



Federação das Indústrias do Estado da Bahia

CENTRO UNIVERSITÁRIO SENAI CIMATEC

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM

COMPUTACIONAL E TECNOLOGIA INDUSTRIAL

Doutorado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial

Tese de Doutorado

Comportamento dos Músculos do assoalho pélvico no agachamento: Modelo computacional em lógica *fuzzy*

Apresentada por: Carina Oliveira dos Santos

Orientador: Hernane Borges de Barros Pereira

Coorientador: Marcelo Albano Moret Simões Gonçalves

Março de 2018

Carina Oliveira dos Santos

Comportamento dos Músculos do assoalho pélvico no agachamento: Modelo computacional em lógica *fuzzy*

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial, Curso de Doutorado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial do Centro Universitário SENAI CIMATEC, como requisito parcial para a obtenção do título de **Doutor em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial**.

Área de conhecimento: Interdisciplinar

Orientador: Hernane Borges de Barros Pereira

Centro Universitário SENAI CIMATEC

Coorientador: Marcelo Albano Moret Simões Gonçalves

Centro Universitário SENAI CIMATEC

Salvador

Centro Universitário SENAI CIMATEC

2018

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca do Centro Universitário SENAI CIMATEC

S237c Santos, Carina Oliveira dos

Comportamento dos músculos do assoalho pélvico no agachamento: modelo computacional em lógica fuzzy / Carina Oliveira dos Santos. – Salvador, 2018.

98 f. : il. color.

Orientador: Prof. Dr. Hernane Borges de Barros Pereira.

Coorientador: Prof. Dr. Marcelo Albano Moret Simões Gonçalves.

Tese (Doutorado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial) – Programa de Pós-Graduação, Centro Universitário SENAI CIMATEC, Salvador, 2018.

Inclui referências.

1. Modelo computacional. 2. Lógica fuzzy. 3. Músculos do assoalho pélvico. 4. Eletromiografia. I. Centro Universitário SENAI CIMATEC. II. Pereira, Hernane Borges de Barros. III. Gonçalves, Marcelo Albano Moret Simões. IV. Título.

CDD: 620.00113

Nota sobre o estilo do PPGMCTI

Esta tese de doutorado foi elaborada considerando as normas de estilo (i.e. estéticas e estruturais) propostas aprovadas pelo colegiado do Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial e estão disponíveis em formato eletrônico (por solicitação via e-mail à secretaria do programa) e em formato impresso somente para consulta.

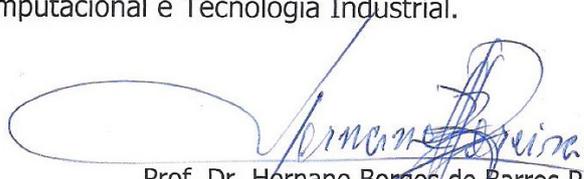
Ressalta-se que o formato proposto considera diversos itens das normas da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), entretanto opta-se, em alguns aspectos, seguir um estilo próprio elaborado e amadurecido pelos professores do programa de pós-graduação supracitado.

Centro Universitário SENAI CIMATEC

Doutorado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial

A Banca Examinadora, constituída pelos professores abaixo listados, leu e aprovou a Tese de doutorado, intitulada "Comportamento dos Músculos do assoalho pélvico no agachamento: Modelo computacional em lógica fuzzy", apresentada no dia 07 de março de 2018, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de Doutor em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial.

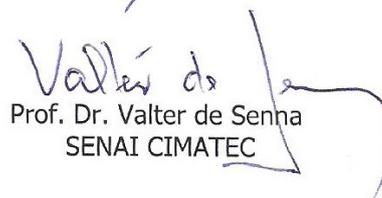
Orientador:


Prof. Dr. Hernane Borges de Barros Pereira
SENAI CIMATEC

Coorientador:


Prof. Dr. Marcelo Albano Moret Simões Gonçalves
SENAI CIMATEC

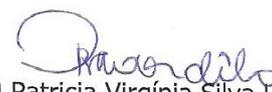
Membro Interno:


Prof. Dr. Valter de Senna
SENAI CIMATEC

Membro Interno:


Prof.ª Dr.ª Valeria Loureiro da Silva
SENAI CIMATEC

Membro Externo:


Prof.ª Dr.ª Patricia Virgínia Silva Lordêlo Garboggini
FBDC

Membro Externo:


Prof. Dr. José Garcia Vivas Miranda
UNEB

Agradecimentos

Às voluntárias da pesquisa;

À minha família;

Ao meu Amado;

Ao meu orientador Hernane Borges e co-orientador e amigo Marcelo Moret;

À Patrícia Lordêlo pela gentileza, acolhimento e por participar do seu grupo de pesquisa, CAAP (Centro de Atenção ao Assoalho Pélvico), mais que um grupo, uma família !!!

Aos integrantes dos grupos de pesquisa CAAP e LABEM

(Laboratório do Movimento da Escola Bahiana) pela persistência e dedicação;

Aos colegas, professores e funcionários da Bahiana, UNEB e do SENAI-CIMATEC;

Às pessoas que torceram por esta conquista e me incentivaram nessa jornada.

Salvador, Brasil

07 de Março de 2018

Carina Oliveira dos Santos

Resumo

O exercício de agachamento é uma atividade física utilizada para treino dos músculos do quadril e coxa, porém devido aumento da pressão intra-abdominal gerada pelo exercício, os músculos do assoalho pélvico (MAPs) podem reagir a esta pressão. Conhecer o comportamento dos MAPs durante o exercício pode prevenir disfunções e, uma forma de analisar os MAPs, é através de modelo computacional em lógica *fuzzy*, ferramenta de apoio a decisão na área de saúde. Objetivo geral foi desenvolver um modelo computacional em lógica *fuzzy* com indicadores do comportamento dos MAPs durante o exercício de agachamento com barra. Foi realizado estudo de corte transversal com mulheres adultas, período de abril de 2016 a setembro de 2017 em Salvador/BA. População composta por mulheres adultas, excluídas aquelas que apresentaram lesões ortopédicas auto referidas ou cardiopatias. As voluntárias assinaram TCLE, responderam questionários como o ICIQ-SF, realizaram avaliação perineal individualizada, teste físico de RM para agachamento, avaliação eletromiográfica (EMG) de superfície dos MAPs, mm.glúteo e grácil e eletrogoniometria do joelho durante o agachamento com barra. Análise estatística realizada através dos testes de *Shapiro Wilk*, *T-Student*, correlação de *Pearson* ou *Spearman* e nível de significância 5%. Estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa. Resultados: Foi elaborado modelo *fuzzy* Mamdani, três variáveis de entrada e uma de saída, funções trapezoide e triangular e *defuzzificação* centróide. Amostra composta por 37 voluntárias e a média do índice comportamento MAPs *fuzzy* foi de 2,45 ($\pm 0,72$) no grupo com sintomas urinários e 3,26 ($\pm 0,78$) no grupo sem sintomas ($p= 0,03$). Houve correlação alta do EMG MAPs com o m. grácil (0,79) e com o m. glúteo (0,78). Modelo *fuzzy* (I-MAP *fuzzy*) proposto quantificou o comportamento dos músculos MAPs durante exercício de agachamento, apresentou correlação moderada e significância estatística nos grupos com e sem sintomas de incontinência urinária e correlação alta dos EMG dos MAPs com o EMG dos mm. glúteo e grácil. Espera-se que o modelo seja utilizado como referência para o desenvolvimento de instrumentos para a aplicação clínica.

Palavras-chave: Modelo computacional; lógica *fuzzy*; músculos do assoalho pélvico; exercícios; eletromiografia.

Abstract

Squatting exercise is a physical activity used to train the hip and thigh muscles, but due to increased intra-abdominal pressure generated by exercise, pelvic floor muscles (PFM) may react to this pressure. Knowing the behavior of MAPs during exercise can prevent dysfunctions and, one way to analyze the MAPs, is through a computational model in fuzzy logic, a decision support tool in the health area. Overall objective was to develop a computational model in fuzzy logic with MAP behavior indicators during bar-squat exercise. A cross-sectional study was conducted with adult women, from April 2016 to September 2017 in Salvador / BA. Population composed of adult women, excluding those that presented self-reported orthopedic lesions or heart diseases. The volunteers signed TCLE, answered questionnaires such as ICIQ-SF, performed individualized perineal evaluation, physical MRI test for squatting, surface electromyographic (EMG) evaluation of the MAPs, mm.gluteus and gracilis and knee electrogoniometry during the squatting with the bar. Statistical analysis performed using the Shapiro Wilk, Student T-test, Pearson or Spearman correlation and significance level 5 %. The study was approved by the Ethics and Research Committee. Results: A fuzzy Mamdani model was constructed, three input variables and one output variable, trapezoid and triangular functions and centroid defuzzification. Sample consisting of 37 volunteers and the mean of the fuzzy MAPs index was 2.45 (± 0.72) in the group with urinary symptoms and 3.26 (± 0.78) in the group without symptoms ($p = 0.03$). There was a high correlation of EMG MAPs with m. (0.79) and with m. gluteus (0.78). The proposed fuzzy model (I-MAP fuzzy) quantified the behavior of the MAP muscles during squatting exercise, presented moderate correlation and statistical significance in the groups with and without symptoms of urinary incontinence and high correlation of the EMG of the MAPs with the mm EMG. gluteus and gracilis. It is expected that the model will be used as a reference for the development of instruments for clinical application.

Keywords: Computational model; fuzzy logic; pelvic floor muscles; Exercises; electromyography

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Definição do problema	1
1.2	Objetivos	2
1.3	Motivação	3
1.4	Questões e hipótese	4
1.5	Limitações	4
1.6	Organização	5
2	Sistema Muscular e o exercício de agachamento	6
2.1	Introdução	6
2.2	Panorama do sistema muscular e da atividade física de impacto	7
2.3	O exercício físico de agachamento	8
2.4	O sistema muscular envolvido no exercício de agachamento	11
2.4.1	Músculos do quadril e coxa	12
2.4.2	Músculos do Assoalho Pélvico (MAPs)	13
2.4.3	Músculos do Assoalho Pélvico (MAPs), incontinência urinária de esforço (IUE) e avaliação da frequência, severidade e impacto da incontinência urinária.	17
2.5	Avaliação muscular manual e através da eletromiografia	19
2.5.1	Avaliação muscular manual dos MAPs	19
2.5.2	Avaliação muscular através da eletromiografia	21
3	Lógica Fuzzy	30
3.1	Introdução	30
3.2	A lógica <i>fuzzy</i>	30
3.2.1	O conjunto <i>fuzzy</i>	33
3.2.2	Propriedades e operações dos conjuntos <i>fuzzy</i>	34
3.2.3	As funções de pertinência <i>fuzzy</i>	36
3.2.4	Os tipos de variáveis	37
3.2.5	Procedimento de inferência e regras <i>fuzzy</i>	38
3.2.6	Procedimento de <i>defuzzificação</i>	41
4	Materiais e Métodos	46
4.1	Introdução	46
4.2	Tipo de estudo, população, amostra, critérios de inclusão e exclusão	47
4.3	Elaboração do modelo computacional em lógica <i>fuzzy</i>	49
4.3.1	Variáveis do modelo computacional em lógica <i>fuzzy</i>	49
4.3.2	Modelo computacional baseado no sistema de inferência <i>fuzzy</i>	54
4.3.3	Avaliação do comportamento do modelo computacional utilizando lógica <i>fuzzy</i>	56
4.4	Análise estatística	56
5	Resultados e Discussão	58
5.1	Introdução	58
5.2	Resultados	58

5.2.1	O modelo proposto: Índice comportamento MAP <i>Fuzzy</i>	58
5.2.2	Análise experimental/Simulações e cenários	63
5.3	Discussão	69
6	Considerações finais	73
6.1	Contribuições e Atividades Futuras de Pesquisa	75
	Referências	76
A	Documentos	86
A.1	Função CALCFUZ - Apêndice A	86
A.2	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - Anexo A	87
A.3	Ficha de avaliação - Anexo B	89
A.4	Questionário ICIQ SF - Anexo C	92
A.5	Parecer Consubstanciado do CEP - Anexo D	93

Lista de Tabelas

5.1	Caracterização da amostra de mulheres com e sem incontinência urinária .	65
-----	--	----

Lista de Figuras

2.1	Representação do exercício de agachamento. Fonte: McKean, Dunn e Burkett (2010)	8
2.2	Músculos do quadril e coxa. Fonte: Modificado de MOORE e DALLEY (2014)	12
2.3	Representação das cavidades corporais. Fonte: Modificado de MOORE e DALLEY (2014)	13
2.4	Períneo. Fonte: MOORE e DALLEY (2014)	14
2.5	Músculos superficiais e profundos da região do períneo. Fonte: Modificado de MOORE e DALLEY (2014)	15
2.6	Músculos levantador do ânus e puborretal. Fonte: Modificado de MOORE e DALLEY (2014)	16
2.7	Estrutura da junção neuromuscular, placa motora e sinapse entre um neurônio motor e uma fibra muscular Modificado de TORTORA e DERRICKSON (2016)	22
2.8	Potencial de ação: a) Propagação do potencial de ação. b) Potenciais da placa motora. Fonte: modificado de Hall (2017)	23
2.9	Decomposição do sinal de EMG. Fonte: DE LUCA et al. (2006)	24
2.10	Gráfico representativo do sinal EMG bruto, RMS (janela de 100ms). Fonte: Modificado de Marchetti e Duarte (2006)	27
3.1	Diagrama de Hassi-Euler (H-E). Gráfico da função de pertinência <i>fuzzy</i> . Fonte: Modificado de SILER e BUCKLEY (2005, p.40)	34
3.2	Operações dos conjuntos da lógica classica e lógica <i>fuzzy</i> . Fonte: Autora. Baseado em Negnevitssky (2005, p.98 e 101)	35
3.3	Representação das funções triangular, gaussiana e trapezoidal respectivamente. Fonte: SILER e BUCKLEY (2005, p.40-42)	36
3.4	Procedimento de inferência <i>fuzzy</i> com operador mínimo e função trapezoidal. Fonte: Autora	39
3.5	Procedimento de inferência <i>fuzzy</i> com operador máximo e função trapezoidal. Fonte: Autora	40
3.6	Regras de produção <i>fuzzy</i> e Modelo Mamdani com <i>defuzzificação</i> . Fonte: Autora	42
3.7	Comparativo dos métodos de <i>defuzzificação</i> . Fonte: Autora	43
3.8	Sistema de inferência fuzzy. Fonte: Ortega (2001) citado por Malutta (2004, p.78)	44
3.9	Modelo de fadiga <i>fuzzy</i> (FFM). Fonte: Naeem e Xiong (2013)	45
4.1	Fluxograma metodológico	47
4.2	Posicionamento dos eletrodos Medi-trace (modelo: 31118733) na região perianal. Fonte: Adaptado de http://www.atlasdocorpohumano.com/p/print-Image/vulva.jpg . Acesso em outubro de 2017	51
4.3	Exercício de agachamento com barra.	52
4.4	Registro eletromiográfico dos MAPs no software MiotecSuit Versão 1.0. Fonte: Autora.	53

5.1	Estrutura do modelo <i>fuzzy</i> . Fonte: Autora	59
5.2	Regras do modelo <i>fuzzy</i>	59
5.3	8 Modelos <i>fuzzy</i> . Fonte: Autora. 6RT: 6 regras e funções triangular e trapezoide; 10RT:10 regras e funções triangular e trapezóide; 6G: 6 regras e função gaussiana; 10G:10 regras e função gaussiana.	60
5.4	Modelos <i>fuzzy</i> X ICIQ SF. Fonte: Autora. 6RT: 6 regras e funções triangular e trapezóide; 10RT:10 regras e funções triangular e trapezoide; 6G: 6 regras e função gaussiana; 10G:10 regras e função gaussiana.	60
5.5	Variáveis de entrada e saída do modelo <i>fuzzy</i> . Fonte: Autora	62
5.6	Exemplo de visualização do sistema com <i>defuzzificação</i> centróide do modelo <i>fuzzy</i> . Fonte: Autora	63
5.7	Teste de Correlação de <i>Pearson</i> do modelo <i>fuzzy</i> com o ICIQ-SF	64
5.8	Teste de Correlação de <i>Pearson</i> do modelo <i>fuzzy</i> com o menor ângulo do joelho	64
5.9	Variáveis de entrada e saída do modelo <i>fuzzy</i> de voluntárias sem e com sintomas de incontinência urinária. Fonte: Autora	66
5.10	Teste de correlação de <i>Spearman</i> do modelo <i>fuzzy</i> com o ICIQ-SF. Fonte: Autora	67
5.11	Teste de correlação de <i>Pearson</i> do modelo <i>fuzzy</i> com o menor ângulo do joelho. Fonte: Autora	68

Lista de Siglas

ACh	Acetilcolina
AChE	Acetilcolinesterase
ADM	Amplitude de Movimento
Ag-AgCL	Prata - Cloreto de Prata
AP	Assoalho Pélvico
BAHIANA	Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública
CIVM	contração isométrica voluntária máxima
CVM	Contração voluntária máxima
DCV	Departamento de Ciências da Vida
DTW	<i>Discrete Wavelet Transform</i>
EMG	Eletromiografia
EUA	Estados Unidos da América
FFM	<i>Fuzzy Fatigue Model</i>
H-E	Hassi-Euler
ICIQ-SF	<i>International Consultation of Incontinence Questionnaire - Short Form</i>
ICS	<i>International Continence Society</i>
ISEK	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i>
IU	Incontinência Urinária
IUE	Incontinência Urinária de esforço
IUGA	<i>International Urogynecological Association</i>
Kg	Quilograma
LABEM	Laboratório do Movimento da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública
MAPs	Músculos do Assoalho Pélvico
M.	Músculo
MM.	Músculos
MUAP	<i>Motor Unit Action Potential</i> - “Potencial de ação da Unidade Motora”
Na^+	Íons sódio
PFTM	<i>Pelvic Floor Muscle Training</i>
PERFECT	<i>Power, Endurance, Repetitions, Fast, Every Contraction Timed</i>
PPGMCTI	Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial
RMS	<i>Root means square</i>
RM	Repetição Máxima
1 RM	Uma Repetição Máxima
S-EMG	<i>Surface electromyography</i> - Eletromiografia de superfície
SENIAM	<i>Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscle</i>
SPSS	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UNEB	Universidade do Estado da Bahia
WWW	<i>World Wide Web</i>

Introdução

1.1 Definição do problema

O sistema musculoesquelético é caracterizado como um sistema mecânico que tem como objetivos propiciar o suporte, proteger e mover o corpo além de ser capaz de se adaptar a demandas mecânicas a que é submetido. Na realização de uma atividade física, diversos músculos são recrutados e o comportamento que assumem garante a qualidade do exercício e o grau de ativação muscular depende do papel do músculo na execução do movimento. (NAEEM; XIONG, 2013)

Muitos exercícios são utilizados durante os programas de aquisição de força, dentre eles o agachamento, sobretudo para os músculos dos membros inferiores. Este exercício fortalece os músculos das regiões do quadril e coxa que são importantes para atividades como se locomover, correr e saltar. (ESCAMILLA, 2001). A boa qualidade do exercício depende da ação dos músculos das regiões citadas e de outros músculos das regiões do abdome, tronco e da região inferior da pelve (músculos do assoalho pélvico).

Os músculos do assoalho pélvico (MAPs), além de oferecer suporte às vísceras pélvicas são responsáveis também pelas funções de continência urinária e fecal e função sexual (BO, 2004) (BØ, 2004). Em situações de aumento da pressão abdominal, como nos exercícios físicos, esses músculos também são recrutados e, caso eles não tenham a capacidade de contração e relaxamento eficientes, existe a possibilidade do surgimento de disfunções como incontinências urinária e fecal. A perda da função de continência urinária durante os esforços é denominada de incontinência urinária de esforço (IUE) (NYGAARD et al., 2015; DEFFIEUX et al., 2007) (BO, 2004; BO; SUNDGOT-BORGEN, 2001).

A incontinência urinária (IU) tem um impacto negativo sobre a qualidade de vida das mulheres. A IUE está associada a uma rotina de treinamento intenso e a alguns exercícios físicos tais como, trampolim, corrida e musculação. (ELIASSON; LARSSON; MATTS-SON, 2002). Existe uma elevada prevalência de IU entre jovens atletas de elite, assim como, em atividades de alto impacto chegando a atingir uma prevalência de 80% em atletas de saltos em trampolim (BO, 2004).

Com o objetivo de avaliar o comportamento dos músculos relacionados ao exercício de agachamento, os especialistas podem realizar diferentes exames e, dentre estes, o exame muscular manual e a eletromiografia (EMG). (HALSKI et al., 2014; MCKEAN; DUNN; BURKETT, 2010; ENCK; VODUŠEK, 2006). Através da eletromiografia é possível cap-

tar os sinais relacionados à contração muscular e assim analisar o comportamento do músculo. Além da EMG, modelos computacionais também podem ser utilizados para este fim.([NAEEM; XIONG, 2013](#))

A utilização de métodos computacionais pela área de saúde cresceu com os avanços tecnológicos ocorridos nas últimas décadas. ([POTA; ESPOSITO; DE PIETRO, 2017](#)). Os profissionais de saúde podem utilizar modelos computacionais como ferramentas na investigação diagnóstica e no auxílio à tomada de decisão para a terapêutica. Dentre os métodos existem os baseados em elementos finitos ([ROZA et al., 2015](#)) e os sistemas especialistas. Dentro dos sistemas especialistas, os modelos computacionais baseados em lógica *fuzzy* são bastante utilizados porque permitem a reprodução de rotinas executadas pelo profissional como avaliação, diagnóstico e tratamento. ([POTA; ESPOSITO; DE PIETRO, 2017](#); [SUBASI, 2012](#); [SANTOS, 2009](#); [INNOCENT; JOHN, 2004](#); [KARWOWSKI et al., 2006](#); [ZADEH, 1968](#)).

Estudos utilizando lógica *fuzzy* e sistema muscular foram realizados por diversos autores ([NAEEM, 2014](#); [NAEEM; XIONG, 2013](#); [SAMANI et al., 2010](#); [KARWOWSKI et al., 2006](#)). A metodologia *fuzzy* foi abordada no estudo da pelve por [Yu, Meng e Xiang \(2015\)](#) e [Karwowski et al. \(2006\)](#). Relacionada à região dos MAPs [Lopes et al. \(2013b\)](#) desenvolveram um sistema de apoio à decisão para discriminar os diagnósticos de alterações na eliminação urinária, de acordo com a terminologia de enfermagem da NANDA Internacional (NANDA I). Estudos envolvendo modelos computacionais em lógica *fuzzy* voltados para o estudo dos MAPs não foram encontrados.

Assim, o estudo dos MAPs no exercício de agachamento através de modelo computacional em lógica *fuzzy* pode fornecer informações sobre o comportamento dessa musculatura. Através do modelo *fuzzy*, os profissionais de saúde poderão ter uma ferramenta quantitativa que reporte o comportamento dos MAPs, possibilitando assim a prevenção de disfunções relacionadas às funções desta musculatura, como manutenção da continência urinária e fecal e função sexual.

1.2 Objetivos

Objetivo geral:

Elaborar um modelo computacional do comportamento dos músculos do assoalho pélvico feminino no exercício de agachamento com barra utilizando lógica *fuzzy*

Objetivos específicos:

- Caracterizar o comportamento dos músculos do assoalho pélvico (MAPs) no exercício de agachamento com barra;
- Levantar as variáveis a serem utilizadas para desenvolver o modelo computacional utilizando lógica *fuzzy* através de exame muscular manual, eletromiografia de superfície, testes físicos e questionários;
- Construir, testar, validar o modelo computacional com dados da amostra de teste obtidas deste estudo e fazer ajustes no intuito de preservar os MAPs no exercício de agachamento com barra;
- Analisar o comportamento do modelo computacional em mulheres com e sem sintomas de incontinência urinária;
- Analisar o comportamento dos MAPs e sua interação com músculos do quadril e coxa no exercício de agachamento com barra.

1.3 Motivação

Os benefícios dos exercícios físicos são reportados para os indivíduos de todas as idades, no entanto a incerteza quanto a carga a ser utilizada pode gerar disfunções em diversas regiões do corpo, como nos MAPs. A atividade muscular dos MAPs pode ser comprometida com a sobrecarga e levar a ocorrência de disfunções como incontinência urinária de esforço. Os modelos computacionais baseados em sistemas especialistas, como a lógica *fuzzy*, abordam problemas que envolvem imprecisão e incerteza e atuam como apoio nas tomadas de decisão em diversas áreas. A rotina de intervenção na área de saúde pode ser beneficiada como modelos computacionais que aproximam a informática do raciocínio clínico da área de saúde.

Pesquisas envolvendo a metodologia da lógica *fuzzy* foram desenvolvidas na trajetória de formação até o doutorado e foram motivadoras para a continuidade dos estudos na área. No mestrado foi desenvolvido um modelo em lógica *fuzzy* do grau de comprometimento pelo fibroedema gelóide (“celulite”), uma disfunção estética que afeta principalmente o gênero feminino e que acarreta alterações na pele e conseqüentemente na auto-estima. (SANTOS, 2009). Ainda no universo feminino foi elaborado um modelo *fuzzy* para o auxílio na classificação da autoimagem genital feminina. Existe um questionário não validado para a língua portuguesa que traz uma classificação numérica da autoimagem genital e não traz o significado qualitativo associado. O modelo *fuzzy* permitiu aproximar mais da classificação esperada na prática clínica. (SANTOS et al., 2015). Além destes

estudos na área de saúde, a metodologia *fuzzy* foi aplicada na área de educação, no ensino de física, (NASCIMENTO et al., 2017) apontando então, a utilização ampla desta metodologia em objetos de estudo que possuam incerteza.

Não foram encontrados estudos que utilizassem modelos computacionais no estudo dos MAPs durante a atividade física. Assim, o modelo computacional em lógica *fuzzy* para o estudo do comportamento dos MAPs na atividade física de agachamento, que será apresentado no presente trabalho, poderá auxiliar o especialista na tomada de decisão quanto a prescrição do exercício de agachamento. Desta forma, incerteza quanto a sobrecarga dos MAPs poderá ser minimizada.

1.4 Questões e hipótese

As questões do presente trabalho são:

Quais as variáveis mais relevantes, envolvidas no exercício de agachamento, para compor o modelo computacional utilizando lógica *fuzzy*, de modo a apoiar os especialistas no estudo do comportamento dos MAPs no exercício de agachamento com barra?

É possível correlacionar o resultado do modelo computacional utilizando lógica *fuzzy* com resultados de instrumento que avalie sintomas de incontinência urinária?

Em relação à hipótese: O resultado do modelo computacional utilizando lógica *fuzzy* fornece, de forma quantitativa, um indicador do comportamento dos MAPs que se correlaciona com os sintomas de incontinência urinária e pode apoiar os especialistas no estudo do comportamento dos MAPs no exercício de agachamento com barra.

1.5 Limitações

Dentre as limitações do trabalho existem aquelas relacionadas à aquisição das variáveis para a construção do modelo computacional em lógica *fuzzy* e ao processo de avaliação do comportamento do mesmo. No que se refere à construção, podem existir perdas de dados das voluntárias, como durante a aquisição dos dados de eletromiografia, questionários preenchidos de forma incompleta ou por desistência da participante na coleta de dados.

Na avaliação do comportamento do modelo computacional em lógica *fuzzy* será utilizado um questionário que avalia os sintomas de incontinência urinária porém o mesmo não é específico para caracterizar o tipo de incontinência urinária presente.

1.6 Organização

Este documento está estruturado da seguinte forma:

- **Capítulo 1 - Introdução:** apresenta a tese, contextualiza a pesquisa enfatizando a utilização dos modelos computacionais em lógica *fuzzy* e a sua utilização para abordagens nas disfunções dos músculos do assoalho pélvico. Neste capítulo são definidos os objetivos geral e específicos, a hipótese, justificativa e limitações;
- **Capítulo 2 - Sistema muscular e o exercício de agachamento:** descreve o exercício de agachamento e os aspectos relacionados aos músculos do assoalho pélvico e os músculos do quadril e coxa envolvidos neste exercício. Descreve a avaliação muscular manual e os aspectos relacionados à avaliação através da eletromiografia.
- **Capítulo 3 - A lógica *fuzzy*:** Nesse capítulo, são descritos os conceitos fundamentais da lógica *fuzzy*, abordando os elementos para a construção de modelo computacional e a utilização da metodologia na área de saúde;
- **Capítulo 4 - Materiais e Métodos:** apresenta os materiais e métodos utilizados para a construção do modelo computacional do comportamento dos músculos do assoalho pélvico no exercício de agachamento com barra;
- **Capítulo 5 - Resultados e Discussões:** aborda os resultados e as discussões do modelo trazendo os resultados, as simulações e sua discussão com a literatura. Apresenta-se o modelo computacional do comportamento dos músculos do assoalho pélvico no exercício de agachamento com barra;
- **Capítulo 6 - Considerações Finais:** resumem-se as conclusões e as perspectivas futuras.

Sistema Muscular e o exercício de agachamento

2.1 Introdução

A realização de atividade física de forma regular deve ser adotada para a promoção da saúde dos indivíduos (HASKELL et al., 2007). Um dos exercícios fundamentais para aumento da força na região inferior do corpo, bastante utilizado em atividades físicas gerais ou em programas de reabilitação, é o agachamento (MCKEAN; DUNN; BURKETT, 2010).

O ato de agachar, com barra ou levantando cargas, demanda uma coordenação intermuscular principalmente dos músculos de tronco e membros inferiores, leva o aumento da pressão intra-abdominal e ocasiona uma força oposta aos movimentos dos músculos do assoalho pélvico (MAPs)(BO; SHERBURN, 2005). A biomecânica do exercício deve ser levada em consideração tanto na prescrição do exercício físico, como em programas de reabilitação pós lesões. Entretanto, as estratégias motoras (formas de recrutamento muscular) na realização do agachamento ainda não foram totalmente exploradas (ALVES et al., 2009).

Nos estudos envolvendo o exercício de agachamento, a maioria dos autores abordam os músculos do quadril, coxa, pelve e tronco (LONGPRÉ; ACKER; MALY, 2015; REISER; SOUZA; GOMES, 2015; HALSKI et al., 2014; HOLLMAN et al., 2014; MURRAY; CIPRIANI, 2013; MCKEAN; DUNN; BURKETT, 2010; DIONISIO et al., 2008; ENCK; VODUŠEK, 2006; NAGIB et al., 2005; GLAZER; ROMANZI; POLANECZKY, 1999; DELITTO; ROSE, 1992). No entanto, nas pesquisas realizadas até o momento, não foram citados estudos abordando os MAPs no agachamento, mas em exercícios como corrida (LUGINBUEHL et al., 2016), ao se utilizar o trampolim (ELIASSON; LARSSON; MATTSSON, 2002), no treinamento com pesos (ALMEIDA et al., 2016) e em exercícios em grupo (BØ; BRATLAND-SANDA; SUNDGOT-BORGEN, 2011).

A análise do comportamento muscular nas atividades físicas é realizada pelo especialista, através da avaliação da contração muscular. Esta avaliação pode ser realizada através do exame muscular manual e por aparelhos que captam a contração muscular, como a eletromiografia (EMG)(GILA et al., 2009). Com o crescimento da utilização dos modelos computacionais pela área de saúde, a abordagem do sistema muscular por essa área também obteve avanços (NAEEM; XIONG, 2013).

Os aspectos relacionados ao conceito de sistema muscular e o exercício de agachamento,

embasados em estudos relacionados à temática, serão abordados neste capítulo. Será traçado um panorama do sistema muscular, da atividade física de alto impacto e do exercício de agachamento. São descritos os músculos da região do quadril e coxa, que são bastante citados na literatura, envolvidos no exercício. Em relação aos MAPs, a abordagem descrita envolverá a descrição dos músculos, a relação destes com a incontinência urinária de esforço. Serão citados também os instrumentos e formas de avaliação muscular, como a eletromiografia e as formas de captação, aquisição e análise dos sinais. Ao final do capítulo, espera-se identificar variáveis que podem ser utilizadas na construção do modelo computacional em lógica *fuzzy*.

2.2 Panorama do sistema muscular e da atividade física de impacto

O sistema musculoesquelético é caracterizado como um sistema mecânico que tem como objetivos propiciar o suporte, proteger e mover o corpo além de ser capaz de se adaptar a demandas mecânicas a que é submetido. Os movimentos corporais são realizados pela associação de grupos de músculos e estes podem ser classificados de acordo com o seu papel no movimento. (FLECK; KRAEMER, 2014; NAEEM; XIONG, 2013; O'SULIVAN, 2010).

Os músculos podem ser classificados como motor principal, ou agonista, antagonista, fixador ou sinergista. Além disto, os músculos realizam tipos de contração concêntrica (quando, na contração muscular, as extremidades musculares se aproximam) e excêntrica (quando, na contração muscular, as extremidades musculares se afastam) (MOORE; DALLEY, 2014; O'SULIVAN, 2010; MCDONAGH; DAVIES, 1984).

Para iniciar um movimento, o(s) agonista(s) têm que superar uma resistência passiva ou ativa e conferir uma aceleração a um segmento corporal até que esta região se desloque, mesmo que seja de forma pouco perceptível de forma visual ou à palpação. Este músculo tem de manter um nível de atividade suficiente para completar ou manter o estado de deslocamento alcançado tendo que superar as forças passivas, inerciais e gravitacionais. (O'SULIVAN, 2010; STANDRING, 2010)

Os outros músculos, como os antagonistas, podem permanecer eletricamente quiescentes até o fim do deslocamento enquanto que os fixadores e sinergistas auxiliam o movimento. Assim, na realização de um exercício físico, diversos músculos são recrutados e o comportamento que assumem garante a qualidade do exercício e o grau de ativação muscular depende do papel do músculo na execução do movimento (O'SULIVAN, 2010; STANDRING, 2010).

As atividades físicas de alto impacto são todas e quaisquer atividades caracterizadas pela alta exigência muscular e da ação das forças gravitacionais agindo sobre o corpo (BAZRGARI; SHIRAZI-ADL; ARJMAND, 2007; HASKELL et al., 2007). A transmissão do choque, que ocorre entre os pés e o chão, é transferida também para os músculos do assoalho pélvico. Em atividades de impacto, como salto no trampolim músculos, como os da região do assoalho pélvico (MAPs) são expostos a sobrecarga (ELIASSON; LARSSON; MATTSSON, 2002). Assim, atividades de alto impacto, podem contribuir com inadequada transmissão da pressão intra-abdominal e ocasionar lesões por estresse de estruturas musculares e de sustentação na região da pelve e levar a ocorrência de disfunções esfinterianas(VITTON et al., 2011; BO, 2003).

2.3 O exercício físico de agachamento

- Execução do exercício de agachamento

O agachamento começa com o indivíduo na posição vertical com os joelhos e quadris na posição anatômica (em extensão), agacha-se em um movimento contínuo até que a profundidade do agachamento desejado seja obtida e, em seguida, com um movimento contínuo, retorna à posição vertical (ESCAMILLA, 2001) (Figura 2.1).

