



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM

ENGENHARIA MECÂNICA

**“DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA
MEDIR DE FORMA MULTIDIRECIONAL A FORÇA DA
MUSCULATURA DO ASSOALHO PÉLVICO: UM ESTUDO
PILOTO”**

CRISTINA SAID SALEME

Belo Horizonte, Junho de 2007.

Cristina Said Saleme

**“DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA
MEDIR DE FORMA MULTIDIRECIONAL A FORÇA DA
MUSCULATURA DO ASSOALHO PÉLVICO: UM ESTUDO
PILOTO”**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Calor e Fluidos

Linha de Pesquisa: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa

Departamento de Engenharia Mecânica- UFMG

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2007

Aos meus queridos pais e irmãos.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Marcos Pinotti pela confiança, amizade, ensinamentos e pela oportunidade de integrar o grupo Labbio e desenvolver este trabalho.

Ao Prof. Dr. Agnaldo Lopes da Silva Filho pela confiança creditada na realização desta pesquisa.

Aos engenheiros Sara Del Vecchio e Daniel Neves por toda dedicação e companheirismo ao longo deste estudo.

Às amigas: Angélica Rodrigues de Araújo, Giovana Mendes de Amaral, Fabrina Maia e Thaís Guimarães por sua imensa paciência, amizade companheirismo e ajuda ao longo destes anos de mestrado.

Ao Alexandre Teixeira da Empresa Bios Eletrônica e Informática Ltda pela ajuda inestimável na montagem do sistema e na aquisição de dados e pelo suporte conferido durante o processo de calibração.

Ao Doutor Jorge Saffar do Setor de Testes Físicos do Cetec.

Aos Senhores João Batista e Joércio Emílio Arruda da oficina de Física da UFMG.

A todos os amigos do Labbio pelo incentivo e compreensão.

Aos professores e funcionários do Departamento de Engenharia Mecânica – DEMEC.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, CAPES, pelo auxílio financeiro.

Ao Conselho Nacional de Pesquisas (CNPQ), pelo auxílio financeiro concedido a esta pesquisa.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	6
LISTA DE QUADROS	8
NOMENCLATURA	9
LISTA ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	10
RESUMO	11
1. INTRODUÇÃO	12
2. CONSIDERAÇÕES INICIAIS	15
3. OBJETIVOS.	21
3.1. Objetivo geral	21
3.2. Objetivos específicos	21
4. REVISÃO DA LITERATURA	22
5. MATERIAL E MÉTODO	35
5.1. Sistema de Medição	35
5.1.1 A sonda	35
5.1.2. Sistema de aquisição de dados e software de captura	36
5.2. Metodologia de calibração	39
5.3. Metodologia clínica	41
5.3.1 Medidas de avaliação e procedimento	42
5.4. Análise estatística	45
6. RESULTADOS	46
6.1 Características demográficas das participantes da pesquisa	46
6.2 Curvas de calibração dos sensores	46
6.3 Perfil da contração do assoalho pélvico	49
6.4. Análise da correlação entre as técnicas toque bidigital e protótipo desenvolvido	54
7. DISCUSSÃO	56
8. CONCLUSÕES	63
9. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	64
ABSTRACT	65

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66
ANEXO A	A-1
ANEXO B	B-1
ANEXO C	C-1
ANEXO D	D-1

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1. Corte sagital da pelve feminina e das vísceras pélvicas.	15
FIGURA 2.2. Vista do plano médio da musculatura do assoalho pélvico.	16
FIGURA 2.3. Vista do plano profundo da musculatura do assoalho pélvico.	17
FIGURA 2.4: Corte Coronal do Assoalho Pélvico	18
FIGURA 4.1: Peritron	27
FIGURA 4.2: Cones Vaginais	32
FIGURA 5.1.Sonda multidirecional: (a) Vista isométrica, (1) cilindro principal; (b) Vista mostrando suas subdivisões (2) unidade inferior; (3) unidade média; (4) unidade superior e (5) sensor SFR.	36
FIGURA 5.2. Referencia de tensão.	37
FIGURA 5.3. Software Sistaquisic.	38
FIGURA 5.4. Máquina de ensaios MUE com dispositivo de translação acoplado.	40
FIGURA. 6.1. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 1; (b) ciclos descendentes do sensor 1 e (c) todos os ciclos de calibração.	47
FIGURA. 6.2: Perfil da contração do assoalho pélvico da participante 6, sendo (1) dados de base; (2) primeira contração; (3) segunda contração e (3) terceira contração.	50
FIGURA 6.3: Perfil da contração da participante 6.	50
FIGURA. 6.4: Resposta dos sensores correspondentes a parede lateral esquerda do canal vaginal.	51
FIGURA. 6.5: Resposta dos sensores correspondentes a parede inferior do canal vaginal.	52
FIGURA. 6.6: Resposta dos sensores correspondentes a parede lateral direita do canal vaginal.	52
FIGURA. 6.7: Resposta dos sensores correspondentes a parede superior do canal vaginal.	53

FIGURA 6.8: Comparação das avaliações do Toque bidigital vaginal e do Protótipo desenvolvido.	55
FIGURA B.1. Configuração do sensor SFR.	B-1
FIGURA B.2. Gráfico resistência <i>versus</i> força do sensor SFR.	B-2
FIGURA. C.1. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 2; (b) ciclos descendentes do sensor 2 e (c) todos os ciclos de calibração.	C-2
FIGURA. C.2. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 3; (b) ciclos descendentes do sensor 3 e (c) todos os ciclos de calibração.	C-3
FIGURA. C.3. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 4 ; (b) ciclos descendentes do sensor 4 e (c) todos os ciclos de calibração.	C-4
FIGURA. C.4. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 5 ; (b) ciclos descendentes do sensor 5 e (c) todos os ciclos de calibração.	C-5
FIGURA. C.5. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 6 ; (b) ciclos descendentes do sensor 6 e (c) todos os ciclos de calibração.	C-7
FIGURA. C.6. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 7 ; (b) ciclos descendentes do sensor 7 e (c) todos os ciclos de calibração.	C-8
FIGURA. C.7. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 8 ; (b) ciclos descendentes do sensor 8 e (c) todos os ciclos de calibração.	C-9
FIGURA D.1: Perfil de contração da participante 1.	D-1
FIGURA D.2: Perfil de contração da participante 2.	D-2
FIGURA D.3: Perfil de contração da participante 3.	D-2
FIGURA D.4: Perfil de contração da participante 4.	D-3
FIGURA D.5: Perfil de contração da participante 5.	D-4
FIGURA D.6: Perfil de contração da participante 7.	D-4
FIGURA D.7: Perfil de contração da participante 8	D-5
FIGURA D.8: Perfil de contração da participante 9	D-6
FIGURA D.9: Perfil de contração da participante 10.	D-6

LISTA DE TABELAS E QUADROS

QUADRO 4.1: Diferentes métodos de quantificação de força e habilidade de contração.	23
QUADRO 4.2: Resumo das vantagens e desvantagens dos diferentes métodos capazes de avaliar a força da musculatura do assoalho pélvico.	33
TABELA 5.1: Ciclos de Calibração.	41
TABELA 5.2: Escala Modificada de Oxford.	43
TABELA 6.1: Características demográficas das mulheres participantes da pesquisa.	46
TABELA 6.2: Coeficientes de Determinação frente aos diferentes carregamentos de cada sensor.	48
TABELA 6.3: Valores de força média desenvolvidos por cada paciente.	54

NOMENCLATURA

Letras latinas

x, y, z	Eixos coordenados do espaço tridimensional
S	Raiz nervosa sacral

Letras gregas

Ω	Ohm
ρ	Teste de Spearman

Subscritos

cc	Referente a corrente contínua
ss	Referente ao sensor SFR
s	Referente ao coeficiente de spearman
2	Referente a segunda raiz sacral
4	Referente a quarta raiz sacral

Sobrescritos

2	Quadrado da função ou do número
$1/2$	Raiz quadrada da função

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

MAP	Músculos do Assoalho Pélvico
SFR	Sensores de força resistivos
CETEC	Centro Tecnológico do Estado de Minas Gerais
MEU	Máquina de Ensaio Universal
COEP	Comitê de Ética e Pesquisa
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas.
kN	Kilonewton
Hz	Hertz
mm	Milímetro
mm/s	Milímetro por segundo
Mm/min	Milímetros por minuto
mmHg	Milímetros de mercúrio
Kg/m ²	Kilograma/ metro ao quadrado
R ²	Coefficiente de determinação
KΩ	Quilo ohm
RS	Porta serial
r _s	Coefficiente de Spearman
G	Gramas
N	Newton
S	Segundo
°	Graus
PC	Personal computer
V _{ss}	Varição de tensão no sensor
V	Tensão (diferença de potencial)
Amp. Op.	Amplificador Operacional
A/D	Analógico/Digital
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica

RESUMO

Incontinência urinária e prolapso pélvico são disfunções uroginecológicas que apresentam um impacto significativo na função sexual e na qualidade de vida das mulheres. Tratamentos cirúrgicos, medicamentosos e fisioterápicos representam opções terapêuticas para essas afecções. Além disso, o assoalho pélvico está envolvido diretamente na biomecânica destas disfunções, sendo a medição de sua força de extrema importância para o traçado do prognóstico dessas doenças e para a análise dos resultados do tratamento fisioterápico. Toque bidigital vaginal, perineômetros, dinamômetros e cones vaginais são alguns dos dispositivos utilizados para avaliação de força do assoalho pélvico. Contudo, não existe um padrão ouro (padrão primário) para medir a força perineal. Neste contexto, surgiu a necessidade de se projetar um instrumento capaz de medir a força da musculatura do assoalho pélvico de forma multidirecional. Sendo assim, o objetivo deste projeto foi desenvolver um protótipo de um instrumento de medição da força dos músculos do assoalho pélvico com adequada morfologia ao canal vaginal, calibração, correlação com a técnica do toque manual e perfil da força ao longo do canal vaginal. O projeto consiste de uma sonda de formato cilíndrico e 100 mm de comprimento com oito sensores de força acoplados a quatro sistemas de barras móveis em cada lado da sonda. O sistema de medição inclui, além da sonda, uma placa de aquisição de dados e um programa de processamento e apresentação dos resultados. O novo protótipo apresentou uma correlação de 0,93 a 0,99 entre os dados de calibração, valores de força médios de 0 N a 6 N e moderada correlação com o toque bidigital vaginal. Os resultados de medição obtidos com o instrumento proposto o credenciam como uma ferramenta promissora na realização de medidas objetivas da força do assoalho pélvico.

Palavras-chave: Assoalho Pélvico, Incontinência Urinária, Prolapso Vaginais, Sensores de Força Resistivos, Medição de Força Muscular.

1. INTRODUÇÃO

Fisioterapia é uma área do conhecimento da saúde que tem como objetivo o estudo do movimento humano em todas as suas formas de expressão e potencialidades, quer nas suas alterações patológicas, quer nas suas repercussões orgânicas e psíquicas. Além disso, visa preservar, desenvolver ou restaurar a integridade de órgãos, sistemas ou funções, desde a elaboração do diagnóstico físico e funcional, eleição e execução dos procedimentos fisioterápicos pertinentes a cada função (COFFITO, 1987).

Historicamente, a Fisioterapia foi regulamentada como profissão no Brasil em 1969. Porém, a demanda por serviços que tratassem de seqüelas físicas ocorreu anteriormente a essa data, na época da segunda guerra mundial (BARROS, 2003). Inicialmente, suas especialidades eram as áreas de Ortopedia, Neurologia e a Respiratória. Mais tarde, outras especialidades foram integradas, como por exemplo, a Ginecologia e Obstetrícia que se tornou obrigatória no curso de graduação a partir de 1986.

A fisioterapia aplicada a Ginecologia e Obstetrícia abrange o conhecimento do desenvolvimento fisiológico e patológico do aparelho genital feminino e a intervenção fisioterápica nas disfunções dos músculos do assoalho pélvico como, por exemplo, incontínências urinárias e prolapso pélvicos e nas patologias ginecológicas e obstétricas (MORENO, 2004).

Atualmente, a Fisioterapia é considerada a primeira linha de tratamento para patologias como a incontínência urinária de esforço (BO *et al.*, 2005 a; BO *et al.*, 2004a). Os sucessos dos programas de reabilitação dependem, entretanto, de uma avaliação criteriosa e cuidadosa do indivíduo e, especificamente, do assoalho pélvico (BARACHO, 2002). Quantificar objetivamente os distúrbios relatados pelo indivíduo e identificados ao exame clínico é o primeiro passo para uma avaliação e programa de tratamento fisioterápico adequado (MORENO, 2004).

Testes padronizados são usados para documentar a evolução do tratamento fisioterápico, antes de seu início, ao longo do tratamento e após o término do mesmo. Estes testes são formas de avaliação que se baseia em procedimentos uniformes e padronizados que são submetidos a um rigoroso processo de desenvolvimento. Os procedimentos sistematizados direcionam os fisioterapeutas a introduzirem em seu dia a dia o conceito de escalas de medidas, abandonando, então, as avaliações consideradas subjetivas que, muitas vezes, estão sujeitas a parâmetros individuais de julgamento (SAMPAIO *et al.*, 2002).

A avaliação do assoalho pélvico utiliza vários critérios subjetivos (BO *et al.*, 2005a), instrumentos que avaliam indiretamente a força do assoalho pélvico e exames complementares caros (BO *et al.*, 2003 a; DIETZ *et al.*, 2002) que muitas vezes não são aplicáveis à prática clínica ou utilizada de forma adequada.

Desta forma, sistemas de medição de baixo custo, quantitativos e de fácil aplicação clínica foram os fatores primordiais que fizeram emergir o interesse pelo estudo de formas possíveis de avaliação do assoalho pélvico capazes de realizar a quantificação da força de seus músculos.

Esta dissertação está dividida em nove capítulos. O Capítulo 2 apresenta as considerações iniciais da anatomia, fisiopatologia e avaliação do assoalho pélvico. O Capítulo 3 apresenta os objetivos deste trabalho. O Capítulo 4 apresenta a revisão de literatura dos instrumentos utilizados para medir a força do assoalho pélvico. No Capítulo 5 são apresentados o material e o método utilizados: sistema de medição, a sonda, sistema de aquisição de dados e software de aquisição, metodologia de calibração, metodologia clínica, análise estatística. O sexto Capítulo apresenta os resultados com o desenvolvimento do novo protótipo. O Capítulo 7 apresenta a discussão dos resultados obtidos neste estudo. Finalizando o trabalho e compondo os Capítulos 8 e 9, onde é apresentada a conclusão, a sugestão para trabalhos futuros e a referência bibliográfica utilizada. O ANEXO A apresenta o Termo de Consentimento livre esclarecido. O ANEXO B apresenta um breve conceito dos sensores

SFR, o ANEXO C apresenta os resultados obtidos do processo de calibração e finalizando, o ANEXO D apresenta os resultados obtidos para o perfil da musculatura do assoalho pélvico das demais participantes.

2. CONSIDERAÇÕES INICIAIS

A pelve ocupa uma posição intermediária entre os membros inferiores e o tronco (BLANDINE, 1991). É constituída por dois ossos ilíacos articulados posteriormente com o sacro e anteriormente entre si com a sínfise púbica. As paredes da cavidade pélvica afinam-se para baixo como um funil. Na pelve há duas aberturas: a superior, que contém os órgãos abdominais e a inferior, que abriga parte da bexiga e sistema genital, além da porção final do tubo digestivo. A cavidade inferior da pelve liga-se ao assoalho pélvico (estrutura formada por músculos, ligamentos e fáscias), que se fixa nas paredes pélvicas e fecha a cavidade inferior da pelve (REIS *et al.*, 2002). A FIG 2.1 mostra um corte sagital da região pélvica feminina, evidenciando algumas das estruturas descritas. Os músculos que compõem o assoalho pélvico são inervados pelo nervo pudendo, que são feixes das raízes nervosas de S₂ – S₄¹. Estes músculos são divididos em três planos: superficial, médio e profundo (SAPSFORD, 2004a; BO *et al.*, 2001). O plano superficial é constituído pelo períneo. Este corresponde à saída da pelve sendo composto pelos músculos: transversos superficial do períneo, isquiocavernoso; bulbocavernoso (ou bulboesponjoso) e esfíncter do ânus (DEVREESE *et al.*, 2004; SAPSFORD, 2004a; GRAY, 1988).

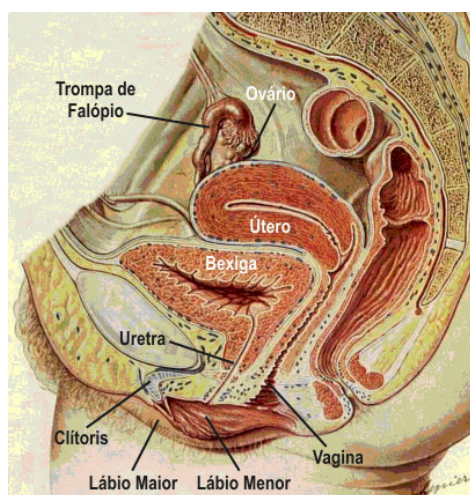


FIGURA 2.1: Corte sagital da pelve feminina e das vísceras pélvicas.

FONTE - Atlas de anatomia Netter (2001)

¹Raízes Nervosas Sacrais de S2 S4

No plano médio, também chamado de diafragma urogenital, têm-se os músculos transversos profundo do períneo e esfíncter externo da uretra. O músculo transverso profundo do períneo é recoberto interna e externamente por membranas fasciais. Este músculo com sua fáscia superior e inferior constituem, em conjunto, o diafragma urogenital (GRAY, 1988). O músculo esfíncter externo da uretra envolve todo o comprimento da porção membranácea da uretra e é formado por três pequenos músculos: compressor da uretra, esfíncteriano e uretro-vaginal. Quando contraídos estes três músculos aumentam a pressão intra-uretral, ajudando a manter a continência urinária (WESTER *et al.*; 1998). A FIG. 2.2 mostra a disposição destas estruturas anatômicas.

