO USANDO APRENDIZADO DE MÁQUINA, [Distrito Federal] 2015.

NUMERAÇÃO . 34 p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2015). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós- Graduação em Engenharia Biomédica.

1. análise de marchar. 2. aprendizado de máquina

3. joelho. 4. simulação

I. FGA UnB Gama/ UnB. II. ANÁLISE E SIMULAÇÃO DO JOELHO HUMANO USANDO APRENDIZADO DE MÁQUINA

CDU: N° da CDU (biblioteca)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

CICLANO, P. B. L. (ANO). TÍTULO. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação NO./ANO, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 34 p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Roberto Aguiar Lima

TÍTULO: ANÁLISE E SIMULAÇÃO DO JOELHO HUMANO USANDO APRENDIZADO DE MÁQUINA

GRAU: Mestre

ANO: 2015

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

2015.

ENDEREÇO.

CEP: ..., Brasília, DF – Brasil

DEDICATÓRIA

Para ..., com amor.

AGRADECIMENTOS

...

O Mestre na arte da vida faz pouca distinção entre o seu trabalho e o seu lazer, entre sua mente e seu corpo, entre sua educação e sua recreação. Ele simplesmente persegue sua visão de excelência em tudo o que faz, deixando para os outros a decisão de saber se está trabalhando ou se divertindo. Ele acha que está sempre fazendo as duas coisas simultaneamente.

Texto Budista

RESUMO

ANÁLISE E SIMULAÇÃO DO JOELHO HUMANO USANDO APRENDIZADO DE MÁQUINA

Autor: Roberto Aguiar Lima

Orientador(a): Prof(a). Dra. Lourdes Mattos Brasil

Co-orientador(a): Dra. VERA REGINA DA SILVA MARÃES

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica – Qualificação de Mestrado
BRASÍLIA/DF 2015**

Texto corrido sem parágrafo. 1 página.

Palavras-chaves: análise de marchar, aprendizado de máquina, joelho, simulação.

ABSTRACT

ANALYSIS AND SUMULTION OF HUMAN KNEE USING MACHINE LEARNING

Author: Roberto Aguiar Lima

Supervisor: Prof(a). Dra. Lourdes Mattos Brasil

Co-supervisor: Dra. VERA REGINA DA SILVA MARÃES

**Post-Graduation Program in Biomedical Engineering – Qualify of Master Degree Brasília,
Month of Year.**

Texto corrido sem parágrafo. 1 página.

Key-words: gait analysis, machine learning, knee, simulation.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA	16
1.2	OBJETIVOS	18
1.2.1	Objetivo Geral	18
1.2.2	Objetivo Específicos	18
1.3	REVISÃO DA LITERATURA	18
1.4	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	18
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
2.1	CMAC	19
2.1.1	Descrição	19
2.2	PRÓTESES TRANSFEMURAIS ATIVAS	20
2.2.1	Tipos de próteses	20
2.2.2	Projeto de controle para próteses transfemorais ativas	20
3	METODOLOGIA	21
3.1	FASES ESTUDO	21
3.1.1	Coleta dos Dados	21
3.1.2	Extração e transformação dos dados	22
3.1.3	Construção de uma RNA CMAC	25
3.1.3.1	Modelo Geral	25
4	RESULTADOS	29
4.1	VISÃO GERAL	29
4.2	LEVANTAMENTO DE REQUESITOS	29
5	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	31
6	TRABALHOS FUTUROS	32
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	33

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	–	Mapeamento de $s1$	27
Tabela 2	–	Mapeamento de $s2$	27
Tabela 3	–	Mapeamento para os pesos W	28

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – CMAC para controle de uma junta (ALBUS, 1975b).	19
Figura 2 – Fluxo de coleta de dados.	21
Figura 3 – Dados disponibilizados pelo QTM.	22
Figura 4 – Caso de uso para extração e transformação de dados	23
Figura 5 – Dados para processamento da coleta.	23
Figura 6 – Processo de tratamento dos dados.	24
Figura 7 – Dados Cinemáticos da Marcha	25
Figura 8 – CMAC resumida.	26
Figura 9 – Quatização de $s1$	26
Figura 10 – Fluxo principal do processo de integração de RIS, PACS e mamógrafos digitais.	29

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC	Aquisição do Conhecimento
ACM	<i>Association for Computing Machinery</i>
ACR	<i>American College of Radiology</i>
BI-RADS	Sistema de Laudos e Registros de Dados de Imagens da Mama
caBIG	<i>Cancer Biomedical Informatics Grid</i>
CADe	<i>Computer-aided Detection</i>
CADx	<i>Computer-aided Diagnosis</i>
CAE	Controle Automático de Exposição
CAR	<i>Computer-Assisted Radiology</i>
CC	Incidência Craniocaudal
CDA	<i>HL7 Clinical Document Architecture</i>
CBEB	Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
CEN	<i>Comité Européen de Normalisation</i>
CMS	<i>Clinical Management System</i>
CRT	<i>Cathode-Ray Tube</i>
DICOM	<i>Digital Imaging Communications in Medicine</i>
DIN/PACS	<i>Installation Site for Digital Imaging Network and PACS</i>
DMWL	<i>DICOM Modality Worklist</i>
EC	Elicitação de Conhecimento
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FFDM	<i>Full-field Digital Mammography</i>
HIMSS	<i>Healthcare Information and Management Systems Society</i>
HIS	<i>Hospital Information System</i>
HL7	<i>Health Level 7</i>