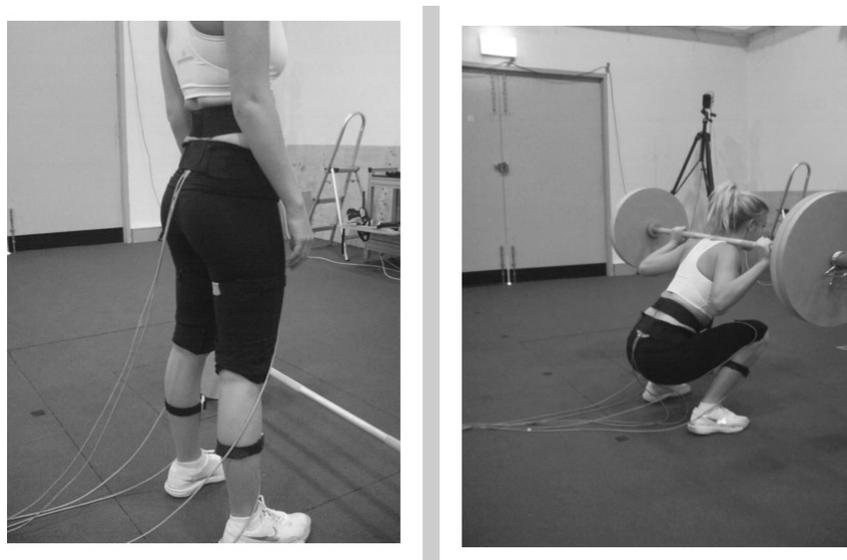


Figura 2.1: Representação do exercício de agachamento. Fonte:McKean, Dunn e Burkett (2010)

O agachamento pode ser realizado com o indivíduo segurando uma barra com pesos nas extremidades. A barra pode ser posicionada na região superior do dorso (agachamento com barra posterior)(Figura 2.1)ou com a barra em frente do peito, aproximadamente ao nível de as clavículas (agachamento frontal). As mãos devem estar colocadas de maneira

confortável e em seguida o movimento é realizado. O agachamento posterior é geralmente preferido e executado pela maioria dos atletas no esporte, embora o agachamento frontal seja comumente realizado por fisiculturistas e levantadores de peso olímpicos ([ESCAMILLA, 2001](#)). Nas execuções do agachamento com a barra na região superior do dorso, a mesma está posicionada sobre os mm. trapézios.

O recrutamento muscular de um mesmo músculo se modifica na descida e no retorno a posição inicial do agachamento. O movimento descendente envolve a contrações musculares excêntricas e movimento ascendente com contrações musculares concêntricas, porém não foram especificados os músculos. O movimento pode ser registrado em vídeo e sincronizado com os dados registrados de eletromiografia (EMG) e da plataforma de força ([CATERISANO et al., 2002](#)).

- Os tipos de agachamento

O agachamento pode ser classificado em agachamento parcial, paralelo e completo. O agachamento parcial, é o movimento em que o ângulo formado na articulação do joelho (entre os ossos a tíbia e o fêmur) é de 2,36 rad. (135°), o agachamento paralelo de 1,57 rad. (90°) e o agachamento completo, 0,79 rad. (45°) ([CATERISANO et al., 2002](#)). No entanto, ao avaliar os ângulos do quadril e joelho, [Schaub e Worrell \(1995\)](#) relataram dificuldade em estabelecer precisamente os graus alcançados e diferentes ângulos articulares de flexão de joelho resultam em diferentes níveis de atividade muscular.

[Escamilla \(2001\)](#) propõe amplitude de 0° a 50° de flexão do joelho para os exercícios de agachamento para que seja considerado seguro para a reabilitação e o treinamento esportivo. No entanto, a execução desse exercício por atletas pode atingir ângulos maiores de flexão de joelho sem causar lesões. Para avaliar precisamente as ângulos das articulações [Schaub e Worrell \(1995\)](#) sugeriram o uso de um eletrogoniômetro nas articulações estudadas.

Além do ângulo na região do joelho, o posicionamento do pé sobre a ativação muscular dos músculos da coxa foi avaliado por [Murray e Cipriani \(2013\)](#). Foram avaliadas quatro diferentes posições do pé (neutro, rodado internamente, externamente rodados, e com um pé a frente e outro atrás). Em todas as análises de posicionamento do pé, apenas a posição com um pé a frente e outro atrás alcançou significância estatística em relação à mudança na ativação muscular no agachamento. Os pés podem ser posicionados tendo como referência os ossos fêmur, osso do quadril e o maléolo lateral ([SWINTON et al., 2012](#)).

- Biomecânica das articulações da pelve, quadril e joelho durante o agachamento

A maioria das pesquisas sobre o exercício de agachamento tem sido dedicada à análise dos movimentos do quadril e joelho (BAGWELL et al., 2016; REISER; SOUZA; GOMES, 2015; LONGPRÉ; ACKER; MALY, 2015; ALVES et al., 2009; DIONISIO et al., 2008; COMFORT; KASIM, 2007). As pesquisas relacionadas ao comportamento mecânico das articulações da coluna lombar, sacro e movimentos pélvicos no exercício de agachamento são limitadas (SWINTON et al., 2012; MCKEAN; DUNN; BURKETT, 2010; WALSH et al., 2007; COMFORT; KASIM, 2007; DELITTO; ROSE, 1992). Hollman et al. (2014), apontaram que o recrutamento de m. glúteo máximo pode modular cinemática do joelho do plano frontal durante agachamentos de uma única perna, Walsh et al. (2007) mostraram diferenças no comportamento lombar para as fases de subida e descida do agachamento e Delitto e Rose (1992) obtiveram como resultado a maior atividade muscular tronco com a posição de inclinação anterior da pelve.

A técnica de agachamento adequada é varia entre os autores. Para Comfort e Kasim (2007), a curva lombar fisiológica deve ser mantida durante todo o agachamento enquanto que McKean, Dunn e Burkett (2010) sugerem que a cifose da coluna lombar no agachamento completo é uma parte natural do movimento de agachamento ao usar cargas equivalentes a 50% do peso corporal.

Além das considerações descritas, existem as diferenças relacionadas a gênero e à anatomia pélvica. McKean, Dunn e Burkett (2010) estudaram a amplitude de movimento na região lombar-sacro e a sua variação entre os gêneros. Neste estudo, homens e mulheres desenvolveram diferentes padrões de movimento e essa variabilidade precisa ser considerada durante a prescrição do exercício.

Em suma, os indivíduos praticantes do exercício de agachamento devem estar cientes quanto a variabilidade e as diferenças biomecânicas do exercício. A escolha do tipo de agachamento deverá ser de acordo com os objetivos a serem alcançados (SWINTON et al., 2012).

- Testes realizados para a prescrição do agachamento

A prescrição do agachamento pode ser realizada após teste de uma repetição máxima (1RM). O teste de 1RM é utilizado em avaliação indireta da força e para quantificar a intensidade de treinamento. O valor obtido no teste corresponde a 100% da força do indivíduo para aquele exercício. De posse deste dado e do nível de sobrecarga a ser ofertado para o indivíduo, é quantificada a intensidade do exercício (BRESSEL et al., 2009; LINDLAND REE; NYGAARD; BO, 2007; MCDONAGH; DAVIES, 1984).

O teste inicia com aquecimento com cerca de 10 repetições com carga mínima. Ao final do aquecimento, será concedido um período de recuperação de 3 a 5 minutos. A carga inicial é calculada após associação do relato do indivíduo quanto à sua condição física de ativo ou sedentário e à experiência do profissional de educação física, responsável por conduzir o teste. É realizada uma repetição e é concedido um prazo de 3 a 5 minutos para recuperação. Uma nova tentativa é realizada com uma carga maior, até o momento em que o indivíduo apresente dificuldade em realizar a repetição. Esta incapacidade ou “falha” é identificada quando este não retorna à posição inicial do início do movimento de agachamento (extensão completa dos membros inferiores) e o profissional de educação física oferece auxílio para completar o exercício. O cálculo de 1RM é realizado com o peso que o indivíduo consegue levantar após uma repetição completa, ou seja antes da “falha” (FLECK; KRAEMER, 2014; LINDLAND REE; NYGAARD; BO, 2007; DIAS et al., 2005).

Os parâmetros para a execução do teste dependem do objetivo do estudo. Exercícios de intensidade moderada a alta utilizam cargas superiores a 70% de 1RM (FLECK; KRAEMER, 2014; ALVES et al., 2012; MCDONAGH; DAVIES, 1984). Na literatura, não foi encontrado consenso entre os parâmetros de frequência, intensidade, períodos de recuperação e intervalo entre as séries.

2.4 O sistema muscular envolvido no exercício de agachamento

Existem músculos responsáveis pela execução do movimento (agonistas) e aqueles que participam do movimento executando funções de auxílio (sinergistas). Dentre os sinergistas tem-se os músculos estabilizadores de segmentos corporais como os músculos do abdome, do dorso e músculos de suporte de pressão intra-abdominal, como os MAPs e os músculos do abdome.

Embora existam músculos agonistas responsáveis pelo agachamento como o m. reto femoral, m. semitendinoso, m. semimembranáceo, m. bíceps femoral e m. glúteo máximo, citados na literatura, (LONGPRÉ; ACKER; MALY, 2015; LEPORACE et al., 2012; ESCAMILLA, 2001), serão enfatizados os músculos glúteo e grácil, localizados no quadril e coxa, respectivamente. Os MAPs são músculos responsáveis pelo suporte dos órgãos pélvicos, pelo controle da continência urinária e fecal e função sexual, localizados na região pélvica inferior (NYGAARD; SHAW, 2016).

2.4.1 Músculos do quadril e coxa

A região do quadril é uma grande zona de transição entre o tronco e o membro inferior e onde estão localizados os músculos do quadril e coxa (Figura 2.2). No quadril, encontra-se o músculo glúteo máximo faz parte da camada superficial desta região (Figura 2.2(a)).

O músculo grácil está localizado na região medial da coxa. Devido a possuir um dos pontos de fixação na região da pelve, esse músculo está envolvido nos movimentos desta região (Figura 2.2(b)).

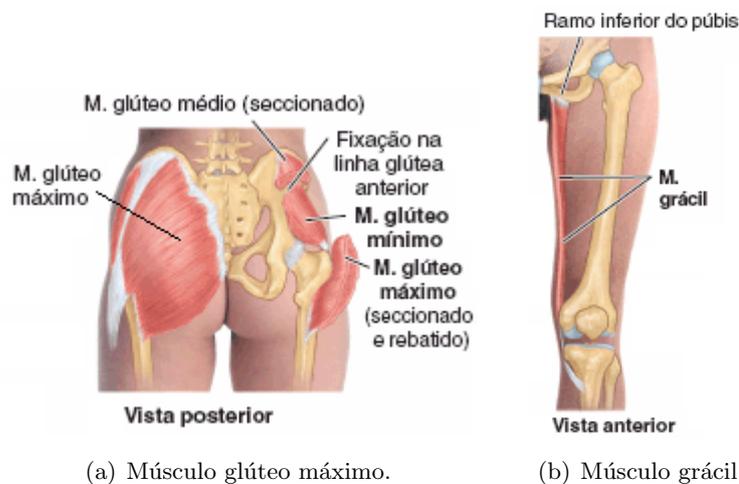


Figura 2.2: Músculos do quadril e coxa. Fonte: Modificado de [MOORE e DALLEY \(2014\)](#)

O músculo glúteo máximo é o mais superficial dos músculos posteriores do quadril. Tem sua inserção proximal na região posterior do osso ílio, posterior à linha glútea posterior, face dorsal dos ossos sacro e cóccix, ligamento sacrotuberal e a maior parte de suas fibras de inserção distal terminam no trato iliotibial (na região lateral da coxa) e se insere no côndilo lateral do osso tíbia. Algumas fibras inserem-se na tuberosidade glútea, na região posterior do osso fêmur. A ação muscular do glúteo é a extensão do quadril (principalmente a partir da posição fletida) e ajuda em sua rotação lateral da coxa. Além disso, tem a ação de estabilizar a coxa e ajuda no levantamento a partir da posição sentada ([MOORE; DALLEY, 2014](#)). Portanto, o agachamento completo se apresenta como um excelente meio de fortalecimento dos músculos dos membros inferiores, como o glúteos ([MOURA et al., 2017](#)).

O músculo grácil é o mais superficial grupo dos músculos adutores, localizados na região medial da coxa. Tem sua inserção proximal no corpo e ramo inferior do osso púbis e inserção distal na parte superior da face medial do osso tíbia, sendo portanto um músculo que influencia nos movimentos do quadril e do joelho ([MOORE; DALLEY, 2014](#)). A sua ação é de adução da coxa, flexão e rotação medial do joelho. O grácil faz parte da

execução do exercício de agachamento (MOURA et al., 2017).

O m. glúteo é reportado como um dos principais agonistas no exercício de agachamento e o m. grácil por possuir relação com a pelve. Além disto, estes dois músculos muitas vezes são recrutados de forma acessória quando existe dificuldade em realizar a contração isolada dos MAPs (MADILL; HARVEY; MCLEAN, 2009; LAYCOCK; JERWOOD, 2001).

2.4.2 Músculos do Assoalho Pélvico (MAPs)

O assoalho ou pavimento pélvico é formado por um conjunto de músculos que forma a região inferior da cavidade pélvica. Esses músculos são denominados de diafragma da pelve ou músculos do Assoalho Pélvico (MAPs). Os MAPs exercem as funções esfinteriana (atua controlando a continência urinária e fecal), de suporte dos órgãos pélvicos e também função sexual (ASHTON-MILLER; DELANCEY, 2007; DELANCEY, 1994). Estes músculos localizam-se em uma região anatômica denominada de períneo que, em seu sentido mais amplo, refere-se à região do corpo que inclui todas as estruturas das regiões anal e urogenital, superficiais e profundas, como mostrado na Figura 2.3.

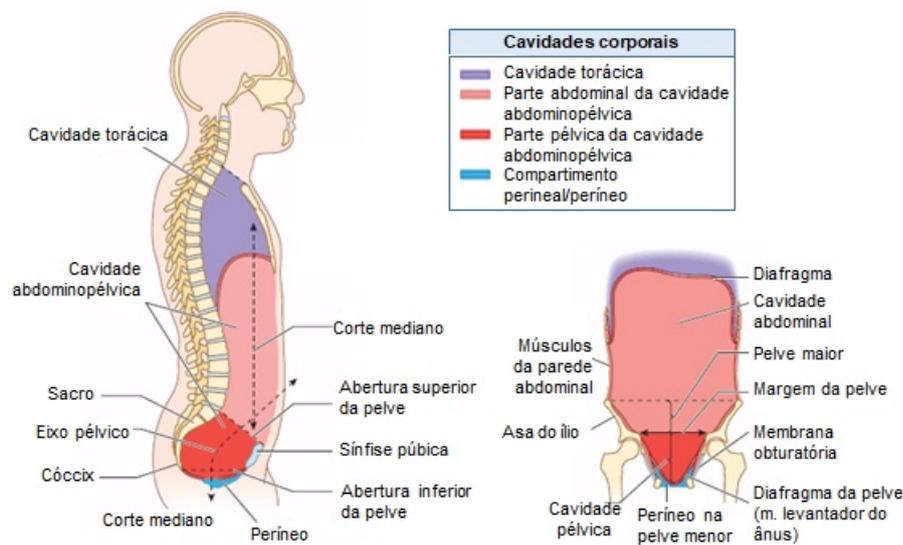


Figura 2.3: Representação das cavidades corporais. Fonte: Modificado de MOORE e DALLEY (2014)

Na posição anatômica, na vista inferior após dissecação de pele e tecido adiposo, é exposta a região perineal. A região perineal é uma área que se estende do monte do púbis anteriormente em mulheres, das faces mediais (internas) das coxas lateralmente, e as pregas glúteas e a extremidade superior da fenda interglútea posteriormente (Figura 2.4).

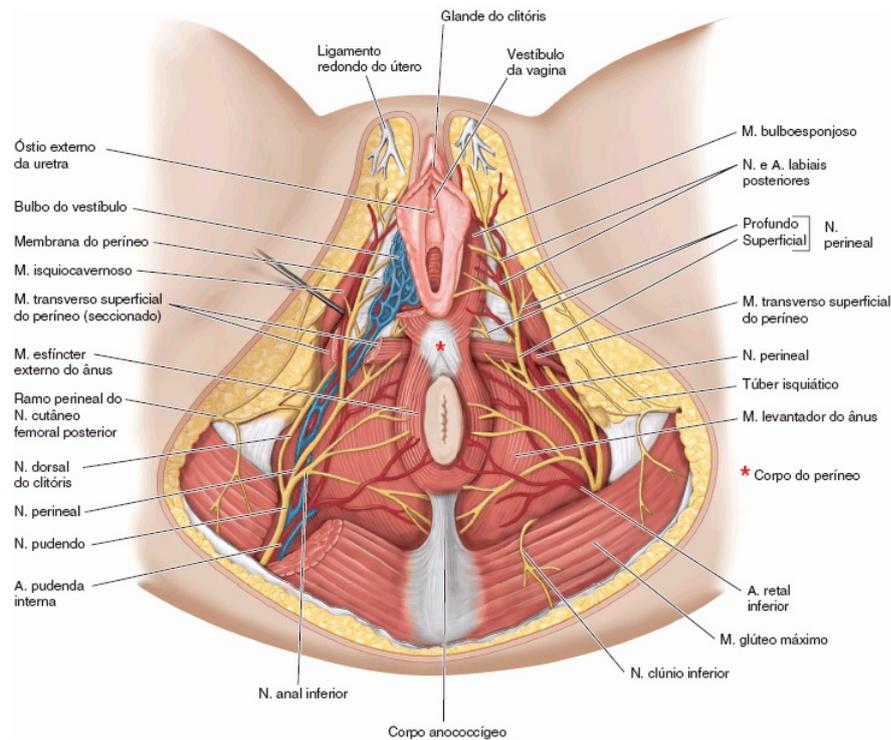
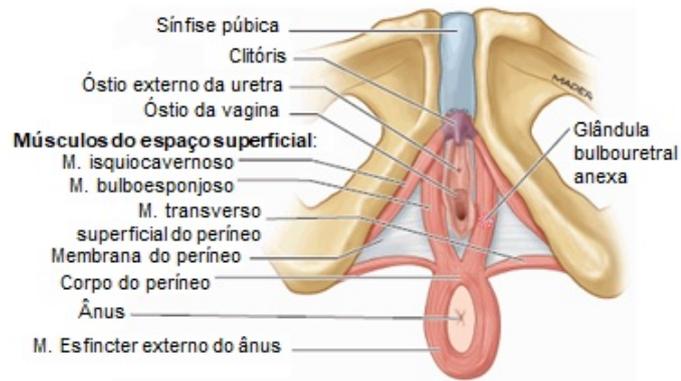


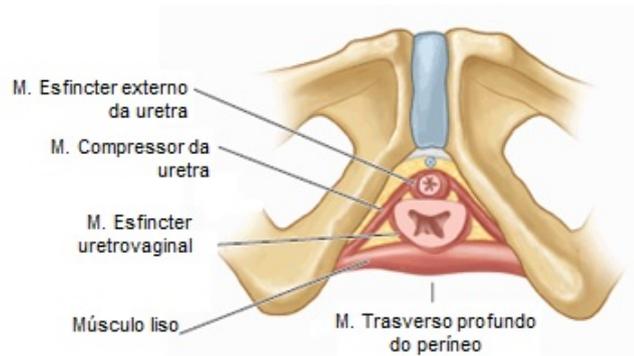
Figura 2.4: Períneo. Fonte: [MOORE e DALLEY \(2014\)](#)

Na região denominada de corpo do períneo, são encontrados diferentes tecidos como fibras colágenas e elásticas, músculo esquelético e liso e representa o local de convergência de vários músculos. Cita-se o m. bulboesponjoso, m. esfíncter externo do ânus, músculos transversos superficial e profundo do períneo, músculos esfíncter externo da uretra e levantador do ânus e túnicas musculares do reto (Figura 2.5).

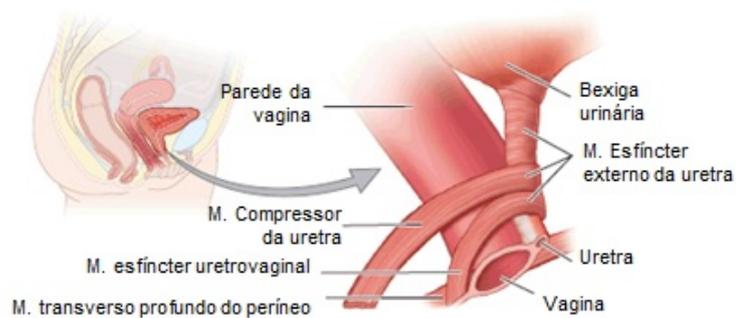
Os músculos transversos superficiais do períneo e bulboesponjosos unem-se ao músculo esfíncter externo do ânus na fixação central ao corpo do períneo (Figura 2.5(a)). Eles auxiliam a sustentação do corpo do períneo e auxiliam o diafragma da pelve a sustentar as vísceras pélvicas e resistir ao aumento da pressão intra-abdominal. Na Figura 2.5(a), encontram-se os músculos mais profundos e, na Figura 2.5(c), a relação desses músculos com a vagina e a uretra.



(a) Músculos do espaço superficial do períneo.



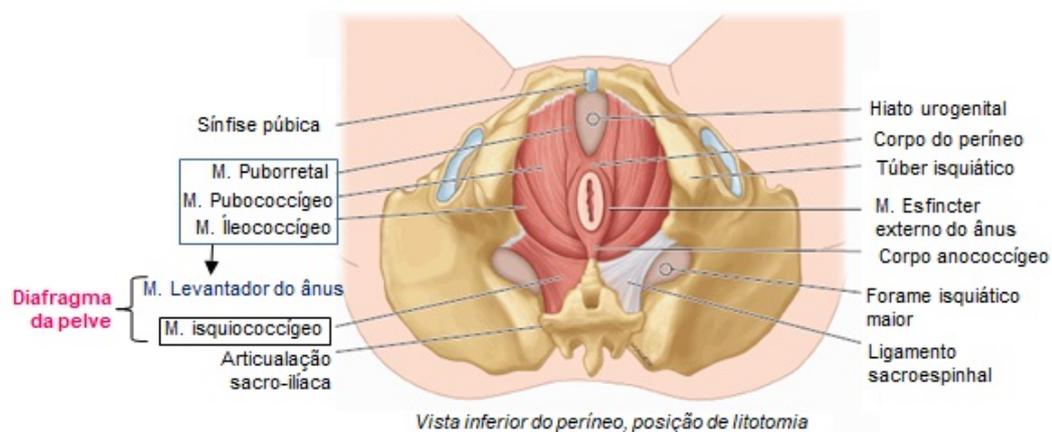
(b) Músculos do espaço profundo do períneo.



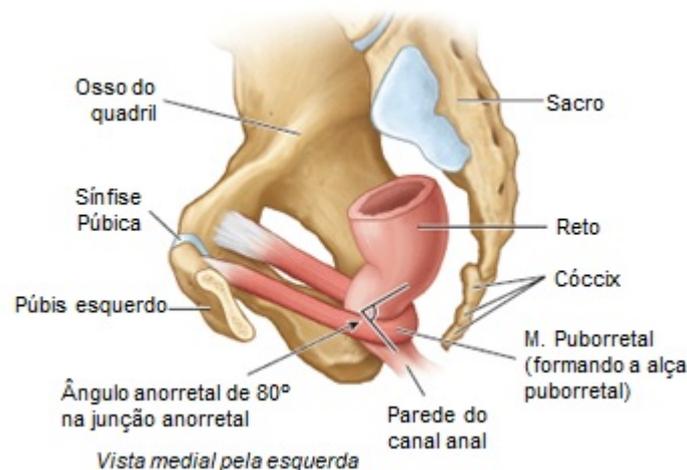
(c) Relação dos músculos com a uretra e a vagina.

Figura 2.5: Músculos superficiais e profundos da região do períneo. Fonte: Modificado de MOORE e DALLEY (2014)

O músculo levantador do ânus faz parte do diafragma da pelve e forma um assoalho para sustentar as vísceras abdominopélvicas e ajuda a manter a continência urinária e fecal (Figura 2.6(a)). Na maior parte do tempo mantém contração tônica e a contração ativa desse músculo ocorre durante períodos de aumento da pressão intra-abdominal, como no caso de tosse, expiração forçada e ao levantar objetos. O músculo é afunilado e perfurado em seu centro pelo canal anal e é formado pela união de três músculos, puborretal, pubococcígeo e o iliococcígeo. Tem sua inserção proximal no corpo do púbis, na região do arco tendíneo da fáscia obturatória e na espinha isquiática e a inserção distal no corpo do períneo, cóccix, corpo anococcígeo, paredes da próstata ou vagina, reto e canal anal.



(a) Músculo levantador do ânus.



(b) Músculo Puborretal

Figura 2.6: Músculos levantador do ânus e puborretal. Fonte: Modificado de [MOORE e DALLEY \(2014\)](#)

O músculo puborretal que tem formato de “U”, é o mais próximo ao canal anal. Na sequência, o pubococcígeo e o iliococcígeo completam esse arco próximo ao canal anal (Figura 2.6(b)) ([MOORE; DALLEY, 2014](#)).

Como reportado, além da função de suporte, os músculos externos do ânus e da uretra atuam como esfíncteres mantendo a continência fecal e urinária (Figura 2.5(c)). Aprender a controlar os músculos do períneo por meio de exercícios para essa musculatura pode reduzir o risco de incontinências e prolapso das vísceras pélvicas (BO; HERBERT, 2013). Em relação ao gênero, embora sejam homólogos aos músculos masculinos, os músculos do períneo feminino geralmente são menos desenvolvidos. Esta diferença está relacionada à ausência das demandas funcionais relacionadas à micção, ereção peniana e ejaculação nos homens (MOORE; DALLEY, 2014).

2.4.3 Músculos do Assoalho Pélvico (MAPs), incontinência urinária de esforço (IUE) e avaliação da frequência, severidade e impacto da incontinência urinária.

Os MAPs respondem passivamente e ativamente, às variações na pressão no abdômen. A atividade do MAPs pode ser comprometida se esses músculos estão lesionados e a sua disfunção é um dos fatores que predis põem para as incontinências, urinárias e fecais (JÁCOME et al., 2011; ANTUNES; MANSO; ANDRADE, 2011; ASHTON-MILLER; DELANCEY, 2007).

Continência é definida como o controle voluntário da função da bexiga e do intestino, sendo a perda desta capacidade denominada incontinência. A *International Continence Society* (ICS) e a *International Urogynecological Association* (IUGA) definem a incontinência urinária (IU) como um sintoma representado pela queixa de perda involuntária de urina. A IU está associada a diversos fatores de risco e tem um impacto negativo na qualidade de vida (ALMEIDA et al., 2016; AMARAL et al., 2015; BO, 2003).

Dentre as teorias que discorrem sobre a incontinência, a teoria integral descrita por Petros e Ulmsten (1990), os autores relatam que esta pode ocorrer por diferentes razões, desde a laxidão vaginal como dos seus ligamentos de suporte. Segundo o autor, a vagina é suportada nos seus ligamentos suspensores e regula a abertura e encerramento do colo vesical. DeLancey (1994) descreveu a hipótese do Hammock. O autor relata que, através da contração ativa dos músculos pélvicos ocorre a elevação do colo vesical e através do relaxamento dos músculos, a sua descida. A atividade constante do m. levantador do ânus suporta o colo vesical nas atividades diárias. O suporte uretral e a função do colo vesical e dos músculos do assoalho pélvico são fatores determinantes na continência (DELANCEY, 1994).

No contexto da atividade física, os autores relatam a incontinência urinária de esforço (IUE) (ARAUJO et al., 2008; BO, 2003). A IUE é definida como perda de urina pela

uretra quando a pressão da bexiga excede a pressão máxima de fechamento da uretra, na ausência de contração do músculo da bexiga, o m. detrusor. (NYGAARD et al., 2015; BO; HERBERT, 2013). A IUE é o tipo mais prevalente, em mulheres com idade entre 45 e 65 anos(BO, 2003).

A prática de esportes de alto impacto pode enfraquecer os MAPs de mulheres em curto, médio ou longo prazos. (NYGAARD et al., 2015; HIRAKAWA et al., 2013; BORIN; NUNES; GUIRRO, 2013; NYGAARD; SHAW; EGGER, 2012; LEE et al., 2012; JÁCOME et al., 2011; KRÜGER; LUZ; VIRTUOSO, 2011; VERELST; LEIVSETH, 2004; BO, 2003; ELIASSON; LARSSON; MATTSSON, 2002; THYSSEN et al., 2002; BO; SUNDGOT-BORGEN, 2001). Alguns estudos buscam estimar quanto que a IUE está associada à atividade física. Atividade extenuante e o aumento da pressão abdominal continuamente podem danificar o períneo e, portanto, alterar a função dos MAPs e aumentar o risco de problemas urinários(BORIN; NUNES; GUIRRO, 2013; JÁCOME et al., 2011).

Nygaard et al. (2015) relataram a IUE em mulheres de meia-idade e a relação com a atividade física geral (lazer, trabalhos domésticos e ocupacional), atividade extenuante atual e atividade extenuante durante a adolescência. Como resultados identificou que, em mulheres de meia idade, houve um ligeiro aumento da IUE somente após muito aumento da atividade física geral e que quanto maior atividade extenuante durante a adolescência maiores chances de IUE. Borin, Nunes e Guirro (2013) constataram que a pressão perineal diminui em atletas do sexo feminino em comparação com as mulheres que não são atletas.

O aumento da pressão abdominal na realização de esportes e a fadiga muscular são apontados em estudos(BO; SUNDGOT-BORGEN, 2010; LINDLAND REE; NYGAARD; BO, 2007; BO; SHERBURN, 2005; BO, 2004). A maioria destes apontam a prevalência da incontinência urinária de esforço em atletas do sexo feminino quando comparadas com mulheres sedentárias. Como proposta de tratamento para a IUE, Legendre et al. (2015) sugerem treinamento muscular do assoalho pélvico (PFMT). Os sujeitos devem realizar exercícios dos músculos na sessão de fisioterapia e em casa, a fim de manter os benefícios adquiridos no tratamento.

A avaliação da frequência, severidade e impacto da incontinência urinária pode ser realizada através do questionário *International Consultation of Incontinence Questionnaire - Short Form* (ICIQ-SF) (Anexo B)e foi traduzido e validado para o português (TAMANINI et al., 2004). O ICIQ-SF é um questionário auto-administrável, não determina o tipo de incontinência que está sendo avaliada e possui três perguntas que avaliam frequência, severidade e impacto da incontinência urinária. A soma dessas três questões correspondem a pontuação do questionário que varia de 0 a 21 pontos (onde 0 ponto demonstra nenhum impacto, 1 a 3 pontos equivale a um impacto leve, 4 a 6 pontos impacto moderado, 7 a 9 pontos impacto grave e 10 ou mais pontos impacto muito grave) (ALMEIDA;

MACHADO, 2012). Possui ainda oito perguntas que qualificam o tipo de incontinência, apontando o momento em que perdem a urina, como por exemplo antes de chegar ao banheiro e quando tosse ou espirra. Outra análise no ICIQ-SF é considerar impacto da incontinência urinária na qualidade de vida do indivíduo quando há a seleção de pelo menos 1 ítem no questionário.

2.5 Avaliação muscular manual e através da eletromiografia

O estudo relacionado às ações musculares é bastante antigo. Inicialmente, a observação macroscópica após a dissecação permitia ao investigador a dedução da ação muscular, principalmente baseado na disposição anatômica do músculo. Em meados do século XIX, Duchenne de Boulogne-sur-Mer utilizou a estimulação elétrica localizada, viabilizando então o estudo do músculo in vivo (STANDRING, 2010).

Como formas de avaliação da contração muscular tem-se o exame muscular manual, que estima a força alcançada pelo músculo quando solicitada a contração voluntária com e sem resistência manual e a eletromiografia, que estuda os sinais elétricos musculares ou a atividade mioelétrica (REAZ; HUSSAIN; MOHD-YASIN, 2006).

2.5.1 Avaliação muscular manual dos MAPs

O exame muscular manual é utilizado para detectar a capacidade de contração dos músculos. É um método, realizado por um avaliador, muito utilizado na avaliação física (O'SULIVAN, 2010). A resposta que o músculo oferece orienta o especialista na prescrição de uma atividade ou de uma conduta terapêutica. No entanto, por se tratar de um exame que depende do avaliador, utilizar o método de forma isolada não torna o exame muito confiável em pesquisas científicas (O'SULIVAN, 2010).

Na avaliação do períneo, o profissional utiliza uma sala reservada e o atendimento é individualizado. São utilizados materiais como gel lubrificante a base de água e luvas de vinil. Aquelas que apresentam a prega mucosa fechando parcialmente o óstio vaginal (hímen) observa-se a contração muscular através da depressão da pele da região anal quando solicitada a contração. Inicialmente, é realizada uma inspeção visual de simetria da contração e coordenação muscular e em seguida a avaliação dos MAPs.

Os MAPs são avaliados através do esquema PERFECT (Power, Endurance, Repetitions, Fast, Every Contraction Timed) que propõe a avaliação através dos quatro componentes: força, resistência, repetição, rapidez, avaliados em todos os tempos de contração. O

acrônimo “todos os tempos de contração” é um auxílio ao examinador para lembrar da sequência de avaliação. O esquema PERFECT também pode ser usado para avaliação via região retal em homens e mulheres (LAYCOCK; JERWOOD, 2001).

Para esta avaliação os indivíduos são posicionados em decúbito dorsal, quadris em flexão e abdução e joelhos flexionados, apoiados sobre a superfície. O avaliador utiliza o dedo indicador colocado aproximadamente 4 cm a 6 cm dentro da vagina e posicionados às 4 horas e 8 horas de um relógio analógico para monitorar a atividade muscular. É aplicada pressão moderada sobre o volume muscular para auxiliar no início da contração muscular apropriada. A força é mensurada conforme a escala Oxford modificada, que gradua de 0 a 5, sendo grau 0 Nenhuma contração muscular discernível; grau 1: o vestígio de contração é sentido sob o dedo do examinador; grau 2: um aumento de tensão é detectado, sem qualquer elevação discernível; grau 3: a tensão muscular é ainda maior e caracterizada pelo aumento do volume muscular e também pela elevação da parede vaginal posterior; grau 4: tensão aumentada e uma boa contração estão presentes que são capazes de elevar a parede vaginal posterior contra a resistência digital; grau 5: uma resistência forte pode ser aplicada à elevação da parede vaginal posterior. Nesse caso, o dedo do examinador é espremido e “atraído” pela vagina (LAYCOCK; JERWOOD, 2001).

A resistência é expressa como o período de tempo, até 10 segundos. É cronometrada a contração até que a força seja reduzida em 35% ou mais. Nesse caso, observa-se a contração simultânea de adutores de quadril (m. grácil) e glúteo, e a co-contração mais forte do m. transversal abdominal. Quando existe o recrutamento desses músculos, é possível que esteja ocorrendo fadiga nos MAPs.

O número de repetições é até 10 com intervalo de quatro segundos entre elas. Objetiva-se determinar o número de contrações necessárias para sobrecarregar o músculo, desenvolver um programa de exercícios praticável e assim produzir um efeito de treinamento.

A contração rápida é avaliada após um breve descanso de aproximadamente um minuto. É solicitada a contração no valor máximo de 10 repetições. Os sujeitos são instruídos a “relaxar” a musculatura o máximo possível e depois contrair “tão rápido e forte” quanto possível, em seu próprio tempo, até a fadiga dos músculos.

Assim, a notação da avaliação pelo esquema PERFECT tem como exemplo: 4,6,5,9 significa boa contração (4), mantida por 6 segundos, repetida 5 vezes, seguida de 9 contrações rápidas.

A variável “*Endurance*” do esquema PERFECT está relacionada à manutenção da contração das fibras musculares lentas dos MAPs em função do tempo e varia de 0 a 15 segundos por contração. Essa variável está relacionada a contração voluntária mantida e

sustentada dos MAPs. O exercício de agachamento, pela sua característica de repetição, possui e a probabilidade maior de ativação muscular de fibras musculares lentas dos MAPs.

Com o avanço das pesquisas e com o conhecimento acerca da ação muscular, estuda-se o registro da atividade elétrica, ou seja a eletromiografia (EMG) (DUCHÊNE; HOGREL, 2000). Essa técnica pode ser usada para estudar o comportamento muscular de diversos músculos do corpo sob condições estáticas ou dinâmicas. Associado ao registro da atividade ou inatividade muscular, os dados podem ser suplementados pelo monitoramento dos ângulos articulares, pelo registro do movimento através de câmeras com sensores, além de sistema de análise tridimensional do movimento por programas de computador (ALVES et al., 2009; DIONISIO et al., 2008).

2.5.2 Avaliação muscular através da eletromiografia

Os relatos do desenvolvimento da eletromiografia (EMG) começaram no século XVII (1666) com Francesco Redi's ao informar que o músculo do peixe de raio elétrico gera eletricidade. Dois séculos depois, em 1849, Dubios-Raymond descobriu que era possível gravar a contração elétrica voluntária, fato que só ocorreu em 1890 por Marey que nominou o termo de eletromiografia (REAZ; HUSSAIN; MOHD-YASIN, 2006).