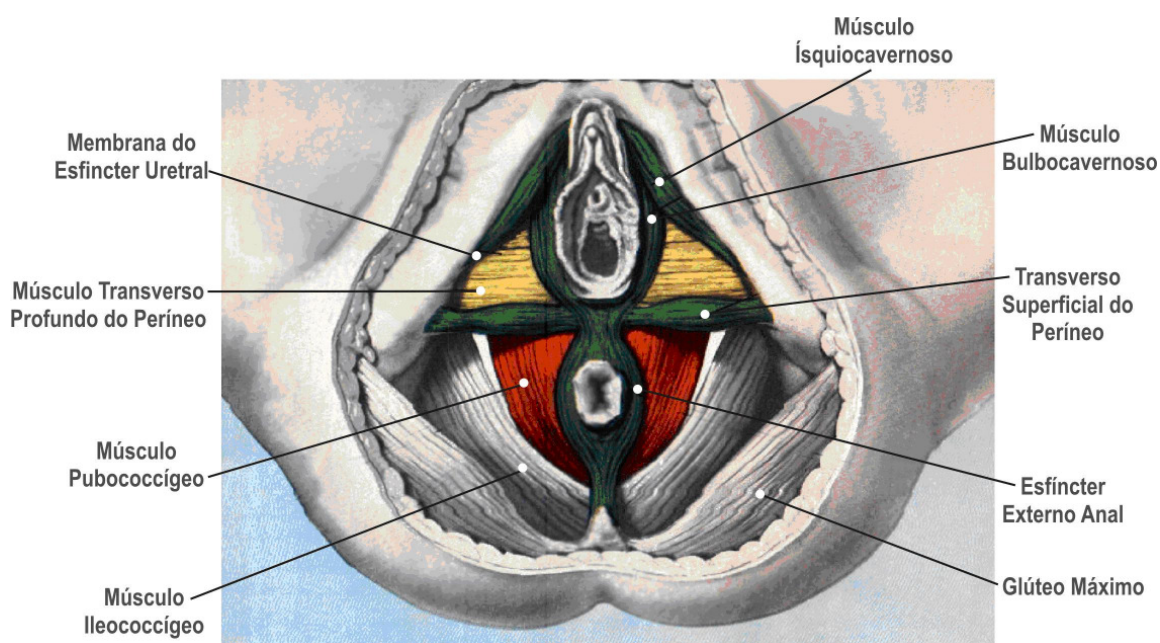


FIGURA 2.2: Vista do plano médio da musculatura do assoalho pélvico.

FONTE—Altas de anatomia Netter (2001).

O plano profundo, também chamado de diafragma pélvico, é constituído pelos músculos levantador do ânus e coccígeo. (DE LANCEY *et al.*, 1998; GRAY, 1988). De acordo com Grosse e Sengler (2002), o levantador do ânus é dividido em uma parte externa, esfíncteriana, e uma interna, elevadora, não havendo interligação entre esses dois feixes. A parte externa é composta pelos feixes dos músculos pubococcígeo e iliococcígeo e é reforçada pelo músculo isquiococcígeos. Já a parte interna do levantador do ânus, mais

espessa, é composta pelos feixes pubovaginal e puborretal. A FIG 2.3 mostra os músculos que compõem o plano profundo do assoalho pélvico.

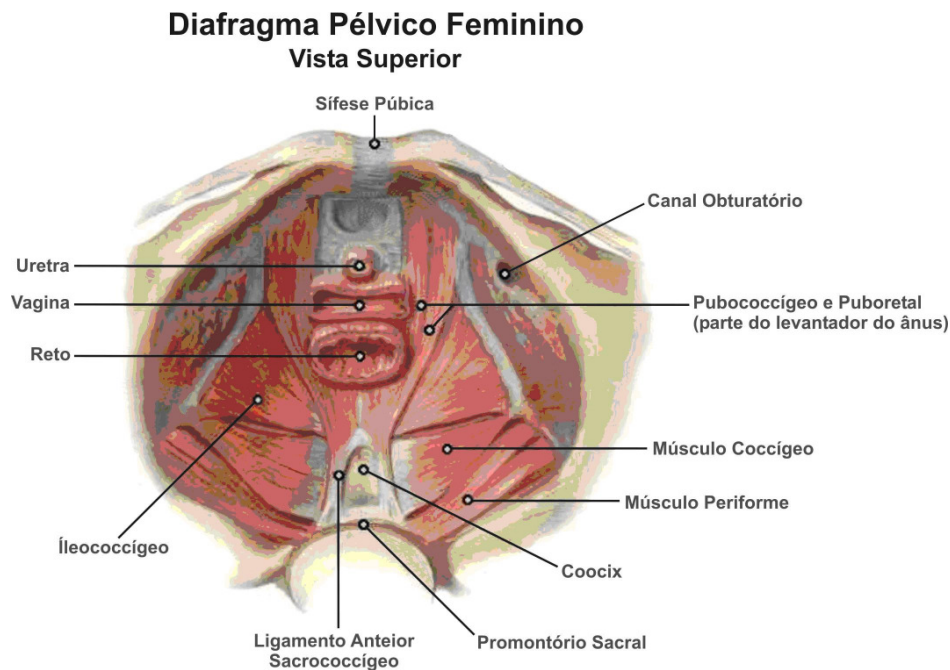


FIGURA 2.3: Vista do plano profundo da musculatura do assoalho pélvico.

FONTE—Atlas de anatomia Netter (2001).

A Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde é um sistema de classificação em saúde aprovado pela Organização Mundial de Saúde que tem como objetivo geral proporcionar uma linguagem unificada, padronizada e uma estrutura que descreva a saúde e os estados relacionados a ela (CIF, 2003).

O assoalho é a componente estrutura da CIF classificado como S620, sendo que esta estrutura abrange fáscias, ligamentos e músculos que recobrem a pelve inferiormente (CIF, 2003).

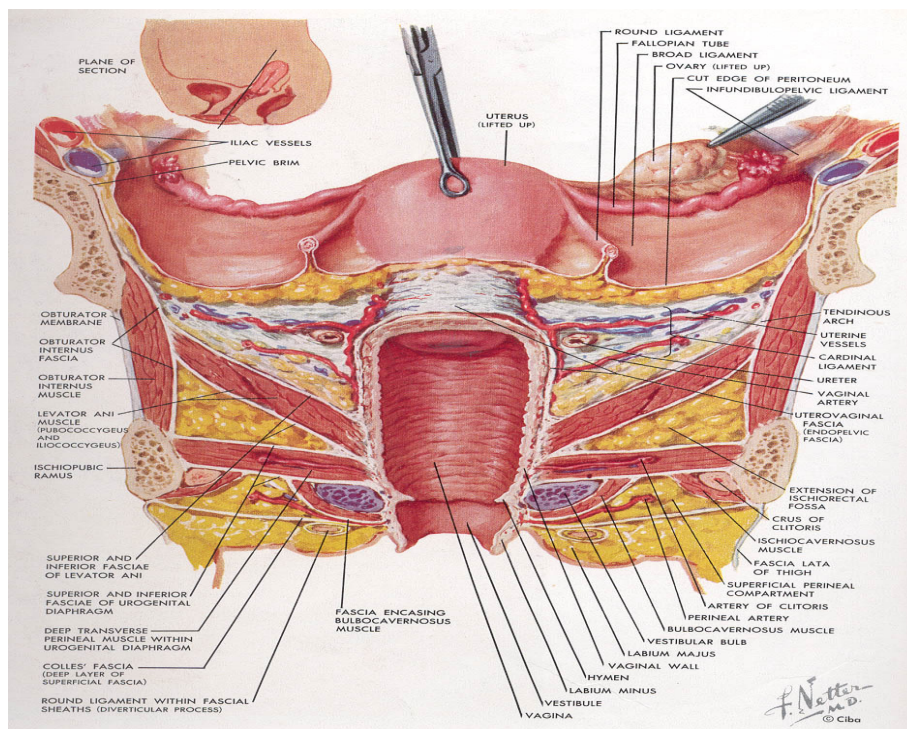


FIGURA 2.4: Corte Coronal do Assoalho Pélvico

FONTE—Altas de anatomia Netter (2001).

A função do assoalho pélvico é a habilidade de realizar uma contração correta, ou seja, uma contração em massa que por sua vez implica em elevação e fechamento nos meatos uretral, vaginal e anal (BO *et al.*, 2005b; BUMP, 1991). Cada músculo do assoalho pélvico possui diferentes direções de fibras, e se cada um desses músculos pudesse contrair isoladamente, estes produziriam funções diferentes (BO, 2004a). Entre as outras funções dos músculos do assoalho pélvico, temos o suporte das estruturas pélvicas e abdominais, o auxílio na expulsão do feto durante o parto, a manutenção da continência através do fechamento das aberturas uretral, vaginal e anal por meio de sua contração anterior e cefálica; a função na estática pélvica; o papel na inibição nervosa e na função sexual (BAYTUR *et al.*, 2005; GROSSE e SENGLER, 2002; RETZKY *et al.*, 1995).

A deficiência dos músculos do assoalho pélvico são as disfunções que inclui um grupo de condições que afetam a mulher adulta e abrange os prolapso de órgãos, incontinência

urinária, incontinência fecal e outras anormalidades sensoriais e de esvaziamento do trato gastro-intestinal e trato urinário inferior (WEBER *et al.*, 2004).

As disfunções dos MAP ou a “síndrome funcional” foi diagnosticada pela primeira vez por Arnold Kegel, em 1948. Segundo Kegel, nesta síndrome ocorre uma perda ou ausência primária da consciência e coordenação das estruturas neuromusculares do assoalho pélvico, podendo levá-las a atrofia por desuso. Esta “síndrome” é classificada atualmente pela CIF como componente incapacidade (BO, 2005). Informações sobre as alterações fisiológicas que geram as disfunções do assoalho pélvico ainda são escassas. Porém, a combinação de múltiplos fatores em um indivíduo pode desencadear uma patologia associada (WEBER *et al.*, 2004).

Kegel (1948) acreditando que esta musculatura respondia à medida que promovessem a sua contração, estudou e aplicou clinicamente por dezessete anos o que denominou de terapia fisiológica. Esta consistia em exercícios para fortalecimento da musculatura do assoalho pélvico (MOREIRA *et al.*, 2001; MOREIRA e AMARO, 1999). Esta terapia tem como objetivo a melhora da qualidade de vida e das atividades de vida diária da mulher reduzindo desta forma, o componente, participação e atividade da CIF (BO, 2005).

A disfunção mais comum do assoalho pélvico é a incontinência urinária (OLSEN *et al.*, 1997). Incontinência urinária é definida pela Sociedade Internacional de Continência como qualquer perda involuntária de urina. A prevalência desta patologia varia entre 9% a 72% em mulheres da comunidade na faixa etária de 17 a 79 anos (ABRAHAMS *et al.*, 2002).

O mecanismo de continência urinária é mantido por inúmeros fatores como: contração da musculatura estriada lisa da parede uretral, coaptação da mucosa uretral, ligamentos e fâscias intactos que suportam os órgãos pélvicos, adequado posicionamento do colo vesical e do assoalho pélvico (BO *et al.*, 2005a). Se a causa da incontinência urinária forem os demais fatores supracitados, que não a função inadequada do assoalho pélvico, então o fortalecimento do assoalho pélvico, que é a primeira linha de tratamento para essa disfunção, não se aplica como terapia (BO *et al.*, 2005b).

Segundo Dinubile (1991) a contração máxima da musculatura esquelética do assoalho pélvico é capaz de levar ao fortalecimento destes músculos. A força máxima é consequência da máxima tensão gerada por um grupo de músculos e esta força reflete a potência, a resistência e o status funcional destes músculos (SHULL, 2002).

Os fatores que contribuem para o aumento de força são listados a seguir: eficiência de ativação de unidades motoras, frequência de disparo das unidades motoras, hipertrofia nas fibras musculares do tipo I (contração lenta) e do tipo II (contração rápida), área de secção transversa do músculo, relação do comprimento-tensão do músculo no momento da contração, velocidade de contração da musculatura em questão e pela motivação da paciente (DINUBILE, 1991; KISNER, 1988).

A avaliação da força da musculatura do assoalho pélvico é um importante parâmetro para o diagnóstico clínico e para pesquisas que investigam as disfunções e tratamento do assoalho pélvico (PESCHERS *et al.*, 2001). A via de acesso para essa avaliação é o canal vaginal. A vagina é um canal músculo-membranoso que se estende da vulva até o útero. Mede de 80 a 100 mm de comprimento e possui diâmetro médio de 40 mm (DE LANCEY, 1998). Situa-se entre a bexiga e o reto, sendo sustentada principalmente pelos ligamentos cardinais e pelos músculos do assoalho pélvico. Sua musculatura, por ser elástica, tem a propriedade de se distender a diferentes diâmetros (BARACHO, 2002).

Apesar de existirem inúmeras técnicas para avaliar a força dos músculos do assoalho pélvico, a confiabilidade e a validade dos métodos disponíveis estão abertas a questionamentos (BO, 1992), principalmente pela não existência de nenhum padrão ouro (padrão primário) para medir esta força (SARTORE, 2003). Tal fato cria a necessidade de desenvolver um dispositivo para medir a força dos músculos do assoalho pélvico por via vaginal com a função de avaliação quantitativa de pré-tratamento e pós-tratamento de disfunções do assoalho pélvico.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

O objetivo deste trabalho foi projetar, construir, testar e analisar um instrumento capaz de medir de forma multidirecional, por via vaginal, a força dos músculos do assoalho pélvico.

3.2 Objetivos específicos

1. Avaliar, por meio de um estudo piloto, a aplicabilidade do protótipo desenvolvido;
2. Realizar correlação entre a técnica de toque bidigital vaginal e o protótipo desenvolvido.
3. Realizar a calibração do sistema de medição.

4. REVISÃO DA LITERATURA

A avaliação funcional e da força da musculatura do assoalho pélvico é essencial não só para o planejamento terapêutico como também, para detectar mudanças funcionais e de força dos músculos do assoalho pélvico após intervenções (MORENO *et al.*, 2004). O terapeuta tem um papel decisivo no sucesso do tratamento fisioterápico ao permitir a adequação do planejamento terapêutico pela avaliação (PESCHERS *et al.*, 2001). Outro importante objetivo da avaliação funcional é proporcionar às mulheres com função debilitada do assoalho pélvico, bem como às mulheres com o assoalho funcionalmente íntegro a noção da capacidade de contração desta musculatura (HANH *et al.*, 1996).

Métodos para avaliar a função e a força do assoalho pélvico podem ser categorizados em (BO *et al.*, 2005a):

- Métodos para medir a habilidade de contração;
- Métodos para quantificar a força.

Cada um destes métodos mede diferentes parâmetros do assoalho pélvico, como a máxima força gerada, a movimentação de vísceras e dos músculos, habilidade de contração, potenciais de ação, duração da contração, entre outros. Em geral, quando se realizam medições de força muscular do assoalho pélvico é difícil isolar a musculatura em questão dos músculos acessórios (abdominais, glúteos e adutores) (DINUBILE, 1991). Logo, as pacientes avaliadas necessitam de orientação de como realizar a contração adequada do assoalho pélvico e de tempo para assimilar este novo comando. Portanto, uma situação de teste, muitas vezes, não reflete a função completa dos músculos do assoalho pélvico, e a generalização dos resultados deste para a atividade do mundo real (validade externa) precisa ser estabelecida (BO *et al.*, 2005a; LOSE *et al.*, 1998).

Quando resultados de testes são descritos, é importante especificar o equipamento utilizado, a posição durante o teste, o procedimento do teste, instruções e motivações conferidas e os parâmetros testados (BO *et al.*, 2005a).

Entre os métodos existentes para medir a habilidade de contração há a observação clínica, a palpação vaginal, o ultra-som e a eletromiografia. Já os métodos que se aplicam para avaliar a força do assoalho pélvico são: palpação vaginal, perineômetros (e suas variações), dinamômetro e cones vaginais.

O QUADRO. 4.1 apresenta os diferentes métodos existentes capazes de avaliar a habilidade de contração do assoalho pélvico e aqueles que permitem a medição de sua força.


QUADRO 4.1 - Diferentes métodos de quantificação de força e habilidade de contração.

Método	
Observação clínica	
Definição	A observação clínica é um método qualitativo que detecta um fechamento anal, um aperto da parede vaginal posterior e um fechamento do intróito vaginal (SCHULL, 2002). Bo <i>et al.</i> (2001) e Dougherty <i>et al.</i> (1998) relatam que a observação clínica do movimento de elevação do assoalho pélvico durante uma contração correta é o passo inicial para a medida da função muscular local. No entanto, esse movimento pode ser criado apenas pela contração da musculatura perineal superficial, não exercendo influência no mecanismo de fechamento uretral. De maneira oposta, pode ocorrer uma contração adequada da musculatura sem movimento externo visível. Particularmente em indivíduos obesos, essa elevação do assoalho pélvico pode ser difícil de ser notada.
Vantagens	É uma técnica aplicável a população de qualquer idade, custo financeiro baixo e capaz de visualizar a contração associada com a tosse e com a atividade dos músculos acessórios.
Desvantagens	É subjetiva, não consegue distinguir independentemente força das paredes lateral direita, esquerda e inferior. Observa atividade somente da camada superficial do assoalho pélvico, assumindo que camada profunda responde da mesma forma.