IBICT	Instituto Brasileiro de Informações em Ciência e Tecnologia
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
IHE	<i>Integrating the Healthcare Enterprise</i>
IMAC	<i>Image Management and Communication</i>
INCA	Instituto Nacional de Câncer
IOD	<i>Information Objects Definition</i>
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
MC	Mamografia Convencional
MD	Mamografia Digital
MG	<i>Digital Mammography X-Ray Image</i>
MLO	Incidência Médio-Lateral Oblíqua
MPPS	<i>Modality Performed Procedure Step</i>
NBIA	<i>National Biomedical Imaging Archive</i>
NCBI	<i>National Center for Biotechnology Information</i>
NEMA	<i>National Electrical Manufacturers Association</i>
NLM	<i>National Library of Medicine</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communications Systems</i>
PMBOK	<i>Project Management Body of Knowledge</i>
PRINCE2	<i>Process-Based Method for Effective Project Management</i>
RAID	<i>Redundant Array of Independent Drives</i>
RIS	<i>Radiology Information Systems</i>
RSNA	<i>Radiological Society of North America</i>
SCP	<i>Service Class Provider</i>
SCU	<i>Service Class User</i>
SOP	<i>Service-Object Pair</i>
SUS	Sistema Único de Saúde

TI	Tecnologia da Informação
USP	Universidade de São Paulo
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

C_H	Coeficiente de altura de carga (-)
C_Q	Coeficiente de vazão (-)
C_P	Coeficiente de potência (-)
D	Dimensão linear característica, diâmetro (m)
F_1, F_2	Força (N)
g	Aceleração gravitacional ($m \cdot s^{-2}$)
G	Grau de reação (-)
h	Altura da carga hidráulica no vertedor (m)
h_1, h_2, h_3	Perda de carga (m)
h_v	Pressão de vapor da água (mca)
H	Altura Líquida de carga, altura de queda líquida (m)
H_d	Queda disponível na entrada da turbina (m)
H_r	Queda disponível na saída da turbina (m)
H_s	Altura de sucção (m)
n	Rotação da turbina (rpm)
n_s	Rotação específica (rpm)
P_a	Pressão atmosférica (Pa)
P_1, P_2	Pressão (Pa)
P_e	Potência de Eixo (W)
P_h	Potência hidráulica (W)
Q	Vazão volumétrica ($m^3 \cdot s^{-1}$)
r	Raio (m)
Re	Número de Reynolds (-)

u	Velocidade média do fluido ($m \cdot s^{-1}$)
v_1, v_2, v_3	Velocidade média nas sessões 1, 2 e 3 ($m \cdot s^{-1}$)
z_1, z_2	Nível topográfico (m)

Símbolos Gregos

α	Medida angular ($^{\circ}$)
γ	Peso específico ($N \cdot m^{-3}$)
δX	Incerteza de uma grandeza X (-)
η	Rendimento total (-)
η_h	Rendimento hidráulico (-)
θ	Medida angular ($^{\circ}$)
ν	Coefficiente de viscosidade cinemática ($m^2 \cdot s^{-1}$)
ρ	massa específica ($kg \cdot m^{-3}$)
σ	Coefficiente de cavitação (-)
ψ	Desvio padrão amostral (-)
τ	Torque ($N \cdot m$)
ω	Velocidade angular ($rad \cdot s^{-1}$)
Π_1, Π_2, Π_3	Grupos pi do <i>Teorema Pi de Buckingham</i>

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

No campo da reabilitação humana, há o subcampo que trata da construção de próteses. Estas têm como objetivo substituir a função de algum membro do corpo humano. Em especial existem próteses que substituem a função de parte das pernas, abaixo ou acima do joelho, também chamadas de próteses transtibiais para aquelas e transfemorais para estas.

As próteses também podem ser classificadas como passivas ou ativas. As passivas são compostas inerentemente por componentes mecânicos como molas e alavancas. Já as próteses ativas possuem mecanismos eletro-eletrônicos, que têm como principal função injetar energia no sistema para compensar o gasto metabólico extra, exigido por uma prótese passiva. Para as próteses ativas, faz-se necessária a criação de mecanismos de controle para as mesmas. Este mecanismo pode ser criado, usando-se engenharia de controle tradicional e/ou adaptativa, ou sistemas inteligentes, que permitem visualizar o projeto de controle para próteses (BORJIAN, 2008).

As técnicas de engenharia de controle (GOLNARAGHI; KUO, 2010) exigem que se criem modelos cinéticos e/ou cinemáticos para se resolver o problema em questão. Em (BORJIAN, 2008) há um exemplo de tal enfoque. Geralmente estes modelos são criados analiticamente, usando-se leis bem compreendidas da física (GARCIA, 2009). Este não é um trabalho fácil, podendo demandar muito tempo para construção e às vezes devido a grande complexidade do sistema, exige um grau maior de simplificação. Isso pode se tornar um problema sério, até mesmo inviabilizando a solução.

Sistemas inteligentes (RUSSEL; NORVIG, 2010) abrangem vários tipos de tecnologias. Dentre elas, sistemas *fuzzy*, sistemas especialistas, agentes lógicos, redes neurais artificiais, etc. Esta classe de sistemas, pode facilitar bastante a gestão da complexidade, pois dependendo do caso, os modelos são bastante simples de serem construídos, pois não exigiriam toda a complexidade física e matemática da engenharia de controle.

Sistemas *fuzzy* (LILLY, 2010), por exemplo, usam como componentes de modelagem variáveis linguísticas. Exemplificando, estas em um sistema para controle da velocidade de um ventilador poderiam ser resumidas em rápida, média e lenta.

Sistemas baseados em aprendizado de máquina (*machine learning*) (BISHOP, 2006), assim como sistemas inteligentes, permitem a criação de sistemas mais simples. Isto é possível porque estes sistemas não são programados para resolverem um problema, mas sim para “aprenderem” a resolver um problema. Por exemplo, é possível desenvolver

um sistema baseado em aprendizado de máquina, que aprenderá a partir da coleta de dígitos escritos por várias pessoas, a reconhecer qualquer dígito escrito num papel por quaisquer outras pessoas.