Essas descobertas estão associadas às propriedades das células musculares e células nervosas de gerar impulsos eletroquímicos. Esses impulsos se modificam em suas membranas e são utilizados para transmitir os sinais por toda a membrana dos nervos e músculos (HALL, 2017; GILA et al., 2009). No século XIX foi demonstrado que a contração muscular poderia ser mensurada pela corrente elétrica e foi descrito um instrumento para medir a velocidade de condução do nervo. Essas descobertas foram fundamentais para o avanço nos estudos relacionados à contração muscular (DUCHÊNE; HOGREL, 2000).

Nos estudos envolvendo a EMG, os autores utilizam as diretrizes publicadas pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK) e o consenso sobre a utilização da eletromiografia de superfície - *SENIAM* (*Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscle*) que traz recomendações sobre posicionamento de eletrodos, processamento de sinal e modelagem. (SENIAM, 2017; HERMENS, 2000; MERLETTI, 1999).

Os tópicos seguintes estão relacionados à captação do potencial de ação, aquisição e análise, do sinal EMG. Será descrito como é gerado o potencial de ação e impulso nervoso para entender como é realizada a captação do potencial de ação utilizando a eletromiografia. Além disto serão abordados tópicos relacionados à aquisição, análise, do sinal EMG, avaliação EMG dos MAPs e estudos utilizando a EMG como método de avaliação muscular.

- Captação do potencial de ação através da eletromiografia

A captação do potencial de ação através da eletromiografia (EMG) é baseada em potenciais de ação na membrana das fibras musculares esqueléticas resultantes dos processos de despolarização e repolarização (GILA et al., 2009). As fibras musculares esqueléticas são inervadas por fibras nervosas mielinizadas que se originam de neurônios motores na medula espinhal. Cada terminação nervosa faz uma junção com uma fibra muscular, a junção neuro muscular (Figura 2.7). A fibra nervosa se invagina na superfície da fibra muscular, local denominado de placa motora.

No terminal da fibra nervosa, é sintetizado um neuro transmissor, a acetilcolina(ACh) que é liberada no espaço sináptico. Quando há a propagação do impulso nervoso, a acetilcolina se liga ao receptor de (ACh) na membrana da fibra muscular e são abertos os canais controlados pela (ACh) para permitir que um grande número de ions sódio (Na^+) entrem na membrana celular. Esse aumento elevando de carga positiva leva a alteração do potencial do local no lado interno da membrana da fibra muscular, ou seja altera o potencial da placa motora. Quando esse potencial se altera, inicia um potencial de ação local que se propaga ao longo da membrana muscular, gera o potencial de ação que desencadeia a contração muscular. Ao término da atividade da ACh, o neurotransmissor é hidrolisado pela enzima acetilcolinesterase (AChE) em acetil e colina (HALL, 2017; TORTORA; DERRICKSON, 2016) (Figura 2.7).

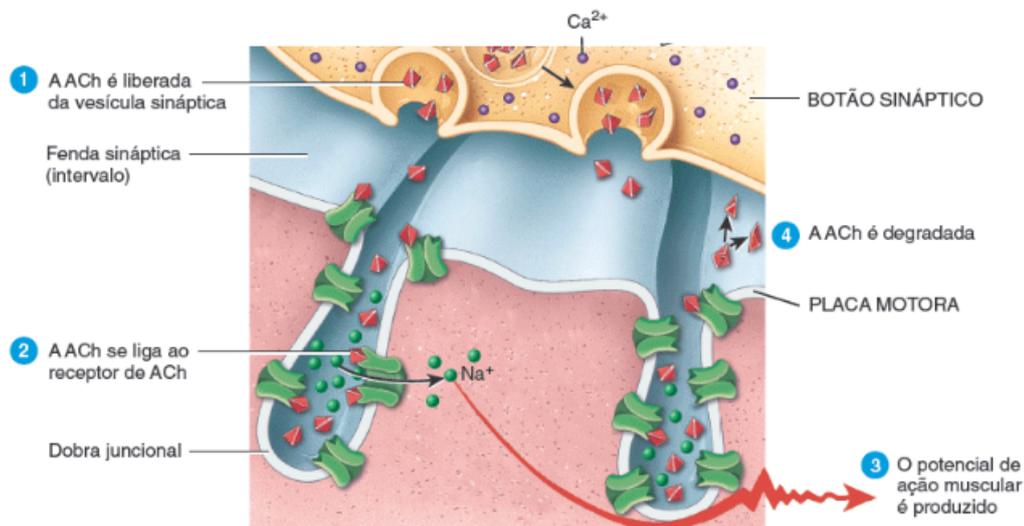
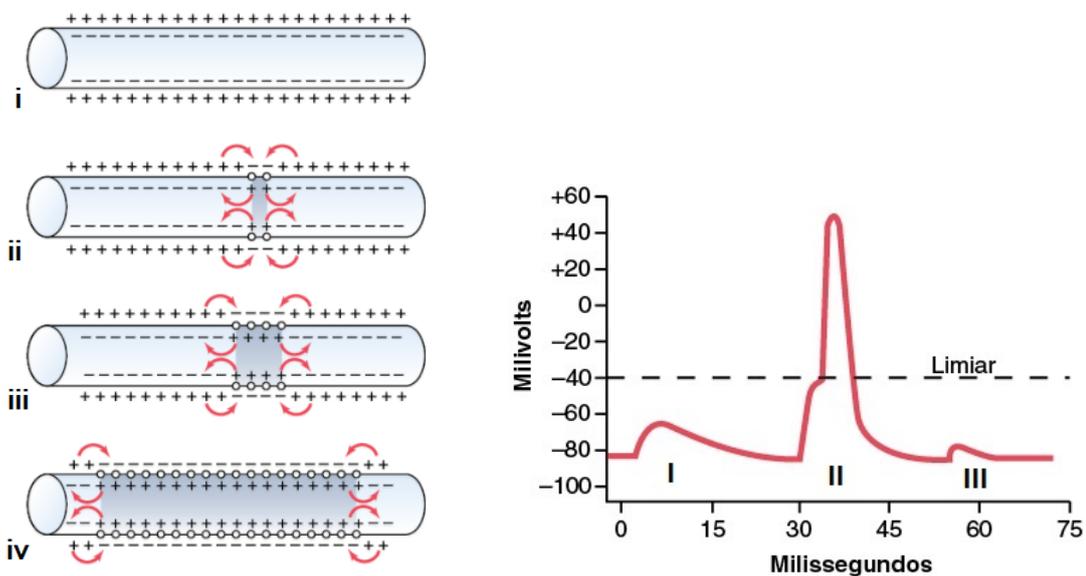


Figura 2.7: Estrutura da junção neuromuscular, placa motora e sinapse entre um neurônio motor e uma fibra muscular Modificado de TORTORA e DERRICKSON (2016)

A partir do potencial da placa motora é gerado o potencial de ação. O potencial de ação são rápidas alterações do potencial de membrana muscular que se propagam com grande velocidade por todo o comprimento da fibra muscular (Figura 2.8(a)). Este potencial

tem os estágios de repouso, despolarização e repolarização. No estágio de repouso, a membrana está polarizada devido o potencial de membrana girar em torno de -80 a -90 microvolts. No estágio de despolarização, a membrana fica permeável ao sódio e possibilita que inúmeros íons sódio positivamente carregados se difundam na membrana muscular. O influxo de Na^+ para a fibra muscular causa uma variação positiva no potencial elétrico no interior da fibra, no local da placa motora, aumentando para 50 a 75 microvolts. A duração do potencial de ação no músculo esquelético nessa fase é de 1 a 5 milissegundos (HALL, 2017; TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Após a despolarização, os canais de sódio começam a fechar, os de potássio de abrem mais do que o normal e este se difunde rapidamente para foram da membrana celular. Assim, é reestabelecido o potencial de repouso negativo, configurando assim o estágio de despolarização. A Figura 2.8(b) ilustra três tipos de potenciais de ação na placa motora em microvolts. No gráfico I é ilustrado o potencial da placa motora de pequena amplitude e insuficiente para desencadear potencial de ação, no gráfico II o é lustrado o potencial de placa motora normal com as três estágios: repouso, despolarização e repolarização; e no gráfico III o potencial de placa motora reduzido bloqueado pela toxina botulínica que diminui a liberação de acetilcolina na placa motora (HALL, 2017; TORTORA; DERRICKSON, 2016).



(a) Propagação do potencial de ação em ambas as direções da fibra condutora: i) repouso; ii) fibra estimulada na posição central; iii e iv) propagação do potencial de ação.

(b) Potenciais da placa motora (em milivolts): I. Potencial da placa motora de pequena amplitude (insuficiente para desencadear potencial de ação); II. Potencial de placa motora normal, desencadeando de um potencial de ação; III. Potencial de placa motora reduzido

Figura 2.8: Potencial de ação: a) Propagação do potencial de ação. b) Potenciais da placa motora. Fonte: modificado de Hall (2017)

O processo de despolarização percorre todo o comprimento da fibra muscular. Essa transmissão é nominada de impulso nervoso ou muscular (Figura 2.8(a)).

Em suma, o potencial de repouso da membrana muscular é de -80 a -90 microvolts, a duração do potencial de ação no músculo esquelético é de 1 a 5 milissegundos e a velocidade de condução de 3 a 5 milissegundos (HALL, 2017; GILA et al., 2009).

O músculo é formado por unidades motoras, compostas por diversas fibras musculares associadas a um neurônio motor. As unidades motoras ativadas geram um potencial de ação e conseqüentemente a contração muscular. Um único neurônio motor faz contato com uma média de 150 fibras musculares esqueléticas e todas as fibras musculares em uma unidade motora se contraem simultaneamente. Os músculos que controlam os movimentos precisos são compostos de muitas unidades motoras enquanto que os que controlam pouco, como o músculo gastrocnêmio, localizado na região posterior da perna, podem ter de 2.000 a 3.000 fibras musculares cada unidade motora (TORTORA; DERRICKSON, 2016). Sendo assim, a força total de uma contração muscular depende, em parte, do tamanho de suas unidades motoras e de quantas unidades motoras são ativadas simultaneamente (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

O sinal adquirido na EMG é uma mistura de todos os potenciais de ação das fibras musculares dos músculos localizados naquela região próxima da pele onde está fixado o eletrodo. A extensão desta zona de depolarização é descrita como aproximadamente 1 a 3mm² (DE LUCA et al., 2006; REAZ; HUSSAIN; MOHD-YASIN, 2006; KONRAD, 2005). Após a excitação inicial, esta zona viaja ao longo da fibra muscular a uma velocidade de 2 a 6m/s e passa pelo lado do eletrodo. A combinação dos potenciais de ação da fibra muscular de todas as fibras musculares de uma única unidade motora é o potencial de ação da unidade motora (MUAP)(Figura 2.9).

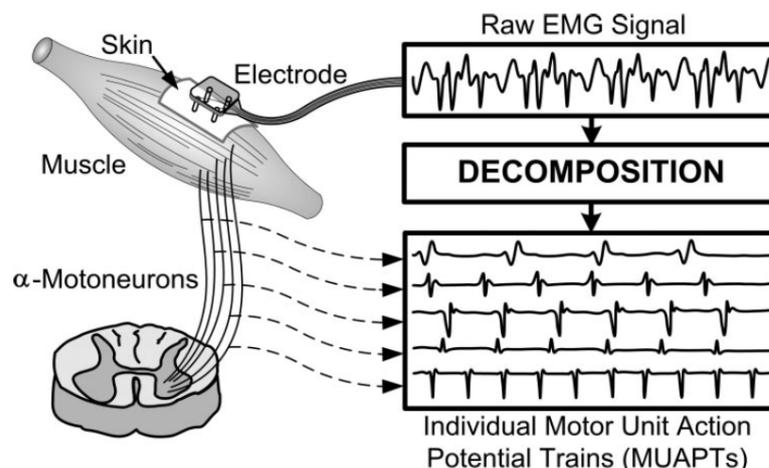


Figura 2.9: Decomposição do sinal de EMG. Fonte: DE LUCA et al. (2006)

- Aquisição do sinal de EMG

Durante a aquisição em EMG, os sinais obtidos contém descargas sucessivas de potenciais de ação das unidades motoras junto com ruído de diferentes origens, tanto intrínsecos como extrínsecos. Como fatores intrínsecos, citam-se as propriedades musculares e do controle do sistema nervoso como o tipo e característica do músculo, localização anatômica, frequência de disparo das unidades motoras que podem variar entre os dias ou até no mesmo dia, a velocidade de condução pode se alterar próximo às inserções. Dentre os fatores extrínsecos estão o ambiente de coleta e os instrumentos utilizados para a captação do sinal. Citam-se o próprio equipamento, a corrente alternada, as interferências eletromagnéticas do entorno, tipo, localização e a distância entre os eletrodos, os cabos ou sensores de captação e a preparação da pele para minimizar a impedância (GILA et al., 2009; FARINA; CESCO; MERLETTI, 2002; HERMENS, 2000; DE LUCA, 1997). Outros fatores que interferem na captação do sinal são sinais biológicas como o eletrocardiograma e atividade de unidades motoras de músculos adjacentes (“*crosstalk*”). (DUCHÊNE; HOGREL, 2000; HERMENS, 2000).

Os componentes relacionados a captação e tratamento do sinal são os eletrodos, amplificadores, filtro (para eliminar parte dos ruídos), conversor do sinal e, por fim, é necessário o equipamento de armazenamento (GENTILCORE-SAULNIER; AUCHINCLOSS; MCLEAN, 2016; TANK et al., 2009). A aquisição do sinal é realizada através de um aparelho denominado eletromiógrafo que é conectado a um computador. Os aparelhos de eletromiografia podem possuir de 2 a 32 canais. O sinal captado é contínuo no tempo (analógico) que deverá ser convertido em um sinal discreto (digital) que é definido em intervalos de tempo. A conversão do sinal analógico da EMG para digital é realizada por conversores. As conversões mais comuns são em 8,12,16 bits. Para a conversão devem ser considerados o ganho do sistema, o ruído de entrada e a voltagem máxima da saída do sistema (GILA et al., 2009; REAZ; HUSSAIN; MOHD-YASIN, 2006).

Os parâmetros a serem ajustados são frequência, captação, tratamento e armazenamento do sinal. A frequência de amostragem é leitura do valor do sinal por um período específico. O sinal de EMG de superfície pode ter frequências de cerca de 400 a 500 e a frequência de amostragem mínima deste tipo de captação de registro da atividade muscular tem que ser 1000Hz ou mais (GENTILCORE-SAULNIER; AUCHINCLOSS; MCLEAN, 2016; DUCHÊNE; HOGREL, 2000; HERMENS, 2000; MERLETTI, 1999).

Os sinais da EMG podem ser captados por diferentes tipos de eletrodos como eletrodos de fio, agulha e eletrodos de superfície. Os eletrodos, em sua maioria, são compostos por Ag-AgCl associado a gel condutor e são aderidos a pele para captar a corrente (HERMENS, 2000). Nos estudos relacionados ao músculos envolvidos no agachamento, os eletrodos de superfície são os de escolha pelos autores (CLÉMENT et al., 2014; GLAZER; ROMANZI;

[POLANECZKY, 1999](#)). Devido a questões de biossegurança, os eletrodos de agulha estão tendo seu uso descontinuado.

Como o sinal da EMG é baixo torna-se necessário amplificar os sinais para posterior processamento, atentando para que as características do sinal não sejam modificadas. Na amplificação devem ser considerados o ruído, o ganho (quantidade de amplificação do sinal), taxa de rejeição de modo comum, impedância de entrada, largura de banda ([BUTUGAN et al., 2014](#); [HAMILTON-WRIGHT](#); [STASHUK, 2005](#)).

Os filtros atenuam as variações específicas de frequência e atuam como separação ou restauração do sinal para as análises. Os filtros podem ser analógicos que variam em voltagem e digitais nos quais um sinal analógico são representados por uma matriz numérica. Em EMG são utilizados 2 tipos de filtros: filtro passa alta, filtro passa baixa. No filtro passa alta, todas as frequências abaixo da frequência de corte são atenuadas a um valor próximo a zero; no filtro passa baixa, todas as frequências acima da frequências de corte são atenuadas a zero ([REAZ; HUSSAIN; MOHD-YASIN, 2006](#); [CATERISANO et al., 2002](#); [DE LUCA, 1997](#)).

O SENIAM preconiza para os filros analógicos passa baixa a frequência de corte 500hz e passa alta a frequência de corte menor que 10Hz em análise espectral e 10 a 20 Hz quando a análise do músculo for realizada em movimento ([SENIAM, 2017](#)).

- A análise do sinal de EMG

A análise do sinal eletromiográfico podem ser realizadas tendo como base o domínio do tempo ou o domínio da frequência([GENTILCORE-SAULNIER; AUCHINCLOSS; MCLEAN, 2016](#); [MARCHETTI; DUARTE, 2006](#); [GILA et al., 2009](#); [HODGES; RICHARDSON, 1999](#); [DELITTO; ROSE, 1992](#)). Na análise sob o domínio do tempo podem ser utilizados os métodos de retificação, envoltório linear, Root means square (RMS) e integração. Na retificação, retira-se os valores negativos do sinal bruto O método de envoltório linear é utilizado para investigar o nível da atividade. Utiliza-se o sinal retificado através do filtro passa baixa para suprimir as flutuações de alta frequência ([DE LUCA et al., 2006](#); [REAZ; HUSSAIN; MOHD-YASIN, 2006](#); [HERMENS, 2000](#)).

O método Root Means Square (RMS) ou média quadrática é um dos métodos mais utilizados a análise do sinal EMG ([NAEEM; XIONG, 2013](#); [NAGIB et al., 2005](#); [SAMANI et al., 2010](#)). A média quadrática de um conjunto $\{X_1, X_2, X_3, \dots, X_n\}$ é definida como a raiz quadrada da média dos valores ao quadrado. Ao se associar o RMS a um intervalo de tempo cria-se um RMS movel que é utilizado para observar as alterações do sinal em função do tempo. Na criação de um RMS móvel a janela do tempo é movida ao longo

do sinal adquirido e o RMS calculado. O cálculo da média móvel indica a magnitude do sinal EMG. A janela típica da maioria das análises eletromiográficas varia na faixa de 100 a 200 ms que se correlaciona como tempo de resposta muscular (CORREA; COSTA; PINTO, 2012; DE LUCA et al., 2006; MARCHETTI; DUARTE, 2006) (Figura 2.10).

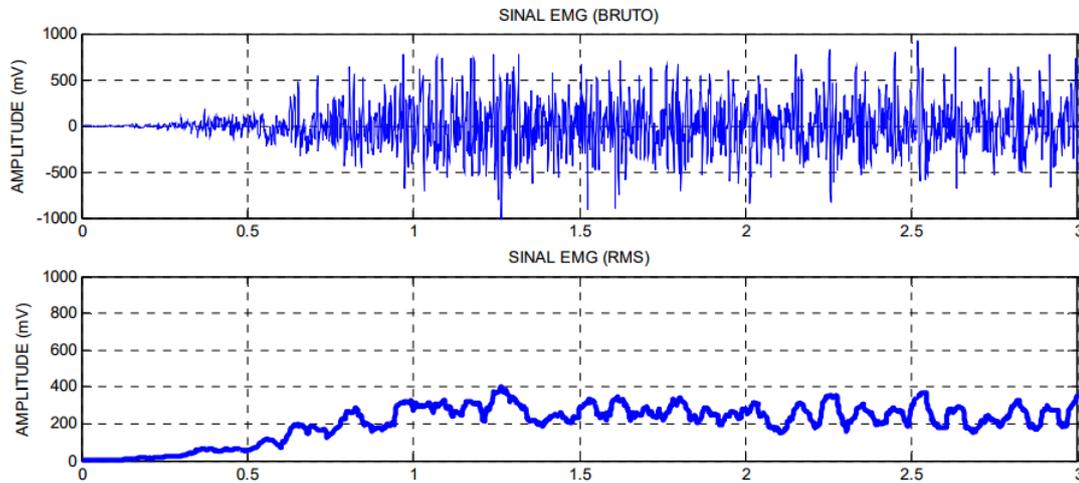


Figura 2.10: Gráfico representativo do sinal EMG bruto, RMS (janela de 100ms). Fonte: Modificado de Marchetti e Duarte (2006)

O método de integração é um algoritmo que soma a atividade em um período de tempo. O sinal é utilizado para verificar o nível de atividade. A normalização é utilizada para comparar os sinais de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições onde se transforma valores absolutos em valores relativos. Como forma de normalização tem-se: Contração voluntária máxima (CVM), pico máximo do sinal EMG, valor médio do sinal EMG e valor fixo do sinal EMG (NAEEM; XIONG, 2013; BALSHAW; HUNTER, 2012; KARWOWSKI et al., 2006; MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A análise no domínio da frequência é realizada conforme a transformada rápida de Fourier e Densidade Espectral de Energia. Alguns estudos utilizaram esse método que determina-se o conteúdo das frequências do sinal EMG. É determinado o espectro das frequências. (BOYALI; HASHIMOTO, 2016; LUGINBUEHL et al., 2016; REAZ; HUSSAIN; MOHD-YASIN, 2006)

Naeem e Xiong (2013) utilizaram a Transformada rápida de Fourier para a frequência de espectro de sinal EMG para obter a frequência média de potência de cada intervalo, que é calculada como a média de frequência do espectro de potência. Neste estudo, o autor calculou o índice de fadiga com modelo em lógica *fuzzy*.

- Avaliação eletromiográfica dos MAPs

Para a avaliação dos MAPs é utilizado o protocolo de avaliação do assoalho pélvico será seguindo o protocolo de [Glazer, Romanzi e Polaneczky \(1999\)](#):

- a) avaliar o repouso em uma tela branca de 5 segundos);
- b) avaliar a Contração voluntária máxima (CVM);
- c) avaliar a capacidade da realização de contrações voluntárias máximas em uma tela de 10 segundos, número de picos; (realizar 1 contração voluntária máxima);
- d) avaliar capacidade de sustentação da contração por 10 segundos. Monitorar a utilização de musculatura acessória abdominal. (Finaliza a captação quando observar visualmente “queda na amplitude do gráfico”).

Para as outras musculaturas será mencionado o tônus basal em repouso por 60 segundos.

- Estudos relacionados a EMG como método de avaliação muscular.

[Alves et al. \(2009\)](#) estudaram agachamento padrão e declinado e utilizaram os sinais EMG obtidos em (μV). Estes sinais foram retificados (*full wave*), filtrados (passa-baixa a 25Hz, usando um filtro *Butterworth* de segunda ordem) e normalizados pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM). A análise foi a partir do início do movimento, menos 300 milissegundos (ms), determinado a partir do início do deslocamento angular, captado pelo eletrogoniômetro. Foi obtida a média das 5 repetições de cada sujeito para cada tarefa. A partir da média, foi calculada a integral (área da curva retificada) de cada um dos músculos até o final do movimento. Como resultados, eles constataram que atividade muscular EMG dos músculos estudados foi similar entre as tarefas propostas.

Ao investigar a consequência de pequenas mudanças na estrutura muscular, comportamento ou controle, faz-se necessária a construção de modelos de simulação muito precisos. Os autores [Duchêne e Hogrel \(2000\)](#) desenvolveram um modelo de simulação que controla a melhor de todas as condições que influenciam a distribuição do sinal na fibra muscular. Com o estudo foi possível uma avaliação controlada do desempenho dos métodos de processamento.

Nos estudos sobre EMG de assoalho pélvico, [Gentilcore-Saulnier, Auchincloss e McLean \(2016\)](#) escreveram um capítulo de livro sobre a utilização da EMG nos MAPs, [Enck e Vodusek \(2006\)](#) apresentaram resultados da atividade EMG dos músculos do assoalho

pelvico em pacientes com disfunções como incontínências fecal e urinária e [Madill, Harvey e Mclean \(2009\)](#) relataram que, apesar das mulheres com IUE possuírem amplitudes EMG máximas mais baixas para MAPs e m. reto, oblíquo interno e externo do abdome, estas utilizaram diferentes estratégias de controle motor para gerar pressão intravaginal.

[Luginbuehl et al. \(2016\)](#) realizaram teste de descrição e confiabilidade de variáveis EMG dos MAPs durante as velocidades de 7, 9 e 11 km/h de corrida. O estudo foi com 10 jovens saudáveis e, para os autores, as variáveis mostraram correlação excelente e atividade foi mais alta em 11 km/h. [Verelst e Leivseth \(2004\)](#) investigaram se existe uma diferença entre grupos com e sem IUE em relação à fadiga nos músculos pélvicos e concluíram que a fadiga muscular não parece estar associada à incontínência de esforço urinário. Já análise dos músculos da coxa, [Alves et al. \(2009\)](#) identificaram aumento da atividade EMG destes músculos antes de iniciar o movimento e, após o início, esses músculos continuaram com grande atividade EMG e outros músculos foram recrutados.

Em relação aos modelos computacionais, [Samani et al. \(2010\)](#) desenvolveram um sistema de biofeedback baseado na inferência *fuzzy* e investigaram seus efeitos ao induzir pausas na atividade eletromiográfica do músculo trapézio durante o trabalho no computador. O sistema desenvolvido resultou em um padrão mais irregular de ativação muscular e o sistema baseado em lógica *fuzzy* foi apontado como promissor em relação ao nível de funcionalidade.

[Khezri e Jahed \(2011\)](#) identificaram comandos de movimentos da mão utilizando neuro*fuzzy* e EMG de superfície e empregaram as análises de domínios de tempo e frequência, e sua combinação. [Wei et al. \(2012\)](#) propuseram um método baseado em *wavelet* para prever as forças musculares dinamicamente a partir de sinais de EMG de superfície no levantamento de peso. Já [Bazrgari, Shirazi-Adl e Arjmand \(2007\)](#) utilizaram elementos finitos na análise das forças musculares e cargas internas na coluna vertebral na dinâmicas do agachamento.

A análise muscular através da EMG é de grande importância para o conhecimento sobre a fisiologia do músculo, além de ser possível identificar disfunções. Com o estudo da normalidade, as disfunções podem ser melhor detectadas e assim auxiliar a prevenção de lesões como também auxiliar na busca de melhores resultados na intervenção terapêutica.

No capítulo a seguir será descrita a lógica *fuzzy* como um método de modelagem oriundo da inteligência artificial. A vantagem do método é que este possui maior aproximação com os sistemas que podem ser utilizados pelo especialista na área de saúde.

Lógica Fuzzy

3.1 Introdução

Os avanços tecnológicos ocorridos nas últimas décadas proporcionaram à comunidade científica da área médica avanços no estudo e aplicação de métodos computacionais. No entanto, os problemas do mundo real envolvem imprecisão e incerteza não podendo ser tratados por modelos computacionais tradicionais, motivando a comunidade científica a utilizar métodos não convencionais, como os que empregam inteligência artificial.

Dentre os vários métodos baseados em inteligência artificial, os sistemas especialistas são utilizados para a aplicação em problemas da área médica por apresentarem características semelhantes às abordadas por especialistas humanos, como avaliação diagnóstica e tratamento. A abordagem desses sistemas é focada na resolução de problemas que apresentam características de imprecisão (POTA; ESPOSITO; DE PIETRO, 2017).

Outra técnica, também baseada em inteligência artificial e inspirada nos sistemas especialistas, é a modelagem fundamentada nos conceitos de lógica *fuzzy*, surgida em meados do século XX, a qual tem capacidade de realizar a modelagem de incertezas em sistemas dinâmicos, podendo abordar problemas que apresentem características de imprecisão. Comparado aos sistemas especialistas tradicionais, modelos computacionais que utilizam a lógica *fuzzy* têm a vantagem de abordar os problemas apresentando resultados quantitativos. (SIVANANDAM; SUMATHI; DEEPA, 2007)

Os modelos baseados em lógica fuzzy são utilizados na abordagem de problemas imprecisos do cotidiano de vários segmentos da área de saúde, como neste trabalho. Esse capítulo delineará algumas etapas necessárias para o desenvolvimento de modelos baseados na lógica *fuzzy*, como os tipos de funções de pertinência, as variáveis linguísticas, como são construídas as regras *fuzzy*, os tipos de inferência e os métodos de saída das variáveis quantitativas.

3.2 A lógica fuzzy

A lógica nebulosa, difusa ou *fuzzy*, foi desenvolvida nos anos 60 do século XX, por Lofti A. Zadeh, professor no departamento de engenharia elétrica e ciências da computação da Universidade da Califórnia, em Berkeley nos Estados Unidos. Zadeh (1968) forneceu um

ferramental matemático para o tratamento de informações de caráter impreciso ou vago e que auxiliasse à tomada de decisão. Com essa nova forma de pensar nas decisões, o autor expandiu a lógica booleana bivalente acrescentando possibilidades intermediárias.

A estrutura da lógica *fuzzy* foi construída a partir dos conceitos já estabelecidos da lógica clássica ou tradicional. Sua fundamentação foi a partir da teoria dos conjuntos e suas regras como união, intersecção além de regras expressas através de implicações lógicas. Através da lógica *fuzzy* é possível realizar a modelagem realista de sistemas e classificar em números reais uma determinada realidade ou situação que está atrelada a variáveis linguísticas, incertas ou vagas e quantidades imprecisas(SILER; BUCKLEY, 2005).

Como exemplo, na área de saúde, em uma consulta médica, o profissional ouve o sujeito e para estabelecer um diagnóstico ele associa todas as informações colhidas ao seu conhecimento prévio. O diagnóstico contém diversas incertezas na forma de expressões verbais que podem ser imprecisas. Às vezes são utilizadas as mesmas palavras com significados diferentes porque as palavras não representam uma ideia única, mas um conjunto de ideias.

Na classificação de força, pode-se utilizar um julgamento intuitivo para avaliar em que grau o indivíduo forte, fraco ou normal pertencem á essas classificações. Um indivíduo que apresente os músculos definidos pode ser capaz de levantar um peso três vezes maior que seu peso corporal, consiga repetir a série por 20 vezes e assim ser classificado como forte. Um outro que levante metade do seu peso corporal seja classificado como normal e o que consiga levantar um terço do seu peso esteja no grupo dos fracos. Os grupos forte, normal e fraco são conjuntos *fuzzy* e a quantidade de peso que levanta é o parâmetro para classificá-los, ou seja as variáveis linguísticas de cada conjunto *fuzzy*.

O conceito associado às possibilidades fundamenta a lógica *fuzzy* que permite o uso de valores intermediários que complementam os valores convencionais de duas classes, como sim/não, verdadeiro/falso, preto/branco, presentes na lógica tradicional. Esse leque de possibilidades permite que a lógica difusa possa interpretar matematicamente variáveis reais como temperatura, tempo, força, através de termos linguísticos como baixo, médio, alto, mau, bom, excelente, estável, instável, fraco, normal e forte

Na área de saúde, os modelos que utilizam a lógica *fuzzy* podem ser utilizados como ferramenta de auxílio no diagnóstico, na avaliação e no direcionamento de um tratamento(BRITO et al., 2013; LOPES et al., 2013b; JENSEN et al., 2012; INNOCENT; JOHN, 2004) Modelos utilizando a lógica *fuzzy* são construídos com o auxílio de especialistas, o que permite a diferenciação destes em relação aos outros métodos de modelagem.

Modelos que utilizam os conceitos da lógica *fuzzy* podem ser encontrados na literatura

relacionados ao sistema muscular e a fisioterapia na saúde da mulher, como por exemplo:

- ★ Avaliação abrangente dor pélvica crônica com base no cálculo da matriz difusa (YU; MENG; XIANG, 2015);
- ★ Efeito da gravidade da neuropatia diabética classificada por um modelo difuso na dinâmica muscular durante a marcha (WATARI et al., 2014);
- ★ FFM: Extração de índice de fadiga muscular por rede fuzzy e potência média de frequência (NAEEM; XIONG, 2013);
- ★ No apoio à tomada de decisão na identificação de risco para transtorno dismórfico corporal (BRITO et al., 2013); Para avaliar a precisão do diagnóstico de enfermagem realizados por alunos (LOPES et al., 2013a);
- ★ Sistema de apoio à decisão médica para o diagnóstico de doenças neuromusculares usando DWT e máquinas de vetores com suporte *fuzzy* (SUBASI, 2012);
- ★ No diagnóstico diferencial de disfunções urinárias (LOPES et al., 2013b);
- ★ No desenvolvimento e avaliação de software para verificar precisão diagnóstica (JENSEN et al., 2012);
- ★ Biofeedback avançado de sinais de eletromiografia de superfície usando o sistema *fuzzy* (SAMANI et al., 2010);
- ★ Um Sistema de Inferência Neuro-Fuzzy para sEMG- Identificação Based de Comandos HandMotion (KHEZRI; JAHED, 2011);
- ★ Um software para classificação durante processo de decomposição eletromiográfica (EMG) utilizando a linguagem MATLAB (RASHEED; STASHUK; KAMEL, 2008);
- ★ A modelagem de rede relacional com regras fuzzy da atividade eletromiográfica dos músculos do tronco em elevação manual com base em ângulos do tronco, momentos, a inclinação da pelve e ângulos de rotação (KARWOWSKI et al., 2006);
- ★ revisão da aplicação da lógica fuzzy na medicina (POTA; ESPOSITO; DE PIETRO, 2017),(ABBOD et al., 2001);
- ★ Reconhecimento de Sinais mioelétrica usando logica fuzzy e Redes Neurais Artificiais em Tempo Real (BOCA; PARK, 1994).

A construção de um sistema de inferência fuzzy pode ser concebida mediante as seguintes etapas principais, conforme apresentado por THÉ (2001):

I. Definir o problema;

- II. Definir os conjuntos difusos e suas variáveis linguísticas;
- III. Definir as regras difusas;
- IV. Construir o sistema;
- V. Testar e validar o sistema;
- VI. Fazer os ajustes no sistema.

Na construção de um sistema de inferência *fuzzy*, após definido o problema a ser modelado são determinados os conjuntos e sua função de pertinência, as variáveis linguísticas que serão utilizadas para o relacionamento entre os conjuntos (variáveis de entrada), àquelas referentes a resposta do sistema (variáveis de saída) e as regras difusas que estão relacionadas à forma de interação entre essas variáveis para gerar a resposta do sistema. Após construído o sistema, o mesmo pode sofrer modificações na função de pertinência, tanto no tipo como no intervalo de cada variável e na base de regras para que represente o objeto de estudo a ser modelado.

3.2.1 O conjunto *fuzzy*

A lógica *fuzzy* é baseada na teoria dos conjuntos *fuzzy* e esta é em grande parte uma extensão da teoria dos conjuntos tradicionais. O conjunto *fuzzy* é completamente caracterizado pela definição de um intervalo de pertinência que varia de zero (0) a um (1), sendo 1 pertencendo 100%, 0 pertencendo 0% e o intervalo entre 0 e 1 é pode assumir valores infinitos adotando graus de pertinência individuais. Assim, os valores desse intervalo podem ser considerados como medidas que expressam a possibilidade de um dado elemento ser membro de um conjunto *fuzzy*. Desta forma, uma sentença pode ser parcialmente verdadeira e parcialmente falsa.

Para a representação do grau de pertinência, foi utilizada a notação proposta por [Negnevitsky \(2005, p.92\)](#) que é definida por meio de uma função característica generalizada chamada de função de pertinência:

$$\mu_A(x) : x \rightarrow [0, 1]$$

onde

,

- $\mu_A(x) : 1$ se $X \rightarrow [0, 1]$ indica que x é completamente compatível com A
- $\mu_A(x) : 0$ se $X \rightarrow [0, 1]$ indica que x é completamente incompatível com A
- $0 < \mu_A(x) < 1$ se $X \rightarrow [0, 1]$ indica que x é parcialmente compatível com A

onde X é o universo e A é o subconjunto *fuzzy* de X . Essa função associa a cada elemento x de X o grau $\mu_A(x)$, com o qual x pertence a A .