Método	
Palpação vaginal	
Definição	<p>É a palpação dos músculos do assoalho pélvico por via vaginal. Geralmente é realizada com as pacientes em decúbito dorsal, joelhos fletidos e pernas afastadas. A posição do dedo do examinador e a quantidade de dedos usados para avaliar têm variado nos estudos. Kegel sugere a utilização de dois dedos para realização do procedimento (HANH <i>et al.</i>,1996).</p> <p>No exame vaginal, solicita-se à paciente que contraia e mantenha a contração dos músculos perineais, localizados no teço médio da vagina (SHULL <i>et al</i>, 2002), ao redor do dedo do examinador. A graduação da capacidade de contração e da força dessa musculatura é feita através de diferentes escalas (MORENO, 2004). A escala de Oxford é uma das mais utilizadas (ISHERWOOD, 2000) para graduação da força e da contração muscular sendo: grau 0 (ausência de resposta muscular dos músculos perivaginais) grau 1 (esboço de contração muscular não sustentada) grau 2 (presença de contração de pequena intensidade, mas que não se sustenta) grau 3 (contração moderada, sentida como um aumento de pressão intravaginal, que comprime os dedos do examinador com pequena elevação cranial da parede vaginal) grau 4 (contração satisfatória, aquela que aperta os dedos do examinador com elevação da parede vaginal em direção à sínfise púbica) grau 5 (contração forte, compressão firme dos dedos do examinador com movimento positivo em direção à sínfise púbica) (FRAWLEY <i>et al.</i>,2006c; SCHINDL <i>et al.</i>, 2002).</p> <p>Essa escala apresenta confiabilidade variada com valores de teste Kappa e de correlações de valores variando de moderada a muito boa. Outra escala utilizada é a de Brink, que incorpora uma combinação de escalas de quatro pontos em três categorias: pressão de contração, deslocamento vertical dos dedos dos examinadores e duração da contração. O escore varia de 0 a 12 (HUNDLEY <i>et a.</i>,2005).</p> <p>A International Continence Society recomenda adotar uma escala nova, simples e de quatro pontos: ausente, fraco, moderado e forte. Resposta sobre confiabilidade e validade desta nova escala ainda não foi reportada na literatura (FRAWLEY <i>et al.</i>, 2006b).</p>
Vantagens	<p>A palpação digital manual é um método simples (SHULL, 2002; PESCHERS <i>et al.</i>, 2001), custo financeiro baixo, capaz de visualizar a contração associada com a tosse e capacidade do indivíduo de contrair durante a tosse.</p> <p>Pode ser usada com o paciente em ortostatismo(em pé). Consegue distinguir independentemente força das paredes lateral direita, esquerda e inferior.</p>
Desvantagens	<p>É uma técnica subjetiva e não possui sensibilidade para distinguir adequadamente entre as diferentes pontuações atribuídas pelas escalas.</p>

Método	
Ultra-som	
Definição	<p>Ultra-som perineal (sonda inserida na cavidade vaginal) permite a visualização da posição do colo da bexiga durante a contração do assoalho pélvico. As mulheres devem estar com a bexiga cheia para realização do teste. Uma elevação do colo da bexiga em média 11.2 mm (95% de intervalo de confiança) identifica ação muscular do assoalho pélvico.</p> <p>O Ultra-som transabdominal (sonda sobre a musculatura abdominal) mensura o movimento anterior e crânio-ventral do assoalho pélvico através do movimento da parede posterior da bexiga.</p> <p>A aplicação do ultra-som perineal, e particularmente o transabdominal, é um método não invasivo, que será importante para os fisioterapeutas com o objetivo de avaliar a contração correta, a posição anatômica e o volume da musculatura, medir o nível de atividade muscular e funcionar como <i>biofeedback</i> (DIETZ <i>et al.</i>, 2002; MORKVED <i>et al.</i>, 2004; HOWARD <i>et al.</i>, 2000; THOMPSON <i>et al.</i>, 2006). É necessária a realização de validade e confiabilidade das medidas conferidas por este instrumento.</p>
Vantagens	<p>É uma técnica em tempo real, capaz de visualizar a contração associada com a tosse. Pode ser usada com o paciente em ortostatismo. Funciona como <i>biofeedback</i> ao paciente.</p>
Desvantagens	<p>É uma técnica muito cara.</p>

Método	
Eletromiografia	
Definição	A técnica de eletromiografia permite a aquisição de parâmetros eletrofisiológicos que definem o músculo estriado esquelético com sendo normal ou anormal (LOSE <i>et al.</i> , 1998). A eletromiografia além de ser uma forma de visualização dos músculos do assoalho pélvico, também é uma medida indireta de força. A disposição de eletrodos no assoalho pélvico pode ser de superfície no corpo perineal ou na colocação de uma sonda vaginal. O registro eletromiográfico da atividade elétrica muscular (potenciais de ação) é colhido em um determinado período de tempo tanto em repouso quanto durante uma contração dos músculos do assoalho pélvico (BROSTROM <i>et al.</i> , 2003; DEINDL <i>et a.</i> , 1993; SHAFICK <i>et al.</i> , 2000; RETT <i>et al.</i> , 2005).
Vantagens	É uma técnica em tempo real, é capaz de visualizar a contração associada com a musculatura abdominal. Pode ser usada com o paciente em ortostatismo. Funciona como <i>biofeedback</i> ao paciente.
Desvantagens	É uma técnica muito onerosa. Não consegue distinguir independentemente potenciais de ação das paredes lateral direita, esquerda e inferior do canal vaginal.


Método	
Perineômetro	
Definição	O perineômetro de pressão é um dispositivo sensível á pressão, que é inserido na vagina e provê valores numéricos para a contração muscular (BO <i>et al.</i> , 2005a; FRAWLEY., 2006a; HUNDLEY <i>et al.</i> , 2005; FRAWLEY <i>et al.</i> , 2006b; SARTORE <i>et al.</i> , 2003; BO <i>et al.</i> ,2001; ISHERWOOD <i>et al.</i> , 2000; SANTIESTEBAN, 1988; HANH <i>et al.</i> , 1996; Bo <i>et al.</i> , 1990). Trata-se de um aparelho que fornece medidas manométricas de mudanças das pressões vaginal em um eletrodo geralmente confeccionado em material silicone. Este aparelho promove uma medida indireta da força, pois um aumento da pressão abdominal pode causar alterações na leitura do aparelho. (SHULL, 2002; BO, 1992).
Vantagens	É um instrumento de custo intermediário em relação a eletromiografia, capaz de medir quantitativamente a pressão e resistência de forma indireta, e pode ser utilizado em indivíduos em ortostatismo.
Desvantagens	<p>Mede pressão e não força. Não consegue distinguir independentemente força das paredes lateral direita, esquerda e inferior do canal vaginal. Apresenta diferentes resultados com os diferentes tamanhos de sonda. Todos os aumentos da pressão intra-abdominal interferem nas medidas conferidas pelo instrumento.</p> <div style="text-align: center;">  </div> <p style="text-align: center;">FIGURA 4.1: Peritron</p>

Método Sem denominação específica	
Definição	<p>Guaderrama <i>et al.</i> (2005) realizou o perfil pressórico de todo o canal vaginal utilizando um cateter de 4,5 milímetros de diâmetro com quatro orifícios situados na extremidade direita, esquerda, superior e inferior. O cateter é utilizado com frequência para exames urodinâmicos e avaliação do perfil de pressão uretral e é conectado a um motor de velocidade igual a 8 mm/s. As medidas são obtidas em mmHg a uma frequência de 8 Hz e os dados eram mostrados em gráficos através de um computador. Através do estudo de Guaderrama <i>et al.</i>(2005) e de Bo (1995) constatou-se que a região de maior pressão no canal vaginal é a correspondente à do assoalho pélvico e que se situa entre dois para quatro centímetros para dentro do canal vaginal a partir do hiato vaginal. O pico de pressão máxima está localizado á 3,5 centímetros da entrada do hiato vaginal.</p>
Vantagens	<p>A vantagem deste instrumento em relação aos perineômetros convencionais é a possibilidade de realizar o perfil pressórico ao longo de todo o canal vaginal, bem como de realizar as medidas de cada compartimento (anterior, posterior, lateral direito e lateral esquerdo) isoladamente. Pode ser utilizado em indivíduos em ortostatismo.</p>
Desvantagens	<p>Mede pressão e não força. Trata-se de um aparelho utilizado em pesquisa.</p>

Método Sem denominação específica	
Definição	Guerette <i>et al.</i> (2004) criaram o instrumento Kolpexin que consiste de uma esfera de plástico com diâmetros variando de 28-44 milímetros conectada a uma célula de carga por meio de uma corda de silicone. Este instrumento foi considerado por seus elaboradores um instrumento reproduzível, rápido e que apresentou uma boa correlação com o teste muscular manual durante contrações máximas do assoalho pélvico.
Vantagens	É um instrumento capaz de medir quantitativamente a pressão de forma indireta, e pode ser utilizado em indivíduos em ortostatismo.
Desvantagens	Mede pressão e não força. Não consegue distinguir independentemente força das paredes lateral direita, esquerda e inferior do canal vaginal. As mudanças de pressão abdominal são sensíveis ao instrumento. Aplicável somente a pesquisa e não disponível para a clínica.

Método	
Dinamômetro	
Definição	O dinamômetro estático é o mais novo instrumento desenvolvido para medir a força isométrica da musculatura do assoalho pélvico e apresenta excelente resposta de confiabilidade inter e intra-examinador, validação e comparação com a técnica de toque muscular manual (DUMOULIN <i>et al.</i> , 2003; MORIN <i>et al.</i> , 2007). O dinamômetro foi elaborado e construído no Canadá por uma urologista chamada Chantale Dumoulin, apresentou excelentes propriedades como dispositivo de medição na calibração em laboratório e foi bem aceito entre as mulheres que se submeteram à pesquisa. O dinamômetro tem o formato de um <i>speculum</i> e é composto por duas barras de alumínio, sendo que na barra inferior estão dispostos extensômetros (sensores de força) que por sua vez se conectam a uma unidade de tratamento de sinais e esta a um computador. A resultante das forças exercidas pela musculatura do assoalho pélvico no braço inferior do <i>speculum</i> é medida pelos extensômetro (DUMOULIN <i>et al.</i> , 2003; DUMOULIN <i>et al.</i> , 2004; MORIN <i>et a.</i> , 2004a; MORIN <i>et al.</i> , 2004b).
Vantagens	Mede a força do assoalho pélvico de forma quantitativa e direta. Funciona como <i>biofeedback</i> ao usuário.
Desvantagens	Não consegue distinguir independentemente força das paredes lateral direita, esquerda e inferior. Não está disponível no mercado, sendo somente usado em pesquisas. Não realiza medidas em ortostatismo.

Método	
Sem denominação específica	
Definição	Vereslt <i>et al.</i> , (2004) desenvolveram um instrumento que consiste de duas barras arredondadas, paralelas e não flexíveis que podem ser afastadas uma da outra modificando seu diâmetro. A barra superior é dividida em duas partes, pois em uma das partes foi disposta com uma placa de metal onde extensômetros foram colados. Os sensores dispostos conectam-se a um sistema de processamento de sinais, e a força conferida pelo instrumento é obtida em uma frequência de 100 Hz. O instrumento apresenta uma não-linearidade $\pm 2\%$, histerese de $\pm 2\%$, resolução de 0,06 N e uma temperatura de 15-50 °C.
Vantagens	Mede a força do assoalho pélvico de forma quantitativa e direta.
Desvantagens	Não consegue distinguir independentemente força das paredes lateral direita, esquerda e inferior. Não está disponível no mercado, sendo somente usado em pesquisas.

Método Cones Vaginais	
Definição	Um cone vaginal é um dispositivo que pode ser inserido na vagina para fornecer resistência e <i>feedback</i> sensorial aos músculos do assoalho pélvico à medida que os músculos contraem. A forma e o tamanho dos cones são iguais, apenas seus pesos variam de 10 a 90 gramas. Um cone de peso adequado é inserido na vagina, que tende a sair, a sensação de perda do cone irá promover um <i>feedback</i> sensorial, fazendo com que o músculo do assoalho pélvico contraia em resposta (MORENO, 2004; BO <i>et al.</i> , 1999). Tem sido utilizado como um método de avaliação e treinamento dos músculos do assoalho pélvico.
Vantagens	Financeiramente apresenta um custo acessível ao usuário. Age como um <i>feedback</i> sensorial para os músculos do assoalho pélvico. Pode ser utilizado durante as atividades de vida diária.
Desvantagens	Não consegue distinguir independentemente força das paredes lateral direita, esquerda e inferior do canal vaginal. É uma medida indireta de força. <div style="text-align: center;">  </div> <p style="text-align: center;">FIGURA 4.2: Cones Vaginais</p>

QUADRO 4.2: Resumo das vantagens e desvantagens dos diferentes métodos capazes de avaliar a força da musculatura do assoalho pélvico.

Método	Vantagem	Desvantagem
Observação clínica	Sem custo financeiro; contração associada a atividade dos músculos acessórios	É subjetiva; não é multidirecional
Palpação vaginal	Simples; sem custo financeiro; contração associada a atividade de músculos acessórios; ortostatismo; é multidirecional	Subjetiva
Ultra-som	Tempo real; contração associada a atividade de músculos acessórios; ortostatismo; <i>biofeedback</i>	Onerosa; não é multidirecional
Eletromiografia	Tempo real; contração associada com a musculatura abdominal; ortostatismo; <i>biofeedback</i>	Onerosa; não é multidirecional
Perineômetro	Custo intermediário; mede pressão; ortostatismo	Mede pressão e não força; não é multidirecional; aumentos da pressão intra-abdominal interferem nas medidas
Dinamômetro	Mede força quantitativa e direta; <i>biofeedback</i>	Não é multidirecional; não está disponível no mercado; não realiza medidas em ortostatismo
Cones vaginais	Custo acessível; <i>feedback</i> ; utilizado durante as atividades de vida diária	Não é multidirecional; é uma medida indireta de força

Como pode ser observado, até o momento, não foi encontrado na literatura um instrumento capaz de avaliar a movimentação do assoalho pélvico concomitantemente a aferição de força dos mesmos. Poucas são as ferramentas que apresentam suas propriedades psicométricas (confiabilidade e validade) ou que são adequadas à medida da ação automática da musculatura do assoalho pélvico nas situações de vida diária.

É evidente, portanto, a necessidade de desenvolver um instrumento para medição da força da musculatura do assoalho pélvico que possibilite:

- Medição da força do assoalho pélvico de forma multidirecional (distinguindo as paredes: lateral direita, lateral esquerda, superior e inferior através do canal vaginal);
- Medição de força e não de pressão;
- Medição de forma direta e quantitativa;
- Medição em ortostatismo;
- Aplicação clínica e em pesquisa.

Portanto, o presente estudo descreve a criação de um protótipo que mede a força dos músculos do assoalho pélvico por via vaginal de forma multidirecional. O protótipo terá o objetivo de realizar a avaliação quantitativa de pré-tratamento e pós-tratamento de disfunções do assoalho pélvico (incontinências urinárias, prolapso vaginal, entre outras enfermidades), para uso em ambiente clínico e ambulatorial.

5. MATERIAL E MÉTODO

5.1. Sistema de medição

O sistema de medição é composto de três partes: a sonda com os sensores SFR (sensores de força resistivos), o sistema de aquisição de dados e o *software* de processamento e visualização dos resultados. Este sistema obteve a patente submetida ao Centro de Inovação Tecnológica da UFMG. O número final da patente será conferido no prazo de dois meses.

5.1.1 A sonda

A sonda compreende um dispositivo de medição de força a ser introduzido, no momento da medição, ao canal vaginal. O dispositivo foi projetado seguindo a morfologia e a anatomia do canal vaginal descrito na literatura, destacando-se os seguintes aspectos: tamanho do canal vaginal, diâmetro, ponto de maior pressão imposta pela musculatura e espessura da musculatura. A sonda foi confeccionada em material aço-inox e alumínio e possui peso total de 800 gramas.

A FIG. 5.1 mostra o dispositivo desenvolvido, que consiste de um cilindro principal de 100 mm de comprimento (1) subdividido em três unidades: superior, média e inferior. A unidade superior do cilindro (4) possui um formato de cúpula para favorecer a inserção do instrumento no canal vaginal evitando, desta forma, um grande desconforto para as usuárias.

A unidade média (3) compreende a região de fixação dos sensores/transdutores (5) e possui uma dimensão total de 24 mm correspondendo exatamente à região de musculatura que envolve o canal vaginal. Os sensores foram fixados verticalmente dois a dois, em círculos de 6 mm de diâmetro, abrangendo a dimensão de 24 mm. No total, foram utilizados 4 pares de sensores defasados de 90 graus ao longo da superfície do cilindro. Uma marcação dos sensores foi estabelecida a fim de garantir um procedimento padrão de inserção da sonda na coleta de dados. Na parte superior de cada sensor foi aderida uma borracha de silicone com formato de uma semi-esfera de diâmetro de 6 mm. A função da borracha de silicone foi distribuir a carga aplicada pelos

músculos do assoalho pélvico por todo o sensor garantindo, assim, uma medida fidedigna da ação das paredes do assoalho pélvico.

A unidade inferior (2) é responsável pelo manuseio apropriado do operador, auxiliando no correto posicionamento do dispositivo ao longo do canal vaginal.