As Redes Neurais Artificiais (RNA) (HAYKIN, 2009; BISHOP, 2006; RUSSEL; NORVIG, 2010) são classificadas como sistemas baseados em aprendizado de máquina e também como sistemas inteligentes. A princípio são sistemas inspirados pela biologia do sistema nervoso central.

O uso de RNAs para controlar próteses transfermuraís pode ser um atalho no processo de projeto das mesmas, pois se usando algoritmos de RNAs que já tenham sido especificados e implementados, basta alterá-los para receberem os sinais desejados e produzir as respostas esperadas.

Porém, o ciclo de marcha possui muitas variações. Por exemplo, o ciclo confortável, acelerado, subindo aclives, subindo escadas, descendo, etc. Aparentemente é possível criar RNAs para todas estas situações, mas mesmo assim, este é um trabalho hercúleo e que provavelmente exigiria muito poder computacional, o que não seria adequado para uma prótese transfemural ativa, que exige um sistema embarcado eficiente energeticamente. Com isso em mente, e inspirando-se no trabalho de (SABOURIN; YU; MADANI, 2012), nota-se que seria possível modelar sistemas *fuzzy* para alterar a saída do sistema conforme a necessidade do ciclo de marchar. A vantagem de tal configuração é que um sistema *fuzzy* geralmente vai exigir menos cálculos que várias RNAs ou uma RNA com muitos milhares de ativações.

Existem vários tipos de RNA, sendo a mais popular na literatura a *Multi Layer Perceptron* (MLP). Esta é um tipo de RNA que tem sua aplicabilidade e eficiência já comprovadas em várias aplicações. A MLP, porém, tem uma desvantagem para sistemas de grande complexidade. Ela exige poder computacional considerável, pois necessita fazer muitos cálculos até definir sua saída. Uma promessa em relação a este tipo de RNA, e que inclusive já possui aplicações no mundo real, é a *Cerebellar Model Articulation Controller* (CMAC) (ALBUS, 1975a). Esta é uma RNA baseada no cerebelum dos mamíferos. Sua vantagem em relação à MLP é que na sua forma final, ela pode ser resumida a acessos a tabelas e cálculos triviais e simples para gerar sua saída.

Neste sentido, este trabalho demonstra simulações desenvolvidas a partir de uma RNA CMAC, mostrando que com esta tecnologia é possível controlar uma prótese transfemural ativa durante o ciclo de marcha confortável. Também é objeto do trabalho, a modificação da saída da RNA CMAC, para que o sistema suporte outros ciclos de marcha através de controladores *fuzzy*.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

O presente trabalho tem como objetivo principal criar um controlador para uma prótese transfemural ativa baseada em sistemas *fuzzy* e na RNA CMAC.

1.2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos são:

- Definir os sinais de entrada para o controlador;
- Definir os sinais de saídas do controlador;
- Definir uma arquitetura de RNA adequada ao CMAC, a ser utilizada para controle de próteses transfemorais ativas;
- Simular um controlador CMAC com vistas ao ciclo confortável de marcha;
- Selecionar os comportamentos de exceção do ciclo de marcha confortável;
- Modelar variações do ciclo de marcha através de vários sistemas fuzzy;
- Criar simulações virtuais do controlador, baseados em dados reais, nos diferentes ciclos de marchas selecionados;
- Validar as simulações.

1.3 REVISÃO DA LITERATURA

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 CMAC

2.1.1 Descrição

A *Cerebellar Model Articulation Controller* (CMAC) foi criada por James Sacra Albus (ALBUS, 1975b). Ele se inspirou no cerebellum dos mamíferos para criá-la. O mesmo autor havia feito um extenso trabalho sobre o funcionamento do cerebellum (ALBUS, 1971). Trabalho este, que resultou numa tese de doutorado (ALBUS, 1972).

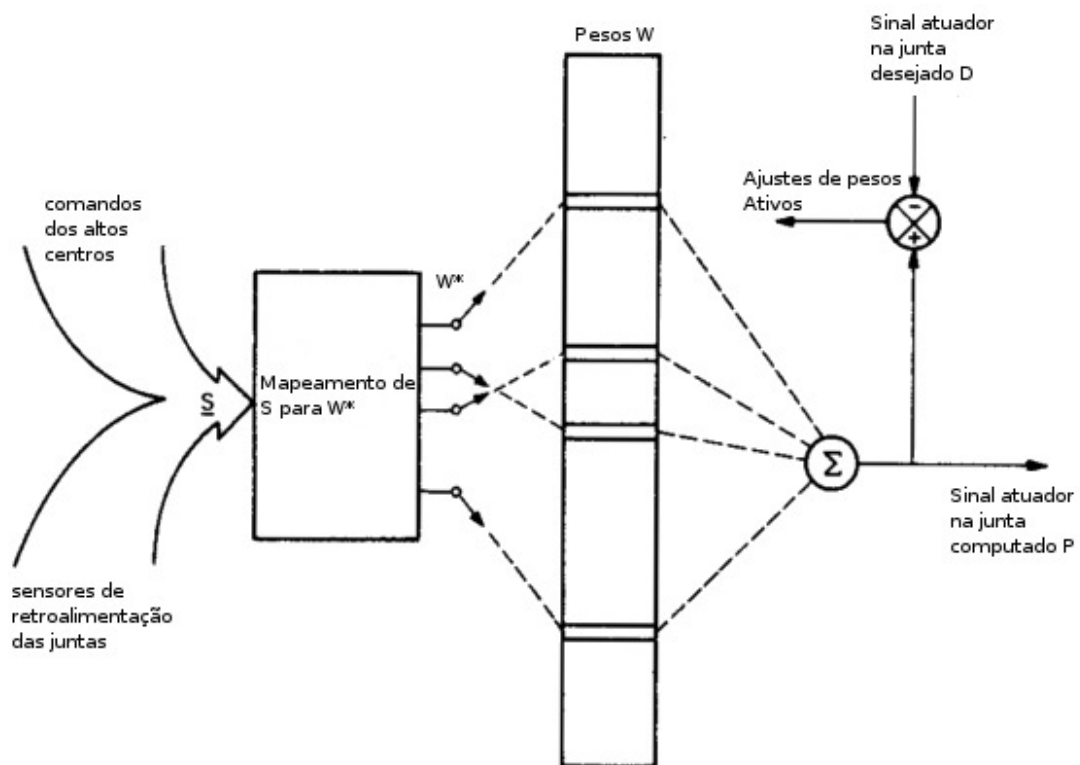


Figura 1 – CMAC para controle de uma junta (ALBUS, 1975b).