A representação acima indica o grau com que um elemento “ x ” pertence ao subconjunto “ A ”, grau este que pode assumir infinitos valores no intervalo “[0, 1]”. A representação formal como um conjunto é:

$$A = \{(\mu_A(x)) \mid x \in X, \mu_A(x) : X \rightarrow [0, 1]\}$$

Um conjunto *fuzzy* definido no universo de discurso A é caracterizado por uma função de pertinência “ $\mu_A(x)$ ”, a qual mapeia os elementos de X para o intervalo “[0, 1]”. Assim, a função de pertinência associa a cada elemento x pertencente a X um número real “ $\mu_A(x)$ ” no intervalo “[0, 1]”, que representa o grau de pertinência do elemento “ x ” ao conjunto “ A ”. Quando o universo de discurso é constituído por uma quantidade de elementos discretos, a forma de representação é através do gráfico de sua função de pertinência. Essa representação do gráfico é chamada de diagrama de Hassi-Euler (H-E)(Figura 3.1).

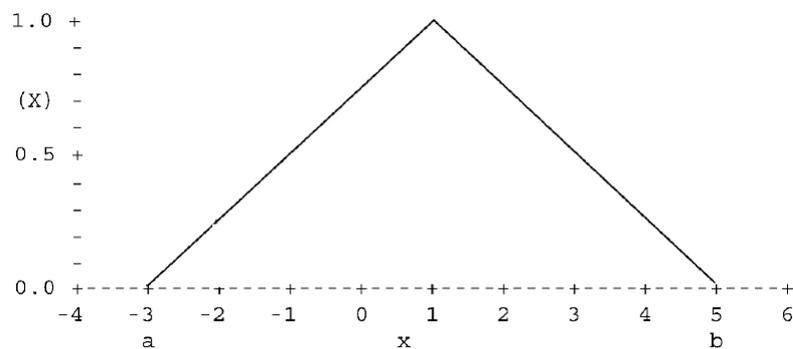
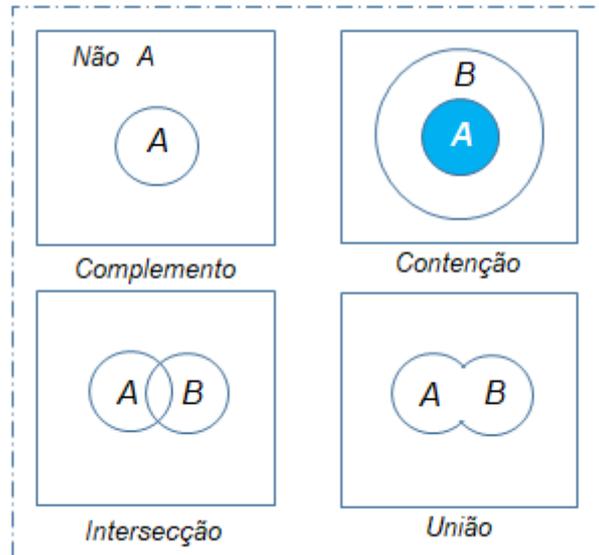


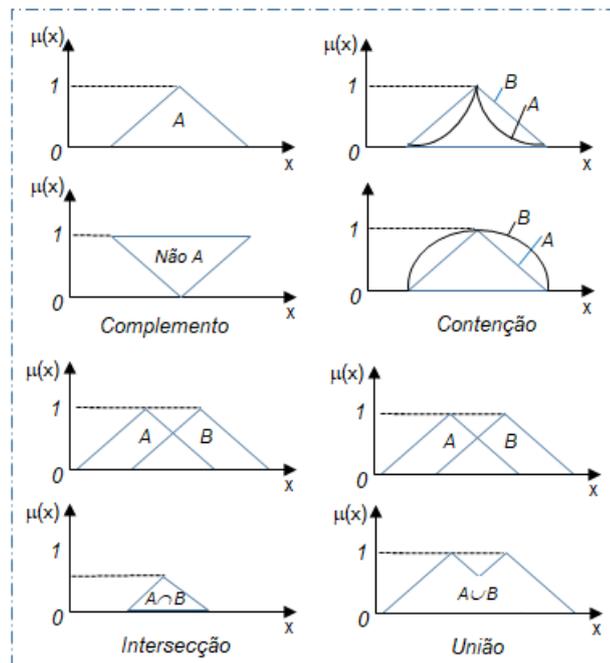
Figura 3.1: Diagrama de Hassi-Euler (H-E). Gráfico da função de pertinência *fuzzy*. Fonte: Modificado de [SILER e BUCKLEY \(2005, p.40\)](#)

3.2.2 Propriedades e operações dos conjuntos *fuzzy*

Os conjuntos *fuzzy* apresentam propriedades como os conjuntos tradicionais, tais como: comutativa, associativa, idempotência, distributividade em relação à união, distributividade em relação à intersecção. As operações realizadas com esses conjuntos *fuzzy* também são similares e são operações de complemento, contenção, intersecção e união ([NEGNE-VITSSKY, 2005](#)). A figura 3.2 representa algumas operações dos conjuntos clássicos e dos conjuntos *fuzzy*.



(a) Conjunto Lógica Clássica.

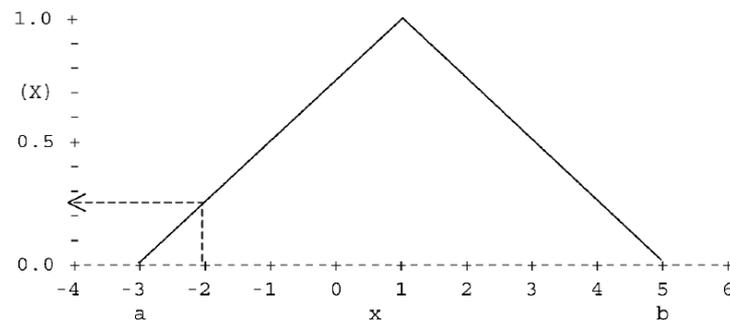


(b) Conjunto Lógica *Fuzzy*.

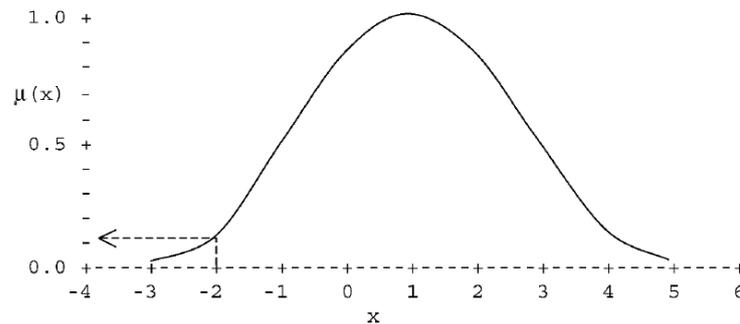
Figura 3.2: Operações dos conjuntos da lógica clássica e lógica *fuzzy*. Fonte: Autora. Baseado em Negnevittsky (2005, p.98 e 101)

3.2.3 As funções de pertinência *fuzzy*

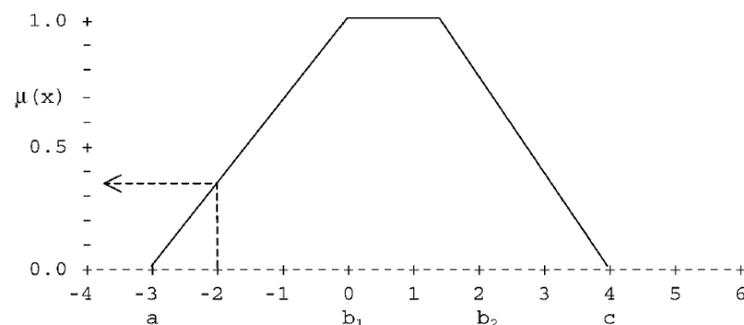
Os conjuntos *fuzzy* são definidos em sua forma através de sua função de pertinência que reflete o conhecimento que se tem em relação à intensidade com que o objeto pertence ao conjunto. Existem várias formas de representar uma função de pertinência *fuzzy*, sendo que, as mais usuais são a triangular, gaussiana e a trapezoidal *fuzzy* (POTA; ESPOSITO; DE PIETRO, 2017; SILER; BUCKLEY, 2005) (Figura 3.3).



(a) Função Triangular.



(b) Função Gaussiana.



(c) Função Trapezoide.

Figura 3.3: Representação das funções triangular, gaussiana e trapezoidal respectivamente. Fonte: SILER e BUCKLEY (2005, p.40-42)

Nos estudos de [Karwowski et al. \(2006\)](#) foi adotada a função de pertinência gaussiana e [Brito et al. \(2013\)](#) adotou as funções triangular e trapezoidal.

3.2.4 Os tipos de variáveis

Segundo [Pereira \(2003, p. 67\)](#), em termos amplos, variável é tudo aquilo que pode ter ou assumir diferentes valores. Existem diversas maneiras de se classificar variáveis, dentre as quais se destaca as variáveis quantitativas, inerentemente numéricas e são representadas nos universos discretos ou contínuos e as variáveis qualitativas, categóricas ou linguísticas, que são definidas por categorias e representam uma classificação do objeto a ser estudado. As variáveis qualitativas podem ser representadas linguisticamente ou nominadas (gênero feminino ou masculino) e podem estar associadas a uma categoria (estágio de uma doença: inicial, intermediário e final).

As variáveis quantitativas discretas assumem um conjunto finito ou infinito de valores, sendo esses valores inteiros. Na área de saúde, tem-se como exemplo número de filhos. As variáveis quantitativas contínuas assumem valores dentro de um intervalo e são expressas por números decimais, dependendo da precisão do instrumento de aferição. Como exemplo cita-se o peso de um indivíduo em quilogramas. ([PEREIRA, 2003](#))

- As variáveis linguísticas no sistema de inferência fuzzy

Na representação *fuzzy* do conhecimento “uma variável linguística pode ser considerada como sendo o nome dado a um conjunto *fuzzy*” ([CAMPOS FILHO, 2004](#)). Através desta é conduzida a classificação qualitativa do problema e é realizado o relacionamento entre os conjuntos. A cada conjunto *fuzzy* em um determinado intervalo contínuo é associado uma variável linguística que o representa. Os valores de uma variável linguística estão associados às expressões linguísticas como “alto”, “médio”, “baixo”. A escolha do tipo de variável normalmente se aproxima da linguagem humana natural, do tipo de conjunto a ser estudado ([MEDEIROS, 2006](#)).

A forma de utilização das variáveis linguísticas depende das propriedades sintáticas e semânticas que regem o sistema de inferência *fuzzy*. Através das propriedades sintáticas as informações linguísticas são armazenadas, gerando a criação de uma base de conhecimento. Já as propriedades semânticas especificam o modo como é extraído e processado o conhecimento, contido na estrutura definida pelas propriedades sintáticas e pela interferência da base de regras. A resposta do modelo ocorre após o relacionamento das variáveis linguísticas dos conjuntos([CAMPOS FILHO, 2004](#)).

- Tipos de variáveis para o estudo do comportamento muscular

Na avaliação do comportamento muscular são utilizados protocolos, fichas de avaliação onde são encontradas variáveis qualitativas e quantitativas que buscam determinar o recrutamento muscular. Dentre as variáveis quantitativas, cita-se a avaliação da força muscular, seja pela análise manual ou por eletromiografia (EMG) e a carga do peso a ser mobilizado pelo agachamento (kg). As variáveis qualitativas estão relacionadas a avaliação da qualidade da contração no exame muscular manual. Nessa avaliação, mesmo sendo avaliada por profissional treinado e sendo possível ser graduada em escalas, a mensuração final tem um cunho avaliador dependente.

A escolha das variáveis está relacionada ao objeto da pesquisa e é fundamental para a confecção do modelo. O comportamento muscular durante o agachamento está associado à variáveis do próprio exercício, como o peso a ser mobilizado, o grau de ativação muscular e a forma como o exercício é executado. Como foi reportado no capítulo anterior, a angulação do joelho, a inclinação do tronco, interferem na ativação muscular, sendo assim é importante minimizar as variações do exercício no intuito de procurar identificar um comportamento muscular. A identificação desses fatores contribui não só para relatar um comportamento, mas também para alertar sobre a influência destes no aparecimento de disfunção no MAPs e assim poder tomar medidas preventivas de proteção da mecânica pélvica.

3.2.5 Procedimento de inferência e regras *fuzzy*

Inferência é a passagem, através de regras válidas, do antecedente ao consequente de um objeto de estudo, determinado normalmente pelo SE e ENTÃO. Na lógica *fuzzy*, essa passagem é realizada mediante a interação, determinada pelas regras de inferência, entre as variáveis linguísticas de entrada (SE), gerando um conjunto de dados de saída (ENTÃO). Essas regras são aplicadas aos conjuntos *fuzzy* através das variáveis linguísticas e são construídas mediante a operação entre os conjuntos como mostrado na seção anterior deste capítulo.

Na Figura 3.4, está a representação de uma regra entre os conjuntos “Levantar peso” e “Repetição de movimentos” utilizando a relação de intersecção dada pelo operador mínimo.

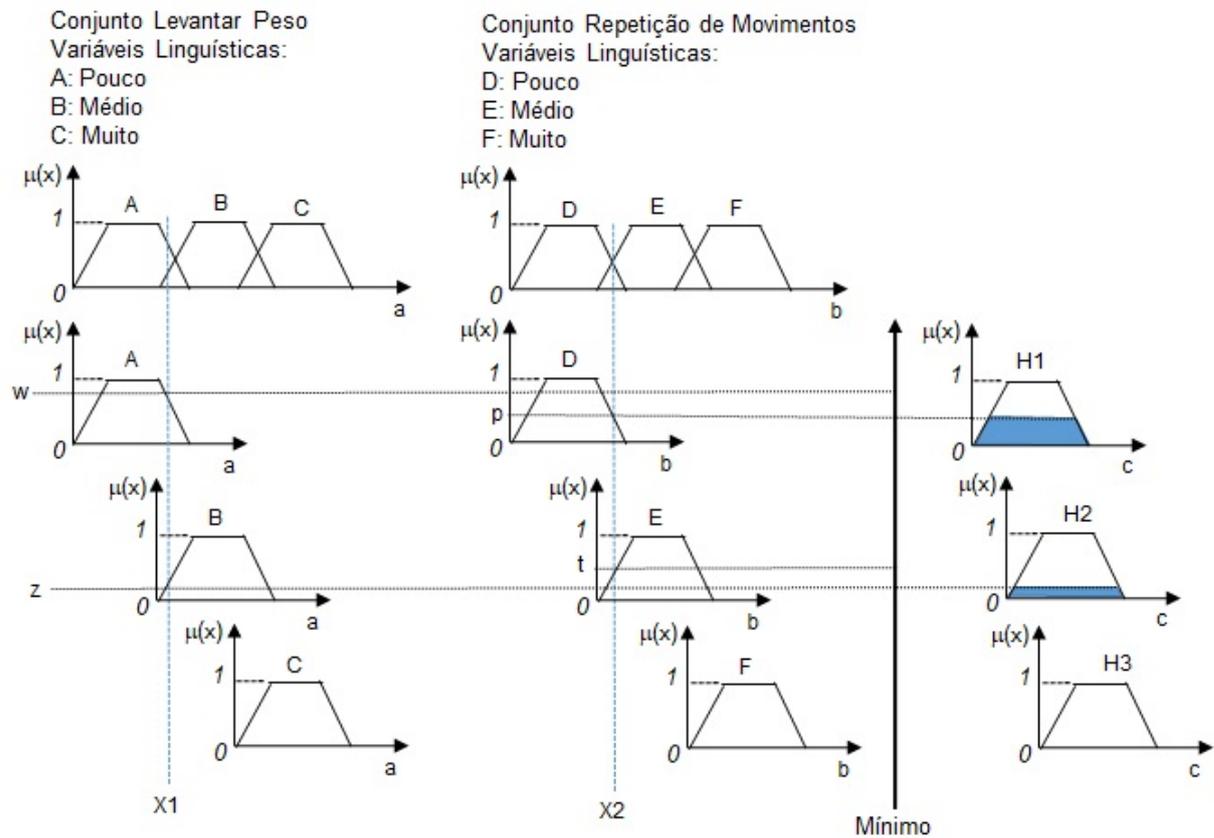


Figura 3.4: Procedimento de inferência *fuzzy* com operador mínimo e função trapezoidal. Fonte: Autora

Na Figura 3.4 estão representadas três regras de inferência entre os conjuntos. Para a regra 1, o Conjunto “Levantar peso” possui o valor $X1$ para a variável linguística “pouco” e é considerado o valor “ w ” de pertinência para essa regra. No Conjunto “Repetição de movimentos” possui o valor de $X2$ para a variável linguística “pouco” e é considerado o valor “ p ” de pertinência para essa regra. A resposta para essa inferência é representada na figura por $H1$.

A regra 2 “Levantar peso” $X1$, variável linguística “médio” é considerado o valor “ z ” de pertinência para essa regra. “Repetição de movimentos” $X2$, variável linguística “médio” é considerado o valor “ t ” de pertinência para essa regra. A resposta para essa inferência é representado na figura por $H2$.

E na última regra, “Levantar peso” $X1$ possui pertinência zero para a variável linguística “muito”. “Repetição de movimentos” $X2$ possui pertinência zero no para a variável linguística “muito”, não ocorrendo então a inferência $H3$.

No sistema de inferência *fuzzy*, cada valor de entrada $X1$, $X2$ possui um grau de per-

tinência entre “[0, 1]”, representado na figura pelos valores w, p, z, t referentes à regra em questão. A obtenção desse grau de pertinência é denominado de *fuzzificação*.

O relacionamento entre essas regras apresentadas foi realizado através dos conectivos lógicos do tipo “E” intersecção. Porém existem outras formas de conectivos lógicos como o “OU” união. Em alguns sistemas de inferência *fuzzy* esses operadores são denominados respectivamente de (operador mínimo) e (operador máximo). Esses conectores restringem (E) ou ampliam (OU) a forma de resposta do objeto de estudo.

Na figura 3.5 está a representação das mesmas regras descritas, porém utilizando o operador do tipo união (OU) ou máximo.

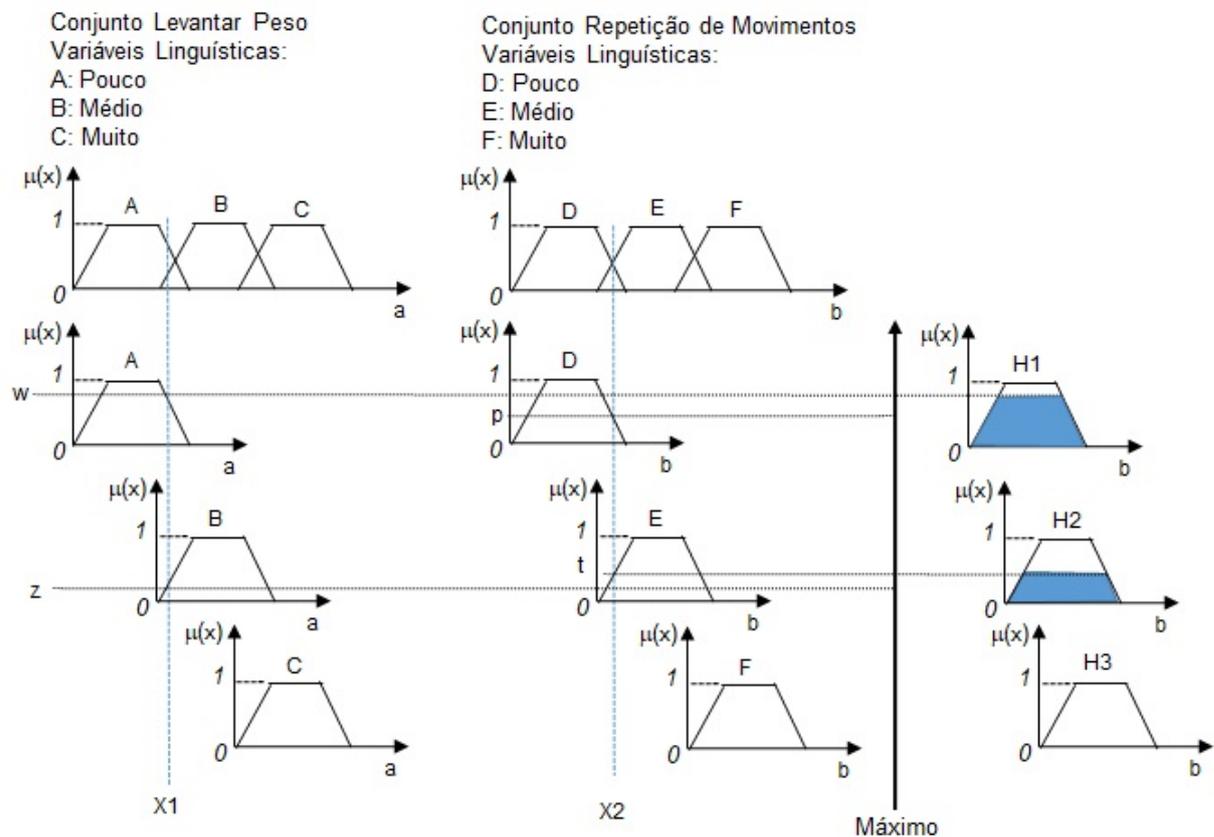


Figura 3.5: Procedimento de inferência *fuzzy* com operador máximo e função trapezoidal. Fonte: Autora

Observa-se na figura 3.5 que o sistema de inferência considera outro valor de saída de H1 e H2. Neste caso é utilizado o valor máximo de agregação entre os conjuntos.

Sendo assim, o tipo de inferência ocorre:

Se <antecedente ou situação> Então <consequente ou ação>

Na lógica clássica a inferência é dada pela comparação, sendo que só é permitido uma “compatibilidade exata”, já no raciocínio difuso é possível adotar um valor aproximado dependendo da pertinência ou fuzzificação dessa variável ao conjunto *fuzzy* (WESTPHAL, 2003; SIVANANDAM; SUMATHI; DEEPA, 2007).

A construção da base de regras é realizada com a intervenção de especialistas no assunto a ser abordado. Brito et al. (2013) elaboraram um sistema especialista para avaliar o transtorno dismórfico corporal e utilizou um especialista para ajustar o modelo (regras de avaliação, premissas e fatores determinantes da conduta médica).

As variáveis de saída ou resposta do sistema são fornecidas diferentemente, a depender do modelo de inferência escolhido (BUTUGAN et al., 2014; BRITO et al., 2013; SAMANI et al., 2010). Nos procedimentos de inferência encontrados na literatura estão os modelos clássicos, sendo o mais conhecido é o de *Mamdani* e *Larsen* representado na Figura 3.6. Existem os modelos de saída do tipo interpolação como o de *Takagi-Sugeno* e o de *Tsukamoto* que fornecem como saída um indicador, sempre no intervalo entre 0 e 1 que corresponde à média das regras do modelo.

No modelo de inferência Mamdani, a conclusão de cada regra específica é um termo difuso. Após gerado o termo difuso é necessária a utilização de um cálculo, denominado *defuzzificação* para gerar a resposta final ou saída do modelo (POTA; ESPOSITO; DE PIETRO, 2017).

3.2.6 Procedimento de *defuzzificação*

O processo de *defuzzificação* é utilizado em um sistema de inferência do tipo clássico com o objetivo de obter um valor de saída numérico (SILER; BUCKLEY, 2005; SIVANANDAM; SUMATHI; DEEPA, 2007). Em um sistema de inferência *fuzzy*, como no caso *Mamdani*, a saída é obtida a partir de valores *defuzzificados* dos conjuntos *fuzzy* resultantes da agregação de cada regra (fornecidas após a *fuzzificação*) da base de regras de inferência distribuídas no universo de discurso. Na Figura 3.6, a agregação da regra entre as variáveis linguísticas “A” e “D” é representada por H1 e a agregação da regra entre as variáveis linguísticas “B” e “E” é representada por H2 e a essa agregação total referente às duas regras é representada por H’

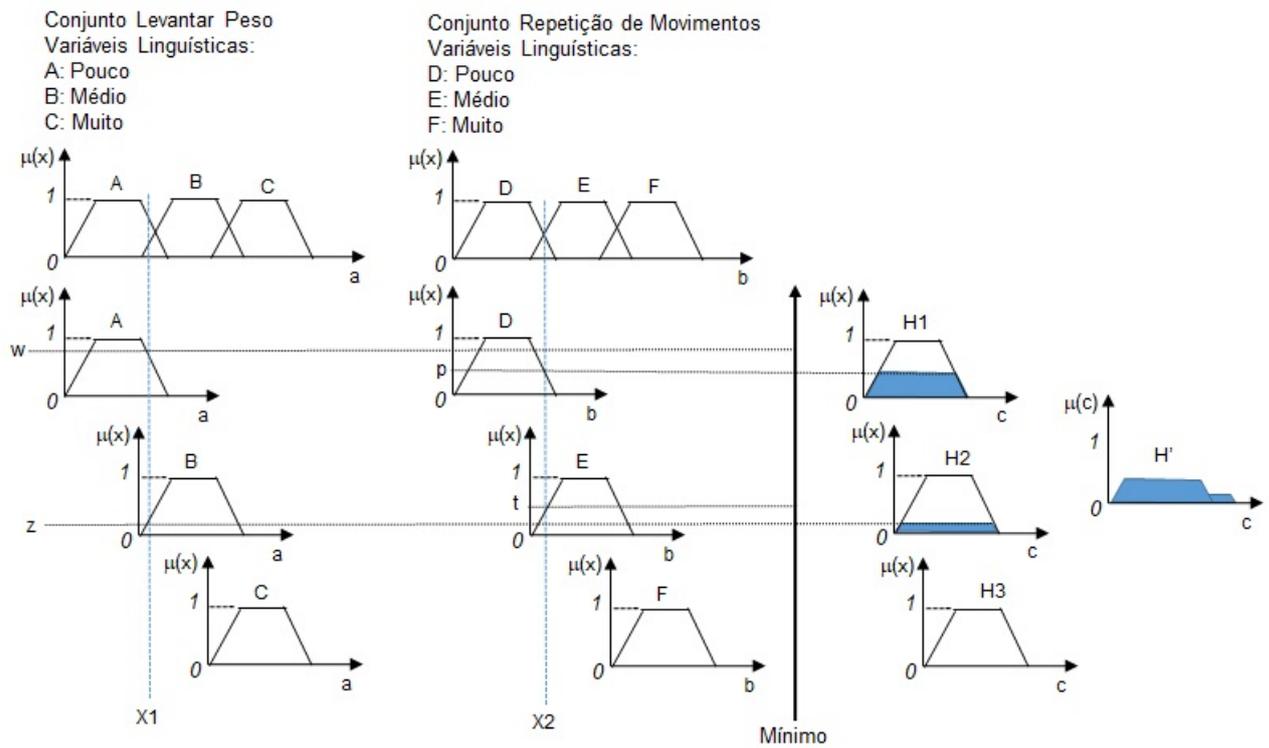


Figura 3.6: Regras de produção *fuzzy* e Modelo Mamdani com *defuzzificação*. Fonte: Autora

Após a agregação, será calculada a forma de resposta do modelo, ou seja, o ponto relacionado ao grau de pertinência da agregação ou distribuição. Os métodos de *defuzzificação* mais utilizados são: o primeiro máximo, média dos máximos e centro da área ou centroide. Esses métodos têm sua forma e gráfico apresentados na Figura 3.7 e são assim descritos:

- primeiro máximo: o valor de saída corresponde ao ponto em que o grau de pertinência da distribuição atinge o primeiro valor máximo;
- média do máximos: o valor de saída corresponde ao ponto médio entre os valores que tem maior grau de pertinência;
- método centróide: o valor de saída corresponde ao centro da gravidade da função de distribuição. É o método mais utilizado.

Método	Equação	Gráfico
Primeiro Máximo	$xMax = xmax_1$	
Média dos Máximos	$xMed Max = \frac{(xmax_1 + xmax_2)}{2}$	
Centróide	$xC = \frac{\sum x_i w_i}{\sum w_i}$	

Figura 3.7: Comparativo dos métodos de defuzzificação. Fonte: Autora

Após a entrada das variáveis numéricas precisas, as regras são ativadas por um (*fuzzificador*) e o sistema de inferência determina como as regras (determinadas por especialistas) serão ativadas, combinadas e agregadas. Após a agregação e a escolha do tipo de (*defuzzificação*) tem-se a resposta do modelo, é gerado um conjunto de saída no domínio das variáveis de saída. Os processos para ativar as regras de entrada e de saída do sistema são denominadas respectivamente de *fuzzificação* e *defuzzificação* e correspondem às etapas principais de modelos de inferência fuzzy (MALUTTA, 2004). Esses passos estão descritos na Figura 3.8.

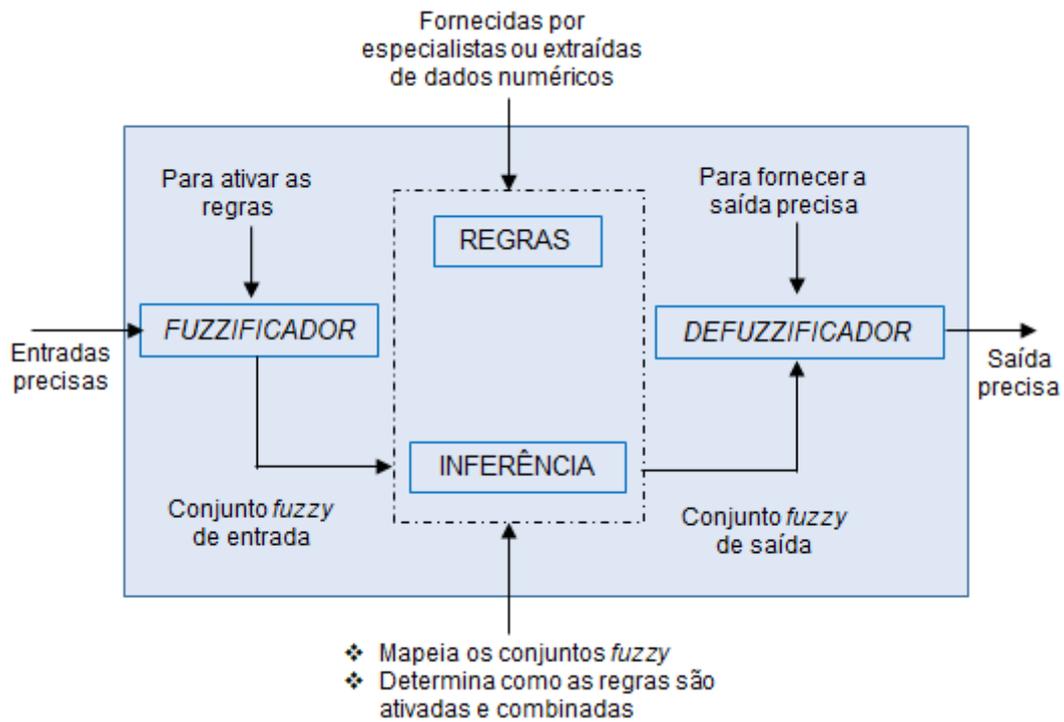


Figura 3.8: Sistema de inferência fuzzy. Fonte: Ortega (2001) citado por Malutta (2004, p.78)

- Exemplo de modelo *fuzzy* aplicado ao sistema muscular

Naeem e Xiong (2013) propuseram o modelo de fadiga *fuzzy* (FFM) que fornece o índice de fadiga muscular por meio do sinal EMG bruto para três períodos, que representam o começo, meio e fases finais de exercícios de levantamento de contração voluntária máxima (CVM). O estudo da FFM foi baseado no método Takagi-Sageno (método TS).

A Figura 3.9 mostra uma das rede *fuzzy* do artigo, das três entradas, duas regras e uma saída. A arquitetura do modelo proposto pelos autores é composto por cinco camadas, que podem ser classificados da seguinte forma:

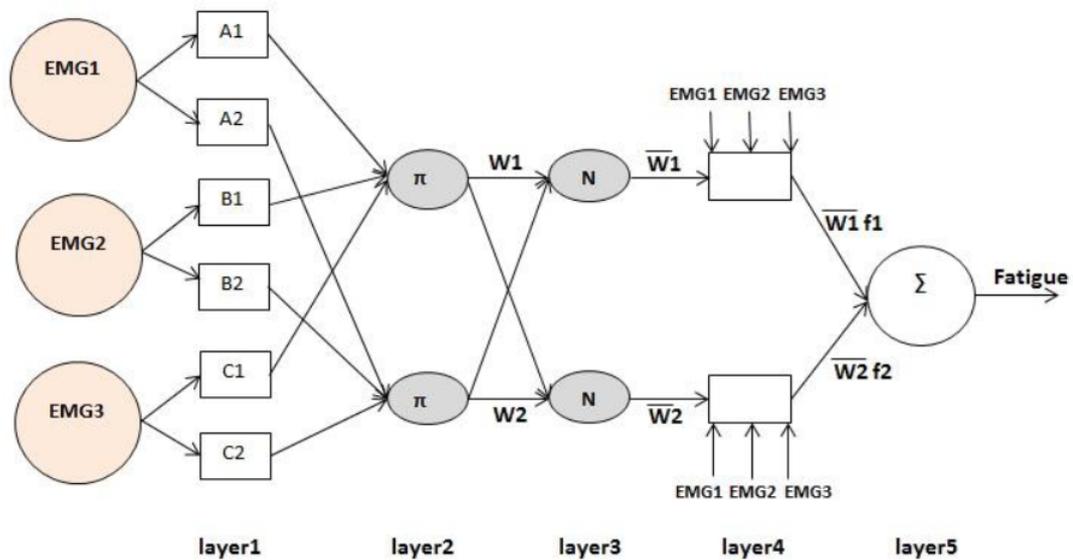


Figura 3.9: Modelo de fadiga *fuzzy* (FFM). Fonte: [Naeem e Xiong \(2013\)](#)

1. Primeira camada: Os nós de camada de adaptação, que geram graus de adesão das entradas;
2. Segunda camada: verificação que parte da regra está satisfeita;
3. A terceira camada: normalização da força;
4. Quarta camada: a camada adaptativa;
5. Quinta camada: camada nó fixo, somatório de todos os sinais de entrada para calcular a produção global, a fadiga.

Outros modelos descritos na literatura utilizam a lógica *fuzzy* em trabalhos com músculos das regiões estudadas ou relacionados a saúde da mulher ([YU; MENG; XIANG, 2015](#); [PADMA; BALASUBRAMANIE, 2009](#); [LIN; HU; LIU SHENG, 2006](#)).

O capítulo seguinte delineará sobre os materiais e métodos utilizados neste trabalho.

Materiais e Métodos

4.1 Introdução

Nos capítulos anteriores, foram apresentadas as fundamentações teóricas do sistema muscular e atividade física de agachamento e da Lógica *Fuzzy* direcionadas para o objeto de estudo desse trabalho. A escolha da metodologia *fuzzy* foi devido à possibilidade de modelar vários fenômenos imprecisos no intuito de se obter uma resposta quantitativa daquela agregação.

Neste capítulo, serão abordados o tipo de estudo, população, amostra. Serão descritos os instrumentos utilizados para construção e treino do modelo computacional do comportamento dos músculos do assoalho pélvico durante o agachamento com barra. Será relatado também a correlação dos MAPs com músculos do quadril e coxa durante o agachamento.

A seguir um fluxograma metodológico do capítulo (Figura 4.1).