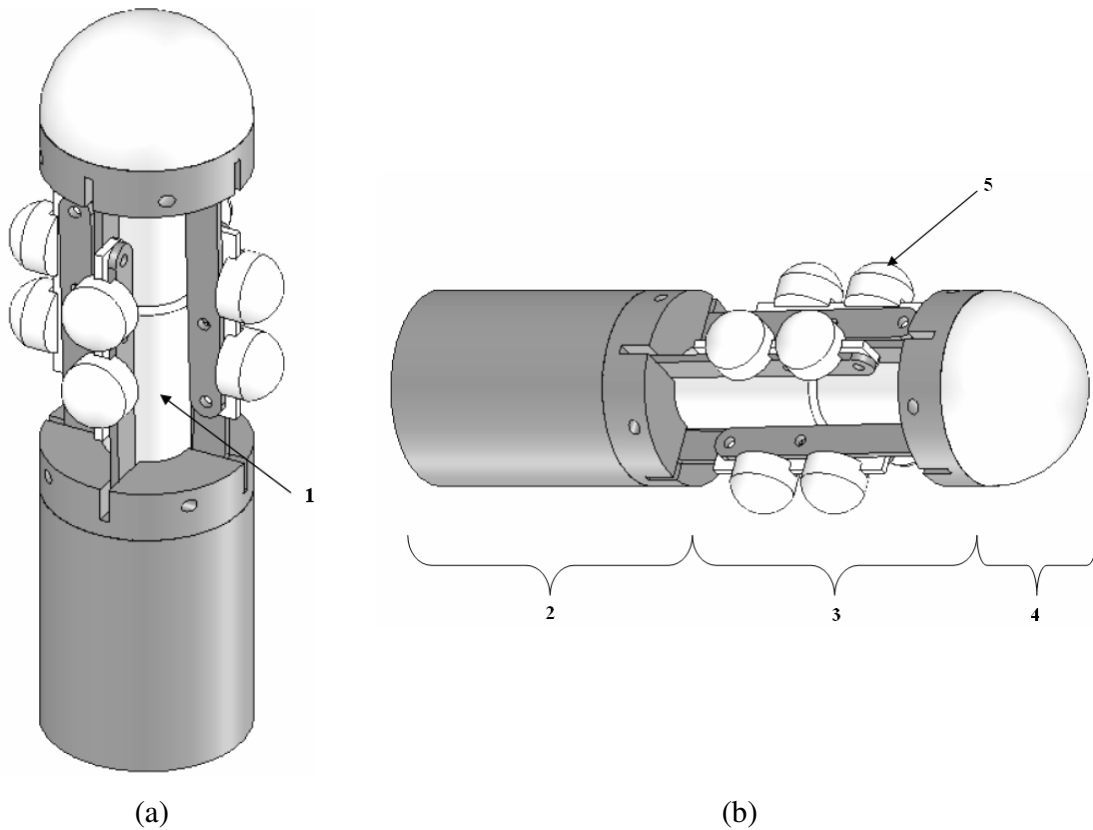


FIGURA 5.1: Sonda multidirecional: (a) Vista isométrica, (1) cilindro principal; (b) Vista mostrando suas subdivisões (2) unidade inferior; (3) unidade média; (4) unidade superior e (5) sensor SFR.

5.1.2. Sistema de aquisição de dados e software de captura

O sistema de aquisição tem como função fazer a leitura do valor de resistência proveniente de cada sensor SFR, converter estes sinais em valores equivalentes à força e enviar o resultado para o Software de análise.

A resistência elétrica é variável de acordo com a força aplicada sobre a superfície do sensor. Para medir a variação de resistência do sensor SFR, utiliza-se um divisor de tensão. Este divisor de tensão é um circuito elétrico composto por um sensor de resistência variável conectado em série à resistência escolhida. Ambas as resistências estão submetidas a uma diferença de potencial escolhida. Usando este divisor de tensão, é possível avaliar a variação de tensão, V_{ss} , gerada pelo sensor. Neste estudo, o valor escolhido para a resistência fixa foi de 470 k Ω e 1,225 V para a tensão, conforme FIG. 5.2. O sinal de tensão, V_{ss} , passa por um amplificador operacional com um ganho de 10. O sinal é, então, enviado a um filtro passa baixa de primeira ordem com frequência de corte de 5 Hz, a fim de retirar os ruídos de alta frequência (filtro *anti-aliasing*). A saída do filtro é conectada a um conversor analógico/digital (A/D) com resolução de 12 bits. Este sinal digital é coletado com uma frequência de 200 Hz e passa por um filtro digital para retirar os ruídos de baixa frequência.

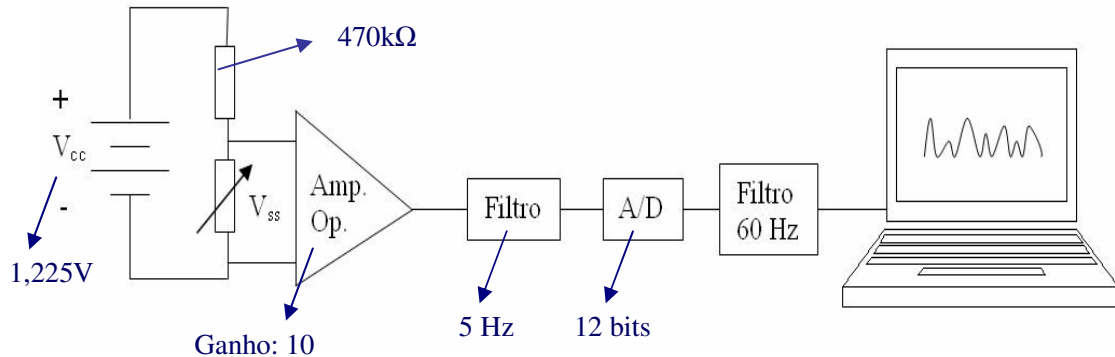


FIGURA 5.2: Referência de Diferença de Potencial.

O sinal resultante filtrado é enviado via porta serial (RS 232) para o Software de análise. A frequência de amostragem dos dados é programada por este software podendo variar de 1 a 10 Hz. Porém, a frequência de amostragem utilizada foi 10 Hz, pois está é o dobro da frequência de corte, no caso 5 Hz.

O software Sistaquisic, (BIOS Eletrônica e Informática Ltda, Belo Horizonte, Brasil), realiza a leitura dos dados de tensão do sistema de aquisição, e primeiramente, converte-os em dados de resistência. Em segundo lugar, de acordo com a curva de calibração do sensor, o software realiza a leitura da força exercida pelos músculos do assoalho pélvico em cada sensor. O software apresenta os dados em tela de forma gráfica, gerar arquivos para posterior análise e possibilita a escolha da frequência de coleta dos dados, conforme pode ser visualizado na tela do software ilustrada na FIG. 5.3.

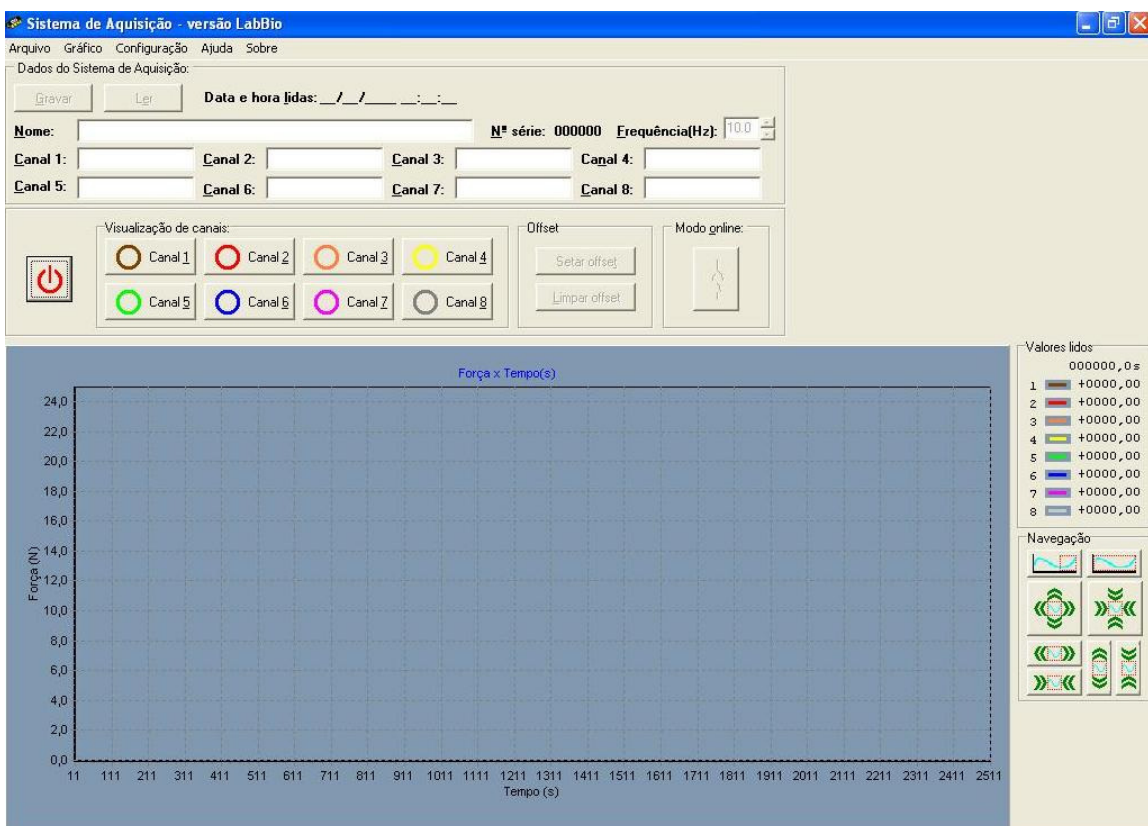


FIGURA 5.3: Software Sistaquisic.

5.2.Método de Calibração

A calibração do Sistema de Medição foi realizada no Setor de testes Físicos da Fundação Centro Tecnológico - CETEC de Minas Gerais.

O procedimento de calibração utilizou uma Máquina Universal de Ensaio (MUE), marca INSTRON, modelo 5869, número de série P8823. A FIG. 5.4 ilustra este dispositivo eletromecânico, o qual é capaz de aplicar tanto carregamento de compressão quanto de tração, com controle de velocidade de deslocamento das garras e de força realizado via computador através do Software de análise BlueHill. Possui um transdutor de força, marca INSTRON, com faixa nominal de 5 KN e escala de velocidade de 0,001 a 500 mm/min, número de série 2525-805.

Porém, como a faixa nominal deste transdutor era muito superior à requerida para a calibração dos oito sensores e da placa de aquisição de dados, um outro transdutor de força, modelo DMP 40, número de série D504008, com faixa nominal de 200 N foi acoplado à MUE funcionando como um gerador e aplicador de forças. O transdutor de força juntamente com o indicador de sinais de 6 e ½ dígitos, número de série 062620002 constituem a unidade de medição.

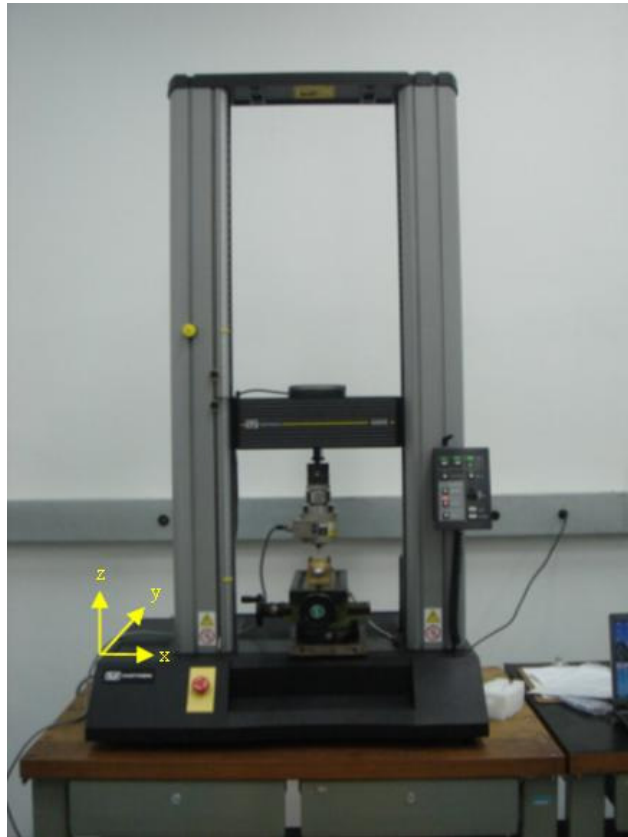


FIGURA 5.4: Máquina de ensaios MUE com dispositivo de translação acoplado.

Um mecanismo especial foi construído para acomodar e fixar a sonda sobre uma mesa micrométrica disposta na parte inferior da MUE. A mesa foi capaz de transladar a sonda em duas direções x , y como pode ser visualizado na FIG. 5.4. A construção deste aparato favoreceu o adequado contato do transdutor de força com os sensores bem como a correta realização dos ciclos durante o processo de calibração, conforme descrito a seguir.

De acordo com a norma NBR 6674-1999, o protocolo de calibração foi planejado. Cargas variando de 2 N até 45 N foram aplicadas ao sensor. Segundo esta norma, o processo de calibração compreende a aplicação de seis ciclos de força em cada sensor, com cargas crescentes e decrescentes, como pode ser visualizado na TAB. 5.1. No final de cada ciclo, a máquina foi reajustada em relação à sua distância ao sensor, para então, iniciar um novo ciclo com a aplicação

das mesmas cargas. Foram selecionados oito valores de cargas para montar a curva de calibração: 2 N, 5 N, 8 N, 11 N, 15 N, 20 N, 30 N e 45 N.

TABELA 5.1
Ciclos de Calibração

Número do Ciclo	Tipo de Carga	Ações após os ciclos
1	Crescente	Remoção da carga e 20 segundos de pausa
2	Crescente	Remoção da carga e 20 segundos de pausa
3	Crescente	Remoção da carga e translação da sonda nas direções x e y.
4	Decrescente	Sem remoção da carga e 20 segundos de pausa
5	Crescente	Remoção da carga e translação da sonda nas direções x e y.
6	Decrescente	Remoção da carga

Ao fim dos seis ciclos, a curva de calibração de cada sensor foi estabelecida. Posteriormente, as curvas foram utilizadas para ajustar digitalmente os sinais das medidas no software de análise. Os valores de força então, foram registrados após a inserção da sonda no canal vaginal durante as contrações do assoalho pélvico.

O método de calibração de todo o sistema de medição teve como objetivo eliminar as seguintes fontes de incertezas: dos sensores, do amplificador de sinais, dos filtros passa baixa e passa alta, do software de análise, do computador, da fonte de tensão.

5.3 Metodologia clínica

Neste trabalho, um estudo piloto composto por 10 mulheres com média de idade 27,4 anos, permitiu a avaliação do novo protótipo de sistema de medição desenvolvido no Labbio-UFMG. Todas as participantes foram selecionadas de forma não aleatória, por conveniência, por meio de telefonemas ou por divulgação da pesquisa em salas de aulas de cursos de fisioterapia.

Foram incluídas no estudo mulheres que concordassem com a pesquisa, que fossem nulíparas (que nunca tiveram filho) e assinassem o termo de consentimento livre esclarecido. Foram excluídas do estudo, mulheres com idade inferior a dezoito anos e superior a setenta anos, com

cardiopatias graves, com doenças que contra-indicassem a prática do teste do protótipo, que não pudessem assumir a posição de litotomia (posição ginecológica), com presença de alteração cognitiva que dificultasse a compreensão dos procedimentos, portadoras de doenças neurológicas, mulheres que não pudessem ser submetidas ao uso da sonda vaginal por estenose do canal vaginal e/ou pela integridade do hímen, e finalmente, aquelas que não desejassem participar da pesquisa.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP-UFMG nº 289/06) e o Termo de Consentimento livre Esclarecido foi assinado por cada participante, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

5.3.1. Medidas de avaliação e procedimento

- **Medidas pelo toque bidigital vaginal**

O exame clínico foi conduzido em consultório fisioterápico e foi realizado por uma experiente fisioterapeuta com Especialidade em Fisioterapia aplicada a Ginecologia e Obstetrícia. A habilidade de contrair corretamente a musculatura do assoalho pélvico por palpação digital vaginal foi realizada com a paciente na postura supina, com as pernas e joelhos flexionados e apoiados em um rolo de dimensões 800 mm de diâmetro por 600 mm de comprimento. Este posicionamento evitou a utilização demasiada da musculatura acessória como os músculos adutores e glúteos.

Primeiramente, todo o procedimento de avaliação foi explicado para as participantes da pesquisa. Após a explicação, o toque bidigital foi realizado com o intuito de garantir se as participantes realizavam a contração da musculatura do assoalho pélvico de forma adequada. Caso a participante não soubesse contrair, orientações acerca da correta movimentação do assoalho pélvico foram instruídas.

Posteriormente, o toque foi realizado com o intuito de graduar a força de assoalho pélvico de cada participante. Para esta avaliação foi utilizada a Escala Modificada de Oxford que é descrita na literatura por (ISHERWOOD, 2000) e pode ser visualizada na TAB. 5.2:

TABELA 5.2
Escala Modificada de Oxford

Grau 0	Ausência de resposta muscular dos músculos perivaginais.
Grau 1	Esboço de contração muscular não sustentada.
Grau 2	Presença de contração de pequena intensidade, mas que se sustenta.
Grau 3	Contração moderada, sentida como um aumento de pressão intravaginal, que comprime os dedos do examinador com pequena elevação cranial da parede vaginal
Grau 4	Contração satisfatória, aquela que aperta os dedos do examinador com elevação da parede vaginal em direção a sínfese púbica.
Grau 5	Contração forte, compressão firme dos dedos do examinador com movimento positivo em direção a sínfese púbica.

FONTE - ISHERWOOD, 2000.

O examinador utilizou luvas e gel lubrificante íntimo hipoalergénico para o posicionamento dos dedos indicador e médio na realização do exame, assegurando, desta forma, o completo contato com o lúmen vaginal circunferencialmente. À paciente então, foi requerida a contração e a elevação dos músculos do assoalho pélvico, de modo similar ao movimento de contenção de escape urinário.

- **Medidas utilizando o protótipo de medição da força vaginal**

Inicialmente, as participantes foram avaliadas por uma fisioterapeuta previamente treinada para executar o protocolo utilizado. As participantes foram posicionadas da mesma forma que para a realização do toque vaginal. O toque vaginal foi realizado anteriormente à inserção do protótipo e conseqüentemente medição das forças de modo a evitar viés no estudo assegurando, desta forma, que a estimativa objetiva conferida pelo protótipo do toque vaginal não afetasse a medida subjetiva (MORIN *et al.*, 2004). Anteriormente a inserção da sonda no canal vaginal, um preservativo da marca Microtex (não lubrificado) foi utilizado para revestir a sonda e a lubrificação apropriada foi conferida por um gel hipoalergénico.

Para assegurar o posicionamento adequado do protótipo, este foi inserido na vagina e uma contração simples foi solicitada à participante da pesquisa. Durante a contração, a sonda foi

posicionada assegurando-se que a região de maior força estivesse em contato direto com os sensores. Em média, o protótipo foi posicionado até a profundidade de 70 mm. Isso permitiu que os sensores acoplados ao protótipo se alocassem exatamente a 35 mm da abertura da cavidade vaginal, onde se localiza a região de maior força ao longo do canal conferida pela musculatura do assoalho pélvico (BO, 1992).