Na Figura 1 é possível ver o funcionamento básico da CMAC. Os sinais S entram no sistema, que mapeiam o mesmo para um conjunto de pesos W^* que devem ser somados para ativação. Note que apenas uma pequena fração de pesos é realmente selecionada para participar na ativação. O conjunto de pesos disponíveis na CMAC é necessariamente maior que o número de pesos ativados W^* .

A CMAC da Figura 1 também pode ser classificada como um sistema *Multiple Input Single Output* (MISO), ou seja, suporta a entrada de vários sinais de entrada e processa um sinal de saída. Para se produzir uma CMAC *Multiple Input Multiple Output*

MIMO, bastaria implementar várias MISOs, compartilhando as mesmas entradas.

Sendo a CMAC uma RNA com aprendizado supervisionado, seus pesos podem ser atualizados simplesmente computando-se o erro e atualizando-se apenas os pesos que participaram do computo do sinal P . Isto é tudo para o treinamento da CMAC.

2.2 PRÓTESES TRANSFEMURAIS ATIVAS

2.2.1 Tipos de próteses

As próteses constituem uma importante contribuição da engenharia na área da reabilitação humana. Existem próteses para substituição da função de membros exteriores como braços e pernas, até a substituição de secções de esôfagos ou intestinos.

As próteses para substituir as funções das pernas, em especial, têm evoluído bastante ao longo do tempo. Existem próteses ativas e passivas para este fim. Próteses passivas são constituídas intrinsecamente por elementos mecânicos que não possuem qualquer tipo de suporte energético externo. Já próteses ativas, são constituídas por elementos mecânicos e eletrônicos, sendo que partes mecânicas da prótese recebem auxílio de energia externa para atuar na função que está sendo substituída, por exemplo, a flexão de um joelho. A principal vantagem das próteses ativas, sobre as passivas, está na compensação do débito energético que ocorre nas passivas. Esta compensação garante um ciclo de marcha mais confortável, suave e natural ao usuário da prótese ativa (BORJIAN, 2008).

2.2.2 Projeto de controle para próteses transfemurais ativas

Em (SUP; BOHARA; GOLDFARB, 2008), demonstra-se o projeto de uma prótese transfemural ativas. Este trabalho escolheu técnicas de engenharia de controle para controle da prótese. Basicamente foram criados modelos matemáticos baseados na física clássica para, então, derivar uma equação de transferência que servirá de base para as leis de controle que atuarão na prótese.

Em (VALLERY et al., 2011) é apresentado um enfoque novo para controle de próteses transfemurais ativas. Este modelo é baseado em regressões estatísticas, que aplicam os sinais de entrada em um modelo estatístico para então produzir um sinal de saída. Este é um modelo que pode ser considerado adaptativo.

O terceiro modelo encontrado de projeto de controle para próteses transfemurais ativas, foi o de (BORJIAN, 2008). Ele utilizou um controlador *fuzzy*, especificamente com o modelo Takagi-Sygeno-Kang (TSK) *fuzzy*. Este é um modelo adaptativo.

3 METODOLOGIA

3.1 FASES DO ESTUDO

3.1.1 Coleta dos Dados

Os dados para o treinamento da RNA CMAC são dados cinemáticos, capturados através de *motion capture*, utilizando-se de várias câmeras *Qualisys Oqus MRI*, com marcadores passivos e pacote de software (QTM 3.2) da *Qualisys*. O sistema utilizado suporta até 74 canais, ou marcadores simultâneos.

O projeto no qual ocorreu a coleta foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Saúde da UnB, processo N11911/12 (ver Anexo ??).

A Figura 2 mostra o processo para coleta de dados.

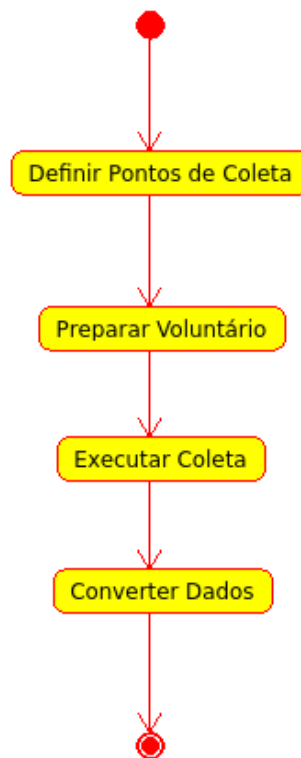


Figura 2 – Fluxo de coleta de dados.

Primeiro deve-se definir o voluntário da coleta e determinar o dia para este processo. Além disso, também é necessário definir quais os pontos no corpo do voluntário devem ser mapeados. Também se devem distribuir os marcadores em várias posições ao longo das pernas. Como só a flexão e a extensão dos joelhos interessam para este trabalho, utilizam-se somente marcadores nas tíbias, joelhos e trocânteres das duas pernas.

O próximo passo se refere ao voluntário, isto é, ele deve repetir um ciclo de marcha confortável de aproximadamente 5 segundos, por 5 vezes na frente das câmeras.