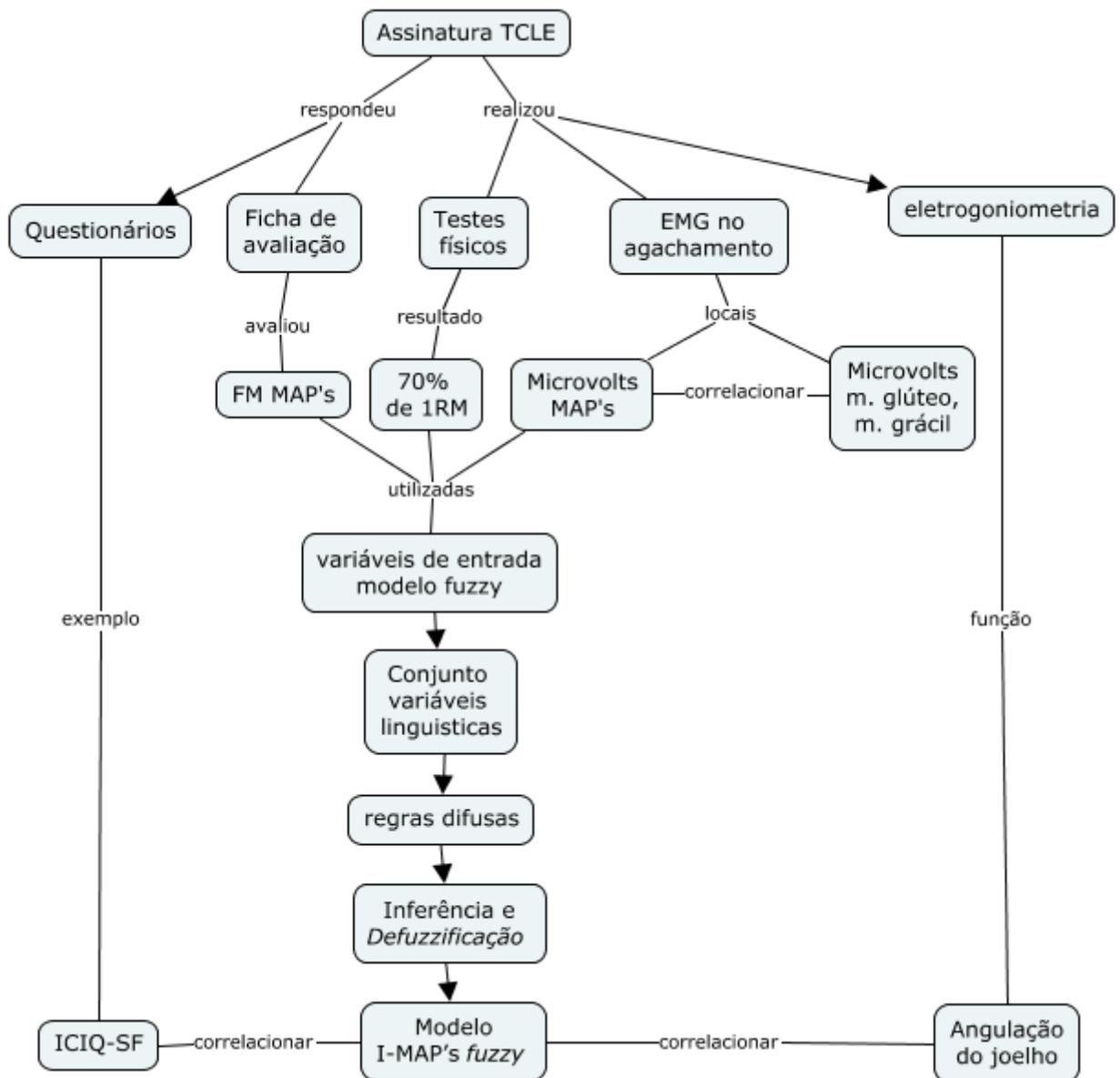


Figura 4.1: Fluxograma metodológico

4.2 Tipo de estudo, população, amostra, critérios de inclusão e exclusão

Estudo de corte transversal realizado com mulheres sedentárias e ativas, com idade entre 18 a 65 anos, no período de abril de 2016 a setembro de 2017, no Laboratório de Estudos do Movimento (LABEM), localizado na Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública e no Departamento de Ciências da Vida (DCV) na Universidade do Estado da Bahia na cidade de Salvador/BA. A população foi convidada em universidades, academias e indicadas por voluntárias que estavam participando da coleta.

Foram excluídas as que apresentaram lesões ortopédicas auto referidas ou cardiopatias. Participaram do estudo aquelas que assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE)(ANEXO A) e concluíram as etapas da pesquisa. A coleta dos dados respeitou as disposições da Resolução do Conselho Nacional de Saúde (Decreto 466/12) e faz parte de um estudo maior que foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública com o Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE: 46685615.3.0000.5544). Esta tese é um recorte da pesquisa intitulada: “Explorando o comportamento dos músculos do assoalho pélvico feminino durante a atividade física”. O trabalho é desenvolvido junto aos Programas de Pós-Graduação, Pesquisa e Extensão da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública e do Programa de Modelagem Computacional do Centro Universitário SENAI CIMATEC em parceria com o Departamento de Ciências da Vida (DCV) da Universidade do Estado da Bahia (UNEB).

As voluntárias responderam a ficha de Avaliação (ANEXO B) com questões sobre dados pessoais, antropométricos, clínicos, obstétricos e foram submetidas individualmente a avaliação perineal por fisioterapeuta especializada, em sala reservada. Foram utilizados questionários, como o ICIQ-SF (“*International Consultation of Incontinence Questionnaire - Short Form*”)(ANEXO C) e realizado o teste físico de 1RM para verificar peso a ser utilizado para o agachamento. Para avaliação muscular, foi realizado registro eletromiográfico dos MAPs e dos músculos grácil e glúteo. Em todas as etapas as voluntárias foram acompanhadas por profissionais fisioterapeutas, profissionais de educação física e nutricionista.

O questionário *International Consultation of Incontinence Questionnaire - Short Form* (ICIQ-SF)(ANEXO C), avalia frequência, severidade e impacto da incontinência urinária. O ICIQ-SF é um questionário auto-administrável que foi traduzido e validado para o português (TAMANINI et al., 2004). O questionário possui três perguntas que avaliam frequência, severidade e impacto da incontinência urinária, além de um item de auto-diagnóstico. A soma dessas três questões correspondem a pontuação do questionário que varia de 0 a 21 pontos(onde 0 ponto demonstra nenhum impacto, 1 a 3 pontos equivale a um impacto leve, 4 a 6 pontos impacto moderado, 7 a 9 pontos impacto grave e 10 ou mais pontos impacto muito grave) (ALMEIDA; MACHADO, 2012; BØ; BRATLAND-SANDA; SUNDGOT-BORGEN, 2011). Possui ainda oito perguntas que qualificam o tipo de incontinência, apontando o momento em que perdem a urina, como por exemplo antes de chegar ao banheiro e quando tosse ou espirra. Além da classificação descrita, pode-se considerar presença de sintomas de incontinência urinária quando é selecionado pelo menos 1 item do mesmo.

4.3 Elaboração do modelo computacional em lógica *fuzzy*

Para a elaboração do modelo computacional em lógica *fuzzy*, os especialistas autores do estudo, utilizaram os dados do registro eletromiográfico dos MAPs durante o agachamento, os dados da força muscular dos MAPs mensurados na avaliação física realizada pelo fisioterapeuta e peso utilizado para realizar o agachamento mensurado após o teste físico de 1 repetição máxima (1RM). Serão descritas as variáveis e, a seguir, o modelo computacional em lógica *fuzzy*.

4.3.1 Variáveis do modelo computacional em lógica *fuzzy*

- A quantificação do peso no exercício de agachamento

O teste de 1RM seguiu as etapas, conforme descrito na seção 2.3. O aquecimento foi realizado com 10 repetições de agachamento sem carga e foi concedido um período de recuperação de 5 minutos. O teste de foi conduzido pelo profissional de educação física. Como o fim do teste, o cálculo de 1RM foi realizado com o peso que a voluntária conseguiu levantar após uma repetição completa, ou seja antes da “falha”. Com a carga máxima no teste, as voluntárias fizeram 10 repetições do agachamento com 70% de 1RM. Cargas nessa faixa são efetivas na produção de força. (FLECK; KRAEMER, 2014; MCDONAGH; DAVIES, 1984)

- Avaliação da força muscular dos MAPs após avaliação física

A voluntária foi conduzida por uma fisioterapeuta à uma sala reservada de atendimento individualizado. Com a região genital desnuda, a mesma foi posicionada em litotomia (em decúbito dorsal, com membros inferiores abduzidos e flexionados e apoiados sobre a maca). Para avaliar a força muscular, foi realizado o toque vaginal bidigital (dedos indicador e médio) com gel lubrificante a base de água e luvas de vinil. Para as voluntárias que apresentavam a prega mucosa que fechava parcialmente o óstio vaginal (hímen) foi realizada a observação da contração. Foi utilizada a classificação PERFECT para mensurar a contração perineal(LAYCOCK; JERWOOD, 2001), como descrito na seção 2.5.1.

O “*endurance*” da classificação PERFECT está relacionado a manutenção da contração das fibras musculares lentas dos MAPs em função do tempo e está relacionado á contração voluntária mantida e sustentada dos MAPs. O mesmo foi escolhido porque o exercício de agachamento foi repetido 10 vezes e a probabilidade maior seria de ativação muscular de fibras musculares lentas dos MAPs.

- O registro eletromiográfico

A avaliação da ativação mioelétrica dos MAPs e dos músculos grácil e glúteo foi realizada através do sistema de aquisição de dados que utiliza sensores de eletromiografia de Superfície (EMG) da empresa Miotec ®. O eletromiógrafo possui a resolução de 16 bits, a máxima taxa de amostragem de 2.000 amostras por segundo, 8 canais de entrada. O sensor de eletromiografia possui tensão de alimentação de 5,0 V, tensão máxima de entrada entre 1 μ V para ganho 2.000 e 8 μ V para ganho 250. Filtro ativo passa-baixa de dois polos com frequência de corte em 1 kHz elimina as frequências altas indesejadas.

O eletromiógrafo foi conectado com um microcomputador via porta USB (conector padrão tipo B). O sinal sEMG foi gravado pelo software Miotec Suite Versão 1.0 (Miotec ®, Porto Alegre, Brasil) e Armazenado em um computador portátil (Samsung Electronics, Intel Inside Core i5-4210U CPU 1,70GHz, Memória de 8GB e sistema operacional de 64bits). Para a análise dos sinais EMG de todos os canais foi utilizado o software Miotec Suite Versão 1.0.

O filtros foi do tipo analógico *Butterworth* quarta ordem (20 Hz filtro passa alta e 500 Hz filtro passa baixa)e fenda(nortch) de 60 Hz Filtro para as interferências extrínsecas da coleta e suas harmônicas para os canais de EMG (CORREA; COSTA; PINTO, 2012; MERLETTI, 1999).

Foi utilizado um par de eletrodos de superfície para cada grupamento muscular e um eletrodo em formato de goniômetro (eletrogoniômetro) da empresa Miotec ® para verificar a angulação do joelho durante o exercício. Os eletrodos de superfície foram auto-adesivos e descartáveis da marca Medi-trace (modelo: 31118733) formato circular, 30 mm de diâmetro para todas as regiões de coleta de EMG.

Para a coleta de EMG na região do períneo foi solicitada tricotomia nesta região para reduzir a impedância e, antes da coleta, foi solicitado o esvaziamento da bexiga. A colocação dos eletrodos foi realizada após a avaliação perineal. As voluntárias foram posicionadas em decúbito dorsal, na posição de litotomia adaptada (com o quadril e joelho em flexão superior a 90°). A região ao redor do ânus foi levemente lixada com lixa fina e higienizada com álcool gel e papel toalha descartável. Após a secagem da região com papel toalha descartável, foi colocado um par de eletrodo de superfície com a distância de 2cm entre os centros nas posições perineal de quatro e dez de um relógio analógico. (Figura 4.2) O eletrodo de referência foi colocado na clavícula direita. (MORETTI et al., 2017; DEFFIEUX et al., 2007).



Figura 4.2: Posicionamento dos eletrodos Medi-trace (modelo: 31118733) na região peri anal. Fonte: Adaptado de <http://www.atlasdocorpohumano.com/p/printImage/vulva.jpg>. Acesso em outubro de 2017

Os outros dois pares de eletrodos foram localizados na pele sobre os músculos glúteo máximo e grácil do membro inferior direito. Foram seguidos os procedimentos de limpeza da pele, assim como para os MAPs. Os eletrodos foram posicionados conforme a orientação da *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assesment of Muscles* (SENIAM) (SENIAM, 2017). Assim como para os MAPs, foram seguidos os procedimentos de limpeza da pele (levemente lixada com lixa fina e higienizada com álcool gel e papel toalha descartável. Após a secagem da região com papel toalha descartável, foram colocados os eletrodos)

A coleta eletromiográfica foi realizada inicialmente com a voluntária em posição de decúbito dorsal com os membros inferiores estendidos sobre uma maca, em seguida em ortostase e por fim durante o movimento de agachamento.

Em decúbito dorsal foi capturada a Contração Voluntária Máxima (CVM) dos MAPs através da interface do Miotec Suit 1.0. Em ortostase foi realizada a eletromiografia dos MAPs em repouso e em contração conforme protocolo (GLAZER; ROMANZI; POLA-NECZKY, 1999). No repouso a captura foi por 5 segundos. Na contração foi solicitada uma contração voluntária moderada, mantida e sustentada dos MAPS, ou seja uma contração similar àquela realizada durante a avaliação “*Endurance*” do esquema PERFECT. Para esta contração, foi solicitada que a voluntária realizasse uma força muscular classificada como moderada e mantivesse a contração o máximo que conseguisse.

Para a coleta eletromiográfica durante o movimento de agachamento, foi posicionado no joelho direito o eletrodo em formato de goniômetro (eletrogoniômetro) para verificar a angulação do joelho durante o exercício foi posicionado. O fulcro do goniômetro foi posicionado na linha articular da face interna do joelho direito, a haste fixa centralizada na face medial da coxa direita e a haste móvel na face medial da perna direita em direção do maléolo medial. O eletrodo eletrogoniômetro foi conectado ao aparelho de EMG.

A aquisição da EMG de superfície dos MAPs e dos dados do eletrogoniômetro foram realizadas durante os exercícios de agachamento (Figura 4.3). Foram solicitados 10 agachamentos contínuos. As voluntárias receberam orientações para agachar o máximo possível e não receberam orientações sobre contrair ou relaxar os MAPs durante o exercício.

O registro foi iniciado quando a voluntária estava posicionada para o primeiro agachamento e foi finalizado após o último agachamento. Foram registrados os dados de EMG dos MAPs, músculos grácil, glúteo, a angulação do joelho e de outros músculos que não serão discutidos neste trabalho. Os dados foram armazenados no programa Miotec Suite Versão 1.0.



Figura 4.3: Exercício de agachamento com barra.

As análises do sinal EMG em decúbito e ortostase foram realizadas através do software Miotec Suite. Para análise em decúbito foi capturada a CVM dos MAPs. O próprio software fornece o valor em μV . Em ortostase foram realizadas as captações basal (sem contração voluntária), por 5 segundos (variável: EMG basal em pé) e com contração voluntária (variável: EMG de 1 contração moderada em pé).

A valor registrado do EMG de 1 contração moderada em pé foi o intervalo do início e do fim da contração dos MAPs da voluntária em ortostase. Para realizar esse registro, o avaliador forneceu o comando verbal inicial: “contraia moderadamente o períneo, como a fisioterapeuta solicitou na avaliação, e mantenha a contração o máximo que conseguir”. Após o comando, o avaliador iniciou o registro EMG e visualizou, na interface do Miotec Suit, a diminuição da amplitude no sinal EMG MAPs. Com a queda da amplitude do sinal EMG, foi parado o registro. Foram registrados a média do valor RMS, opção

“não normalizado” da interface Miotec Suit e o tempo que a mesma manteve os MAPs contraídos (variável: tempo de 1 repetição moderada em pé).

Para a análises do sinal EMG no agachamento foram realizadas duas análises. Foi analisado o valor RMS do intervalo de 1 segundo de EMG dos MAPs, quando a voluntária estava com peso, a ser deslocado, posicionado nos ombros (variável: EMG basal em pé com peso). A outra análise foi da média do valor RMS dos 10 registros EMG dos MAPs do agachamento, como exposto na Figura 4.4 que representa a tela do programa Miotec Suit.

Para coletar o valor da variável EMG dos MAPs no agachamento foi selecionado na interface Miotec Suit o RMS, visualização suavizada, opção “não normalizado”. Em seguida foi selecionado o intervalo de 500ms antes do 1º agachamento até 500ms após o 10º agachamento. O parâmetro para marcar o início do agachamento foi o maior ângulo do joelho antes do primeiro agachamento e o parâmetro de fim, o maior ângulo do joelho após o último agachamento (o canal 06 representa o ângulo na Figura 4.4). Foi escolhido o valor da média do intervalo fornecida pelo programa. (Figura 4.4).

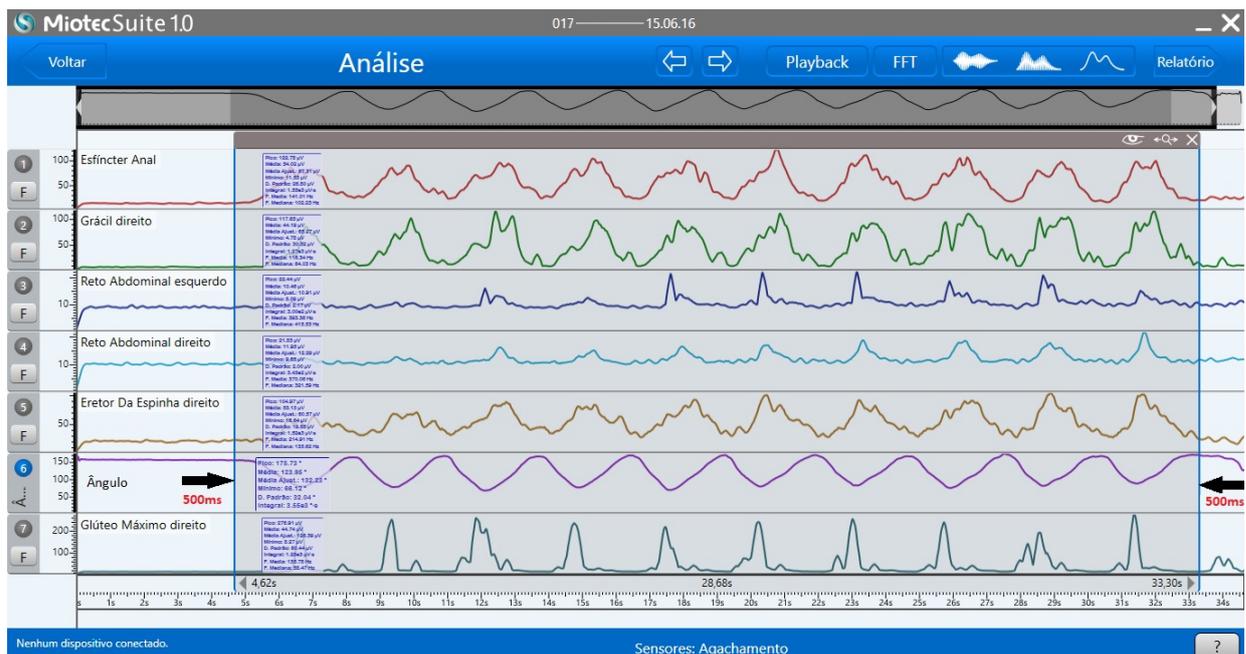


Figura 4.4: Registro eletromiográfico dos MAPs no software MiotecSuit Versão 1.0. Fonte: Autora.

4.3.2 Modelo computacional baseado no sistema de inferência *fuzzy*

Para a construção do modelo foram mapeados estudos em lógica *fuzzy* que abordassem o sistema muscular como os propostos por [Watari et al. \(2014\)](#), [Naeem e Xiong \(2013\)](#), [Samani et al. \(2010\)](#), [Rasheed, Stashuk e Kamel \(2008\)](#), [Karwowski et al. \(2006\)](#) ou das regiões do corpo estudadas por [Halski et al. \(2014\)](#), enfatizando o tratamento dos dados e as funções de pertinência mais utilizadas. Foram elencados outros trabalhos que abordassem o comportamento de músculos em diferentes situações dos movimentos de agachamento.

O modelo foi construído por especialista em saúde da mulher e autores deste estudo, conforme a metodologia descrita no Capítulo 3 proposta por [THÉ \(2001\)](#). Para gerar o modelo de indicadores do comportamento dos músculos MAPs durante o agachamento com barra, inicialmente foram definidas as variáveis de entrada e saída. As variáveis de entrada foram selecionados do registro eletromiográfico dos MAPs de 10 agachamentos completos, da força muscular dos MAPs mensurados na avaliação física realizada pelo fisioterapeuta e do peso utilizado para realizar o agachamento, mensurado após o teste físico de 1 repetição máxima ou 1RM.

Do registro EMG dos MAPs do agachamento foi criada a variável “ μ V MAP” no modelo *fuzzy*. Os valores mínimo e o máximo da variável “ μ V MAP”, utilizada no modelo, foram determinados através dos valores mínimo e máximo de μ V MAPs durante o agachamento das voluntárias do grupo treino da amostra.

Os dados da variável “endurance” da classificação PERFECT foram utilizados para a variável “FM MAP” no modelo *fuzzy*. Os valores mínimo e o máximo da variável “FM MAP” foram baseados na literatura e experiência do especialista. O valor foi de 0 e 15 segundos, sendo 0 não há contração e 15 tempo máximo contraíndo ([LAYCOCK; JERWOOD, 2001](#)).

O valor obtido pelas voluntárias de 70% de RM foi utilizado para alimentar a variável “PesoAg” do modelo *fuzzy*. Os valores mínimo e o máximo da variável “PesoAg” do modelo foram determinados com o mínimo e o máximo de peso utilizados pelas voluntárias do grupo treino da amostra.

A variável de saída foi o “índice comportamento MAP *Fuzzy*”, criado pelos autores para reportar o comportamento dos MAPs no exercício de agachamento proposto. O mínimo e o máximo desta variável do modelo variou de 1 a 5, respectivamente, sendo 1 o comportamento ruim dos MAPs e 5 o comportamento ótimo dos MAPs.

Cada variável de entrada ou saída possui conjuntos *fuzzy* e as variáveis linguísticas associ-

adas a eles. Os parâmetros de cada conjunto *fuzzy* e das variáveis linguísticas associadas a eles (valores X e Y), foram elaborados com dados do grupo treino da amostra, da experiência do especialista e da literatura.

As regras difusas foram montadas por especialista. Para a construção das mesmas, foi solicitado á especialista que identificasse o tipo de relação entre variáveis linguísticas de entrada de cada conjunto *fuzzy* e apontasse uma variável linguística de saída, enfatizando associação á sua prática clínica. A relação entre as variáveis linguísticas de entrada poderia ser feita através dos conectivos lógicos “e”, “ou” e da negação ou a não interferência daquela variável, como demonstrado no exemplo das Figuras 3.4 e 3.5 descritas no Capítulo 3. As regras foram elaboradas através da condicional do tipo “Se” (antecedente) “Então” (consequente).

Após as etapas anteriores, foi elaborado o modelos em lógica *fuzzy* através do pacote *Fuzzy Logic Toolbox* (The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA) do programa MATLAB 7.0. Ao se construir um modelo *fuzzy* nesse ambiente escolhe-se o tipo de inferência, que nesse trabalho foi o do tipo Mamdani e defuzzificação centróide. O modelo pode ser alterado de acordo com modificações nas funções de pertinência e regras *fuzzy*. Foram elaborados modelos com as funções trapezóide, triangular e gaussiana e diferentes quantidades de regras *fuzzy*.

Para otimizar a análise dos dados, foi criado no ambiente MATLAB uma função para gerar a variável de saída *fuzzy* dos modelos de forma mais rápida. A função, denominada de “calcfuz” (APÊNDICE A), faz a leitura das variáveis de entrada, roda essas variáveis no modelo *fuzzy* criado e gera a variável de saída *fuzzy*.

- Teste, validação e ajustes no sistema

Durante a coleta de dados, foram elaborados alguns modelos que se diferenciavam pelos tipos funções de pertinência e intervalo de cada variável linguística dentro do universo de discurso. Após elaborados, os modelos foram testados com dados da amostra naquele período da coleta. Assim, a amostra foi separada em grupo de treino e grupo de teste, e, (70,0%) da amostra foi utilizada para criar o grupo treino dos modelos *fuzzy* e (30,0%) da amostra foi utilizada para criar o grupo de teste no intuito de escolher o modelo *fuzzy* a ser utilizado no estudo. O sorteio foi realizado através da função aleatório no programa Microsoft Excel através de um gerador de números aleatórios. A escolha do modelo estava atrelada á sua correlação com questionário ICIQ-SF, que avalia sintomas urinários.

4.3.3 Avaliação do comportamento do modelo computacional utilizando lógica fuzzy

Com o fim da coleta e com o modelo escolhido, foram realizados 10 sorteios da amostra através da função aleatório no programa Microsoft Excel, através de um gerador de números aleatórios e, de cada sorteio, (60,0%) da amostra foi utilizada para criar o grupo treino e (40,0%) da amostra para o grupo de teste (SERATI et al., 2011). Nesta etapa foi verificado o comportamento do modelo.

No intuito de verificar a correlação do modelo *fuzzy* com sintomas urinários, a amostra foi separada em dois grupos, conforme os dados do ICIQ-SF, em voluntárias com e sem sintomas de incontinência urinária. Além da análise dos sintomas de IU, outras análises foram realizadas nestes dois grupos como o valor mínimo de angulação da articulação do joelho durante o agachamento, idade, peso deslocado durante o agachamento, peso corporal e dados de EMG dos MAPs.

- Correlação da captação eletromiográfica dos MAPs com os músculos grácil e glúteo

Como já descrito, a maior parte das pesquisas relacionadas ao exercício de agachamento relatam a atividade eletromiográfica dos músculos do quadril e da coxa (mm. glúteo e grácil) porque estão dentre os agonistas do movimento no exercício agachamento. No entanto, na avaliação clínica dos MAPs, as voluntárias muitas vezes ativam os mm. glúteo e grácil por dificuldade em distinguir como contrair os MAPs. Desta forma, será verificada a correlação EMG entre estes músculos. As análises serão realizadas com os grupos com e sem sintomas de incontinência urinária.

4.4 Análise estatística

Para a análise estatística foi utilizado o software *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS) v. 14 for Windows. A normalidade das variáveis foi verificada através da estatística descritiva e do teste *Shapiro-Wilk*. Os resultados serão apresentados por meio de tabela e gráficos. As variáveis categóricas serão expressas em valores absolutos “n” e percentuais (%). As variáveis contínuas (idade, resposta eletromiográfica, carga do 1RM) com distribuição normal serão expressas em média e desvio padrão (DP). Para a comparação de médias entre os grupos “com e sem incontinência urinária”, foi aplicado o teste de *T-Student*. Foram realizadas correlações de *Pearson* ou *Spearman*, sendo adotadas as correlações: entre 0,10 e 0,30 - “fraca”, entre 0,4 e 0,8 - “moderada” e acima de 0,8 ($R^2 > 0,8$) - “alta” (DANCEY; REIDY, 2006). Importante pontuar que, quanto mais

perto do valor 1 (independente do sinal), maior é o grau de dependência estatística entre as variáveis. O nível de significância adotado foi $p \leq 0,05$.

No capítulo seguinte serão apresentados os resultados e a discussão deste trabalho.

Resultados e Discussão

5.1 Introdução

Neste capítulo, serão apresentados os resultados e as discussões da pesquisa proposta. Foram avaliados os comportamentos dos modelos construídos e selecionado um. Foram realizados testes e avaliado o comportamento do mesmo, tanto através de aleatorização como através da correlação com variáveis associadas aos sintomas urinários e ao exercício de agachamento.

Além disto, foi verificada a correlação da captação eletromiográfica dos MAPs com os músculos do quadril e coxa.

5.2 Resultados

5.2.1 O modelo proposto: Índice comportamento MAP *Fuzzy*

Foram construídos 8 modelos durante a coleta dos dados. Todos os 8 modelos possuíam 3 variáveis de entrada (variáveis antecedentes ou ativação do sistema) medidas através da “ μV MAP”, “FM MAP” e “PesoAg” e uma variável de saída o “Índice Comportamento MAP *Fuzzy*”. (Figura 5.1).

Para elaborar os parâmetros de mínimo e máximo das variáveis de entrada e saída foram utilizados os dados das voluntárias durante a coleta de dados. Nesse período, a população possuía 58 voluntárias porém, devido a perdas no variável registro eletromiográfico dos MAP e agachamentos inferiores a 10 repetições, a amostra nesta etapa foi de 23 voluntárias e destas 9 apresentaram sintomas urinários. Para a escolha do modelo *fuzzy* foi realizado um sorteio, utilizando a função aleatória do Excel e foram divididos em dois grupos. O grupo de treino foi composto por 16 (69,56%) voluntárias e destas 6 possuíam sintomas urinários. O grupo de teste foi composto por 7 (30,44%) voluntárias e destas 3 possuíam sintomas urinários. Os dados do grupo de teste não foram utilizados para a escolha do modelo. Os parâmetros de mínimo e máximo (ou universo de discurso) das variáveis de entrada de todos os modelos foram obtidos das 16 voluntárias do grupo de teste.

Os parâmetros de mínimo e máximo das variáveis de entrada e saída foram: 9 e 110 para μV ; 0 e 15 para “FM MAPS”; 10 e 110 para “PesoAg” e 1 e 5 para o “Índice

Comportamento MAP *Fuzzy*”

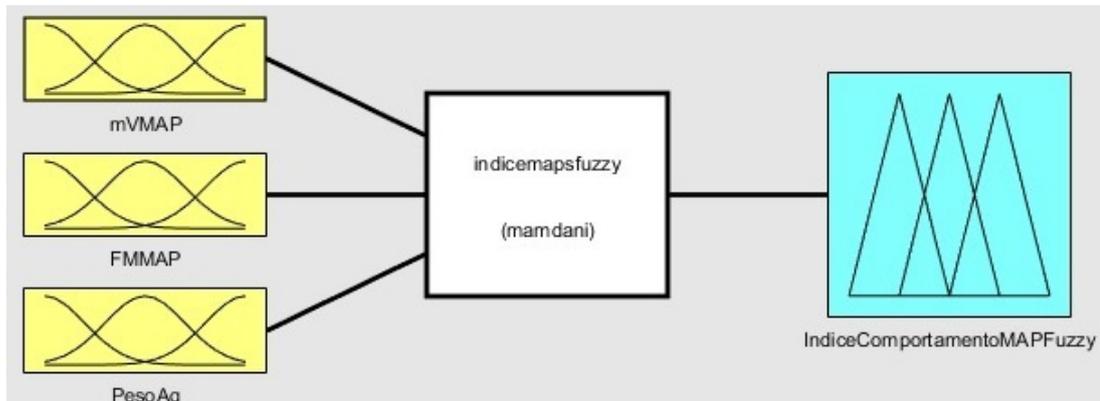


Figura 5.1: Estrutura do modelo *fuzzy*. Fonte: Autora

Dos 8 modelos, 4 possuíam as 6 primeiras regras de inferência apresentadas na Figura 5.2 e os outros 4 modelos com todas as 10 regras de inferência (Figura 5.2). Todas as regras foram construídas com peso 1 e a relação entre as variáveis linguísticas de entrada foi realizada através do conectivo lógico “e”. Um modelo foi elaborado utilizando 6 regras e a função gaussiana (modelo 5 na Figura 5.3) e um modelo foi elaborado utilizando 10 regras e a função gaussiana (modelo 4 na Figura 5.3). Os demais modelos utilizaram as funções trapezóide e triangular. A variação entre os modelos foi dada pelo tipo de função, o intervalo do eixo “X” (dentro do universo de discurso de cada variável de entrada) e o grau de pertinência em “Y”

N	Regra
01	Se (μ VMAP é alta) e (FMMAP é boa) e (PesoAg é muito) então (ÍndiceComportamentoMAPFuzzy é ótimo)
02	Se (μ V MAP é alta) e (FMMAP é alta) e (PesoAg é muito) então (ÍndiceComportamento MAPFuzzy é ótimo)
03	Se (μ V MAP é baixa) e (FMMAP é baixa) e (PesoAg é pouco) então (ÍndiceComportamento MAPFuzzy é ruim)
04	Se (μ V MAP é boa) e (FMMAP é boa) e (PesoAg é médio) então (ÍndiceComportamento MAPFuzzy é bom)
05	Se (μ V MAP é alta) e (FMMAP é baixa) e (PesoAg é muito) então (ÍndiceComportamento MAPFuzzy é bom)
06	Se (μ V MAP é baixa) e (FMMAP é alta) e (PesoAg é muito) então (ÍndiceComportamento MAPFuzzy é bom)
07	Se (μ V MAP é boa) e (FMMAP é boa) e (PesoAg é muito) então (ÍndiceComportamento MAPFuzzy é ótimo)
08	Se (μ V MAP é boa) e (FMMAP é baixa) e (PesoAg é muito) então (ÍndiceComportamento MAPFuzzy é ruim)
09	Se (μ V MAP é boa) e (FMMAP é boa) e (PesoAg é pouco) então (ÍndiceComportamento MAPFuzzy é bom)
10	Se (μ V MAP é alta) e (FMMAP é baixa) e (PesoAg é médio) então (ÍndiceComportamento MAPFuzzy é ótimo)

Figura 5.2: Regras do modelo *fuzzy*

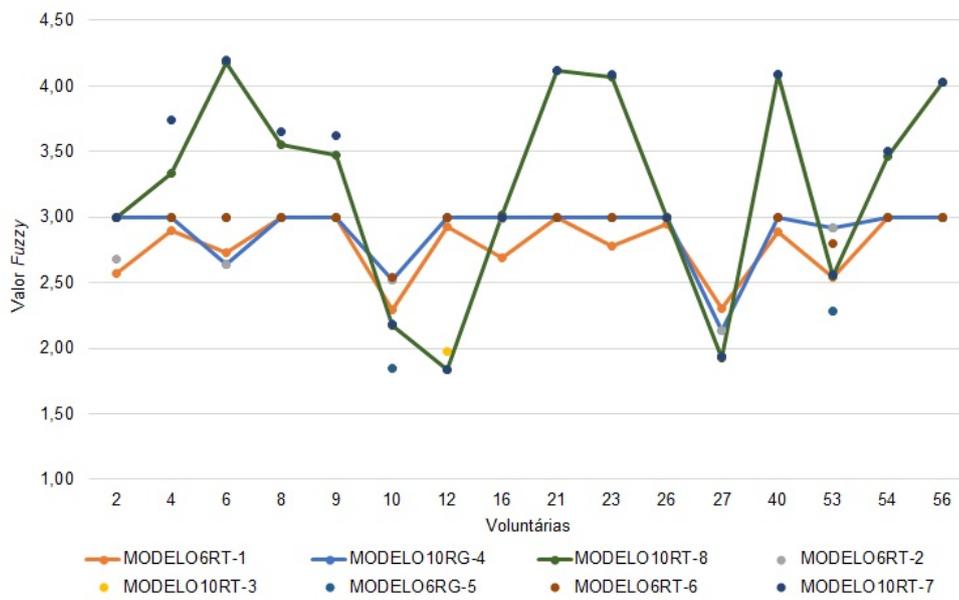


Figura 5.3: 8 Modelos *fuzzy*. Fonte: Autora. 6RT: 6 regras e funções triangular e trapezoide; 10RT:10 regras e funções triangular e trapezóide; 6G: 6 regras e função gaussiana; 10G:10 regras e função gaussiana.

O modelo escolhido foi o “MODELO 10RT 8” devido à sua relação com o valor dos sintomas urinários apresentados pelas voluntárias da amostra. Conforme a Figura 5.4, quanto menor o valor de saída do modelo *fuzzy*, maior foram os sintomas urinários.