Um protocolo foi estabelecido para garantir uma padronização da pesquisa. As instruções utilizadas para cada contração foram “aperte meus dedos com toda a sua força como se quisesse segurar o xixi”. A seqüência de contrações musculares compreendeu: (1) relaxamento do assoalho pélvico por 30 segundos a fim de registrar o *baseline* da paciente e estabelecimento do *offset* no software de aquisição, (2) solicitação de ciclos de contração muscular, com contração similar à realizada durante a avaliação com o toque vaginal. Estes ciclos abrangiam três contrações máximas, sustentadas por dez segundos, com um intervalo de um minuto e meio entre cada uma delas (MORIN *et al.*, 2004). O mesmo encorajamento verbal foi utilizado durante cada contração.

Para cada contração de 10 segundos foi estabelecida uma média do valor da força. Para este cálculo foram descartados o primeiro e o último segundos de cada contração. A média dos valores médios das três contrações foi considerada como o valor representativo de cada sensor.

Embora existam oito sensores no sistema de medição, foi considerada a média total de apenas seis sensores, os quais se encontravam em contato com assoalho pélvico, desconsiderando-se aqueles que fizeram a leitura da resposta abdominal. Este valor médio representativo da força foi utilizado na análise de comparação com a técnica do toque bidigital.

5.4. Análise estatística

Estudos estatísticos descritivos das participantes da pesquisa foram conduzidos com o intuito de se caracterizar a amostra do estudo piloto. O pacote estatístico Excel foi utilizado para realizar os cálculos. Além disso, os resultados obtidos durante o procedimento de calibração foram analisados de modo a se obter o comportamento das curvas de resistência *versus* força. A técnica de regressão foi utilizada, sendo o Coeficiente de Determinação (r^2) o parâmetro considerado para a verificação da exatidão da técnica.

A correlação entre a avaliação do toque bidigital vaginal e a medida representativa conferida pelo protótipo multidirecional foi determinada utilizando-se o teste ρ de Spearman, o qual se trata de um teste não paramétrico, utilizando dados ordinais. Para este teste, o nível de significância considerado foi de $\alpha=0,05$.

6. RESULTADOS

6.1 Características Demográficas das participantes da pesquisa

As características demográficas de idade e índice de massa corporal estão demonstradas na TAB 6.1. Todas as participantes da pesquisa são nulíparas (mulheres que nunca tiveram filho), 60% praticam atividade física de duas a três vezes na semana e 40% não realizam nenhum tipo de atividade física. Em relação a cirurgias pélvicas somente 10% foi submetida à laparoscopia. No que concerne a utilização de hormônios, 50% fazem uso de contraceptivos e as demais 50% não utilizam nenhum tipo de contraceptivo hormonal.

TABELA 6.1

Características demográficas das mulheres participantes da pesquisa.

Característica	Média (Desvio Padrão) (n = 10)
Idade (anos)	27,4 (2,27)
Índice de Massa Corporal (Kg/m ²)	20,986 (1,25)

6.2 Curvas de Calibração dos Sensores

Na TAB 6.2 encontram-se os valores obtidos, a partir dos resultados do procedimento de calibração, de todos os coeficientes de correlação dos oito sensores nos diferentes carregamentos.

A FIG 6.1 ilustra os resultados da análise de regressão dos dados da calibração do sensor 1, apresentando o comportamento da resposta da variação da resistência do sensor em relação à força aplicada. A análise de regressão foi conduzida utilizando a fórmula de decaimento exponencial de segunda ordem. Como pode ser visualizado na FIG. 6.1a, o valor do Coeficiente de Determinação para a curva das quatro medidas ascendentes dos ciclos de calibração foi de 0,99906. O Coeficiente de Determinação para a curva das duas medidas descendentes do ciclo de calibração foi de 0,99963, FIG 6.1b. Considerando-se todos os dados obtidos para os seis ciclos de calibração, um Coeficiente de Determinação de 0,97063 foi alcançado, como ilustrado na FIG.

6.1c. É importante salientar que apenas os resultados para o sensor 1 foram apresentados no presente capítulo, porém todas as análises anteriores foram desenvolvidas para os demais sensores e demonstraram comportamento similar e são apresentadas no ANEXO C.

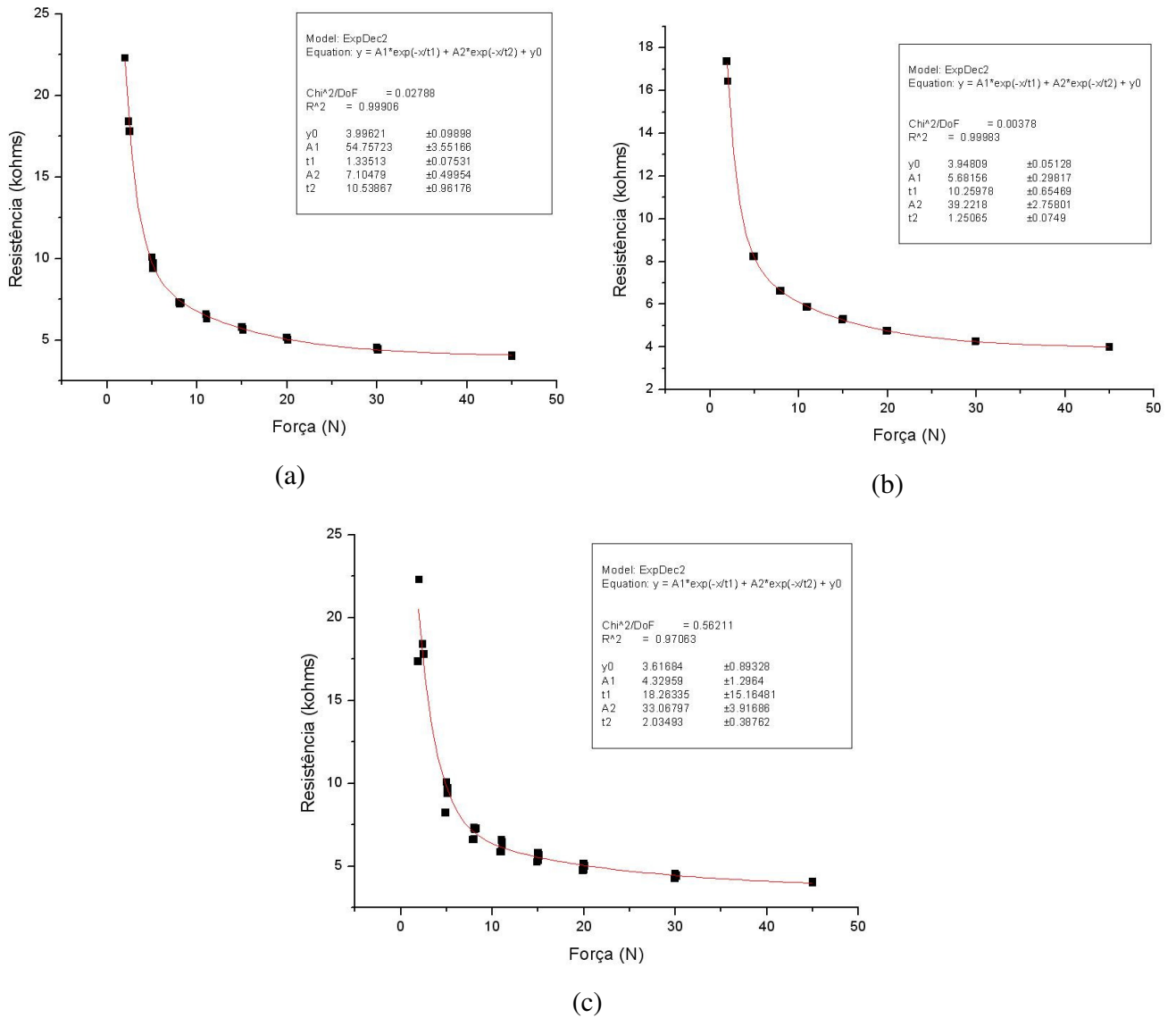


FIGURA 6.1. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 1; (b) ciclos descendentes do sensor 1 e (c) todos os ciclos de calibração.

TABELA 6.2

Coefficientes de Determinação frente aos diferentes carregamentos de cada sensor.

Sensor	Carregamento	Coefficiente de Determinação
Sensor 1	Crescente	1
	Decrescente	1
	Todas	0,97
Sensor 2	Crescente	0,99
	Decrescente	1
	Todas	0,96
Sensor 3	Crescente	0,96
	Decrescente	1
	Todas	1
Sensor 4	Crescente	0,99
	Decrescente	0,99
	Todas	0,97
Sensor 5	Crescente	0,99
	Decrescente	0,99
	Todas	0,97
Sensor 6	Crescente	1
	Decrescente	1
	Todas	0,93
Sensor 7	Crescente	0,99
	Decrescente	0,99
	Todas	0,94
Sensor 8	Crescente	0,99
	Decrescente	0,99
	Todas	0,96

6.3 Perfil da contração do assoalho pélvico

Para a análise do perfil do assoalho pélvico durante um protocolo de contração serão apresentados os gráficos de uma participante do estudo piloto escolhida aleatoriamente. Os gráficos das demais participantes encontram-se no Anexo D.

A FIG. 6.2, apresenta o perfil completo da contração do assoalho pélvico da paciente 6, no qual se podem identificar quatro áreas distintas: (1) representa o tempo de curva de base da participante após a inserção da sonda; (2) representa a primeira contração sustentada por 10 s; (3) denota a segunda contração de 10 s e (4) a última contração isométrica de 10 s.

Foi calculado o valor médio de força entre os seis sensores correspondentes ao assoalho pélvico, para cada contração individualmente, para o intervalo de tempo entre 2 e 9 s, desconsiderando-se, desta forma, o primeiro e o último intervalo de tempo (de duração de 1 s). Para a paciente 6, o valor médio da força foi de 1,40 N na primeira contração, 1,70 N na segunda contração e de 1,90 N na terceira contração. O valor médio da média da força para as três contrações foi, então, de 1,67 N.

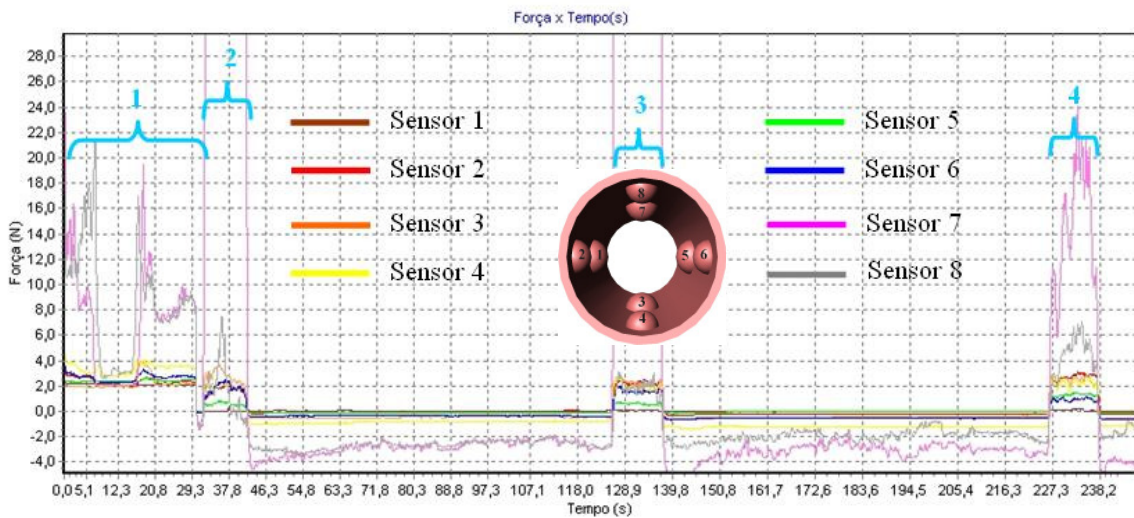


FIGURA. 6.2: Perfil da contração do assoalho pélvico da participante 6, sendo (1) dados de base; (2) primeira contração; (3) segunda contração e (3) terceira contração.

A FIG. 6.3 apresenta em destaque o perfil da última contração da participante 6. Como pode ser visualizado, não existe resposta referente ao sensor 1, o que pode ser justificado por uma falha no contato elétrico do mesmo durante toda a coleta de dados. Uma análise minuciosa de cada sensor será realizada nas figuras seguintes.

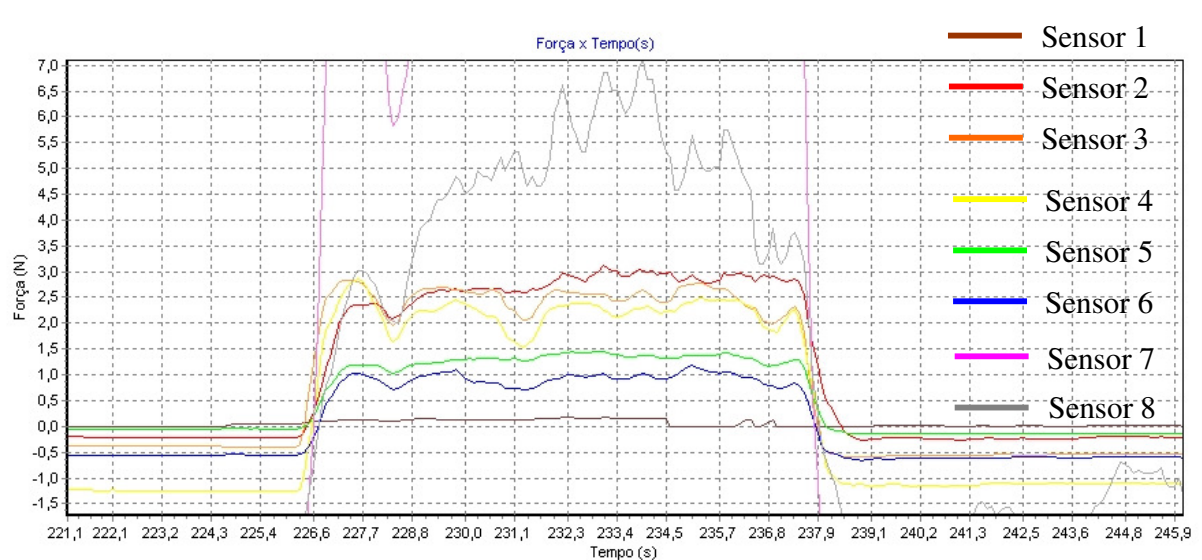


FIGURA 6.3: Perfil de uma contração da participante 6.

A FIG. 6.4 apresenta a resposta dos sensores 1 e 2, que correspondem aos sensores dispostos na parede lateral esquerda da cavidade vaginal, os quais realizaram a leitura da variação da força conferida pelos músculos dispostos nesta região. Como pode ser visualizado não ocorreu resposta do sensor 1 durante a coleta de dados. Isso foi atribuído ao mau contato nos terminais do sensor.

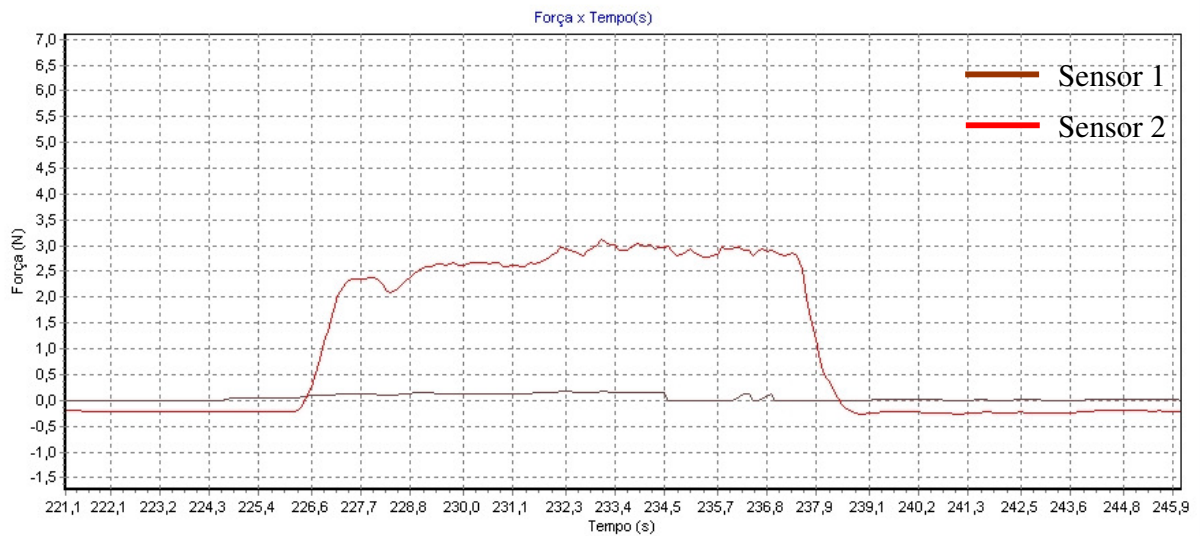


FIGURA. 6.4: Resposta dos sensores correspondentes a parede lateral esquerda do canal vaginal.

A FIG. 6.5 apresenta a resposta dos sensores 3 e 4, que correspondem aos sensores dispostos na parede inferior da cavidade vaginal e que realizaram a leitura da variação da força conferida pelos músculos profundos, como o levantador do ânus.