Quanto aos dados, estes devem ser convertidos para formato adequado à linguagem *Octave*, que é a mesma opção para converter para o *MATLAB*. Esta opção é própria do *QTM*. Além da conversão é necessário definir o nome de cada item na matriz de dados coletados. Cada coluna desta matriz representa um marcador, são estes pontos que devem ser nomeados. Por exemplo, coluna 1 igual ao trocâter direito. O número que o *QTM* atribui internamente ao marcador é a posição do marcador na matriz. Este número é chamado dentro do *QTM* de canal. Os dados trazem variáveis espaciais e o erro, com respeito à posição (X, Y, Z) dos marcadores.

A disposição que os dados obtidos neste processo se apresentam, é mostrado na Figura 3.

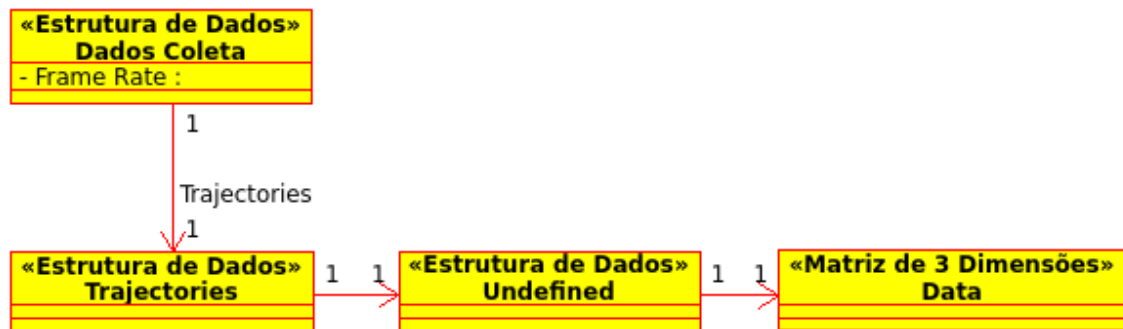


Figura 3 – Dados disponibilizados pelo QTM.

Os dados que interessam são o *Frame Rate* e o *Data*. São retornados vários dados, mas os de interesse para o projeto são os que estão na Figura 3. O *Frame Rate* é a taxa de coleta dos dados e está em segundos. A matriz de 3 dimensões está disposta da seguinte forma:

1. A primeira dimensão é 74 e representa o número de canais do sistema de coleta;
2. A segunda dimensão é 4 e representa a posição num plano 3D (X, Y, Z) do marcador, mais o erro;
3. A terceira dimensão é número de frames coletados numa caminhada específica. Este número é variável.

3.1.2 Extração e transformação dos dados

Com os dados necessários disponibilizados no formato adequado é possível fazer os cálculos de angulações, velocidades angulares e acelerações angulares dos joelhos. Os casos de uso para esta fase são:

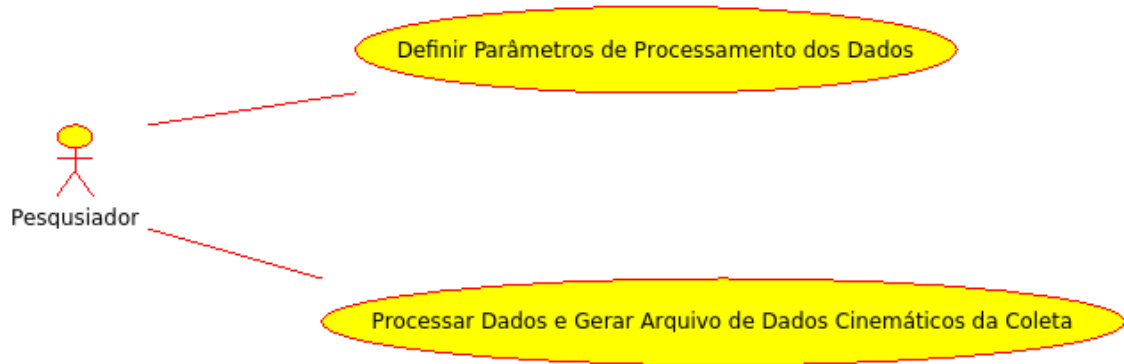


Figura 4 – Caso de uso para extração e transformação de dados

O caso de uso Definir Parâmetros de Processamento dos Dados, definido na Figura 4, consiste em se definir os dados necessários para que depois seja possível processar os dados coletados. Estes dados são os definidos na Figura 5. O valor dos 6 primeiros atributos da estrutura de dados Configuração do Processamento, são os canais usados no QTM para tais marcadores.

«Estrutura de Dados»	
Configuração do Processamento	
- Joelho Direito :	
- Trocâter Direito :	
- Tíbia Direita :	
- Joelho Esquerdo :	
- Trocâter Esquerdo :	
- Tíbia Esquerda :	
- Início Corte :	
- Fim Corte :	
- Nome do Arquivo de Coleta :	

Figura 5 – Dados para processamento da coleta.

O caso de uso Processar Dados e Gerar Arquivos de Dados Cinemáticos, definido na Figura 4, da coleta deve obedecer o processo da Figura 6.

A limpeza dos dados consiste em retirar os dados desnecessários, como marcadores não desejados e retirada de frames do início e/ou final de um arquivo de coleta, que não estejam no ciclo de marcha confortável.