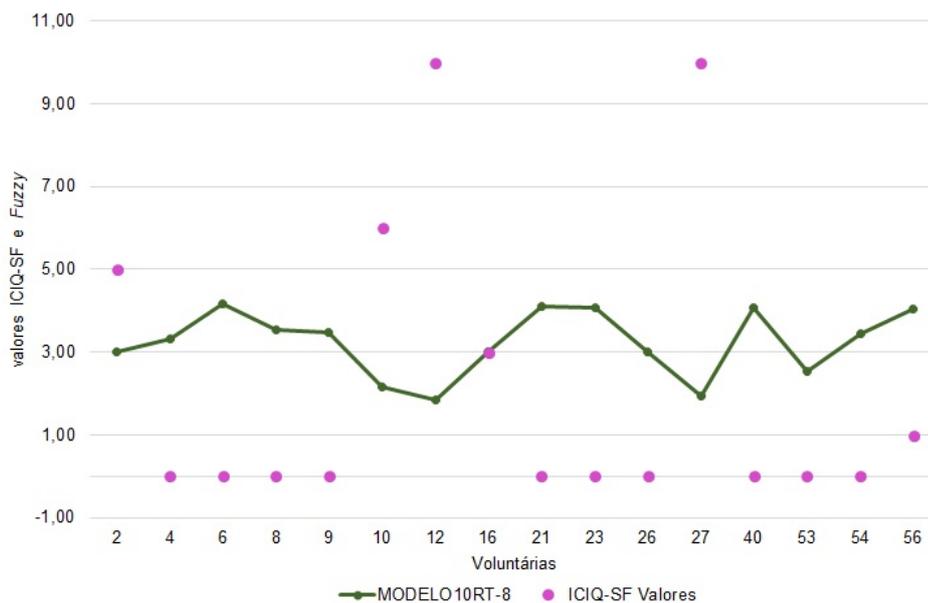


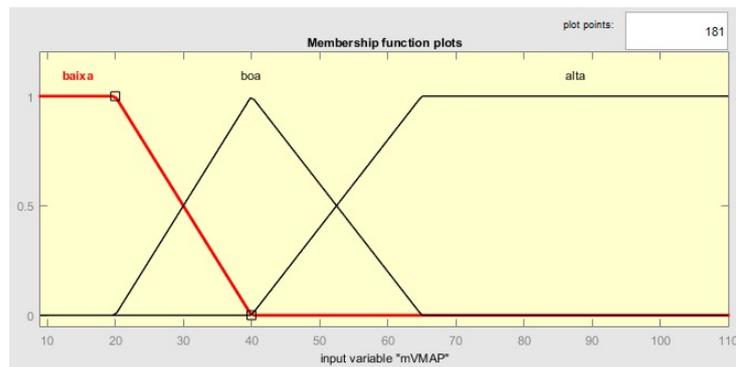
Figura 5.4: Modelos *fuzzy* X ICIQ SF. Fonte: Autora. 6RT: 6 regras e funções triangular e trapezóide; 10RT:10 regras e funções triangular e trapezoide; 6G: 6 regras e função gaussiana; 10G:10 regras e função gaussiana.

O modelo *fuzzy* escolhido apresentou as variáveis de entrada modeladas de acordo com os três conjuntos *fuzzy* de entrada e um conjunto de saída (Figura 5.5)

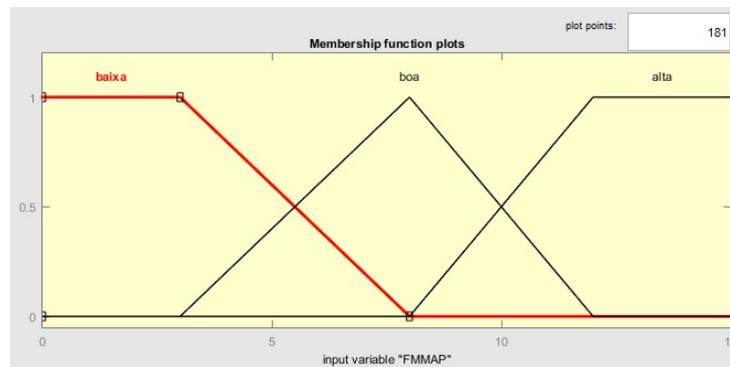
A função trapezóide foi utilizada para as variáveis linguísticas “baixa e alta”, “pouco e muito” e “ruim e ótimo” e a função triangular para as variáveis linguísticas “boa”, “médio” e “bom”.

Os parâmetros de cada conjunto, modelado após experiência do especialista e do universo de discurso do grupo de treino, foram:

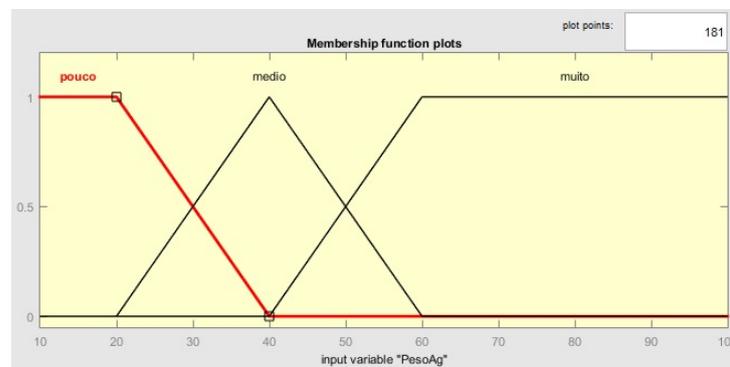
- Variável de entrada “ μV MAP: faixa de mínimo $9\mu V$ e máximo $110\mu V$ (obtidas pela médias mínima e máxima do grupo de treino da amostra). Variáveis linguísticas associadas: baixa (0 0 20 40), boa (20 40 65), e alta (40 60 110 110) (Figura 5.5(a));
- Variável de entrada “FM MAP”: mínimo 0 segundo e máximo 15 segundos de tempo contração. Figura ; Variáveis linguísticas associadas: baixa (0 0 3 8), boa (3 8 12) e alta (8 12 16 16) (Figura 5.5(b));
- Variável de entrada “PesoAg”: mínimo 10kg e máximo de 100kg. Variáveis linguísticas associadas: pouco (0 0 20 40), médio (20 40 60), muito (40 60 100 100) (Figura 5.5(c));
- Variável de saída do modelo “Índice comportamento MAP *Fuzzy*”: mínimo 1 e máximo 5. Variáveis linguísticas associadas: ruim (0 0 1.5 3) , bom (1.5 3 4.5), ótimo (3 4.5 5.00 5.00) (Figura 5.5(d)).



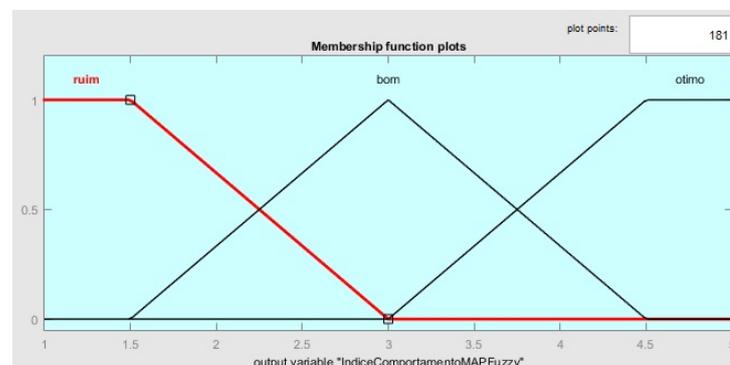
(a) Variável de entrada μ VMAP



(b) Variável de entrada FM MAP



(c) Variável de entrada peso



(d) Variável de saída do modelo

Figura 5.5: Variáveis de entrada e saída do modelo *fuzzy*. Fonte: Autora

Assim, o modelo foi Mamdani, conectores lógicos “E” e *defuzzificação* centróide (Figura 5.6).

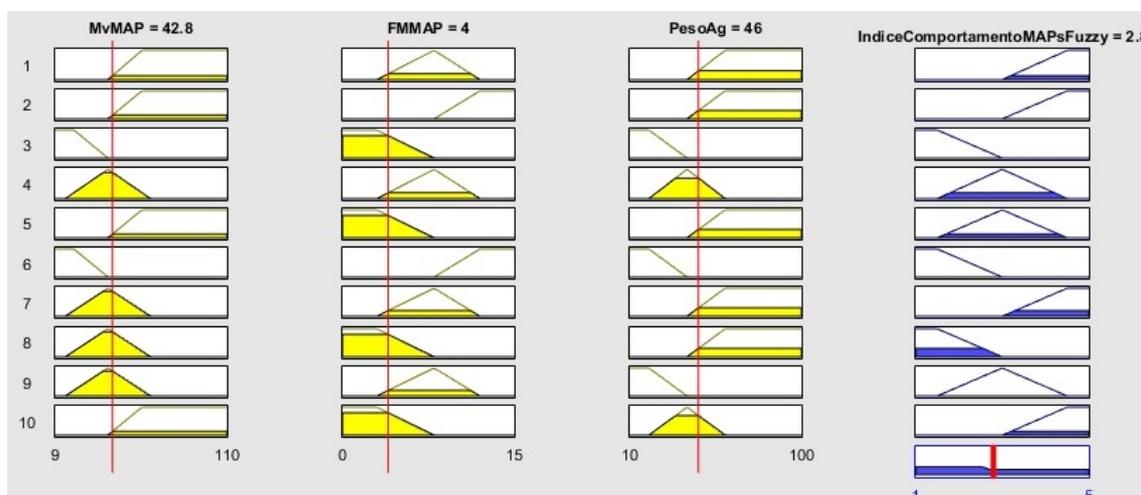


Figura 5.6: Exemplo de visualização do sistema com *defuzzificação* centróide do modelo *fuzzy*. Fonte: Autora

5.2.2 Análise experimental/Simulações e cenários

Ao final da coleta de dados, a população foi composta por 76 voluntárias porém, devido a perdas como atraso no processamento do *software* do registro eletromiográfico dos MAPs ($n = 38$) e agachamentos inferiores a 10 repetições ($n = 1$), a amostra final foi de 37 voluntárias.

Durante a coleta de dados, 16 voluntárias foram utilizados para a escolha do modelo *fuzzy*. Ao final da coleta foram acrescido novos dados de 21 voluntárias. Assim, para as análises do modelo escolhido foram utilizados os dados de 37 voluntárias.

Para analisar o comportamento do modelo *fuzzy* foram realizada 10 aleatorizações utilizando a função aleatória do Excel e para cada sorteio foram divididos em dois grupos. O grupo de treino do modelo *fuzzy* que correspondeu a 60% da amostra e foi composto por 22 voluntárias e o grupo de teste com 40% da amostra e foi composto por 15 voluntárias. Em cada aleatorização foi realizada a correlação de *Pearson* do modelo *fuzzy* com o ICIQ-SF (Figura 5.7) e do modelo *fuzzy* com o menor ângulo do joelho (Figura 5.8).

A média e o desvio padrão da correlação do modelo *fuzzy* com o ICIQ-SF foi de $-0,561(\pm 0,09)$ no grupo treino e de $-0,591(\pm 0,16)$ no grupo teste; $p=0,69$. A média e o desvio padrão da correlação do modelo *fuzzy* com o menor ângulo do joelho foi de $-0,571(\pm 0,10)$ no grupo treino e de $-0,567(\pm 0,11)$ no grupo teste; $p=0,93$.

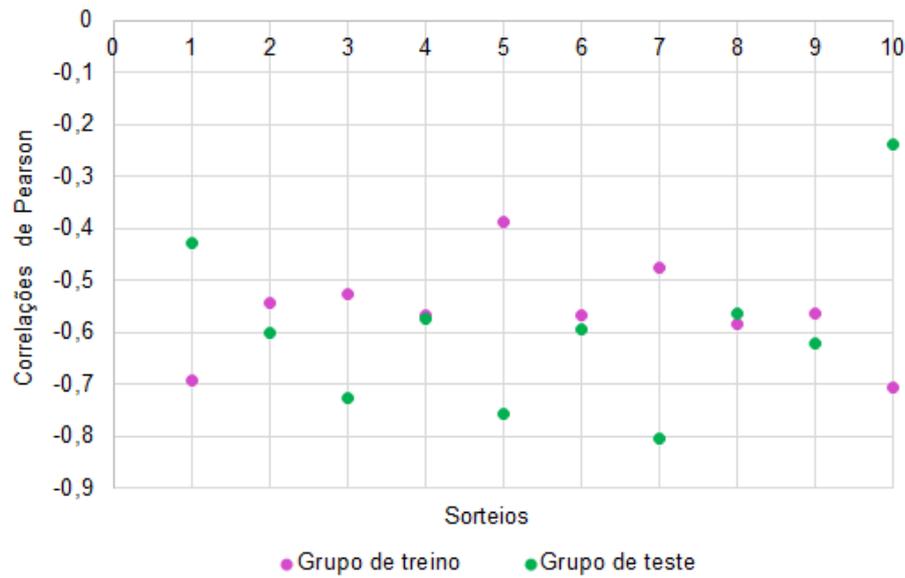


Figura 5.7: Teste de Correlação de *Pearson* do modelo *fuzzy* com o ICIQ-SF

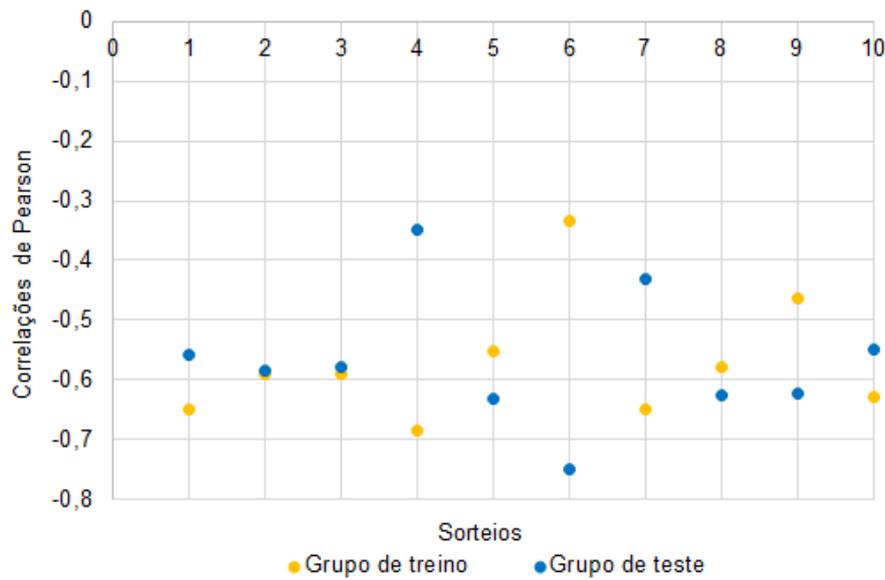


Figura 5.8: Teste de Correlação de *Pearson* do modelo *fuzzy* com o menor ângulo do joelho

Para verificar o comportamento do modelo *fuzzy* com as voluntárias portadoras de sintomas urinários, a amostra foi dividida em voluntários com e sem sintomas de incontinência urinária. Das 37 voluntárias, 16 (43,24%) voluntárias apresentaram sintomas urinários, conforme a ICIQ-SF. No grupo com IU, o valor *fuzzy* da média dos 10 agachamentos foi de 2,45 ($\pm 0,72$) e no grupo sem IU a média foi de 3,26 ($\pm 0,78$); $p=0,03$.

Na Tabela 5.1 são apresentados os dados descritivos dos grupos com e sem sintomas de IU e na Figura 5.9 as variáveis de entrada e saída do modelo *fuzzy* de voluntárias sem e com sintomas de IU.

Tabela 5.1: Caracterização da amostra de mulheres com e sem incontinência urinária

Variáveis	Com incontinência	Sem incontinência	p
	n=16 (43,24%)	n=21 (56,76%)	
Prática atividade física *	9 (56,3)	14 (66,7)	0,53
Idade em anos	30,06(±12,08)	27,47 (±9,30)	0,46
EMG MAPs agachamento em μV	39,50 (±12,78)	46,65(±11,58)	0,84
Força Muscular <i>endurance</i>	3,56 (±3,52)	4,66 (±3,17)	0,32
Peso abaixado em kg	28,68 (±13,61)	35,90 (±7,80)	0,04
Valor Fuzzy 10 agachamentos	2,45 (±0,72)	3,26 (±0,78)	0,03
Duração do agachamento (s)	35,84 (±7,46)	33,80 (±6,32)	0,37
Ângulo mínimo em graus	77,27 (±15,91)	74,25 (±17,42)	0,59
Peso da Voluntária em kg	64,25 (±13,21)	64,9 (±14,74)	0,89
ICIQ-SF Valores	5,375 (3,44)		0
CVM em μV	47,60 (±31,54)	63,31 (±29,48)	0,12
EMG basal em pé em μV	11,27 (±1,72)	12,40 (±3,55)	0,25
EMG basal em pé com peso em μV	14,04(±3,41)	14,51(±3,75)	0,69
EMG 1 contração moderada em pé em μV	30,88 (±17,46)	37,61 (±14,32)	0,2
Tempo (s) de 1 repetição moderada em pé em μV	1,76(±0,99)	3,15(±1,94)	0,01
EMG M.Grácil em μV	23,77(±11,59)	29,34 (±16,12)	0,25
EMG M.Glúteo Máximo em μV	21,47 (±10,22)	24,32 (±12,02)	0,45

* Valor apresentado como frequência (%). Os demais valores estão apresentados em média e desvio padrão (±DP)

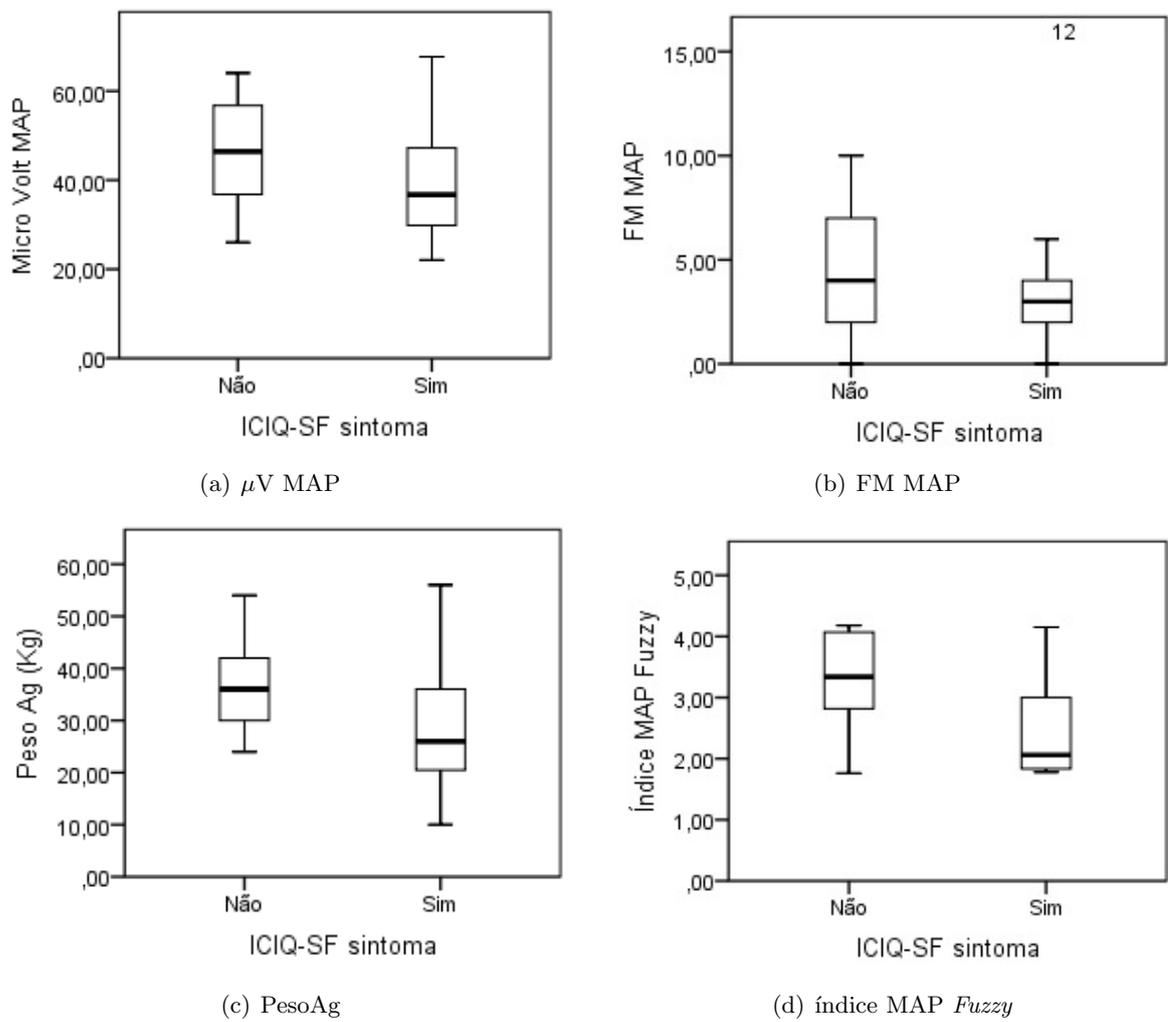


Figura 5.9: Variáveis de entrada e saída do modelo *fuzzy* de voluntárias sem e com sintomas de incontinência urinária. Fonte: Autora

Em relação ao peso mobilizado pelas voluntárias com incontinência, a média foi de 28,68kg ($\pm 13,61$) e a média de peso corporal foi de 64,25 kg ($\pm 13,21$). Assim, a porcentagem média de peso mobilizado pelas voluntárias em relação ao peso corporal foi de 44,63%. No grupo sem incontinência, a média foi de 35,90 kg ($\pm 7,80$) e a média de peso corporal foi de 64,9 kg ($\pm 14,74$). A porcentagem média de peso mobilizado pelas voluntárias em relação ao peso corporal foi de 55,31% (Tabela 5.1)

Após a aplicação dos testes de normalidade de *Shapiro-Wilk*, foram encontradas como variáveis normais μV Agachamento, Força muscular “*Endurance*” Peso do agachamento (kg), Valor *Fuzzy* 10 agachamentos, Ângulo mínimo dos 10 agachamentos μV de 1 repetição de contração moderada em pé (segundos). A variável não normal foi o ICIQ-SF Valores. O teste de correlação de *Spearman* foi aplicado entre modelo *fuzzy* e o ICIQ-SF (Figura 5.10) e o teste de correlação de *Pearson* foi aplicado com o menor ângulo do joelho (Figura 5.11) e com as demais variáveis normais.

A correlação do modelo *fuzzy* com o grupo com sintomas para a variável ICIQ-SF valores foi de -0,668; $p=0,005$ e para a variável ângulo mínimo de 10 agachamentos foi de -0,657; $p=0,006$ (Figura 5.10). A correlação do modelo *fuzzy* com o grupo sem sintomas para a variável ângulo mínimo de 10 agachamentos foi de -0,574, $p=0,006$ (Figura 5.11).

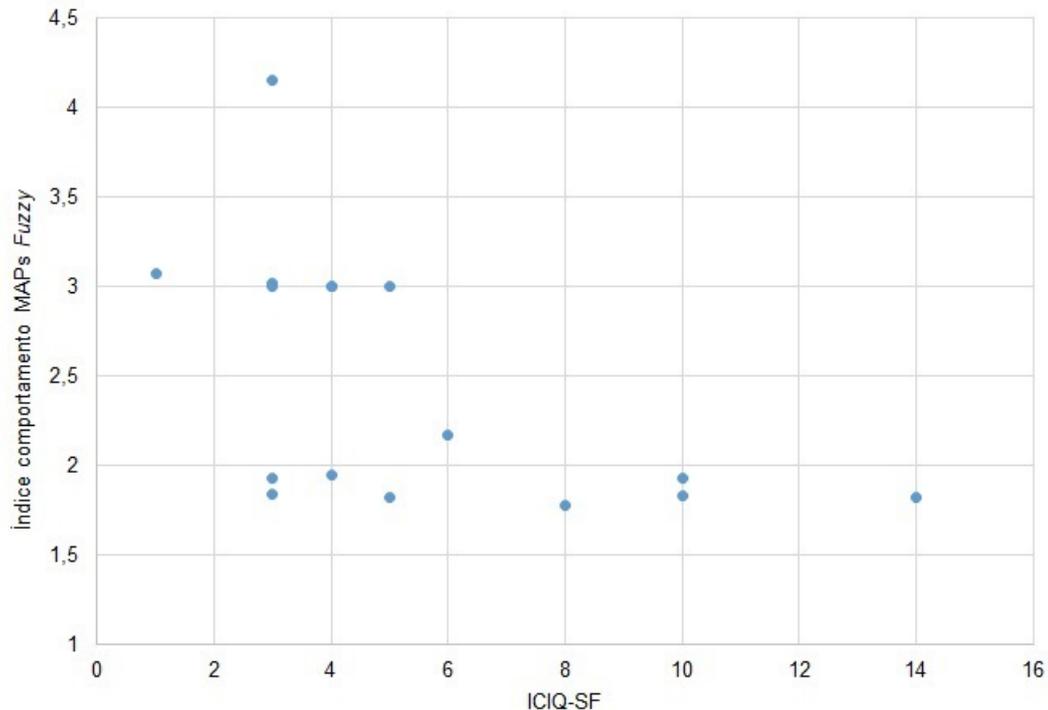


Figura 5.10: Teste de correlação de *Spearman* do modelo *fuzzy* com o ICIQ-SF. Fonte: Autora

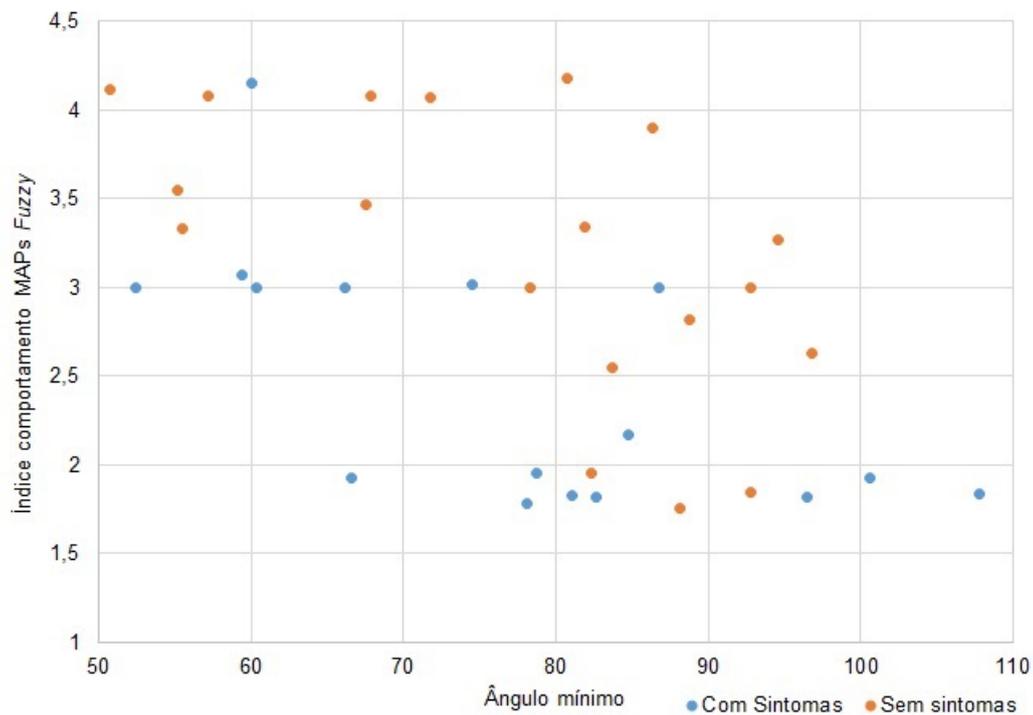


Figura 5.11: Teste de correlação de *Pearson* do modelo *fuzzy* com o menor ângulo do Joelho.
Fonte: Autora

A correlação da EMG dos MAPs com as variáveis modelo *fuzzy*, força muscular “*endurance*”, ICIQ-SF valores e ângulo mínimo dos 10 agachamentos também foi analisada. Para o grupo com sintomas urinários, as correlações foram: com o modelo *fuzzy* de 0,894 e $p=0,00$; com a força muscular “*endurance*” de 0,502 e $p=0,47$; com ICIQ-SF valores de -0,509; $p=0,044$; com o ângulo mínimo dos 10 agachamentos de -0,591 e $p=0,016$. As correlações da EMG dos MAPs para o grupo sem sintomas urinários foi: com o modelo *fuzzy* de 0,612 e $p=0,00$; com a força muscular “*endurance*” de -0,132 e $p=0,567$; com o ângulo mínimo dos 10 agachamentos de -0,562 e $p=0,008$. Existiu correlação inversa entre o valor EMG MAPs e o ângulo mínimo dos 10 agachamentos.

A correlação entre a atividade eletromiográfica dos MAPs e os músculos glúteo e grácil durante o agachamento foi analisada. No grupo com incontinência, a correlação entre a EMG MAPs e EMG do m. Grácil foi de 0,799; $p=0,000$ e entre EMG do músculo glúteo de 0,788; $p=0,000$. No grupo sem incontinência a correlação EMG MAPs e EMG do m. grácil foi de 0,429; $p=0,053$ e entre EMG do m. glúteo foi de 0,145; $p=0,531$.

5.3 Discussão

Modelos baseados na experiência do especialista podem configurar um sistema de apoio à decisão diagnóstica e/ou terapêutica para profissionais de saúde ou serem utilizados como ferramenta educacional na área. (WATARI et al., 2014; BRITO et al., 2013; JENSEN et al., 2012; LOPES et al., 2013b; LOPES et al., 2013a; KOUTSOJANNIS; LITHARI; HATZILYGEROUDIS, 2012; AMBRÓSIO; SILVA, 2008). Na metodologia da lógica *fuzzy*, os valores decimais guardam graus de pertinência entre os grupos (ZADEH, 1968).

O modelo escolhido, dos oito construídos, apresentou as funções triangular e trapezoidal e correlação com os sintomas urinários do questionário ICIQ-SF. Modelos com essas funções são comuns na área de saúde (WATARI et al., 2014; BRITO et al., 2013). Na análise do comportamento do modelo em grupos com e sem sintomas de incontinência urinária, o grupo com sintomas se comportou com o valor *fuzzy* classificado de “ruim” para “bom” (2,45), ou seja não era 100% ruim e tampouco 100% bom; neste caso, guarda um grau de pertinência maior no grupo “ruim” tendendo pouco para o grupo “bom”. Já o grupo sem sintomas foi classificado de “bom” para “ótimo” (3,26); neste caso, guarda um grau de pertinência maior no grupo “bom” tendendo pouco para o grupo “ótimo”.

O resultado do modelo não indica um “bom” ou “mau” comportamento, como proposto pela lógica clássica. A medida do comportamento entre 1,5 e 3 indica comportamento inferior a “bom”, e, a depender do valor de pertinência, um comportamento bem próximo ou não da classificação “bom” do comportamento dos MAPs. É importante que o resultado seja analisado como um alerta para o especialista avaliar as possíveis sobrecargas para essa musculatura e, assim, atuar na prevenção ou no tratamento de disfunções dos MAPs. O resultado do indicador *fuzzy* do comportamento dos MAPs durante o agachamento pode orientar a prescrição de atividade física e apontar para a necessidade de acompanhamento de fisioterapeuta especialista na área de saúde da mulher. A utilização de modelos em lógica *fuzzy* foram recomendados para a classificação dos estágios de gravidade da neuropatia diabética (WATARI et al., 2014) e no auxílio diagnóstico do transtorno dismórfico corporal (BRITO et al., 2013)

O ICIQ-SF é um questionário utilizado em estudos para avaliar a Incontinência Urinária, porém o mesmo não determina o tipo de incontinência que está sendo avaliada (HIRAKAWA et al., 2013; BØ; BRATLAND-SANDA; SUNDGOT-BORGEN, 2011). Antunes, Manso e Andrade (2011) utilizaram o ICIQ SF em 50 mulheres praticantes de atividades físicas em academias e a perda urinária ao esforço foi em 36%, destas e ocorrência aumentou durante o exercício para 94,44% destas mulheres. No estudo de ARAUJO et al. (2008), utilizando o ICIQ-SF, foi avaliada a ocorrência de incontinência urinária (IU) em 37 atletas corredoras de longa distância e associá-la a presença ou não de distúrbios alimentares. Neste estudo, o ICIQ-SF foi utilizado para selecionar a amostra em voluntárias

com e sem sintomas de incontinência e para correlacionar a saída do modelo *fuzzy* com a pontuação obtida no questionário ICIQ-SF. No grupo com sintomas de incontinência houve correlação moderada da variável ICIQ-SF Valores com a saída do modelo *fuzzy*. Constatou-se que, quanto maior o valor do ICIQ-SF, menor o valor de saída do modelo *fuzzy*.

Ao analisar os resultados da correlação do modelo *fuzzy* com as variáveis, ângulo mínimo do agachamento e EMG dos MAPs constatou-se correlação positiva para ambos os grupos. A correlação foi alta para EMG dos MAPs das voluntárias com sintomas e moderada para as voluntárias sem sintoma. A correlação alta a moderada do modelo *fuzzy* com o EMG dos MAPs pode indicar grande influência desta variável na construção do modelo e que o mesmo está mais sensível a dados de voluntárias com sintomas de incontinência. A correlação do modelo *fuzzy* com o ângulo mínimo do agachamento foi moderada e com significância para ambos os grupos, sendo que no grupo com sintomas a correlação foi maior. Assim como para o EMG dos MAPs o modelo está mais sensível a dados de voluntárias com sintomas de incontinência.

Assim como neste trabalho, estudos que utilizaram lógica *fuzzy* e análise eletromiográfica relacionada a músculos corporais também contaram com número reduzido de voluntários. [Micera et al. \(1999\)](#) discriminou alguns movimentos dos membros superiores utilizando EMG e análise com lógica *fuzzy* de 6 voluntários e [Samani et al. \(2010\)](#) desenvolveram um sistema de biofeedback baseado na lógica *fuzzy* e seus efeitos na atividade eletromiográfica do músculo trapézio (EMG) durante o trabalho do computador de 13 indivíduos.

Nos estudos que utilizam a eletromiografia no exercício de agachamento, [Leporace et al. \(2012\)](#) analisaram os músculos do quadril e coxa de 07 indivíduos e [Deffieux et al. \(2007\)](#) avaliaram a atividade eletromiográfica integrada do esfíncter anal externo durante tosse em 21 mulheres com incontinência urinária de estresse (IUE). O número reduzido de participantes deste estudo pode ser explicado pela dificuldade de coleta de dados com EMG, com consequente alto número de perda dos dados. Muitas perdas foram consequente a erros gerados durante a aquisição dos sinais EMG.

Mesmo com uma população relativamente jovem, o percentual de voluntárias com sintomas urinários foi alto 16 (43,24%). Sugere-se que a prevalência da incontinência possa estar modificando nessa faixa etária pelo padrão comportamental da vida moderna ou por prática de atividade física. Estudos populacionais atuais devem ser estimulados para a confirmação destes dados.

Em relação à quantidade de repetições e ao tipo de agachamento, os sete voluntários do estudo de [Leporace et al. \(2012\)](#) realizaram oito repetições de agachamentos do tipo paralelo e com passada à frente. Nesse estudo, a sobrecarga deslocada foi relativa à

50% da massa corporal. Conforme [Caterisano et al. \(2002\)](#) o recrutamento muscular é influenciado por distintos fatores, tais como: amplitude de movimento, posição articular e intensidade do exercício. Neste trabalho, solicitou-se que a voluntária agachasse até o seu máximo e foram solicitadas dez repetições, uma vez que a padronização poderia retirar a execução funcional que cada mulher realiza durante o movimento.

Na análise da execução do exercício, as voluntárias com sintomas de incontinência utilizaram menor peso no exercício, agacharam menos e obtiveram menor ativação mioelétrica dos MAPs. Supõe-se que este achado esteja relacionado à uma forma de se proteger da perda de urina durante o exercício de agachamento. A alteração no comportamento dos MAPs também pode estar relacionada as outras variáveis que não o peso da atividade física, mas ao perfil da voluntária (por exemplo a multiparidade). Na análise do EMG dos MAPs em diferentes situações (em pé sem peso, em pé com peso), não foi observada diferença estatística significativa nos grupos com e sem sintomas de incontinência.

Houve correlação entre a variável EMG dos MAPs com o *endurance* e ICIQ-SF Valores durante exercício de agachamento. No grupo com sintomas de IU as correlações foram mais fortes, sendo moderada positiva para a variável força muscular “*endurance*” e negativa para a variável ICIQ-SF valores. Já no grupo sem sintomas urinários a correlação com a força muscular “*endurance*” foi fraca. O estudo de [Deffieux et al. \(2007\)](#) também avaliou a EMG dos MAPs, porém foi durante a tosse. As mulheres que possuíam incontinência urinária de estresse (IUE) exibiram um padrão alterado de resposta muscular. A falta dessa modulação da resposta muscular do assoalho pélvico ao estresse pode ser um dos fatores fisiopatológicos da IUE.