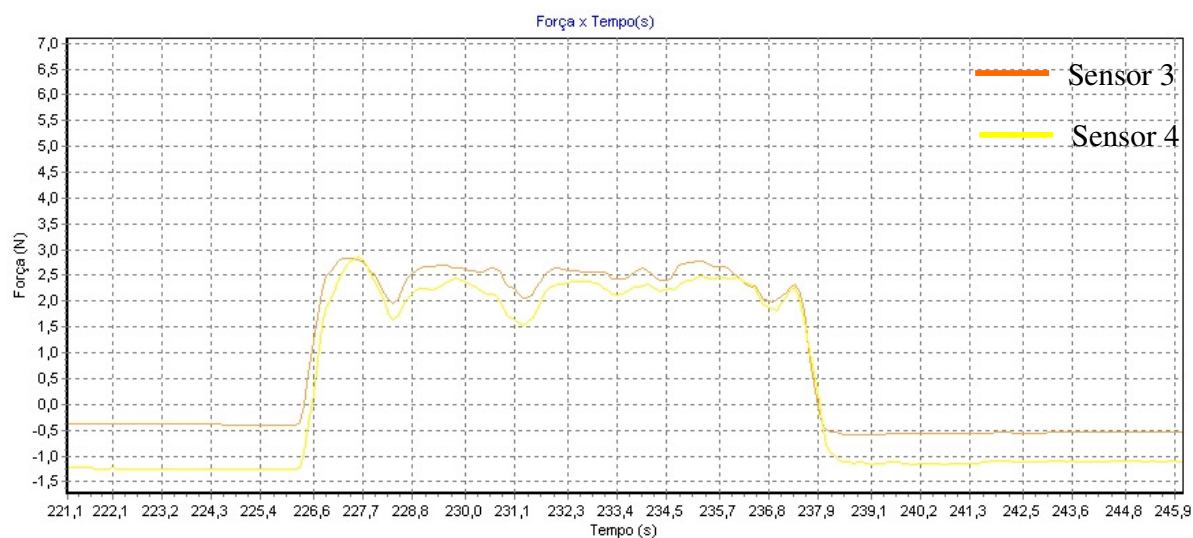


FIGURA. 6.5: Resposta dos sensores correspondentes a parede inferior do canal vaginal.

A FIG. 6.6 apresenta a resposta dos sensores 5 e 6, dispostos na parede lateral direita da cavidade vaginal, os quais realizaram a leitura da variação da força conferida pelos músculos dispostos nesta região.

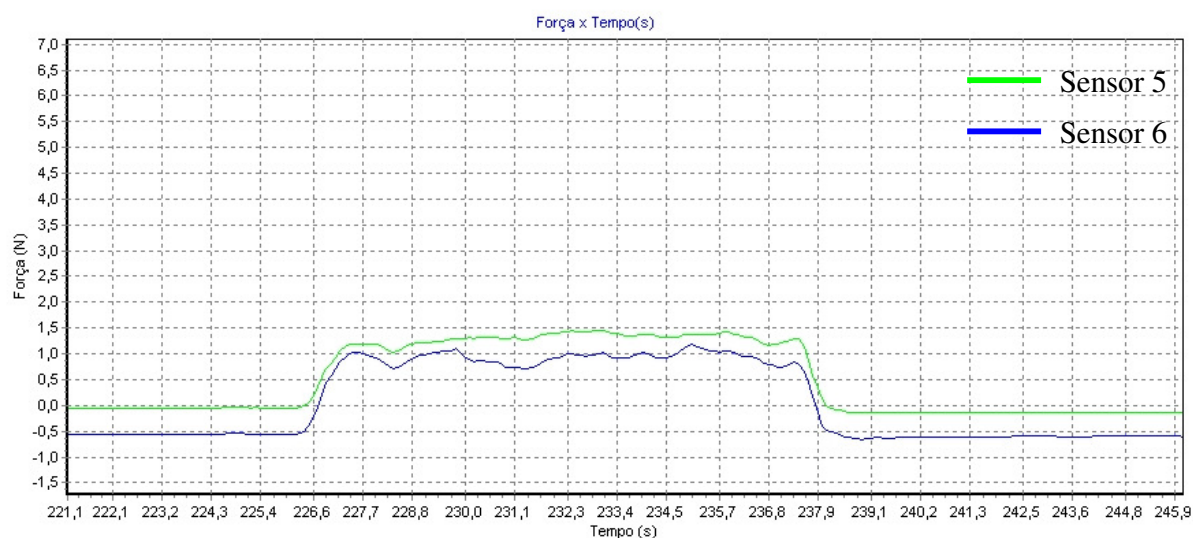


FIGURA. 6.6: Resposta dos sensores correspondentes a parede lateral direita do canal vaginal.

A FIG. 6.7 apresenta a resposta dos sensores 7 e 8, que correspondem aos sensores dispostos na parede superior da cavidade vaginal e realizam a leitura da variação da força conferida pelos músculos e órgãos abdominais. É importante ressaltar, que o protótipo desenvolvido, consegue discriminar adequadamente a resposta de musculatura acessória, como os abdominais, da verdadeira força imposta pelos músculos do assoalho pélvico.

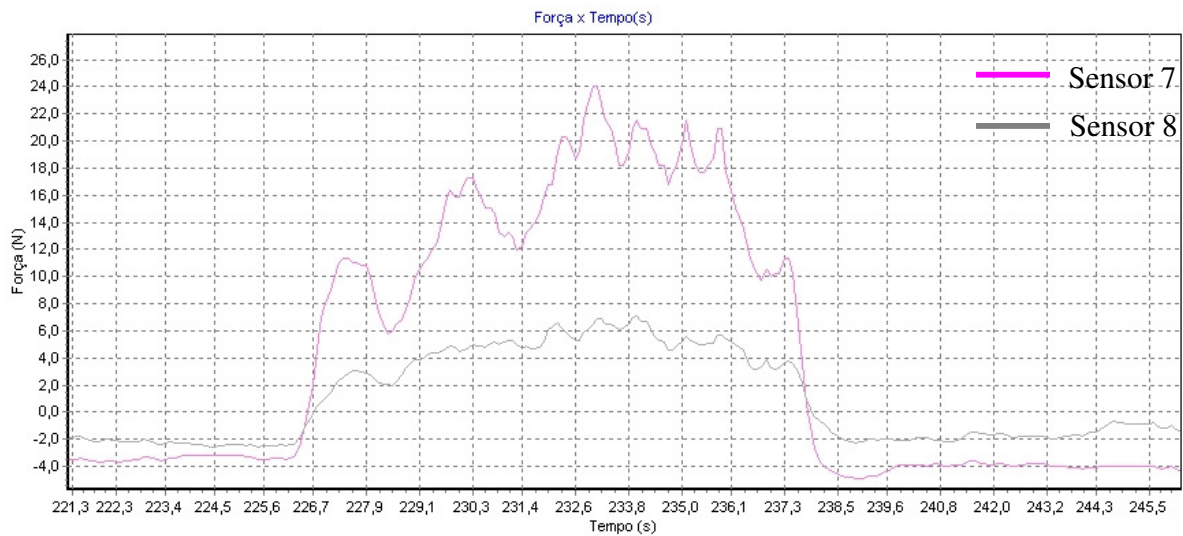


FIGURA. 6.7: Resposta dos sensores correspondentes à parede superior do canal vaginal.

A TAB. 6.3 ilustra os valores da força média das médias das três contrações encontradas para cada paciente.

TABELA 6.3

Valores de força média desenvolvidos por cada paciente.

Paciente	Força média [N]
1	1,10
2	1,67
3	0,87
4	0,97
5	2,10
6	1,67
7	1,27
8	0,33
9	-0,63
10	2,33

6.4 Análise de correlação entre as técnicas do toque bidigital e do protótipo desenvolvido

Os resultados da análise de correlação para todas as mulheres do grupo piloto demonstrou uma correlação moderada entre as duas técnicas (toque bidigital e protótipo desenvolvido), com um Coeficiente de Spearman de $\rho = 0,71$, para um nível de significância de $p = 0,025$. Analisando os dados por meio da FIG.6.8 constata-se que a participante 1 corresponde a um *outlier*, ou seja, se a medida referente a esta participante for retirada da amostra, tem-se uma correlação forte entre as duas técnicas, com um Coeficiente de Spearman de $\rho = 0,81$ para um nível de significância de $p = 0,001$.

Comparação das avaliações das participantes

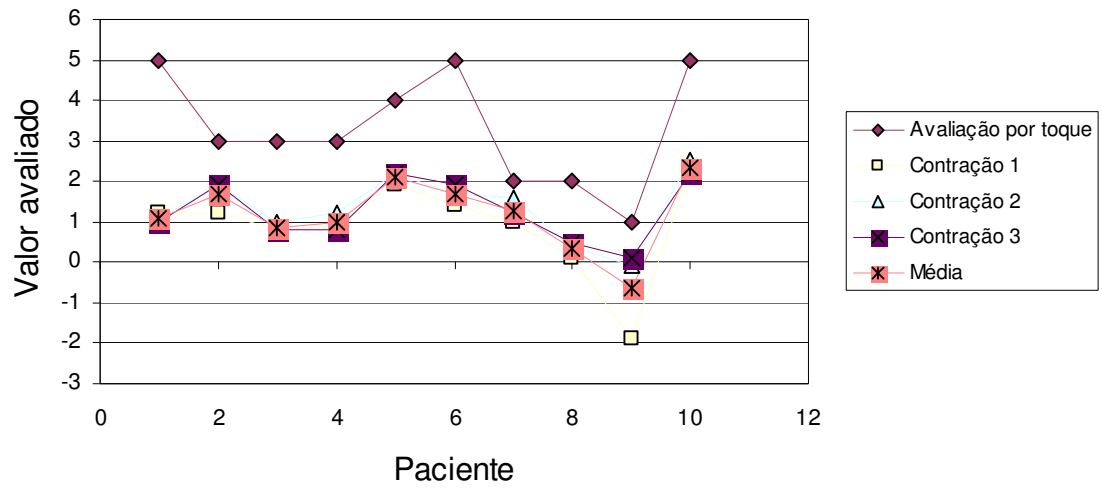


FIGURA 6.8: Comparação das avaliações do Toque bidigital vaginal e do protótipo desenvolvido.

7. DISCUSSÃO

O presente estudo teve por objetivos criar e desenvolver um protótipo para a avaliação da força do assoalho pélvico e testar sua aplicabilidade clínica.

O protótipo foi desenvolvido pela equipe multidisciplinar do Labbio (Laboratório de Bioengenharia) da UFMG e sua calibração foi realizada segundo normas padronizadas pelo ABNT.

Os dados obtidos pela calibração do dispositivo comprovaram que a relação entre a variável dependente resistência e a variável independente força não é linear. Como demonstrado no Capítulo anterior, a função decaimento exponencial de segunda ordem descreveu a relação entre as duas variáveis. Este resultado apresentou curvas de regressões com coeficientes de determinação (r^2) de no mínimo 0,93791 a no máximo 0,99906 entre as variáveis. O dinamômetro (DUMOULIN *et al.*, 2003) descrito na literatura, apresenta um fenômeno de resposta linear a aplicação de força e um Coeficiente de Determinação de 0,99.

A calibração dos sensores confirma também que as forças só podem ser medidas se aplicadas diretamente sobre os sensores. Isto pode ser afirmado, pois um dispositivo cilíndrico, com diâmetro de 6 mm foi construído e acoplado a MEU, garantindo que a força aplicada pelo transdutor de força se limitasse somente à área correspondente a calota de silicone colada sobre o sensor. Com a realização deste procedimento, pôde-se inferir que o valor real da força só será fidedigno se o protótipo estiver adequadamente posicionado na região do canal vaginal em que a musculatura do assoalho pélvico está disposta. Isto demonstrou que o instrumento foi sensível o suficiente para detectar onde, no canal vaginal, está localizada a musculatura do assoalho pélvico. Este ponto é, como demonstrado em estudos anteriores, o ponto de maior pressão do canal vaginal (GUADERRAMA *et al.*, 2005) e situa-se, na maioria das mulheres, a exatamente 35 mm da abertura do intróito vaginal (VERELST *et al.*, 2004; MORIN *et al.*, 2004; BO, 1992). É importante ressaltar que a faixa dos resultados encontrados para os valores de força encontra-se no intervalo de máxima sensibilidade do sensor.

A sonda do sistema de medição foi construída respeitando as características morfológicas do canal vaginal e as medidas utilizadas para o comprimento e o diâmetro da sonda foram retiradas da literatura (HOWARD *et al.*, 2000; DE LANCEY *et al.*, 1998). Dulmoulin *et al.* (2003) e Verselt *et al.* (2004), ao avaliarem a força da musculatura do assoalho pélvico, perceberam que instrumentos de medição com aberturas entre 30 a 40 mm apresentavam melhores respostas de confiabilidade das medidas de avaliação de força. Segundo os mesmos autores, aberturas superiores a 40 mm e inferiores a 30 mm podem alterar a relação comprimento-tensão da musculatura do assoalho pélvico, comprometendo a capacidade do tecido em gerar força. No presente estudo, o diâmetro estabelecido para a confecção da sonda (35 mm) ficou entre os valores superiores e inferiores citados por Dulmoulin *et al.* (2003) e Verselt *et al.* (2004) e também mostrou ser adequado para as medidas de força da musculatura do assoalho pélvico.

Diferente da maioria dos instrumentos para a medida da força do assoalho pélvico, que se utiliza de escalas subjetivas (FRAWLEY *et al.*, 2006c; MORENO, 2004, SCHINDL *et al.*, 2002, ISHERWOOD, 2000), o protótipo, desenvolvido neste trabalho, é capaz de realizar medidas de força, que além de serem diretas, são multidirecionais. Instrumentos similares ao protótipo em questão, como os perineômetros, realizam medidas objetivas, porém indiretas de força. Adicionalmente, sofrem influência da musculatura acessória e da variação da pressão na cavidade abdominal que também é contabilizada na medida da resposta final (SCHULL *et al.*, 2002; BO *et al.*, 2001; BO, 1992). O dinamômetro e os demais instrumentos de medição direta da força do assoalho pélvico avaliam a somatória de todas as forças exercidas no canal vaginal, e inclusive a força exercida pela musculatura acessória.

Medir a força de forma direta é importante, pois tal fato confere maior credibilidade para a avaliação da força do assoalho pélvico, peça chave para o sucesso de um programa de reabilitação. A multidirecionalidade do instrumento, a qual permite medir força tanto no plano transversal (assoalho pélvico) quanto no plano médio-sagital (músculos acessórios), cria a possibilidade de se diferenciar força induzida pela musculatura acessória (músculos abdominais) daquela que é inerente a musculatura do assoalho pélvico. Em situações em que tal diferenciação

não é feita, aumenta-se o risco de superestimar a força que a musculatura do assoalho pélvico é realmente capaz de gerar, mascarando a necessidade ou não de uma intervenção fisioterápica.

Os resultados do estudo piloto mostraram que o protótipo desenvolvido foi capaz de diferenciar adequadamente a força conferida tanto pelo assoalho pélvico quanto pela musculatura abdominal, e não foi vulnerável a interferências oriundas da musculatura adutora e glútea. Os registros de força dos sensores responsáveis pelas medidas da força da parede abdominal (sensores 7 e 8) destoaram dos valores registrados pelos sensores responsáveis pela musculatura do assoalho pélvico (sensores 1,2,3,4,5,6) propriamente dita. Isto corrobora com a afirmação de que um aumento de pressão dentro da cavidade abdominal ao ser transmitida para a cavidade vaginal, interfere na medição da força do assoalho pélvico.

Incontinência urinária e prolapso pélvicos são disfunções do assoalho pélvico que possuem como uma de suas possíveis causas o enfraquecimento ou atrofia desta musculatura em questão (WEBER *et al.*, 2004). Este enfraquecimento deve-se a diminuição da ativação das unidades motoras (desuso), hipotrofia das fibras musculares tipo I e tipo II (envelhecimento) e pelo parto vaginal. A atrofia pode ocorrer em função da diminuição da latência do nervo podendo decorrer da via de parto (SARTORE *et al.*, 2003; DOUGHERTY *et al.*, 1998; BUMP, 1991; KEGEL, 1948). Todas as possíveis etiologias do enfraquecimento supracitadas irão repercutir na musculatura alvo, provocando alterações de força na rede muscular como um todo ou em paredes específicas. A discriminação de qual ponto, ou se é o todo que está enfraquecido favorecerá a elaboração da conduta fisioterápica.

Os valores de força encontrados neste estudo piloto (2 N a 6 N) são inferiores aos valores encontrados em estudos prévios (2 N a 12 N) (DUMOULIN; 2003, Verelst, 2004). Isso pode ser atribuído aos procedimentos utilizados para o ajuste do sensor, o offset (erro sistemático) inicial do sistema foi desconsiderado após 30 segundos de linha de base em que a paciente foi instruída a manter a musculatura em repouso. Os valores considerados eram a variação entre esse momento e os valores registrados durante a contração. Nos estudos anteriores, esse procedimento não foi realizado, o que poderia interferir com as medidas, gerando os maiores valores de força encontrados. Por outro lado, nenhum dos estudos utilizou eletromiografia para garantir que a

medida inicial representasse o repouso dessa musculatura. Sendo assim, no presente estudo quando foi estabelecido o “novo zero”, ele poderia na verdade representar a tensão passiva ou uma leve atividade da musculatura avaliada, o que justificaria os valores de força negativa encontrados durante algumas contrações.

A correlação de *Spearman* encontrada entre a avaliação do toque bidigital vaginal e os resultados do protótipo desenvolvido, foi definida como moderada, apesar deste estudo englobar um pequeno número de participantes. Os pontos de corte utilizados foram obtidos pelas tabelas descritas no apêndice A¹¹ do livro de metodologia dos autores Portney and Watkins (2000). Os resultados são similares aos de Laycock (1994), que encontrou Coeficiente de Spearman de 0,78 entre a Escala Modificada de Oxford e o Perineômetro em mulheres continentais. Morin (2004a) utilizando o mesmo Coeficiente de Spearman encontrou valores de 0,564 entre a mesma escala e o dinamômetro. Em contraste, Bo e Finckenhagen (2001) não encontraram nenhuma relação significativa entre perineômetro e a escala Modificada de Oxford, não sendo mencionado o valor desta correlação pelos autores.