Os cálculos realizados devem ser as velocidades instantâneas, velocidades angulares e acelerações angulares. Velocidades instantâneas dos joelhos são calculadas conforme a Equação 1.

$$\vec{v} = (\vec{a} - \vec{b})/t \quad (1)$$

A variável \vec{a} é a posição (X, Y, Z) do joelho em uma determinada leitura sequencial dos dados coletados. A variável \vec{b} é a próxima posição (X, Y, Z) da sequência. t é o *frame*

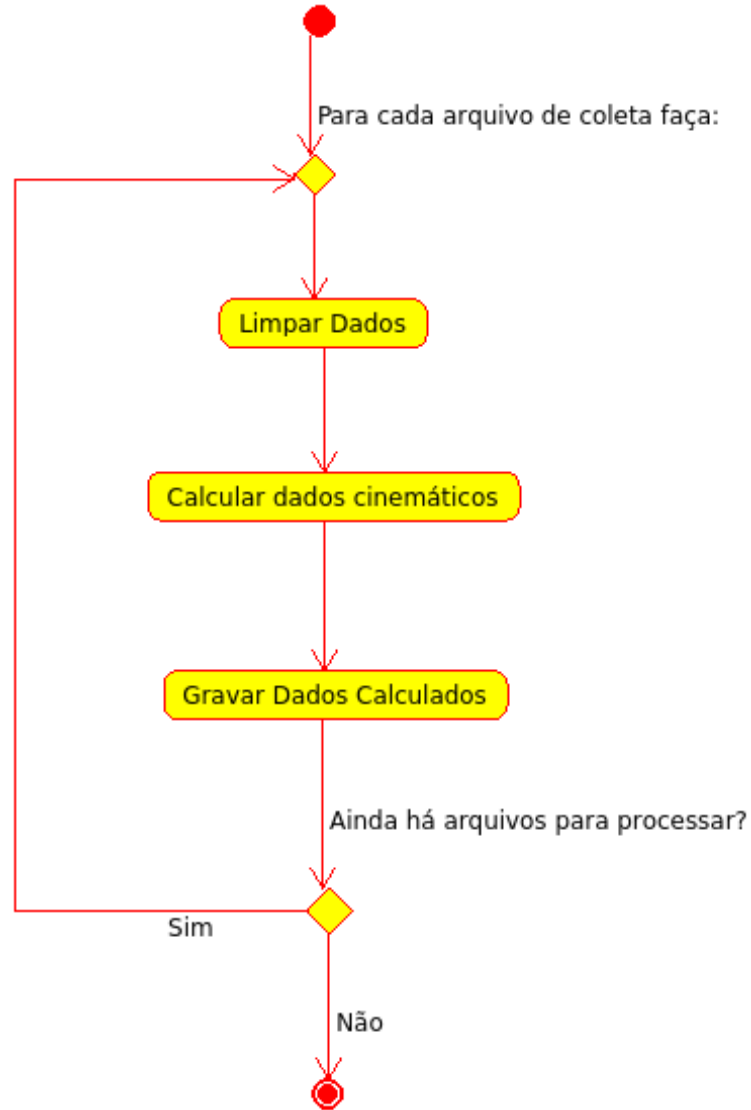


Figura 6 – Processo de tratamento dos dados.

rate definido nos dados da coleta.

Para o cálculo das angulações dos joelhos, primeiro os marcadores destes devem ser transladados para uma origem, assim é possível se usar a Equação 5 como descrita em (EDWARDS, 2006). Para tal, usam-se as Equações 2, 3 e 4.

$$\vec{t}_{r0} = \vec{t}_r - \vec{j} \quad (2)$$

$$\vec{j}_0 = \vec{j} - \vec{j} \quad (3)$$

$$\vec{t}_{b0} = \vec{t}_b - \vec{j} \quad (4)$$

\vec{t}_{r0} é o vetor que representa a posição de um trocâter \vec{t}_r , transladado para a nova origem. \vec{j} é vetor da posição do joelho. \vec{j}_0 é a nova origem, que nada mas é que o joelho

transladado para a posição $(0, 0, 0)$. \vec{t}_{b0} é a posição da tibia \vec{t}_b transladada para a origem. A translação de vetores é documentada em (POOLE, 2011).

Agora que se tem os pontos transladados para uma origem, pode-se usar a Equação 5 para o cálculo do ângulo θ do joelho.

$$\theta = \cos^{-1} \frac{\vec{t}_{r0} \cdot \vec{t}_{b0}}{\|\vec{t}_{r0}\| \cdot \|\vec{t}_{b0}\|} \quad (5)$$

O operador $\|\cdot\|$ é o cálculo da distância euclidiana, ou norma. Pode ser calculado, segundo (POOLE, 2011), de acordo com a Equação 6. Resumindo, é a raiz quadrada do produto interno de um vetor.

$$\|\vec{u}\| = \sqrt{\vec{u} \cdot \vec{u}} \quad (6)$$

A velocidade angular ω do joelho é calculada a partir da Equação 7.

$$\omega = (\theta_1 - \theta_2)/t \quad (7)$$

A variável θ_1 é o ângulo de um joelho num determinado frame. A variável θ_2 é exatamente o ângulo do próximo frame. A variável t é o *frame rate*, oriundo dos dados da coleta.

A última etapa deste processo é a gravação dos dados para que possam ser usados pela RNA CMAC. Estes dados devem ser gravados num arquivo em formato texto. As linhas neste arquivo equivalem aos *frames*. Cada coluna equivale às informações, na ordem em que aparecem, da estrutura de dados descrita na Figura 7.

«Estrutura de Dados» Dados Cinemáticos	
Velocidade Angular do Joelho Esquerdo	
Velocidade Angular do Joelho Direito	
Ângulo do Joelho Esquerdo	
Ângulo do Joelho Direito	
Aceleração Angular do Joelho Esquerdo	
Aceleração Angular do Joelho Direito	
Posição no plano X do Joelho Esquerdo	
Posição no plano Y do Joelho Esquerdo	
Posição no plano Z do Joelho Esquerdo	
Posição no plano X do Joelho Direito	
Posição no plano Y do Joelho Direito	
Posição no plano Z do Joelho Direito	

Figura 7 – Dados Ciniemáticos da Marcha

3.1.3 Construção

3.1.3.1 Modelo Geral

A RNA CMAC proposta para este trabalho é resumida na Figura 8.