A sobrecarga dos músculos do assoalho pélvico pode levar a ocorrência de disfunções miccionais e fecais. A perda de urina leva a impactos negativos na vida da atleta e muitas não reportam o problema e nem procuram tratamento ([JÁCOME et al., 2011](#); [MOREIRA et al., 2002](#); [THYSSEN et al., 2002](#)). A sobrecarga que é gerada nos MAPs em atividades físicas já foi discutida por autores ([NYGAARD; SHAW; EGGER, 2012](#); [NYGAARD et al., 1994](#); [ARAUJO et al., 2008](#); [BO, 2004](#)) e a perda de urina pode ocorrer mesmo nas mulheres que possuem MAPs fortes.

A intensidade da atividade física associada ao período prolongado da sua execução levaria ao aumento da pressão abdominal e a ocorrência de incontinência urinária em MAPs com disfunção. Existe ainda a possibilidade de sobrecarga da região comprometendo tanto os músculos como outras estruturas do assoalho pélvico como ligamentos. Sabe-se que a IU é multifatorial e as pesquisas que analisem as associações de vários fatores devem ser estimuladas.

Estudos enfatizaram a análise EMG dos músculos de quadril e coxa ao analisarem exercício

de agachamento (LONGPRÉ; ACKER; MALY, 2015; LEPORACE et al., 2012; PEREIRA et al., 2010). A pressão intra-abdominal gerada pelos exercícios físicos pode repercutir na musculatura do assoalho pélvico e a disfunção na sua ativação pode gerar sintomas urinários e fecais (MOURITSEN, 1994). Não foram encontrados estudos que avaliassem a atividade elétrica dos MAPs pela EMG durante o exercício de agachamento.

Os músculos glúteo máximo e grácil estão dentre os agonistas do movimento no exercício agachamento. Com a investigação da correlação dos mm. glúteo e grácil com os MAPs pretendeu-se compreender como esses músculos são ativados durante o exercício de agachamento porque são músculos muitas vezes recrutados pelas voluntárias durante a avaliação do esquema PERFECT (LAYCOCK; JERWOOD, 2001). Na avaliação clínica, as voluntárias muitas vezes ativam essa musculatura por dificuldade em distinguir como contrair os MAPs, seja por alteração da consciência corporal ou por disfunção na contração muscular.

Desta forma, foi analisada a correlação entre os MAPs e os mm. grácil e glúteo. Houve correlação alta entre os MAPs e os mm. glúteo de grácil de mulheres com sintomas de incontinência, enquanto que àquelas sem sintoma a correlação foi moderada para o músculo grácil e pouca correlação para o m. glúteo. Assim, sugere-se que a ativação dos MAPs durante o agachamento, de mulheres com incontinência, apresenta estratégias de controle motor alteradas. Pesquisas são necessárias para elucidar se este achado está relacionado à tentativa de evitar a perda de urina.

No estudo de Madill, Harvey e Mclean (2009), os autores identificaram aumento no recrutamento de unidades motoras dos MAPs durante contrações máximas repetidas ou sustentadas submáximas para manter o nível de força muscular requerido. As voluntárias foram posicionadas em decúbito dorsal e avaliaram os MAPs com EMG intracavitário, EMG de superfície de músculos do abdome e a amplitude de pressão intravaginal. Os grupos avaliados foram com voluntárias com e sem incontinência urinária de esforço e as estratégias de controle motor estavam alteradas nas contrações dos MAPs de mulheres com incontinência urinária.

No capítulo seguinte serão descritas as considerações finais do trabalho, as contribuições e atividades futuras de pesquisa.

Considerações finais

A prática de atividade física têm sido estimulada pelos seus benefícios à saúde, seja na prevenção de doenças ou por estética. Indivíduos realizam exercícios de fortalecimento muscular, como o agachamento que geram aumento da pressão abdominal e levam a sobrecarga dos músculos do assoalho pélvico. As incertezas associadas à avaliação, diagnóstico e tratamento de disfunções dos músculos do assoalho pélvico, relacionadas à atividade física, motivam o desenvolvimento de tecnologias que possam contribuir para as necessidades desse público.

Neste trabalho, foi apresentado um modelo computacional do comportamento dos músculos do assoalho pélvico feminino no exercício de agachamento com barra utilizando lógica *fuzzy* para identificar o comportamento dos MAPs no exercício de agachamento com barra.

Como descrito no Capítulo 2 o exercício de agachamento é complexo, da sua prescrição até a execução, envolve não só os músculos agonistas dos membros inferiores mas músculos de suporte como os MAPs. Ainda nesse capítulo, foi apresentada a revisão de literatura referente ao sistema muscular envolvido no exercício de agachamento, os mm. do quadril e coxa, os músculos do assoalho pélvico, sua forma de avaliação e a disfunção incontinência urinária de esforço e o questionário de avaliação: o ICIQ-SF. Uma Revisão de literatura sobre a eletromiografia de superfície também foi apresentada, enfatizando os princípios fisiológicos, os mecanismos de coleta e análise do sinal que foram utilizados neste trabalho. Desta forma, foi possível identificar a necessidade de construir um modelo computacional que avaliasse o comportamento dos MAPs de forma quantitativa.

As incertezas relacionadas ao comportamento dos MAPs no exercício de agachamento podem ser minimizadas com a utilização de modelos computacionais baseados em sistemas especialistas. Dentre os sistemas especialistas, modelos baseados na lógica *fuzzy* podem resolver problemas deste tipo, como descrito no Capítulo 3. Nesse capítulo, foram descritos tópicos fundamentais para a construção de um modelo computacional baseado na lógica *fuzzy*. Nessa revisão, constatou-se que é grande o número de publicações em revistas científicas e livros, algumas voltadas à aplicação da metodologia *fuzzy* na saúde, o que afirma cada vez mais a inserção da informática nessa área. Porém, a abordagem voltada às disfunções do sistema muscular ainda é escassa.

Os materiais e métodos utilizados referentes à elaboração do modelo computacional, bem como as análises que foram realizadas para a avaliação do comportamento do modelo fizeram parte do Capítulo 4. Nesse Capítulo foram descritas as formas de coleta das

variáveis de entrada do modelo: os dados do registro eletromiográfico dos MAPs, da avaliação física realizada pelo profissional de educação física e da avaliação da MAPs realizada pelo fisioterapeuta. Como saída, foi construído um indicador de comportamento dos MAPs no exercício. Na construção do modelo foi utilizado o apoio de especialista, como na construção das regras de inferência *fuzzy* e na variável de saída do modelo.

O capítulo 5 reportou os resultados e a discussão da tese. Foram construídos oito modelos com diferentes funções e intervalos de pertinência baseados na literatura e na experiência do especialista na área. Utilizou-se o pacote *fuzzy* do ambiente MATLAB 7.0 e todos os modelos foram testados com dados de parte da amostra, denominada de grupo de teste, que foram obtidas no início deste estudo. Um dos oito modelos foi selecionado e o parâmetro para escolha foi a maior correlação com dados do ICIQ-SF de voluntárias com sintomas de incontinência urinária. O modelo *fuzzy* deste estudo apresentou as funções de pertinência trapezóide e triangular, inferência *Mamdani* e o método de *defuzzificação* centróide e estava ajustado no intuito de preservar os MAPs no exercício de agachamento com barra.

Ainda na seção de resultados, foi avaliado o comportamento do modelo. O modelo *fuzzy* foi avaliado com toda a amostra de 37 voluntárias. Foram realizadas 10 aleatorizações e foi verificada a correlação do valor de saída *fuzzy* com o resultado do ICIQ-SF e do valor de saída *fuzzy* com o menor ângulo da articulação do joelho. Ainda para avaliação o comportamento do modelo, foi realizada a correlação do modelo *fuzzy* com a variável ICIQ-SF. A correlação foi moderada com significância estatística para o grupo com presença de sintomas urinários. Na correlação entre o modelo *fuzzy* e o ângulo mínimo do agachamento, as voluntárias do grupo com e sem sintomas apresentaram correlação negativa, moderada e com significância estatística.

O comportamento da EMG dos MAPs também foi avaliado através da correlação deste com o modelo *fuzzy*, com a força muscular “*endurance*”, ICIQ-SF valores e ângulo mínimo dos 10 agachamentos, EMG dos músculos grácil e glúteo em ambos os grupos. No grupo com sintomas de incontinência, as correlações foram moderadas a alta. Na análise da correlação dos EMG dos MAPs com a EMG dos mm. glúteo e grácil, a correlação foi alta em voluntárias com sintomas urinários. Esse resultado sugere que mulheres com sintomas de incontinência demonstram estratégias de controle motor alteradas durante as contrações dos MAPs no exercício.

Portanto, o modelo computacional do comportamento dos músculos do assoalho pélvico feminino no exercício de agachamento com barra utilizando lógica *fuzzy* quantifica o comportamento dos músculos MAP durante o exercício de agachamento e este se correlaciona com os sintomas de incontinência urinária. O modelo associou a variável quantitativa de saída a comportamentos “ruim”, “bom” e “ótimo”, aproximando o resultado com a forma

de tomada de decisão de especialistas da área de saúde. Desta forma, o modelo computacional fornece um indicador (I-MAPs *fuzzy*) do comportamento dos MAPs durante o agachamento.

O indicador do comportamento dos MAPs fornecido pelo modelo *fuzzy* poderá servir de referência para o desenvolvimento de instrumentos de aplicação clínica e auxiliar os profissionais de educação física envolvidos na prescrição do exercício físico atentando para a proteção desta musculatura quanto aos sintomas de IU. Vale ressaltar que os modelos computacionais são ferramentas de auxílio ao especialista e não devem ser fonte única de avaliação diagnóstica.

Este foi um estudo pioneiro para quantificar o comportamento dos MAPs feminino no exercício de agachamento utilizando modelos computacionais. Entender as repercussões da atividade física para a saúde é fundamental na prevenção de lesões.

6.1 Contribuições e Atividades Futuras de Pesquisa

A pesquisa científica não se esgota porque o objeto de estudo pode ser observado sob outras perspectivas. Possibilidades para a ampliação da pesquisa estão na utilização do modelo em outras voluntárias ou no ajuste de parâmetros para outros tipos de exercícios físicos. Estudos futuros sobre a atividade muscular dos MAPs são recomendados.

Como perspectivas futuras pretende-se construir um aplicativo para a utilização do modelo I-MAPs *fuzzy* e, conseqüentemente, a ampliação para uso comercial. Um dos objetivos do aplicativo seria mostrar as alterações no comportamento dos MAPs com a modificação do peso a ser utilizado no agachamento. Assim, poderia indicar formas de prevenção de sobrecargas e disfunções dos MAPs.

Através de sistemas baseados no modelo *fuzzy*, as praticantes de atividade física poderão ser orientadas sobre o comportamento dos MAPs e as possíveis repercussões que o exercício leva a esta região e caso necessário, o profissional de educação física poderá sugerir avaliação desta musculatura pelo profissional fisioterapeuta.

Em relação ao público feminino praticante de atividade física, espera-se que o modelo possa proporcionar maior aderência das mulheres para a execução de exercício de agachamento associado a mecanismos de preservação dos MAPs, diminuindo assim, a evasão/abandono da realização de atividade física de alto impacto pelo constrangimento das perdas urinárias.

Referências Bibliográficas

ABBOD, M.; D.G., V. K.; D.A., L.; M., M. Survey of utilization of fuzzy technology in medicine and healthcare. *Fuzzy Sets and Systems*, v. 120, n. 2, p. 331–49, 2001. ★

ALMEIDA, M. B. et al. Urinary incontinence and other pelvic floor dysfunctions in female athletes in Brazil: A cross-sectional study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v. 26, n. 9, p. 1109–1116, 2016. [2.1](#), [2.4.3](#)

ALMEIDA, P. P. d.; MACHADO, L. R. G. A prevalência de incontinência urinária em mulheres praticantes de jump. *Fisioterapia em Movimento*, v. 25, n. 1, p. 55–65, 2012. [2.4.3](#), [4.2](#)

ALVES, F.; OLIVEIRA, F.; JUNQUEIRA, C.; AZEVEDO, B.; DIONÍSIO, V. Análise do padrão eletromiográfico durante os agachamentos padrão e declinado. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, v. 13, n. 2, p. 164–172, 2009. [2.1](#), [2.3](#), [2.5.1](#), [2.5.2](#)

ALVES, J. C. C.; SCRIVANTE, B. F.; SILVA, N. S.; ROBERT-PIRES, C. M.; MAGOSSO, R. F. Análise de diferença no Teste de 1RM No Exercício Agachamento Paralelo (90°) e Completo na Barra Guiada. *Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício*, v. 6, n. 36, p. 631–635, 2012. [2.3](#)

AMARAL, M.; COUTINHO, E.; NELAS, P.; CHAVES, C.; DUARTE, J. Risk factors associated with urinary incontinence in Portugal and the quality of life of affected women. *International Journal of Gynecology and Obstetrics*, Elsevier Ireland Ltd., v. 131, n. 1, p. 82–86, 2015. [2.4.3](#)

AMBRÓSIO, P. E.; SILVA, M. V. Rede Neural Fuzzy Artmap Para Classificação De Lesões Pulmonares. In: *21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. Universitário, Centro and Mauá, Barão De and Ciência, Curso De and Preto, Ribeirão: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, 2008. p. 1015–1017. [5.3](#)

ANTUNES, M. B.; MANSO, V.; ANDRADE, N. Análise dos sinais e sintomas da incontinência urinária de esforço em mulheres de 25 a 50 anos praticantes de atividades físicas em academias. *Ensaio e Ciência Ciências Biológicas, Agrárias e da Saúde*, Anhanguera Educacional Ltda., v. 15, n. 1, p. 83–95, 2011. [2.4.3](#), [5.3](#)

ARAÚJO, M. et al. Relação entre incontinência urinária em mulheres atletas corredoras de longa distância e distúrbio alimentar. *Rev Assoc Med Bras*, v. 54, n. 2, p. 146–9, 2008. [2.4.3](#), [5.3](#)

ASHTON-MILLER, J. A.; DELANCEY, J. O. L. Functional anatomy of the female pelvic floor. *Annals of the New York Academy of Sciences*, Blackwell Publishing Inc, v. 1101, n. 1, p. 266–296, 2007. [2.4.2](#), [2.4.3](#)

BAGWELL, J. J.; SNIBBE, J.; GERHARDT, M.; POWERS, C. M. Hip kinematics and kinetics in persons with and without cam femoroacetabular impingement during a deep squat task. *Clinical Biomechanics*, v. 31, n. Supplement C, p. 87 – 92, 2016. [2.3](#)

- BALSHAW, T.; HUNTER, A. Evaluation of electromyography normalisation methods for the back squat. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier Ltd, v. 22, n. 2, p. 308–319, 2012. [2.5.2](#)
- BAZRGARI, B.; SHIRAZI-ADL, A.; ARJMAND, N. Analysis of squat and stoop dynamic liftings: Muscle forces and internal spinal loads. *European Spine Journal*, Springer-Verlag, v. 16, n. 5, p. 687–699, 2007. [2.2](#), [2.5.2](#)
- BO, K. Pelvic floor muscle strength and response to pelvic floor muscle training for stress urinary incontinence. *Neurourology and urodynamics*, Wiley InterScience, v. 22, n. 7, p. 654–658, 2003. [2.2](#), [2.4.3](#)
- BO, K. Urinary incontinence, pelvic floor dysfunction, exercise and sport. *Sports Medicine*, Adis Data Information BV, v. 34, n. 7, p. 451–464, 2004. [1.1](#), [2.4.3](#), [5.3](#)
- BØ, K.; BRATLAND-SANDA, S.; SUNDGOT-BORGEN, J. Urinary Incontinence Among Group Fitness Instructors Including Yoga and Pilates Teachers. *Neurourology and Urodynamics*, v. 30, p. 370–373, 2011. [2.1](#), [4.2](#), [5.3](#)
- BO, K.; HERBERT, R. D. There is not yet strong evidence that exercise regimens other than pelvic floor muscle training can reduce stress urinary incontinence in women: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, Australian Physiotherapy Association, v. 59, n. 3, p. 159–168, 2013. [2.4.2](#), [2.4.3](#)
- BO, K.; SHERBURN, M. Evaluation of female pelvic-floor muscle function and strength. v. 85, n. 3, p. 269–282, 2005. [2.1](#), [2.4.3](#)
- BO, K.; SUNDGOT-BORGEN, J. Prevalence of stress and urge urinary incontinence in elite athletes and controls. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, American College of Sports Medicine, v. 33, n. 1, p. 1797–1802, 2001. [1.1](#), [2.4.3](#)
- BO, K.; SUNDGOT-BORGEN, J. Are former female elite athletes more likely to experience urinary incontinence later in life than non-athletes? *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, Blackwell Publishing Ltd, v. 20, n. 1, p. 100–104, 2010. [2.4.3](#)
- BOCA, A. D.; PARK, D. C. Myoelectric signal recognition using fuzzy clustering and artificial neural networks in real time. *Proceedings of 1994 IEEE International Conference on Neural Networks ICNN94 (1994)*, Neural Networks, 1994. IEEE World Congress on Computational Intelligence., 1994 IEEE International Conference on, v. 7, p. 3098–3101, 1994. ★
- BORIN, L. C. M. d. S.; NUNES, F. R.; GUIRRO, E. C. d. O. Assessment of Pelvic Floor Muscle Pressure in Female Athletes. *Pm&R*, Elsevier Inc., v. 5, n. 3, p. 189–193, 2013. [2.4.3](#)
- BOYALI, A.; HASHIMOTO, N. Spectral Collaborative Representation based Classification for hand gestures recognition on electromyography signals. *Biomedical Signal Processing and Control*, Elsevier Ltd, v. 24, p. 11–18, 2016. [2.5.2](#)
- BRESSEL, E.; WILLARDSON, J. M.; THOMPSON, B.; FONTANA, F. E. Effect of instruction, surface stability, and load intensity on trunk muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier Ltd, v. 19, n. 6, p. e500–e504, 2009. [2.3](#)

- BRITO, M. J. A. de et al. Support system for decision making in the identification of risk for body dysmorphic disorder: A fuzzy model. *International Journal of Medical Informatics*, Elsevier Ireland Ltd, v. 82, n. 9, p. 844–853, 2013. [3.2](#), [*](#), [3.2.3](#), [3.2.5](#), [5.3](#)
- BUTUGAN, M. et al. Multichannel EMG-based estimation of fiber conduction velocity during isometric contraction of patients with different stages of diabetic neuropathy. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier Ltd, v. 24, n. 4, p. 465–472, 2014. [2.5.2](#), [3.2.5](#)
- CAMPOS FILHO, P. *Método para apoio à decisão na verificação da Sustentabilidade de uma Unidade de Conservação, usando lógica fuzzy*. 210 f p. Tese (Doutorado em Engenharia de Produção) — Pós Graduação em Engenharia de Produção da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2004. [3.2.4](#)
- CATERISANO, A. et al. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, v. 16, n. 3, p. 428–432, 2002. [2.3](#), [2.5.2](#), [5.3](#)
- CLÉMENT, J.; HAGEMMEISTER, N.; AISSAOUI, R.; GUISE, J. A. Comparison of quasi-static and dynamic squats: a three-dimensional kinematic, kinetic and electromyographic study of the lower limbs. *Gait & posture*, Elsevier Ltd, v. 40, n. 1, p. 94–100, 2014. [2.5.2](#)
- COMFORT, P.; KASIM, P. Optimizing Squat Technique. *Strength and Conditioning Journal*, v. 29, n. 6, p. 10–13, 2007. [2.3](#)
- CORREA, C. S.; COSTA, R.; PINTO, R. S. Utilização de Diferentes Técnicas para o Controle do Posicionamento dos Eletrodos de Superfície na Coleta do sinal Eletromiográfico. *Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano*, v. 2, n. 2, p. 5–13, 2012. [2.5.2](#), [4.3.1](#)
- DANCEY, C.; REIDY, J. *Estatística Sem Matemática para Psicologia: Usando SPSS para Windows*. 3ª. ed. Porto Alegre: Artmed, 2006. 608 p p. [4.4](#)
- DE LUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, p. 135–163, 1997. [2.5.2](#)
- DE LUCA, C. J.; ADAM, A.; WOTIZ, R.; GILMORE, L. D.; NAWAB, S. H. Decomposition of surface EMG signals. *J Neurophysiol*, v. 96, n. 3, p. 1646–1657, 2006. (document), [2.5.2](#), [2.9](#), [2.5.2](#)
- DEFFIEUX, X. et al. Pelvic floor muscle activity during coughing: altered pattern in women with stress urinary incontinence. *Urology*, Elsevier Ltd, v. 70, n. 3, p. 443–7, sep 2007. [1.1](#), [4.3.1](#), [5.3](#)
- DELANCEY, J. O. L. Structural support of the urethra as it relates to stress urinary incontinence: the hammock hypothesis. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, v. 170, n. 6, p. 1713–23, 1994. [2.4.2](#), [2.4.3](#)
- DELITTO, R. S. R. S.; ROSE, S. S. J. An electromyographic analysis of two techniques for squat lifting and lowering. *Physical Therapy*, v. 72, n. 6, p. 438–448, 1992. [2.1](#), [2.3](#), [2.5.2](#)

- DIAS, R. M. R. et al. Impacto de oito semanas de treinamento com pesos sobre a força muscular de homens e mulheres. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 11, n. 4, p. 224–228, 2005. [2.3](#)
- DIONISIO, V. C.; ALMEIDA, G. L.; DUARTE, M.; HIRATA, R. P. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 1, p. 134–143, 2008. [2.1](#), [2.3](#), [2.5.1](#)
- DUCHÊNE, J.; HOGREL, J. Y. A model of EMG generation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 47, n. 2, p. 192–201, 2000. [2.5.1](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#)
- ELIASSON, K.; LARSSON, T.; MATTSSON, E. Prevalence of stress incontinence in nulliparous elite trampolinists. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v. 12, n. 2, p. 106–110, 2002. [1.1](#), [2.1](#), [2.2](#), [2.4.3](#)
- ENCK, P.; VODUŠEK, D. B. Electromyography of pelvic floor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 6, p. 568–577, 2006. [1.1](#), [2.1](#), [2.5.2](#)
- ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 33, n. 1, p. 127–141, 2001. [1.1](#), [2.3](#), [2.3](#), [2.4](#)
- FARINA, D.; CESCONE, C.; MERLETTI, R. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. v. 456, p. 445–456, 2002. [2.5.2](#)
- FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. *Designing Resistance Training Programs*. Fourth edition. United States: Human Kinetics, 2014. [2.2](#), [2.3](#), [4.3.1](#)
- GENTILCORE-SAULNIER, E.; AUCHINCLOSS, C.; MCLEAN, L. Electromyography. In: *The Overactive Pelvic Floor*. First edition. Switzerland: Springer, 2016. p. 175–203. [2.5.2](#), [2.5.2](#)
- GILA, L.; MALANDA, A.; CARREÑO, I. R.; FALCES, J. R.; NAVALLAS, J. Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas. *Anales del sistema sanitario de Navarra*, v. 32, n. 3, p. 27–43, 2009. [2.1](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#)
- GLAZER, H. I.; ROMANZI, L.; POLANECZKY, M. Pelvic Floor Muscle Surface Electromyography. *The Journal of Reproductive Medicine*, v. 44, n. 9, p. 779–782, 1999. [2.1](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#), [4.3.1](#)
- HALL, J. *Tratado de Fisiologia Médica*. 13ª. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2017. 1176 p p. ([document](#)), [2.5.2](#), [2.5.2](#), [2.8](#), [2.5.2](#)
- HALSKI, T. et al. Evaluation of bioelectrical activity of pelvic floor muscles and synergistic muscles depending on orientation of pelvis in menopausal women with symptoms of stress urinary incontinence: A preliminary observational study. *BioMed Research International*, v. 2014, p. 1–8, 2014. [1.1](#), [2.1](#), [4.3.2](#)
- HAMILTON-WRIGHT, A.; STASHUK, D. W. Physiologically based simulation of clinical EMG signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 52, n. 2, p. 171–183, 2005. [2.5.2](#)
- HASKELL, W. L. et al. Physical Activity and Public Health: Updated Recommendation for Adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Medicine & Science in Sports & Exercise*®, v. 39, n. 8, p. 1423–1434, 2007. ISSN 0195-9131. [2.1](#), [2.2](#)

- HERMENS, H. J. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, p. 361–374, 2000. [2.5.2](#), [2.5.2](#)
- HIRAKAWA, T.; SUZUKI, S.; KATO, K.; GOTOH, M.; YOSHIKAWA, Y. Randomized controlled trial of pelvic floor muscle training with or without biofeedback for urinary incontinence. *International urogynecology journal*, v. 24, n. 8, p. 1347–54, 2013. [2.4.3](#), [5.3](#)
- HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. a. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 80, n. 9, p. 1005–1012, 1999. [2.5.2](#)
- HOLLMAN, J. H.; GALARDI, C. M.; LIN, I. H.; VOTH, B. C.; WHITMARSH, C. L. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clinical Biomechanics*, Elsevier Ltd, v. 29, n. 4, p. 468–474, 2014. [2.1](#), [2.3](#)
- INNOCENT, P. R.; JOHN, R. I. Computer aided fuzzy medical diagnosis. *Information Sciences*, v. 162, n. 2, p. 81–104, 2004. [1.1](#), [3.2](#)
- JÁCOME, C.; OLIVEIRA, D.; MARQUES, A.; SÁ-COUTO, P. Prevalence and impact of urinary incontinence among female athletes. *International Journal of Gynecology and Obstetrics*, International Federation of Gynecology and Obstetrics, v. 114, n. 1, p. 60–63, 2011. [2.4.3](#), [5.3](#)
- JENSEN, R.; LOPES, M.; SILVEIRA, P.; ORTEGA, N. The development and evaluation of software to verify diagnostic accuracy. *Revista da Escola de Enfermagem*, v. 46, n. 1, p. 184–191, 2012. [3.2](#), [*](#), [5.3](#)
- KARWOWSKI, W. et al. A fuzzy relational rule network modeling of electromyographical activity of trunk muscles in manual lifting based on trunk angles, moments, pelvic tilt and rotation angles. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 36, n. 10, p. 847–859, oct 2006. [1.1](#), [2.5.2](#), [*](#), [3.2.3](#), [4.3.2](#)
- KHEZRI, M.; JAHED, M. A neuro-fuzzy inference system for sEMG-based identification of hand motion commands. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, v. 58, n. 5, p. 1952–1960, 2011. [2.5.2](#), [*](#)
- KONRAD, P. *The ABC of EMG*. april 2005. 60 p. [2.5.2](#)
- KOUTSOJANNIS, C.; LITHARI, C.; HATZILYGEROUDIS, I. Managing urinary incontinence through hand-held real-time decision support aid. *Computer methods and programs in biomedicine*, Elsevier Ireland Ltd, v. 107, n. 1, p. 84–9, 2012. [5.3](#)
- KRÜGER, A. P.; LUZ, S. C. T.; VIRTUOSO, J. F. Home exercises for pelvic floor in continent women one year after physical therapy treatment for urinary incontinence: an observational study. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 15, n. 5, p. 351–356, 2011. [2.4.3](#)
- LAYCOCK, J.; JERWOOD, D. Pelvic Floor Muscle Assessment: The PERFECT Scheme. *Physiotherapy*, v. 87, n. 12, p. 631–642, 2001. [2.4.1](#), [2.5.1](#), [4.3.1](#), [4.3.2](#), [5.3](#)
- LEE, H. N. et al. Pelvic floor muscle training using an extracorporeal biofeedback device for female stress urinary incontinence. *International urogynecology journal*, v. 24, n. 5, p. 831–8, 2012. [2.4.3](#)

- LEGENDRE, G. et al. Impact of at-home self-rehabilitation of the perineum on pelvic floor function in patients with stress urinary incontinence: Results from a prospective study using three-dimensional ultrasound. *Journal de Gynécologie Obstétrique et Biologie de la Reproduction*, Elsevier Masson SAS, 2015. [2.4.3](#)
- LEPORACE, G.; PEREIRA, G. R.; COSTA, L. C. N. D.; TEIXEIRA, L. C.; BATISTA, L. A. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, v. 26, n. 3, p. 383–389, 2012. [2.4](#), [5.3](#)
- LIN, L.; HU, P. J. H.; LIU SHENG, O. R. *Decision Support Systems*, v. 42, n. 2, p. 1152–1169, 2006. [3.2.6](#)
- LINDLAND REE, M.; NYGAARD, I.; BO, K. Muscular fatigue in the pelvic floor muscles after strenuous physical activity. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, v. 86, n. 7, p. 870–876, 2007. [2.3](#), [2.4.3](#)
- LONGPRÉ, H. S.; ACKER, S. M.; MALY, M. R. Muscle activation and knee biomechanics during squatting and lunging after lower extremity fatigue in healthy young women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 25, n. 1, p. 40–46, 2015. [2.1](#), [2.3](#), [2.4](#), [5.3](#)
- LOPES, M. H. B. d. M. et al. Application of a model based on fuzzy logic for evaluating nursing diagnostic accuracy of students. *International Journal of Medical Informatics*, v. 82, n. 9, p. 875–881, 2013. [*](#), [5.3](#)
- LOPES, M. H. B. d. M. et al. Fuzzy cognitive map in differential diagnosis of alterations in urinary elimination: A nursing approach. *International Journal of Medical Informatics*, Elsevier Ireland Ltd, v. 82, n. 3, p. 201–208, 2013. [1.1](#), [3.2](#), [*](#), [5.3](#)
- LUGINBUEHL, H. et al. Pelvic floor muscle electromyography during different running speeds: an exploratory and reliability study. *Archives of Gynecology and Obstetrics*, Springer Berlin Heidelberg, v. 293, n. 1, p. 117–124, 2016. [2.1](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#)
- MADILL, S. J.; HARVEY, M.-a.; MCLEAN, L. Women with SUI demonstrate motor control differences during voluntary pelvic floor muscle contractions. *International Urogynecology Journal*, v. 20, p. 447–459, 2009. [2.4.1](#), [2.5.2](#), [5.3](#)
- MALUTTA, C. *Métodos de apoio a tomada de decisão sobre a adequação de aterros sanitários utilizando a lógica fuzzy*. 221 f p. Tese (Doutorado em Engenharia de Produção) — Programa de Pós Graduação em Engenharia de Produção da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2004. [\(document\)](#), [3.2.6](#), [3.8](#)
- MARCHETTI, P.; DUARTE, M. *Instrumentação em Eletromiografia*. 2006. 1–29 p. [\(document\)](#), [2.5.2](#), [2.10](#), [2.5.2](#)
- MCDONAGH, M. J.; DAVIES, C. T. Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, v. 52, n. 2, p. 139–155, 1984. [2.2](#), [2.3](#), [4.3.1](#)
- MCKEAN, M. R.; DUNN, P. K.; BURKETT, B. J. The lumbar and sacrum movement pattern during the back squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 24, n. 10, p. 2731–2741, 2010. [\(document\)](#), [1.1](#), [2.1](#), [2.1](#), [2.3](#)

- MEDEIROS, M. *Modelagem e Simulação Neuro-Fuzzy de um controlador de componentes reativa em linha de assinante ADSL*. 137 f p. Dissertação (Mestrado em Modelagem Matemática e Computacional) — Pós Graduação Curso de Mestrado em Modelagem Matemática e Computacional, Belo Horizonte, 2006. [3.2.4](#)
- MERLETTI, R. Standards for Reporting EMG Data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 1, p. III–IV, 1999. [2.5.2](#), [2.5.2](#), [4.3.1](#)
- MICERA, S.; SABATINI, A. M.; DARIO, P.; ROSSI, B. A hybrid approach to EMG pattern analysis for classification of arm movements using statistical and fuzzy techniques. *Medical Engineering & Physics*, v. 21, n. 5, p. 303–311, 1999. [5.3](#)
- MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. *Anatomia Orientada para a Clínica*. 7^a. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014. 1136 p p. ([document](#)), [2.2](#), [2.2](#), [2.4.1](#), [2.3](#), [2.4](#), [2.5](#), [2.6](#), [2.4.2](#)
- MOREIRA, S. F. D. S.; AO, M. J. a. B. C. G.; SARTORI, M. G. F.; BARACAT, E. C.; LIMA, G. R. D. Mobilidade do Colo Vesical e Avaliação Funcional do Assoalho Pélvico em Mulheres Continentes e com Incontinência Urinária de Esforço, Consoante o Estado Hormonal. *Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia*, v. 24, n. 6, p. 365–370, 2002. [5.3](#)
- MORETTI, E.; de Moura Filho, A. G. a.; ALMEIDA, J. C. de; ARAÚJO, C. M.; LEMOS, A. Electromyographic assessment of women’s pelvic floor: What is the best place for a superficial sensor? *Neurourology and Urodynamics*, n. July 2016, p. 1–7, 2017. [4.3.1](#)
- MOURA, A. G. d.; SOUZA, T. M. M.; REZENDE, L. M. T. D.; RODRIGUES, A. C. Aspectos biomecânicos do exercício agachamento profundo relacionados à articulação do joelho. *Revista Científica Fagoc Saúde*, v. 2, p. 18–24, 2017. [2.4.1](#)
- MOURITSEN, L. Pelvic Floor Exercises for Female Stress Urinary Incontinence. *International Urogynecology Journal*, v. 5, p. 44–51, 1994. [5.3](#)
- MURRAY, N.; CIPRIANI, D. Effects of Foot Position during Squatting on the Quadriceps Femoris: An Electromyographic Study. *International Journal of Exercise Science*, v. 6, n. 2, p. 114–125, 2013. [2.1](#), [2.3](#)
- NAEEM, U. J. Human arm’s muscle force estimation model based on fuzzy theory. *Applied Mechanics and Materials*, v. 551, p. 96–103, 2014. [1.1](#)
- NAEEM, U. J.; XIONG, C. FFM: A Muscle Fatigue Index Extraction by Utilizing Fuzzy Network and Mean Power Frequency. *International Journal of Engineering, Business and Enterprise Applications (IJEBEA)*, v. 3, n. 1, p. 25–35, 2013. ([document](#)), [1.1](#), [2.1](#), [2.2](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#), [*](#), [3.2.6](#), [3.9](#), [4.3.2](#)
- NAGIB, A. B. L.; GUIRRO, E. C. O.; PALAURO, V. A.; GUIRRO, R. R. J. Avaliação da sinergia da musculatura abdomino-pélvica em nulíparas com eletromiografia e biofeedback perineal. *Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia*, v. 27, n. 4, p. 210–215, 2005. [2.1](#), [2.5.2](#)
- NASCIMENTO, J. O.; SANTOS, C. O.; PEREIRA, H. B.; MORET, M. A. A lógica fuzzy no ensino de física: uma proposta para o estudo de fenômenos astronômicos. In: *XX Encontro Nacional de Modelagem Computacional e VII Encontro de Ciências e Tecnologia de Materiais*. Nova Friburgo/Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio

de Janeiro, Instituto Politécnico (Campus da UERJ em Nova Friburgo, RJ) e Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional - IPRJ/UERJ; 2017. [1.3](#)

NEGNEVITSSKY, M. Artificial intelligence. a guide to intelligent system. In: *Fuzzy Expert System*. Secon edition. Londres: Addison Wesley/Longman, 2005. p. 87–129. [\(document\)](#), [3.2.1](#), [3.2.2](#), [3.2](#)

NYGAARD, I.; SHAW, J.; EGGER, M. J. Exploring the association between lifetime physical activity and pelvic floor disorders: Study and design challenges. *Contemporary Clinical Trials*, Elsevier Inc., v. 33, n. 4, p. 819–827, 2012. [2.4.3](#), [5.3](#)

NYGAARD, I. E.; SHAW, J. M. Physical activity and the pelvic floor. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, Elsevier Inc., v. 214, n. 2, p. 164–171, 2016. [2.4](#)