Uma primeira análise metrológica das possíveis fontes de incerteza do protótipo desenvolvido pôde ser conduzida por meio deste estudo piloto:

- A força exercida sobre os sensores varia ao longo do canal vaginal. O ponto de aplicação desta força pode ser uma possível fonte de incerteza na coleta de dados. É de extrema importância que os sensores estejam dispostos exatamente sobre a musculatura do assoalho pélvico. Para assegurar este correto posicionamento, é possível ao terapeuta visualizar no software contrações do assoalho pélvico onde os sensores obtiveram seus picos de força máxima. Este local, portanto, é o correto para o posicionamento dos sensores.
- Com o intuito de se minimizar a contribuição da inexperiência do terapeuta frente aos resultados de medição, faz-se necessário o treinamento deste frente à correta utilização do novo instrumento. Tal treinamento deve englobar instruções acerca dos componentes do dispositivo (sonda, software de aquisição) e sua montagem adequada. A este procedimento chamamos de Procedimento Operacional Padrão.

- A estabilidade da sonda, no momento das medidas, é uma outra importante fonte de incerteza. A sonda deve ser adequadamente estabilizada pela mão do terapeuta durante a mensuração. Foi observado durante a coleta de dados do estudo piloto que a não fixação adequada da mão do terapeuta para a estabilização externa da sonda comprometia os valores medidos pelos sensores. Isto é explicado pelo princípio da Terceira Lei de Newton que rege: se uma força é aplicada a uma superfície, uma força igual e contrária faz reação a esta. Caso a sonda fique sem estabilização dentro do canal vaginal durante as medidas, o lado mais forte do assoalho pélvico irá imprimir uma força que será registrada nos sensores que o abrangem. Os sensores opostos a estes irão registrar a mesma força seguindo o princípio da Terceira Lei de Newton. Esta fonte de erro foi minimizada na utilização do instrumento dinamômetro com o desenvolvimento de uma haste externa que permite a melhor colocação das barras do instrumento com conseqüente trava deste na posição adequada (DUMOULIN *et al.*, 2003). A construção de um acoplador externo para a sonda é interessante, porém não elimina o problema, pois se a participante no momento da avaliação mexer o corpo, esta pode deslocar a sonda e respostas alteradas serão aferidas.
- Dentre as 10 (dez) participantes do estudo piloto, 7 relataram dor durante a inserção do protótipo e realização das contrações do assoalho pélvico e 3 relataram desconforto para o mesmo procedimento. A dor é considerada uma outra fonte de erro da instrumentação, pois limita a produção de força muscular (DUMOULIN *et al.*, 2003; VERSELT *et al.*, 2004). A limitação da força muscular pode mascarar o valor real da força que a usuária seria capaz de realizar ao ser solicitada uma contração máxima da musculatura do assoalho pélvico. Independentemente do tamanho e do diâmetro da sonda, o exame ginecológico que englobe a introdução de uma sonda dentro do canal vaginal irá gerar um desconforto para a participante e limitará a medição da força real que esta poderia desenvolver em função do nervosismo e da ansiedade da paciente.

Por meio das análises supracitadas das possíveis fontes de incerteza, foi possível constatar quais interferências poderiam alterar os resultados de medição. Mesmo frente todas as possíveis fontes de erro, pode-se afirmar que as vantagens apresentadas por este protótipo frente os demais instrumentos da literatura são: funcionamento simplificado, confecção em diferentes diâmetros, (que favorece a utilização em diferentes morfologias de canal vaginal), possibilidade de fixação manual para a realização das medidas (que proporciona ao terapeuta um melhor manuseio), realiza medidas em ortostatismo, é multidirecional (confere dados de força das quatro paredes do canal vaginal) e é utilizável em ambiente ambulatorial como um *feedback*, sob a supervisão médica e orientação fisioterápica, agregando maior aderência da paciente ao tratamento e, conseqüentemente, promovendo melhores resultados no controle da evolução clínica.

Algumas limitações são pertinentes não só ao novo protótipo desenvolvido, mas também aos demais instrumentos que avaliam a força do assoalho pélvico. Entre essas limitações tem-se: a não aferição de força em mulheres virgens, com más formações himenais, hipertonidade do assoalho pélvico e que não possuam um grau de instrução adequado.

Outra limitação de alguns instrumentos de medição de força do assoalho pélvico e inclusive deste protótipo é a não visualização da correta movimentação do assoalho pélvico. Uma correta contração desta musculatura engloba uma contração em massa que por sua vez implica em elevação e fechamento nos meatos uretral, vaginal e anal (BUMP, 1991). Essa limitação pode ser minimizada em todos os instrumentos por meio da visualização concomitante de uma movimentação superior da distância ano-vulvar enquanto a participante realiza a contração do assoalho pélvico. Shull *et al.* (2002) advoga que essa visualização nem sempre é fidedigna.

Mulheres obesas com acúmulo de gordura na região das genitálias quase não se observam a movimentação da distância ano-vulvar, mesmo que estas estejam realizando a contração de forma correta.

Com o presente estudo foi possível desenvolver, construir e testar um protótipo de um sistema de medição multidirecional da força da musculatura do assoalho pélvico. Os resultados preliminares

deste protótipo serviram para detectar as vantagens do novo protótipo com as participantes da pesquisa e os pontos que precisam ser aperfeiçoados a fim de garantir uma adequada interação.

8. CONCLUSÕES

No presente estudo, um novo protótipo de sistema de medição multidirecional da força do assoalho pélvico foi desenvolvido, construído e testado em um grupo piloto detectando, as vantagens e limitações do novo protótipo com as participantes da pesquisa. As medidas diretas de força do assoalho pélvico foram realizadas no plano transversal e no plano médio-sagital concomitantemente, estabelecendo então, um perfil da contração dos músculos do assoalho pélvico através do canal vaginal.

Por meio do instrumento desenvolvido neste trabalho foi possível demonstrar a influência da musculatura abdominal sobre a força medida no assoalho pélvico

O procedimento experimental de calibração seguiu as normas estabelecidas pelo ABNT e apresentou forte correlação entre a variável resistência, conferida pelos sensores SFR, e a variável força, conferida pela MUE. Este procedimento obteve respostas de correlação representativas entre as variáveis, garantindo assim, resultados de medições mais confiáveis.

A correlação estabelecida entre o novo protótipo e a técnica do toque bidigital vaginal foi moderada, indicando uma relação não adequada entre um critério subjetivo e um objetivo.

9. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Este foi um trabalho pioneiro no desenvolvimento de um protótipo para medição da força da musculatura do assoalho pélvico criado no Labbio do Departamento de Engenharia Mecânica. Logo, são necessários estudos adicionais e a implementação da aplicabilidade clínica deste sistema de medição. Dentre os trabalhos que devem ser desenvolvidos, encontram-se:

- 1- Desenvolvimento do instrumento em diferentes diâmetros, averiguando qual apresenta melhor resposta clínica na coleta de dados.
- 2- Construir um acoplador externo para a estabilidade da sonda dentro do canal vaginal durante a realização das medidas.
- 3- Realizar a análise de incerteza do sistema de medição proposto, a partir dos relatórios de calibração a serem fornecidos pelo CETEC.
- 4- Realizar a validade concorrente (em grupos com prolapso, incontinência e continência) do instrumento com outros instrumentos como o perineômetro, eletromiografia entre outros, que já apresentam na literatura uma adequada confiabilidade e validade.
- 5- Realizar a confiabilidade inter e intra examinador (repetitividade e reprodutibilidade respectivamente) do instrumento desenvolvido.
- 6- Fazer a correlação entre o instrumento desenvolvido com os escores da escala de Oxford Modificada pelo Teste do toque bidigital vaginal em uma amostra mais representativa da população.
- 7- Analisar o desempenho do sistema de medição desenvolvido em diferentes condições de teste e pesquisas clínicas, para melhor entender os resultados de medição com o sensor escolhido.
- 8- Criar um Procedimento Operacional Padrão para o treinamento dos terapeutas que irão fazer uso desta nova tecnologia.

ABSTRACT

Urinary incontinence and pelvic organ prolapses are urogynecologic dysfunctions presenting a significant impact in women sexual function and quality of life. Surgery, medication and physiotherapy treatments are therapeutical options to deal with these affections. Moreover, the pelvic floor is directly involved in the biomechanics of these dysfunctions, and the measurement of its force is extremely important to trace the prognostic of these illnesses and to the results analyses of physiotherapeutic treatment. Vaginal digital palpation, perineometry, dynamometers and vaginal cones are some instruments used to assess pelvic floor strength. However, there is no gold standard instrument to measure pelvic floor strength. In this context, it appeared the necessity to project an instrument capable to measure pelvic floor strength in a multidirectional way. The aim of this project was to develop a prototype to measure pelvic floor strength with adequate morphology to vaginal canal, calibration, correlation with vaginal digital palpation and a strength profile through the vaginal canal. The project consists of a 100 mm length cylindrical probe with eight sensors FSR connected to four mobile bars systems in each side of the probe. The acquisition systems included, too, a data acquisition protoboard and a software to process and present the results. The new prototype presented a correlation of 0,93 to 0,99 between the calibration data, mean force values of 0 N a 6 N and moderate correlation with vaginal digital palpation. The measure results obtained with the new prototype; guarantee that the instrument measures objectively the pelvic floor strength.

Key words: Pelvic floor, urinary incontinence, vaginal prolapses, forces sensing resistors, measurement of muscular force.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABRAHAMS P, CARDOZO L.; FALL M *et al.* The standardization of terminology of lower urinary tract function: Report from the standartization sub-comitte of the International Continance Society. *Neurourol Urodyn* . v 21, p.167-78. 2002
2. BLANDINE, C. G. Anatomie pour lê Moviment. 2° ed. Editions des Iris, 1991.
3. BARROS, F.B.M. Autonomia profissiona do fisioterapeuta ao longo da história. *Fisiobrasil*, Rio de Janeiro, v.7, n.59, p. 20-31, 2003.
4. BARACHO, E.L.S. A reeducação da musculatura do assoalho pélvico como método de tratamento conservador da incontinência urinária. In: BARACHO, E.L.S. *Fisioterapia Aplicada a Obstetrícia – Aspectos de Ginecologia e Neonatologia*. 3ª ed. Rio de Janeiro: Medsi, 2002, cap. 32, p.391-401.
5. BAYTUR, Y.B; DEVECI,A; UYAR,Y; OZCAKIR, H.T; KIZILKAYA, S; CAGLAR,H. Mode of delivery and pelvic floor muscle strength and sexual function after childbirth.*International Journal of Gynecology and Obstetrics*. vol.88, p. 276-280, 2005.
6. BO, K.; SHERBURN, M. Evaluation of female pelvic floor muscle function and strength. *Physical Therapy*, Norway,v. 85, n. 3, p. 269-282,2005a.
7. BO, K.; RAASTAD, R.; FINCKENHAGEN, H, B. Does the size of the vaginal probe affect measurement of pelvic floor muscle strength? *Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica*, Olso, v. 84, p. 129-133, 2005 b.
8. BO, K. Pelvic floor muscles training is effective in treatment of female strees urinary incontinence, but how does it work? *International Urogynecol Journal*, Olso, v.15, p. 76-84, 2004 a.
9. BO, K. Urinary incontinence, pelvic floor dysfunction, exercise and sports. *Sports Medicine*. Norway.v. 34, n. 7, p. 451-464, 2004b.
10. BO, K.; SHERBURN, M.; ALLEN, T. Transabdominal ultrasound measurement of pelvic floor muscle activity when activated directly or via a transversus abdominis muscle contraction. *Neurourology and Urodynamics*, Olso, v. 22, p. 582-588, 2003a.

11. BO, K.; FINCKENHAGEN, H.B. Is there any difference in measurement of pelvic floor muscle strength in supine and standing position? *Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica*. Norway, v. 82, p. 1120-1124, 2003b.
12. BO, K.; FINCKENHAGEN, H, B. Vaginal palpation of the pelvic floor muscle strength: inter-test reproducibility and comparison between palpation and vaginal squeeze pressure. *Acta Obstetricia Gynecologica Scandinavica*, Oslo, v.80, p. 883-887, May 2001.
13. BO, K.; TALSETH, T.; HOLME, I. Single blind, randomised controlled trial of pelvic floor exercises, electrical stimulation, vaginal cones, and no treatment in management of genuine stress incontinence in women. *British Medical Journal*, Oslo, v. 318, p. 487-493, February 1999.
14. BO, K. Functional aspects of the striated muscles within and around the female urethra. *Scandinavian Journal of Urology and Nephrology*. Norway, v.29,sup 175, p. 27-35, 1995.
15. BO, K. Pressure measurements during pelvic floor muscle contractions: The effect of different positions of the vaginal measurements device.. *Neurourology and Urodynamics*, Oslo, v. 11, p. 107-113, 1992.
16. BO, K.; KVARSTEIN,B.; HAGEN, R.R.; LARSEN, S. Pelvic floor muscle exercise for the treatment of female stress urinary incontinence: II. Validity of vaginal pressure measurements of pelvic floor muscle strength and the necessity of supplementary methods for control of correct contraction. *Neurourology and urodynamics*. Norway, v. 9,p. 479-487, 1990.
17. BROSTROM, S.; JENNUM, P.; LOSE, G. Motor evoked potentials from the striated urethral sphincter and puborectal muscle: Normative values. *Neurourology and Urodynamics*, Copenhagen, v. 22, p. 306-313, 2003.
18. BUMP, R. Assessment of Kegel pelvic muscle exercises performance after brief verbal instruction. *American Journal Obstetrics Gynecology*, Richmond, v.165, n.2, p.322-328, 1991.
19. ORGANIZAÇÃO PANAMERICANA DE SAÚDE; ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE. Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde. Ed.usp, p. 325, 2003.

20. CHIARELLI, P.; MURPHY, B.; COCKBURN, J. Women's knowledge, practices, and intentions regarding correct pelvic floor exercises. *Neurourology and Urodynamics*, Australia, v. 22, p. 246-249, August, 2003.
21. COFFITO. *Legislação. Resoluções*. Resolução n. 80 de 09 de Maio de 1987. Disponível em: <http://www.coofito.org.br>> acesso em 10/02/2007.
22. DELANCEY, J, O, L.; HURD, W, W. Size of the urogenital hiatus in the levator ani muscle in normal women with pelvic organ prolapse. *Obstetrics & Gynecology*. Michigan, v.91, n. 3, p. 364-368, March 1998.
23. DEINDL, F.; VODUSEK, D.; HESSE, U.; SCHUSSLER, B. Activity partners of pubococcygeal muscles in nulliparous continent women. *British Journal of Urology*. v. 72, p. 46-51, 1993.
24. DEVREESE,A.; STAES,F.; WEERDT, W.D ET AL. Clinical evaluation of pelvic floor muscles function in continent and incontinent women. *Neurourology and Urodynamics*. Leuven, v. 23, p. 190-197, 2004.
25. DIETZ, H, P.; JARVIS, S, K.; VANCAILLIE, T, G. The assesment of levator muscle strength: A validation of three ultrasound techniques. *International Urogynecology Journal*, Randwick, v. 13, p. 156-159, 2002.
26. DI NUBILE, N.A. Strength training. *Clinics in Sports Medicine*. v10, n.1, p.33-62, 1991.
27. DOUGHERTY, M, C. Current status of research on pelvic muscle strengthening techniques. *Journal Wound Ostomy and Continence Nurses*, North Carolina, v. 25, n. 2, p. 75-83, 1998.
28. DUMOULIN, C; BOURBONNAIS, D; LEMIEUX, M.C. Development of a dynamometer for measuring the isometric force of pelvic floor musculature” *Neurourology and Urodynamics*, Vol 22, p.648-653, 2003.
29. DUMOULIN, C; GRAVEL, D; BOURBONNAIS, D; LEMIEUX, M.C.. Reliability of dynamometric measurements of pelvic floor musculature. *Neurourology Urodynamic*. Vol 22, p 134-142, 2004.

30. ELBESTAWI, M.A. Force measurement. In: Editado por WEBSTER, J.G. *Measurement, Instrumentation, and sensors Handbook(CRC NetBase)*.1. ed. CRC Press LLC, 1999, cap 23, p. 1-17.
31. FRAWLEY, H.C.; GALEA, M.P.; PHILLIPS, B.A.; SHERBURN, M.; BO, K. Reability of pelvic floor muscle strength assessment using diferent test positions and tools. *Neuourology and Urodynamics*, Norway,v 25 , n. 3, p.236-242, 2006a.
32. FRAWLEY, H.C.; GALEA, M.P.; PHILLIPS, B.A.; SHERBURN, M.; Bo,K. Effect of test position on pelvic floor muscle assessment. *International Urogynecology Journal*, Melbourne, v.17, n 4, p365-371.2006b.
33. FRAWLEY, H.C. Pelvic floor muscle strength testing. *Australian Journal of Physicaltherapy*. V. 52, p. 307, 2006c.
34. GUADERRAMA, N.M.; NAGER, C.W.; LIU, J.; PRETORIOUS, D.H.; MITTAL, R.K. The vaginal pressure profile. *Neuourology and Urodynamics*,v. 24, p. 243-247,2005.
35. GUERETTE, N.; NEIMARK, M.; KOPKA, S, L.; JONES, J, E.; DAVILA, G, W. Initial experience with a new method for the dynamic assesment of pelvic floor function in women: The Kolpexin Pull Test. *International Urogynecology Journal*, Florida, v. 15, p. 39-43,2004.
36. GRAY, H. *Anatomia*. 29^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1988. 1147p.
37. GROSSE, D; SENGLER, J. *Reeducação Perineal*. 1^a ed. São Paulo: Manole, 2002. 146p.
38. HAHN, I.; MILSOM, I.; ET ALL. Comparative assessment of pelvic floor function using vaginal cones, vaginal digital palpation and vaginal pressure measurements. *Gynecologic and Obstetric Investigation*, Goteborg, v. 41, p. 269-274. 1996.
39. HOWARD, D.; MILLER, J, M.; DELANCEY, J, O, L.; ASHTON-MILLER, J, M, M. Differential effects of cough, valsava, and continence status on vesical neck movement.*Obstetrics & Gynecology*. Michigan, v.95, n. 4, p. 535-540, 2000.
40. HUNDLEY, A.F.; WU, J.M.; VISCO, A.G. Acomparision of perineometer to brink score for assessment of pelvic floor muscle strength. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*. Chapel Hill, v. 192, p. 1583-1591, 2005.