Figura 8 – CMAC resumida.

A variável S é o vetor de sinais de entrada. Esses sinais são passados para um processo de mapeamento entre a entrada e um conjunto de pesos. Depois apenas os pesos ativados participam da somatória que é o sinal de saída.

Para se calcular a saída da rede, primeiramente define-se o número de pesos NW^* a serem ativados.

O segundo passo é definir os possíveis valores para cada item do vetor de entradas S . A isto chama-se quatização. Por exemplo, se o primeiro item s_1 de S aceita valores entre -1 até 1 e se quer 5 valores possíveis, quatiza-se s_1 conforme a Figura 9.

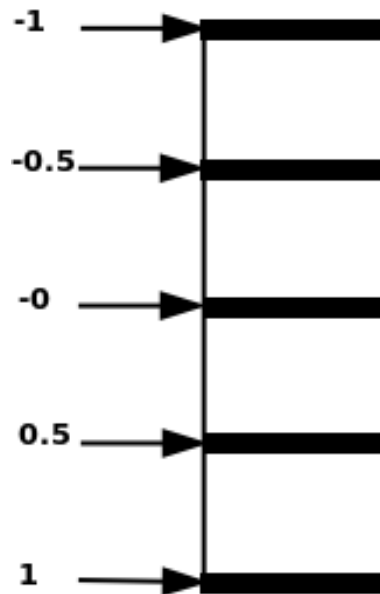


Figura 9 – Quatização de s_1

Isto significa que quaisquer que sejam os valores de s_1 os mesmos devem ser convertidos para -1 , $-0,5$, 0 , $0,5$ e 1 . Por exemplo, se o valor de s_1 for $0,75$, será convertido para o valor 1 , se for $-0,75$ será o valor 0 e se for $0,25$ será o valor $0,5$. À discretização dá-se o nome de resolução da CMAC.

O próximo passo é criar uma tabela para cada um dos sinais discretizados de entrada do vetor S . Supondo que o vetor S possui 2 sinais de entrada s_1 e s_2 e um número

de ativações $NW*$ igual a 3, cria-se Tabela 1 e a Tabela 2. Para facilitar o entendimento, irá se considerar os valores de $s1$ iguais aos inteiros de 1 até 6 e os valores de $s2$ iguais aos inteiros de 1 até 4.

Tabela 1 – Mapeamento de $s1$

Valores de $s1$	Mapeamento $m1$
1	0, 1, 2
2	3, 1, 2
3	3, 4, 3
4	3, 4, 5
5	6, 4, 6
6	6, 7, 5

Fonte: Produzido pelo autor.

Tabela 2 – Mapeamento de $s2$

Valores de $s2$	Mapeamento $m2$
1	0, 1, 2
2	3, 1, 2
3	3, 4, 3
4	3, 4, 5

Fonte: Produzido pelo autor.

Estas tabelas são criadas da seguinte forma: O mapeamento consiste num número de itens igual a $NW*$, 3 no caso. Este número é o número de pesos a serem ativados. Para a primeira linha de cada uma das tabelas, atribui-se uma sequência de 3 valores inteiros começando com 0. A próxima linha deve conter o próximo valor da sequência, 3, como primeiro item do mapeamento e continuar com os demais itens iguais aos da linha anterior. Na próxima linha, substitui-se o segundo item de mapeamento pelo próximo número da sequência, 4, mantendo-se os demais itens e assim sucessivamente.

Depois de mapeado cada valor de cada item de entrada, deve-se combinar os mapeamentos de acordo com a Tabela 3.

Tabela 3 – Mapeamento
para os
pesos W

s_2	1	2	3	4
s_1				
1	1	2	3	4

Fonte: Produzido pelo autor.

4 RESULTADOS

4.1 VISÃO GERAL

O estudo, objeto deste trabalho, foi realizado no período de quatro meses (Abril/2010 à Agosto/2010) e gerou como resultado, um processo de trabalho para a execução de projetos de integração entre RIS, PACS e mamógrafos digitais, além da submissão de um artigo sobre o trabalho no CBEB XXII (XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica). O referido artigo encontra-se no Anexo ?? deste documento e o processo de trabalho proposto é descrito a seguir.

O processo proposto é composto de fluxos de trabalho e modelos para a construção de artefatos que documentam todas as atividades da integração. As atividades do processo sugerido são organizadas em cinco etapas, quais sejam: (i) Levantamento de Requisitos; (ii) Projeto de Integração; (iii) Execução da Integração; (iv) Avaliação da Integração e (v) Treinamento. A Figura 22 ilustra essas etapas e indica que o trabalho contemplou os conceitos das tecnologias RIS, PACS e de mamografia digital, além dos padrões DICOM e IHE bastante conhecidos e aplicados na indústria médica.



Figura 10 – Fluxo principal do processo de integração de RIS, PACS e mamógrafos digitais.

4.2 LEVANTAMENTO DE REQUISITOS

A primeira etapa do processo de integração é o levantamento de requisitos. Essa etapa tem como objetivos: (i) a compreensão das necessidades da unidade de saúde que pratica a mamografia digital; (ii) a definição dos requisitos e limitações do projeto de integração e (iii)

o entendimento da infraestrutura tecnológica existente. A Figura 10 mostra a sequência de atividades desta etapa e sugere alguns artefatos de trabalho.