NYGAARD, I. E.; SHAW, J. M.; BARDSLEY, T.; EGGER, M. J. Lifetime physical activity and female stress urinary incontinence. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, Elsevier Inc., v. 213, n. 1, p. 40.e1–40.e10, 2015. [1.1](#), [2.4.3](#)

NYGAARD, I. E.; THOMPSON, F.; SVENGALIS, S.; ALBRIGHT, J. Urinary incontinence in elite nulliparous athletes. *Obstetrics & Gynecology*, v. 84, n. 2, p. 183–187, 1994. [5.3](#)

O'SULIVAN, S. *Fisioterapia: Avaliação e Tratamento*. 5ª. ed. São Paulo: Manole, 2010. [2.2](#), [2.5.1](#)

PADMA, T.; BALASUBRAMANIE, P. Knowledge based decision support system to assist work-related risk analysis in musculoskeletal disorder. *Knowledge-Based Systems*, Elsevier B.V., v. 22, n. 1, p. 72–78, 2009. [3.2.6](#)

PEREIRA, G. R. et al. Influence of hip external rotation on hip adductor and rectus femoris myoelectric activity during a dynamic parallel squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 24, n. 10, p. 2749–2754, 2010. [5.3](#)

PEREIRA, M. *Epidemiologia: Teoria e Prática*. 1ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2003. 596 p. [3.2.4](#)

PETROS, P. E.; ULMSTEN, U. I. An integral theory of female urinary incontinence. Experimental and clinical considerations. *Acta obstetricia et gynecologica Scandinavica. Supplement*, v. 153, p. 7–31, 1990. [2.4.3](#)

POTA, M.; ESPOSITO, M.; DE PIETRO, G. Designing rule-based fuzzy systems for classification in medicine. *Knowledge-Based Systems*, Elsevier B.V., v. 124, p. 105–132, 2017. [1.1](#), [3.1](#), [*](#), [3.2.3](#), [3.2.5](#)

RASHEED, S.; STASHUK, D.; KAMEL, M. A software package for interactive motor unit potential classification using fuzzy k-NN classifier. *Computer methods and programs in biomedicine*, v. 89, n. 1, p. 56–71, jan 2008. [*](#), [4.3.2](#)

REAZ, M. B. I.; HUSSAIN, M. S.; MOHD-YASIN, F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications (Correction). *Biological Procedures Online*, v. 8, n. 1, p. 11–35, 2006. [2.5](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#)

REISER, F. C.; SOUZA, W. C. D.; GOMES, L. P. Cinética e Cinemática do Agachamento na Coluna Vertebral : Estudo de Revisão. *Revista UNIANDRADE*, v. 16, n. 1, p. 7–13, 2015. [2.1](#), [2.3](#)

- ROZA, T. D. et al. Football practice and urinary incontinence: Relation between morphology, function and biomechanics. *Journal of Biomechanics*, v. 48, n. 9, p. 1587–1592, 2015. [1.1](#)
- SAMANI, A.; HOLTERMANN, A.; SØGAARD, K.; MADELEINE, P. Advanced biofeedback from surface electromyography signals using fuzzy system. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 48, n. 9, p. 865–873, 2010. [1.1](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#), [★](#), [3.2.5](#), [4.3.2](#), [5.3](#)
- SANTOS, C. O. d. *Modelagem Computacional do grau de comprometimento pelo Fibro Edema Gelóide (Celulite) utilizando sistema de inferência fuzzy*. 134 p. Dissertação (Mestrado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial) — Programa de pós-graduação em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial, Faculdade de Tecnologia SENAI CIMATEC, Salvador, 2009. [1.1](#), [1.3](#)
- SANTOS, C. O. d. et al. Autoimagem genital feminina: um novo conceito de avaliação por meio de um modelo computacional baseado em lógica fuzzy. In: *XVIII Encontro Nacional de Modelagem Computacional e VI Encontro de Ciências e Tecnologia de Materiais*. Salvador/BA: Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto Politécnico (Campus da UERJ em Nova Friburgo, RJ) e SENAI CIMATEC (Salvador, BA), 2015. [1.3](#)
- SCHAUB, P. A.; WORRELL, T. W. EMG activity of six muscles and VMO:VL ratio determination during a maximal squat exercise. *Journal of sport rehabilitation*, v. 4, p. 195–202, 1995. [2.3](#)
- SENIAM. *European recommendations for surface Electromyography*. 2017. [Http://www.seniam.org](http://www.seniam.org). [2.5.2](#), [2.5.2](#), [4.3.1](#)
- SERATI, M. et al. Urinary symptoms and urodynamic findings in women with pelvic organ prolapse: Is there a correlation? results of an artificial neural network analysis. *European Urology*, v. 60, n. 2, p. 253–260, 2011. [4.3.3](#)
- SILER, W.; BUCKLEY, J. *Fuzzy Expert Systems and Fuzzy Reasoning*. 1ª. ed. New Jersey: John Wiley & Sons Interscience, 2005. 405 p. ([document](#)), [3.2](#), [3.1](#), [3.2.3](#), [3.3](#), [3.2.6](#)
- SIVANANDAM, S.; SUMATHI, S.; DEEPA, S. *Introduction to fuzzy logic using MATLAB*. 1ª. ed. Heidelberg: Springer, 2007. 430 p. [3.1](#), [3.2.5](#), [3.2.6](#)
- STANDRING, S. *Gray's Anatomia - A Base Anatômica da Prática Clínica*. 40ª. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. 1584 p. [2.2](#), [2.5](#)
- SUBASI, A. Medical decision support system for diagnosis of neuromuscular disorders using DWT and fuzzy support vector machines. *Computers in Biology and Medicine*, Elsevier, v. 42, n. 8, p. 806–815, 2012. [1.1](#), [★](#)
- SWINTON, P. a.; LLOYD, R.; KEOGH, J. W. L.; AGOURIS, I.; STEWART, A. D. A Biomechanical Comparison of the Traditional Squat, Powerlifting Squat, and Box Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 26, p. 1805–1816, 2012. [2.3](#)
- TAMANINI, J. T. N.; DAMBROS, M.; D'ANCONA, C. A. L.; PALMA, P. C. R.; Rodrigues Netto, N. Validação para o português do "International Consultation on Incontinence Questionnaire - Short Form" (ICIQ-SF). *Revista de Saude Publica*, v. 38, n. 3, p. 438–444, 2004. [2.4.3](#), [4.2](#)

- TANK, F. a. F.; SILVA, G. T. D.; OLIVEIRA, C. G. de; GARCIA, M. A. C. Influência da distância intereletrodos e da cadência de movimento no domínio da frequência do sinal de EMG de superfície. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 15, n. 4, p. 272–276, 2009. [2.5.2](#)
- THÉ, M. *Raciocacute inio Baseado em Casos uma Abordagem fuzzy Para Diagnacute ostico Nutricional*. 182 f p. Tese (Doutorado em Engenharia de Produção) — Programa de Pacute os-Graduação em Engenharia de Produção da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2001. [3.2](#), [4.3.2](#)
- THYSSEN, H. H.; CLEVIN, L.; OLESEN, S.; LOSE, G. Urinary Incontinence in Elite Female Athletes and Dancers. *International urogynecology journal*, v. 13, p. 15–17, 2002. [2.4.3](#), [5.3](#)
- TORTORA, G.; DERRICKSON, B. *Princípios de Anatomia e Fisiologia*. 14^a. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan - VitalBook file, 2016. ([document](#)), [2.5.2](#), [2.7](#), [2.5.2](#), [2.5.2](#)
- VERELST, M.; LEIVSETH, G. Are Fatigue and Disturbances in Pre-Programmed Activity of Pelvic Floor Muscles Associated with Female Stress Urinary Incontinence? *Neurourology and Urodynamics*, v. 23, n. 2, p. 143–147, 2004. [2.4.3](#), [2.5.2](#)
- VITTON, V. et al. Impact of High-Level Sport Practice on Anal Incontinence in a Healthy Young Female Population. *Journal of Womens Health*, v. 20, n. 5, p. 757–763, 2011. [2.2](#)
- WALSH, J. C.; QUINLAN, J. F.; STAPLETON, R.; FITZPATRICK, D. P.; MCCORMACK, D. Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during free squat weight lift training. *The American journal of sports medicine*, v. 35, p. 927–932, 2007. [2.3](#)
- WATARI, R. et al. Effect of diabetic neuropathy severity classified by a fuzzy model in muscle dynamics during gait. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 11, n. 1, p. 11, 2014. [★](#), [4.3.2](#), [5.3](#)
- WEI, G.; TIAN, F.; TANG, G.; WANG, C. A Wavelet-Based Method to Predict Muscle Forces From Surface Electromyography Signals in Weightlifting. *Journal of Bionic Engineering*, Jilin University, v. 9, n. 1, p. 48–58, 2012. [2.5.2](#)
- WESTPHAL, J. T. *Modelagem Difusa de um Sistema Especialista Médico: Avaliação dos Fatores de Internação em Crianças Queimadas*. 115 f p. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) — Programa de pós-graduação em ciência da Computação, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2003. [3.2.5](#)
- YU, X.; MENG, W.; XIANG, L. Comprehensive evaluation chronic pelvic pain based on fuzzy matrix calculation. *Neurocomputing*, Elsevier, p. 1–5, 2015. [1.1](#), [★](#), [3.2.6](#)
- ZADEH, L. Fuzzy algorithms. *Information and control*, v. 102, p. 94–102, 1968. [1.1](#), [3.2](#), [5.3](#)

Documentos

A.1 Função CALCFUZ - Apêndice A

Função da calculadora *fuzzy* - *Calcfuz*

```

function res =
calcfuz(entradasim500porcbasal37,indiceperformance30061710Rv52TRAP,arq
uisaiporcbasal37)
%UNTITLED Summary of this function goes here
% Detailed explanation goes here
% arqtxt arquivo de dados
% arqfuzzy modelo fuzzy
% arquisai Respostas do modelo
%res =
calcfuz('entradasim500porcbasal37.txt','indiceperformance30061710Rv52TRAP
.fis',
%'arquisaiporcbasal37.txt') escrever tudo isso para rodar
mat =load (entradasim500porcbasal37);% leitura do banco de dados TXT
a = readfis(indiceperformance30061710Rv52TRAP);% leitura do arquivo fuzzy

sai = evalfis(mat,a);

%d=size(mat(1))

arquisai37basalV2 = 'saidafuzzy37basalV2.txt';

save saidafuzzyporcbasal37.txt sai -ascii;

%fileID = fopen('saifopen.txt','w');
%fprintf(fileID,'%6s','r');
%fprintf(fileID,'%6.2f',sai);
%fclose(fileID);

res = ['Arquivo de saída gerada com sucesso. Arquivo gerado: '
arquisaiporcbasal37];

plot(sai);

end

```

A.2 Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - Anexo A



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da pesquisa: EXPLORANDO O COMPORTAMENTO DOS MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO FEMININO DURANTE A ATIVIDADE FÍSICA

Instituição: Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

A senhora está sendo convidada para participar, como voluntária, de uma pesquisa. Após ser esclarecida sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assinie ao final deste documento, que está em duas vias de igual teor. Uma via ficará com a senhora e a outra ficará com a pesquisadora. Em caso de recusa ou interrupção, você não será penalizada de forma alguma.

A senhora foi escolhida por ser praticante de academia há 3 meses ou por estar sedentária no momento. Trata-se de uma pesquisa que tem como objetivos: avaliar a relação da atividade física e as possíveis repercussões no assoalho pélvico, assim como verificar a relação entre a composição corporal (massa magra e gorda) e a atividade do assoalho pélvico. Há necessidade de estar em jejum neste momento da pesquisa e será oferecido o desjejum logo após este exame.

Inicialmente, a senhora ficará em uma sala fechada com apenas uma profissional fisioterapeuta e responderá a um questionário, onde deverá informar seus dados pessoais (idade, ocupação, escolaridade), após este questionário será aplicado mais três relacionados a queixas urinárias caso apresente alguma ("com que frequência você perde urina?", "quando você perde urina?") auto-imagem genital (exemplo de pergunta: "estou satisfeita com a aparência da minha genital?" "não sinto vergonha da minha genitália" e a função sexual (exemplo de perguntas: "Nas últimas 4 semanas com que frequência (quantas vezes) você sentiu desejo ou interesse sexual?"). Um outro questionário será aplicado para classificar a senhora como sedentária ou ativa (nível de atividade física). Após a resposta dos questionários, a senhora passará por um aparelho de bioimpedância que avaliará a composição corporal (exemplos: gordura, massa magra, peso, água no corpo...), um procedimento rápido no qual a senhora irá subir em uma balança e segurará com as duas mãos em uma barra, sem causar nenhuma sensação desagradável, utilizando roupas leves de academia ou biquini.

Permanecendo nesta sala reservada apenas com uma fisioterapeuta especializada, será colocado eletrodos na região vaginal com o objetivo de avaliar os sinais elétricos no repouso e nas contrações da musculatura dessa região. Além do que, será realizado um toque vaginal para avaliar a função dos músculos do assoalho pélvico, que estão localizados na região genital. A senhora estará deitada em uma maca, em posição ginecológica, com a região genital desnuda. Após realizado dessa avaliação a senhora vestirá a roupa e serão colocados demais eletrodos nas pernas, costas e região da barriga. Os eletrodos apenas captam os sinais elétricos não transmitindo nenhuma sensação desagradável.

Após esta avaliação e colocação dos eletrodos a senhora será encaminhada para a realização de três exercícios que a senhora já realiza na academia, que são o teste de carga máxima visando utilizar 70% da sua capacidade durante o agachamento (10 repetições) e a execução do salto vertical contra o movimento realizando 3 saltos consecutivos, com os eletrodos para avaliarmos os sinais elétricos dos músculos analisados durante essas atividades. Será filmado o momento do agachamento para analisar a biomecânica do movimento a após a coleta dos dados este vídeo será apagado.

O possível risco que a senhora pode apresentar é o desconforto e constrangimento na avaliação da região genital e resposta aos questionários, porém este risco será prevenido com o esclarecimento de todos os procedimentos que serão realizados, além do que a avaliação e resposta destes questionários serão realizadas em uma sala fechada, privada de modo que outras pessoas não

possam ver o interior da sala, nem entrar nela. Como benefícios essa pesquisa trará o conhecimento da sua ativação dos músculos do assoalho pélvico e a possibilidade de construção de um protocolo específico para a prevenção da biomecânica pélvica, ou seja, exercícios que minimizem os desajustes do assoalho pélvico, gerado pela atividade física. Caso a senhora possua alguma queixa urinária, podemos encaminhá-la ao serviço gratuito de reabilitação no Centro de Atenção ao Assoalho pélvico (CAAP) na Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública (EBMSP) com fisioterapeutas especializados.

Ressaltamos que não haverá identificação dos seus dados pessoais, pois serão de natureza confidencial, usados unicamente para fins de pesquisa. Os resultados somente utilizados para divulgação dos resultados em congressos e artigos científicos, sem divulgação do nome da participante.

Estou à disposição para esclarecer qualquer dúvida. A senhora pode sair da pesquisa a qualquer momento, sendo sua privacidade preservada e nenhum dano irá acontecer por isso.

Eu, _____, declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios da pesquisa e autorizo minha participação, para fins de pesquisa, sem divulgação da minha identidade.

Salvador, ___ de _____ de 20__.

Participante da Pesquisa



Impressão Digital

Patrícia Lordêlo

Responsável pela Pesquisa

Em caso de denúncia ou dúvida, entrar em contato com:

Comitê de Ética em Pesquisa – Bahiana

Endereço: Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública- Fundação Bahiana para o Desenvolvimento das Ciências. Av. Dom João VI, 275, Pav. II, 2º andar. CEP: 40.290-000, Salvador/Ba. Telefone: (71) 3276-8225

Pesquisadora responsável: Patrícia Lordêlo: (71) 8859-2400/3330-16-40 ou e-mail pvslordelo@hotmail.com ou pelo endereço: Rua José Eduardo dos Santos, n 147, sala 913, Rio Vermelho

A.3 Ficha de avaliação - Anexo B



ESCOLA BAHIANA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA
 CENTRO DE ATENÇÃO AO ASSOALHO PÉLVICO (CAAP)
 LABORATÓRIO DE ESTUDO DO MOVIMENTO (LABEM)
 Serviço de Fisioterapia e Educação Física
 Tel. (71) 3276-8280

FICHA DE AVALIAÇÃO

NÚMERO 00

Data: / /

Nome: _____
 Academia _____ Malha há mais de 3 meses? _____
 Modalidade _____ Possui alguma queixa urinária () Sim () Não
 Sedentária () Sim () Não Aceita participar da pesquisa? () Sim () Não
 Endereço: _____
 Tel.: _____ Idade: _____ Data de nascimento: / /
 E-mail _____ Whats app _____
 Profissão _____ Ocupação: _____ Escolaridade: _____
 Estado Civil: _____ Raça _____

DADOS GERAIS DE SAÚDE

Hipertensa () 1-Sim () 0-Não Dç. Cardíaca () 1-Sim () 0-Não AVC () 1-Sim () 0-Não. Local
 Diabética () 1-Sim () 0-Não Alteração Neuro () 1-Sim () 0-Não lesão _____
 Dç. Respiratória () 1-Sim () 0-Não Alt. Vascular () 1-Sim () 0-Não
 História de Dç. psiquiátrica (depressão, transtorno de ansiedade – c/ diag. médico.) ? () 1-Sim () 0-Não.
 Qual? _____

Medicamentos em uso (tipo, indicação) _____
 Cirurgias prévias ginecológicas (Quais e quando?) _____
 Alguma limitação ortopédica? (Qual?) _____

HISTÓRIA SOCIAL

Faz uso de suplementação? (Qual/ais?) () Carboidrato () Whey protein () Creatina () Cafeína () Efedrina
 Faz uso de ACO? () 1-Sim () 0-Não Qual o nome? _____
 Já fez ou faz uso de anabolizante e hormônio? (Qual/ais?) _____ Prescrito () 1-Sim () 0-Não
 Faz uso de diurético? () 1-Sim () 0-Não (Qual/ais?) _____
 Tabagismo () 1-Sim () 0-Não Cigarros/Dia _____ Há quanto tempo _____
 Etilismo () 1-Sim () 0-Não Frequência _____ Há quanto tempo _____
 Uso frequente: () 1-café () 2-chá preto () 3-bebidas carbonadas () 4-comidas apimentadas () 5-chocolate () 6-frutas cítricas
 Restrição do consumo de líquidos antes de começar ativ. física? () 1-Sim () 0-Não _____ Ingesta hídrica / dia
 Hábitos alimentares _____

HISTÓRIA GINECOLÓGICA

Iniciou a vida sexual? ()1-Sim ()0-Não Uso de DIU ()1-Sim ()0-Não Dor durante a relação sexual ()1-Sim ()0-Não

Ciclo Menstrual: ()0- Regular ()1- Irregular

DUM ___/___/___

Menopausa () 1-Sim () 0-Não Data ___/___/___ Reposição Hormonal () 1-Sim () 0-Não

_____ Há quanto tempo _____

Outros _____

QUEIXA URINÁRIA

IUE () 1-Sim () 0- Não Situação _____ IUU () 1-Sim () 0-Não _____

Tipo de perda: 1-GOTA _____ 2- JATO _____ 3-COMPLETA _____

HISTÓRIA OBSTÉTRICA

Gestações _____ Partos _____ Abortos _____ Tipo(s) de Parto(s) _____

Peso do maior RN _____ Ganho de Peso _____

Fórceps () 1-Sim () 0- Não Episiotomia (corte) ()1- Sim () 0-Não

EXAME FÍSICO

Circunferência Cintura _____ Circunferência Quadril _____ IMC _____

INSPEÇÃO ABDOMINAL

Constipação () 1-Sim () 0-Não () Impactação () 1-Sim () 0- Não Critérios de Roma III _____

Dor () 1-Sim () 0-Não Obs.: _____

AVALIAÇÃO PERINEAL

1- Cicatriz ()1- Sim ()0-Não QUAL (local): _____

2- Sensibilidade ()0- Normal () 1-Diminuída ()2- Aumentada (aplicar em "x")

3- Coloração vaginal ()0-Normal () 1-Esbranquiçada () 2-Avermelhada

4- Lubrificação ()0-Normal () 1-Diminuída () 2-Sem lubrificação

5- Consciência Perineal (inspeção) 0-() Presente () 1-Ausente () 1º Vez () A partir da 2º vez

6- Tônus ()2-Hipotônico () 1-Hipertônico ()0-Normal

7- HIPERATIVIDADE MUSCULAR ()1-Sim ()0-Não ()1-D ()2-E ()3- ambos

8- Aspecto da Vulva ()0-Trófico () 1-Atrófico

9- Períneo descendente () 1-Sim () 0-Não

10- Reflexos Anocutâneo()3-Arreflexia ()2-Hipo ()1-Hiper ()0- Normal

Bulbocavernoso ()3-Arreflexia ()2-Hipo ()1-Hiper ()0-Normal

Da tosse ()3-Arreflexia ()2-Hipo ()1-Hiper ()0- Normal

11- Prolapsos (AUTO REFERIDO) () 1-Cistocele () 2-Retocele () 3-Uterocele

Grau _____ ()0- não

12- Toque Vaginal ()1-Contraturas ()2-Dor _____ ()3-Ponto Gatilho _____ ()4-

Ardência ()0-Normal

13- Coordenação ()0- Sim ()1-Não _____

Força Perineal (AFA) (0-5) _____ P: _____ E: _____ R: _____ F: _____

Uso de musculatura. Acessória: () 1-abdominais () 2-adutores () 3-glúteos () 0- não

Palpação dinâmica () Paradoxal

Endurance: () >10 () 9-7 () 6-4 () 3-1 () 0

Força máxima (repetições): () >15 () 14-11 () 10-6 () 5-1 () 0

Relaxamento Consciente: () 0-Completo () 1-parcial () 2- incompleto () 3-ausente

Inconsciente: () Tosse () esforço

Diagnóstico fisioterapêutico dos músculos do assoalho pélvico

- Músculo do assoalho pélvico normal: músculos que podem voluntariamente e involuntariamente contrair e relaxar.
- Músculo do assoalho pélvico hiperativo: músculos que não relaxam ou podem até contrair quando o relaxamento é funcionalmente necessário, como durante a micção e a defecação.
- Músculo do assoalho pélvico hipoativo: músculos que não conseguem contrair quando é apropriado.
- Músculo do assoalho pélvico não funcional: músculo que não apresenta ação palpável.

AVALIAÇÃO COM ELETROMIOGRAFIA

Atividade elétrica no repouso (**DEITADA**): após 5 segundos _____ repouso _____ μV Hora _____

Atividade elétrica na contração máxima: _____ μV _____ vezes Hora _____

Atividade elétrica na contração submáxima sustentada: _____ μV _____ vezes Hora _____

Atividade elétrica no repouso (**EM PÉ**): após 5 segundos _____ repouso _____ μV Hora _____

Atividade elétrica na contração máxima: _____ μV _____ vezes Hora _____

Atividade elétrica na contração submáxima sustentada: _____ μV _____ vezes Hora _____

TESTE FÍSICO

AGACHAMENTO

1RM _____ Kg Quantas tentativas _____ 70% _____ kg

Observações: _____

SALTO

1º salto _____ Hora: _____

2º salto _____ Hora: _____

3º salto _____ Hora: _____

INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES _____

Assinatura pelos dados fornecidos (anamnese)

Avaliador responsável

A.4 Questionário ICIQ SF - Anexo C



ESCOLA BAHIANA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA
CENTRO DE ATENÇÃO AO ASSOALHO PÉLVICO (CAAP)
LABORATÓRIO DE ESTUDO DO MOVIMENTO (LABEM)
 Serviço de Fisioterapia e Educação Física
 Tel. (71) 3276-8280

ICIQ-SF

Nome: _____

Data de Hoje: ___/___/_____

Muitas pessoas perdem urina alguma vez. Estamos tentando descobrir quantas pessoas perdem urina e o quanto isso as aborrece. Ficaríamos agradecidos se você pudesse nos responder às seguintes perguntas, pensando em como você tem passado, em média nas ÚLTIMAS QUATRO SEMANAS.

1. Data de Nascimento: ___/___/_____ (dia / mês / ano)
2. Sexo: Feminino Masculino
3. Com que frequência você perde urina? (Assinale uma resposta)
 - 0 Nunca 0
 - Uma vez por semana ou menos 1
 - Duas ou três vezes por semana 2
 - Uma vez ao dia 3
 - Diversas vezes ao dia 4
 - O tempo todo 5
4. Gostariamos de saber a quantidade de urina que você pensa que perde (assinale uma resposta)
 - Nenhuma 0
 - Uma pequena quantidade 2
 - Uma moderada quantidade 4
 - Uma grande quantidade 6
5. Em geral, quanto que você perder urina interfere em sua vida diária? Por favor, circule um número entre 0 (não interfere) e 10 (interfere muito):

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Não interfere					Interfere muito					

ICIQ Escore: soma dos resultados 3 + 4 + 5 = _____

6. Quando você perde a urina? (Por favor assinale todas as alternativas que se aplicam à você)
 - Nunca
 - Perco antes de chegar ao banheiro
 - Perco quando tusso ou espirro
 - Perco quando estou dormindo
 - Perco quando estou fazendo atividades físicas
 - Perco quando terminei de urinar e estou me vestindo
 - Perco sem razão óbvia
 - Perco o tempo todo

"Obrigado por você ter respondido às questões"

A.5 Parecer Consubstanciado do CEP - Anexo D



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: Explorando a relação entre atividade física e alterações no assoalho pélvico: Projetando desafios

Pesquisador: PATRÍCIA VIRGÍNIA SILVA LORDÉLO GARBOGGINI

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 46685615.3.0000.5544

Instituição Proponente: Fundação Bahiana para Desenvolvimento das Ciências

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.283.626

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um adendo solicitando inclusão de novos integrantes na pesquisa, mudanças no cronograma e nova parceria. A pesquisadora responsável justifica a mudança no cronograma por não alcançar o N, assim, solicita prorrogação na data de término da coleta. Em relação a nova parceria, como não foi conseguido o financiamento por agência de fomento foi estabelecida a parceria com outra instituição para realização da avaliação de uma variável de alta confiabilidade (exame de bioimpedância).

Objetivo da Pesquisa:

-Objetivo Primário:

Verificar a relação da atividade física e as possíveis repercussões no assoalho pélvico.

-Objetivo Secundário:

- a. Testar a concordância da avaliação por meio da eletromiografia e avaliação funcional, além de desenvolver modelos computacionais para este fim;
- b. Desenvolver um software para avaliação específico para treinamento funcional associado a mecanismos de preservação da biomecânica pélvica;
- c. Desenvolver protocolo inovador e específico para treinamento funcional associado a

Endereço: AVENIDA DOM JOÃO VI, 275

Bairro: BROTAS

UF: BA

Município: SALVADOR

CEP: 40.290-000

Telefone: (71)3276-8225

E-mail: cep@bahiana.edu.br



Continuação do Parecer: 2.283.626

- mecanismos de preservação da biomecânica pélvica;
- d. Analisar a composição corpórea das pacientes e verificar a influência da massa magra, dos compartimentos e do tipo de gordura no assoalho pélvico;
- e. Propor um modelo computacional para identificação de padrão de comportamento muscular nas diferentes situações dos movimentos de salto vertical e agachamento, utilizando sistema inteligente baseados em lógica fuzzy;
- f. Analisar a composição corpórea das pacientes e verificar a influência das massas, magra e gorda, dos compartimentos no assoalho pélvico;
- g. Analisar a correlação entre a altura do salto vertical com a ativação dos músculos do assoalho pélvico; h. Avaliar a correlação do teste de 1 RM com a ativação dos músculos do assoalho pélvico;
- i. Analisar a correlação entre o teste de repetição máxima com a ativação dos músculos do assoalho pélvico;
- j. Verificar se a ativação dos músculos paravertebrais e glúteo máximo se correlacionam com maior ativação dos músculos do assoalho pélvico.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

O possível risco para esta pesquisa é o constrangimento ao ser avaliada a região genital sendo minimizado a realização desta em uma sala fechada e com profissionais especializados na área.

Benefícios:

Conhecer se a prática do exercício físico causa alguma repercussão no assoalho pélvico para que haja uma prática de intervenção para a prevenção desta área diminuindo assim possíveis disfunções

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um estudo de corte transversal com mulheres atletas com idade entre 18 a 45 anos. A população acessível será composta por mulheres convidadas em academias praticantes do cross fit, ao aceitar participar do estudo serão encaminhadas para o Laboratório de Estudos do Movimento (LABEM) localizado na Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública. O recrutamento das participantes será feito nas academias que liberaram a entrada dos pesquisadores (carta de anuência). Os sujeitos de pesquisa serão

Endereço: AVENIDA DOM JOÃO VI, 275

Bairro: BROTAS

UF: BA

Telefone: (71)3276-8225

Município: SALVADOR

CEP: 40.290-000

E-mail: cep@bahiana.edu.br



Continuação do Parecer: 2.283.626

convidados a participar e após assinatura TCLE, serão aplicados um questionário sócio-demográficos, além de uma anamnese básica desenvolvido para esta pesquisa e a aplicação do ICIQ-SF para a exclusão de queixas miccionais. Após realizado a aplicação dos questionários, será feita a avaliação física perineal por uma fisioterapeuta experiente com o objetivo de avaliar a função da musculatura do assoalho pélvico, em uma sala reservada e atendimento individualizado. A paciente ficará com a região genital desnuda, em decúbito dorsal, com membros inferiores abduzidos e flexionados, para avaliar a força muscular será realizado uma inspeção visual de simetria da contração, coordenação e um toque vaginal seguindo a escala de OXFORD para mensurar a contração e a mensuração da eletromiografia. A avaliação da ativação mioelétrica será realizada através do biofeedback eletromiográfico, Miotool 400 com alta precisão dos sinais de EMGs (14 Bits), 8 canais analógicos de entrada. Para a avaliação do Biofeedback serão colocados um eletrodo intra-cavitário descartável da marca MIOTEC na região vaginal e dois eletrodos de superfície no abdômen, a três dedos do examinador, na diagonal, três dedos abaixo da última costela do lado Direito do paciente, sobre o músculo oblíquo externo e um eletrodo externo sobre uma superfície óssea como terra. O protocolo de avaliação consistiu em (Glazer, 2009): a) avaliar o repouso em uma tela branca de 60 segundos; b) avaliar a Contração voluntária máxima (CVM); c) avaliar a capacidade da realização de contrações voluntárias máximas numa tela de 10 segundos, número de picos; d) avaliar capacidade de sustentação da contração por 10 segundos; monitorar a utilização de musculatura acessória abdominal. Após a mensuração da atividade elétrica da musculatura do assoalho pélvico o sujeito permaneceria com os eletrodos e será encaminhado para a realização dos exercícios descritos abaixo: O teste de 10 RMs será realizado seguindo as seguintes recomendações adaptadas de Kraemer e Fry (KRAEMER; FRY, 1995): 1) aquecimento de 5 a 10 repetições com cargas de 40 a 60% de 10-RM estimada; 2) descanso de um minuto, seguido de três a cinco repetições com 60% de 10-RM estimada e um descanso de três minutos; 3) incremento do peso tentando alcançar as 10 RMs em três a cinco tentativas, usando

Endereço: AVENIDA DOM JOÃO VI, 275

Bairro: BROTAS

UF: BA

Município: SALVADOR

CEP: 40.290-000

Telefone: (71)3276-8225

E-mail: cep@bahiana.edu.br



Continuação do Parecer: 2.283.628

cinco minutos de intervalo entre uma tentativa e a seguinte. O valor registrado será o de 10 repetições, com o peso máximo levantado na última tentativa bem-sucedida. No salto vertical contra o movimento (SVCM), o sujeito fica em pé com o tronco ereto e joelhos em extensão a 180°. Realizase o salto vertical com o contramovimento. A flexão do joelho acontece aproximadamente no ângulo de 120°, em seguida o executante faz a extensão do joelho, procurando impulsionar o corpo para o alto e na vertical, durante essa ação o tronco deve continuar sem movimento para evitar influência nos resultados. Os joelhos devem permanecer em extensão durante a fase de voo e aterrissagem. A análise do salto será realizada em uma plataforma de contato Jump System Pro® conectada ao software Jump Test Pro 1.0. De acordo com Ugrinowitsh et al., é uma plataforma composta de circuitos eletrônicos que mede o tempo em que o indivíduo fica sem contato com o mesmo, durante a execução do salto, com precisão de milissegundos, que calcula a elevação do centro de gravidade, em centímetros e milímetros, por meio da fórmula proposta por Bosco et al. :

$$\text{Altura do salto} = \text{tempo}^2 \times \text{gravidade} \times 8-$$

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

- Folha de rosto: totalmente preenchida e assinada pelo responsável institucional;
- Cronograma: discrimina as fases da pesquisa com início da coleta previsto para 07/04/17, entretanto faz uma observação que só iniciará a coleta após a aprovação desse projeto pelo CEP;
- Orçamento: o Pesquisador Responsável se compromete em estabelecer parcerias e submeter o projeto aos editais garantindo o orçamento para o desenvolvimento da pesquisa; -TCLE: adequado ao participante da pesquisa;
- Cartas de anuência anexadas e assinadas pelos responsáveis.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Após avaliação da solicitação da pesquisadora não há alteração no teor ético da pesquisa em curso sendo cabível a aprovação do presente adendo.

Considerações Finais a critério do CEP:

Endereço: AVENIDA DOM JOÃO VI, 275	CEP: 40.290-000
Bairro: BROTAS	
UF: BA	Município: SALVADOR
Telefone: (71)3276-8225	E-mail: cep@bahiana.edu.br



Continuação do Parecer: 2.283.626

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_703357E1.pdf	07/04/2017 18:47:28		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_Edfisica_ADENDO_070417.doc	07/04/2017 18:43:38	Carina Oliveira dos Santos	Aceito
Outros	IPAQ_SF_abril_16.docx	25/04/2016 22:24:22	Carina Oliveira dos Santos	Aceito
Outros	ICIQ_SF_abril_16.docx	25/04/2016 22:23:53	Carina Oliveira dos Santos	Aceito
Outros	Ficha_avaliacao.doc	25/04/2016 19:42:25	Cristina Aires Brasil	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	CARTA_ANUENCIA_UNEB.pdf	20/04/2016 22:46:20	Carina Oliveira dos Santos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	carta_anuencia_topfitness.pdf	10/09/2015 10:50:17	Carina Oliveira dos Santos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	carta_anuencia_semear.pdf	10/09/2015 10:49:25	Carina Oliveira dos Santos	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Atividadefisica_universal.doc	10/09/2015 10:47:14	Carina Oliveira dos Santos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	carta anuencia classica academia assinada.pdf	13/08/2015 12:05:06		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto Detalhado.pdf	30/06/2015 17:26:36		Aceito
Folha de Rosto	Folha de rosto - Pêlvico.PDF	30/06/2015 15:42:29		Aceito
Outros	INFORMAÇÕES SOCIODEMOGRAFICAS.pdf	30/06/2015 00:21:58		Aceito
Outros	FGSIS.pdf	30/06/2015 00:21:25		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto00 FAPESB.doc	29/06/2015 18:41:14		Aceito
Outros	FSFI.docx	29/06/2015 18:40:30		Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Carta anuência universal.pdf	25/06/2015 18:18:48		Aceito

Endereço: AVENIDA DOM JOÃO VI, 275

Bairro: BROTAS

UF: BA

Telefone: (71)3276-8225

Município: SALVADOR

CEP: 40.290-000

E-mail: cep@bahiana.edu.br



Continuação do Parecer: 2.283.626

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SALVADOR, 19 de Setembro de 2017

Assinado por:
Roseny Ferreira
(Coordenador)

Endereço: AVENIDA DOM JOÃO VI, 275

Bairro: BROTAS

UF: BA

Município: SALVADOR

CEP: 40.290-000

Telefone: (71)3276-8225

E-mail: cep@bahiana.edu.br

Comportamento dos Músculos do assoalho pélvico no agachamento: Modelo computacional em lógica fuzzy

Carina Oliveira dos Santos

Salvador, Março de 2018.