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Através deste estudo foram realizadas investigações envolvendo o uso de tecnologias e padrões para a implantação de um ambiente FFDM integrado. Essas investigações geraram como resultado, a proposta de um processo de trabalho para a condução de projetos de integração de RIS, PACS e mamógrafos digitais. Da idealização dessa proposta, por sua vez, considera-se os seguintes pontos de discussão: (i) a participação de engenheiros clínicos e profissionais de TI nos projetos de integração; (ii) a complexidade dos projetos de integração; (iii) a dificuldade de aderência das tecnologias aos padrões DICOM e IHE (declaração de conformidade); (iv) a disseminação do padrão DICOM e IHE no Brasil; (v) a necessidade de evolução do DICOM e do IHE; e (vi) os cuidados na execução de projetos de integração entre RIS, PACS e equipamentos de mamografia.

(??) em *Clinical Engineering: the challenge of change* questiona se os engenheiros clínicos de hoje estão preparados para as mudanças tecnológicas que estão ocorrendo na área médica, especialmente aquelas associadas à necessidade de integração, comunicação e distribuição de informações sobre saúde, dentro e fora das unidades hospitalares. O estudo realizado pôde comprovar que o esforço de integração é grande, conforme afirmado por Grimes (2005), e deve ser distribuído entre todos os funcionários que participam do procedimento médico que se deseja aperfeiçoar, sejam eles, médicos, profissionais do setor administrativo, gestores, engenheiros clínicos e profissionais de TI.

6 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros sugerem-se os seguintes: (i) a validação do processo proposto por este estudo; (ii) a melhoria do processo proposto para inclusão das modalidades de ultrassonografia e ressonância magnética; (iii) a construção de um software para integração das tecnologias RIS, PACS e mamógrafos digitais; (iv) a elaboração de uma estrutura padronizada para armazenamento e recuperação de laudos de mamografia no PACS; (v) a elaboração de uma estrutura padronizada para armazenamento e recuperação de informações BI-RADS do PACS; (vi) o estudo para extração de informações do RIS e do PACS para efeitos processamento estatísticos diversos envolvendo a evolução do câncer em uma população de indivíduos.

Quanto à validação do processo proposto por este estudo, recomenda-se que o mesmo seja executado pelo menos duas unidades de saúde, uma pública e outra privada, de modo a se identificar a sua aderência em realidades tão distintas. Isso leva também à necessidade de construção de um software de integração envolvendo as tecnologias RIS, PACS e mamógrafos digitais o que propiciaria uma comparação deste produto com algumas soluções fornecidas no mercado (Figura 37). Além disso, a construção de um software como este representaria uma validação adicional deste estudo, uma vez que não haveria a dependência de soluções de mercado para a validação do processo de trabalho sugerido neste documento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALBUS, J. A New Approach to Manipulator Control: The Cerebellar Model Articulation Controller (CMAC). ... *Systems, Measurement, and Control*, n. SEPTEMBER, p. 220–227, 1975. Disponível em: <http://dynamicsystems.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1402197>. 17
- ALBUS, J. Data storage in the cerebellar model articulation controller (CMAC). ... *Systems, Measurement, and Control*, 1975. Disponível em: <http://dynamicsystems.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1402199>. 10, 19
- ALBUS, J. S. *A theory of cerebellar function*. 1971. 25–61 p. 19
- ALBUS, J. S. A robot conditioned reflex system modeled after the cerebellum. *Proceedings of the December 5-7, 1972, fall joint computer conference, part II on - AFIPS '72 (Fall, part II)*, ACM Press, New York, New York, USA, p. 1095, 1972. Disponível em: <http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=1480083.1480144>. 19
- BISHOP, C. M. *Pattern Recognition and Machine Learning*. Singapore: Springer, 2006. 738 p. ISSN 10179909. ISBN 978-0387-31073-2. 16, 17
- BORJIAN, R. *Design , Modeling , and Control of an Active Prosthetic Knee*. Tese (Doutorado), 2008. 16, 20
- EDWARDS, L. *Calculus*. 9. ed. Belmont: Brooks / Cole, 2006. 784 p. ISBN 978-0-547-16702-2. 24
- GARCIA, C. *Modelagem e Simulação de Sistemas Industriais*. 2. ed. São Paulo: edUSP, 2009. ISBN 978-85-314-0904-2. 16
- GOLNARAGHI, F.; KUO, C. B. *Automatic Control Systems*. 9. ed. agit: John Wiley & Sons, Inc., 2010. ISBN 9780470048962. 16
- HAYKIN, S. *Neural Networks and Learning Machines*. 2. ed. New Jersey: [s.n.], 2009. New Jersey p. ISBN 9780131471399. 17
- LILLY, J. H. *Fuzzy Control and Identification*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2010. ISBN 9780470874240. Disponível em: <http://doi.wiley.com/10.1002/9780470874240>. 16
- POOLE, D. *Linear Algebra: A Modern Introduction*,. 3. ed. [S.l.]: Books / Cole, 2011. 233,575 p. ISBN 978-0-538-73545-2. 25
- RUSSEL, J. S.; NORVIG, P. *Artificial intelligence a Modern Approach*. 3. ed. New Jersey: Pearson, 2010. ISBN 9780136042594. 16, 17
- SABOURIN, C.; YU, W.; MADANI, K. Gait Pattern Based on CMAC Neural Network for Robotic Applications. *Neural Processing Letters*, v. 38, n. 2, p. 261–279, nov. 2012. ISSN 1370-4621. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/s11063-012-9257-6>. 17

SUP, F.; BOHARA, A.; GOLDFARB, M. Design and Control of a Powered Transfemoral Prosthesis. *The International journal of robotics research*, v. 27, n. 2, p. 263–273, fev. 2008. ISSN 0278-3649. Disponível em: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2773553&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>. 20

VALLERY, H. et al. Complementary limb motion estimation for control of active knee prostheses. *Biomed Tech*, v. 56, p. 45–51, 2011. Disponível em: <http://www.degruyter.com/view/j/bmte.2011.56.issue-1/bmt.2010.057/bmt.2010.057.xml>. 20