41. ISHERWOOD, P, J.; RANE, A. Comparative assessment of pelvic floor strength using a perineometer and digital examination. *British Journal of Obstetrics and Gynaecology*, Queensland, v. 197, p. 1007-1011, 2000.
42. KEGEL, A.H. Progressive resistance exercise in the functional restoration of the perineal muscles. *American Journal Obstetrics and Gynecology*. Los Angeles, v.56, n.2, p. 238-248, 1948.
43. KISNER, C; COLBY, L. *Exercícios Terapêuticos - fundamentos e técnicas*. 1ª ed. São Paulo: Manole, cap 3, p 55-109, 1998.
44. LAYCOCK, J. Clinical evaluation of pelvic floor. In: SCHUSSLER, B; LAYCOCK, J; NORTON, P; STANTON, S.L, editors. *Pelvic floor reeducation, principles, and practice*. London: Springer- Verlag, pp 39-51, 1994.
45. LOSE, G; FANTL, J.A; VICTOR, A; WALTER, S; WELLS, T.L; WYMAN, J; MATTIASON, A. Outcome measures for research in adult women with symptoms of lower urinary tract dysfunction. *Neurourology Urodynamics*. v.17, p. 255-262, 1998.
46. MOREIRA, E. AMARO, J. Cinesioterapia no tratamento da incontinência urinária da mulher. Mito ou verdade? *Jornal da Incontinência Urinária Feminina*, v.1, p. 12-15, mar. 1999.
47. MOREIRA, E *et al.* Tratamento Cirúrgico e Conservador da Incontinência Urinária de Esforço. *Fisioterapia em Movimento*, Londrina, v.13, n.2, p. 9-14, mar. 2001.
48. MORENO, A.L. Avaliação Fisioterapêutica. In: MORENO, A.L. *Fisioterapia em uroginecologia*. 1.ed, Manole, 2004, cap 9.1, p101-112.
49. MORIN, M.; BOURBONNAIS, D.; GRAVEL, D.; DUMOULIN, C.; LEMIEUX, M.C. Pelvic floor maximal strength using vaginal digital assessment compared to dynamometric measurements. *Neurourology and Urodynamics*, Montreal, v.23, p. 336-341, 2004a.
50. MORIN, M.; BOURBONNAIS, D.; GRAVEL, D.; DUMOULIN, C.; LEMIEUX, M.C. Pelvic floor muscle function in continent and stress urinary incontinence women using dynamometric measurements. *Neurourology and Urodynamics*, Montreal, v.23, p. 668-674, 2004b.

51. MORIN, M.; DUMOULIN, C.; GRAVEL, D.; BOURBONNAIS, D.; LEMIEUX, M.C. Reliability of speed of contraction and endurance dynamometric measurements of the pelvic floor musculature in stress incontinent parous. *Neurourol.Urodynamics*. v.26, n. 3, p.397-403, 2007.
52. MORKVED, S.; SALVESEN, K.A.; BO, K.; EIK-NES, S. Pelvic floor muscle strength and thickness in continent and incontinent nulliparous pregnant women. *International Urogynecology Journal*, Oslo, v. 15, p. 384-390, 2004.
53. NETTER, F. Atlas of human anatomy. 2^o ed. Terteboro, NJ: Icon Learning Systems/Havas Medical Media; 2001.
54. OLSEN, A.L.; SMITH, V.J.; BERGSTROM, J.O. Epidemiology of surgically managed pelvic organ prolapse and urinary incontinence. *Obstetrics Gynecology*. v.89, p.501-506. 1997.
55. PESCHERS, U, M.; GINGELMAIER, A.; JUNDT, K.; DIMPFL, T.; LEIB, B. Evaluation of pelvic floor muscle strength using four different techniques. *International Urogynecology Journal*, Munich, v. 12, p. 27-30, 2001.
56. PORTNEY, L.G, WATKINS, M.P. Foundations of Clinical Research: applications to practice. 2nd ed. New Jersey: Prentice Hall Health; 750p, 2000.
57. REIS, A.BBARROTE, D; BARACHO, E.L. S; NETO, J.M. Anatomia feminina. In: BARACHO, E.L.S. *Fisioterapia Aplicada a Obstetrícia – Aspectos de Ginecologia e Neonatologia*. 3^a ed. Rio de Janeiro: Medsi, 2002, cap. 1, p.1-18.
58. RETT, M.T; SIMÕES, J.A; HERRMANN,V; MARQUES, A.A; MORAIS, S.S. Existe diferença na contratilidade da musculatura do assoalho pélvico feminino em diversas posições? *Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia*. v. 27, n. 1, p. 20-23. 2005.
59. RETZKY, S.S; ROGERS, R.M. Urinary incontinence in woman. *Ciba Clin Symp*. Vol. 47, p. 3-6, 1995.
60. SAMPAIO, R.F.; MANCINI, M.C.; FONSECA, S.T. Produção científica e atuação profissional: aspectos que limitam essa integração na fisioterapia e na terapia ocupacional. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. Belo Horizonte, v. 6, n. 3, p. 113-118, 2002.

61. SANTIESTEBAN, S, J. Electromyographic and dynamometric characteristics of female pelvic floor musculature. *Physical Therapy*, Michigan, v. 68, n. 3, p. 344-351, 1988.
62. SAPSFORD, R. Rehabilitation of pelvic floor muscles utilizing trunk stabilization. *Manual Therapy*. South Brisbane, v. 9, p. 3-12, 2004 a.
63. SARTORE, A.; P-REGAZZI, R.; ET ALL. Assessment of pelvic floor muscle functions after vaginal delivery. Clinical values of different tests. *The Journal of Reproductive Medicine*, Trieste, v.48, n. 3, p. 171-174, March 2003.
64. SCHINDL, K.K.; UHER, E.; WIESINGER, G ET AL. Reliability of pelvic floor muscle strength measurement in elderly incontinent women. *Neurourology and Urodynamics*. Austria, v. 21, p. 42-47, 2002.
65. SHAFIC, A.; EL-SIBAI, O. Levator ani muscle activity in pregnancy and the postpartum period: a myoelectric study. *Clin Exp Obstet Gynecol*. v.27, n.2, p.129-32, 2000.
66. SHULL, B.L, HURT .G, LAYCOCK.J, PALMTAG.H, YOUNG.Y, ZUBIRTA.R. Physical Examination. In: ABRAHMS.P, CARDOZO.L, KHOURY, S, WEIN.A, eds. *Incontinence*.Plymouth, UK: Plymbridge3 Distributors Ltda,cap 23, p 373-388.2002.
67. THOMPSON, J.A.; O'SULLIVAN, P.B.; BRIFFA,N.K.; NEUMANN, P. Assessment of pelvic floor muscle contraction in continent and incontinent women using transperineal ultrasound, mmanual muscle testing and vaginal squeeze pressure measurements. *International Urogynecology Journal*, Adelaide,v.17, n. 6, p. 624-630,2006.
68. 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*, Norway, v. 23, p. 143-147, 2004.
69. WEBER, A, M.; BUCHSBAUM, G, M.; *et all*. Basic science and translational research in female pelvic floor disorders: Proceedings of an NIH-Sponsored meeting. *Neurourology and Urodynamics*, Pittsburgh, v. 23, p. 288-301, June 2004.
70. WESTER, C; BRUBAKER, L. Normal pelvic floor physiology. *Obstetrics and Ginecology Clinics of North America*, Chicago, v.25, n.4, p. 707-756, 1998.

ANEXO A

A.1. Termo de Consentimento Livre Esclarecido

DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA MEDIR, DE FORMA MULTIDIRECIONAL, A FORÇA DA MUSCULATURA DO ASSOALHO PÉLVICO: UM ESTUDO PILOTO.

1. IDENTIFICAÇÃO DA PACIENTE:

Nome:

Registro:

Idade:

Endereço:

Telefone:

Carteira de identidade:

A senhora está sendo convidada a participar de um projeto de pesquisa que visa criar um aparelho que mede a força dos músculos da região vaginal e perineal. Uma melhor avaliação dessa força muscular poderá contribuir para o tratamento de mulheres com incontinência urinária, prolapsos genitais (queda de bexiga e útero) e problemas sexuais.

A participação no estudo consiste na medida da força de contração da musculatura vaginal por meio de um aparelho introduzido na vagina. Esse procedimento será realizado por uma fisioterapeuta após o exame ginecológico de rotina realizado por um médico. Essa participação não modifica o acompanhamento ginecológico ou tratamento proposto para a sua doença caso concorde ou não em participar da pesquisa.

A sua identidade será preservada e o seu direito de não participar no estudo não a prejudicará no seu acompanhamento ou tratamento.

1. DESCRIÇÃO DAS COMPLICAÇÕES DOS MÉTODOS: não haverá aumento do risco de complicações devido à medida de força muscular. Os riscos e complicações serão as mesmas relacionadas ao exame ginecológico de rotina.

2. Recebi todas as informações que desejava conhecer e a possibilidade de fazer perguntas e questionar dúvidas.

3. Também entendi que, a qualquer momento e sem necessidade de dar nenhuma explicação poderei suspender o consentimento que agora presto.

Investigador: Cristina Said Saleme

Endereço: Rua Ceará 1986/501. Funcionários. Belo Horizonte. Minas Gerais. CEP: 30 150 311.

Tel: (31) 34995073 / 87990455

Investigador: Agnaldo Lopes da Silva Filho

Endereço: : Av. Alfredo Balena, 190. Santa Efigênia. CEP: 30.130.100

Tel: (31) 3248-9764

COEP/UFMG: 34994592

De pleno acordo

Cidade:

Data:

Assinatura da Fisioterapeuta

Assinatura da paciente

Testemunha

Testemunha

Declaro que é possível a qualquer momento revogar o meu consentimento.

Revogo o consentimento prestado no dia E afirmo que não desejo prosseguir na pesquisa e tratamento que me foi proposto, que dou como finalizado nesta data.

Cidade:

Data:

Assinatura da Fisioterapeuta

Assinatura da paciente

Testemunha

Testemunha

ANEXO B

B.1. Sensores de Força Resistivos.

Sensores de Força Resistivos (SFR) fornecem um método quantitativo de medida de força. Estes sensores utilizam o fato de que alguns dispositivos de finos filmes de polímeros exibem uma resistência diminuída com o aumento da força aplicada. O SFR é composto de duas partes: A primeira é um material resistivo aplicado a uma película. A segunda é um jogo dos contatos aplicados sobre a película (ELBESTAWI, 1999). A FIG B1 mostra esta configuração.

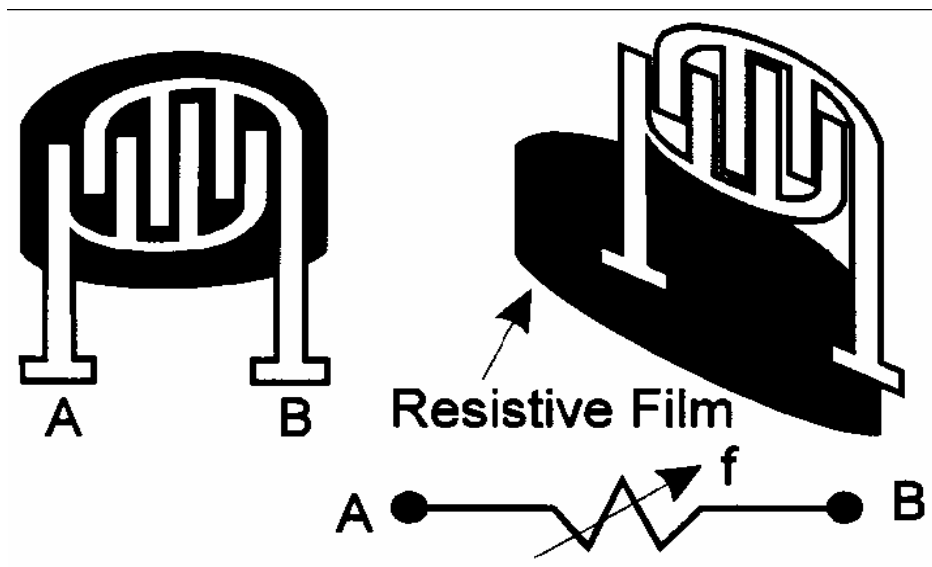
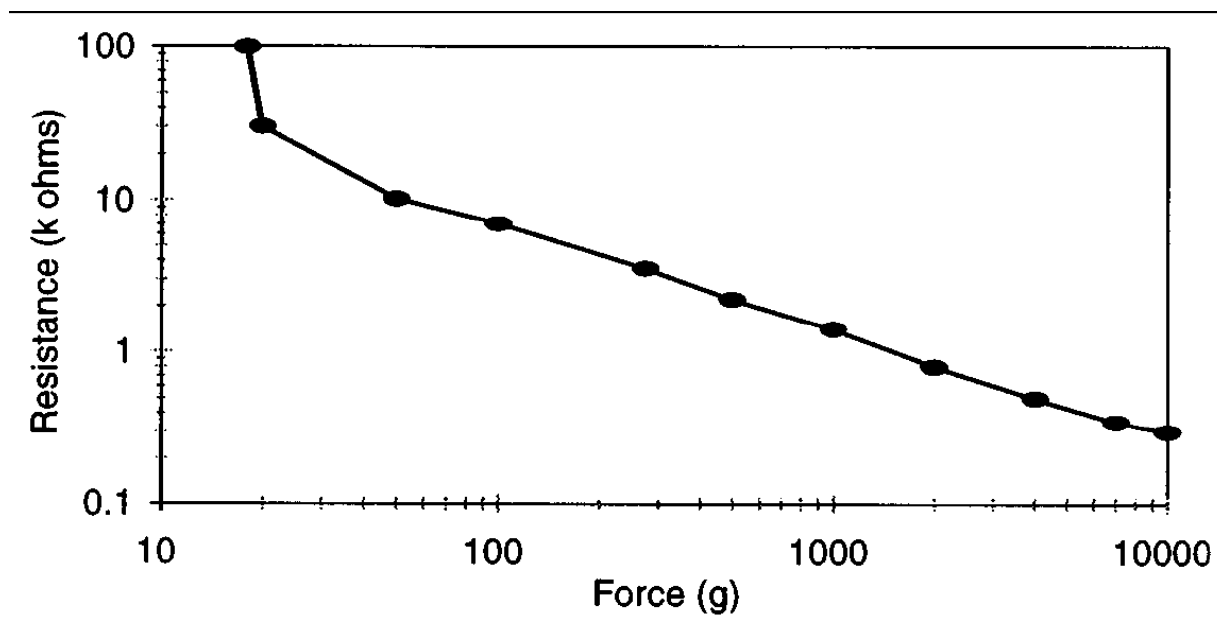


FIGURA B1: Configuração do sensor SFR.

Quando uma força é aplicada a este sensor, uma melhor conexão se estabelece entre os contatos, aumentando a condutividade. A FIG B2 mostra a resistência do sensor em função da força. Nesta figura, percebe-se que existe uma relação força única/resistência em alguns patamares. Estes sensores podem ser assumidos lineares em pequenos patamares de força. Para grandes valores de força (em torno de 60g), percebe-se que a condutividade é aproximadamente uma função linear da força, porém na vizinhança de 10 g a resistência muda muito rapidamente promovendo

transições abruptas. Dentre as grandes vantagens desse sensor temos o baixo custo e o fato de apresentarem pouca histerese (ELBESTAWI, 1999).



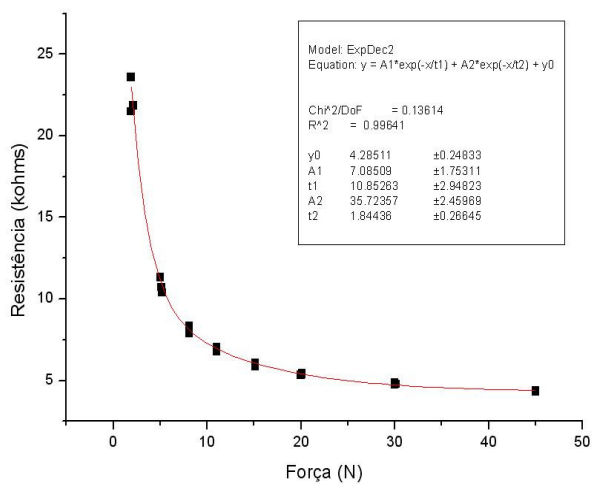
FIGRURA B2: FIGURA resistência *versus* força do sensor SFR.

ANEXO C

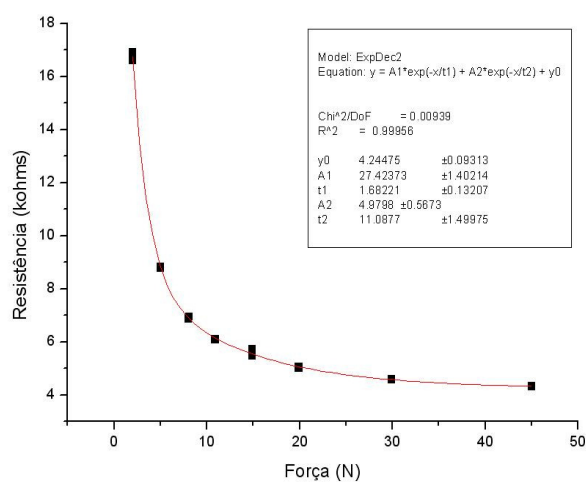
Os resultados da análise de regressão dos dados da calibração para todos os sensores mostraram que existe um bom Coeficiente de Determinação dos dados de resistência e das respostas de força. A análise de regressão foi conduzida utilizando a fórmula de decaimento exponencial de segunda ordem, demonstrando-se adequada para todas as análises. A FIG. C1 ilustra os resultados da análise de regressão dos dados da calibração do sensor 2. O valor do Coeficiente de Determinação para a curva das quatro medidas ascendentes dos ciclos de calibração foi de 0.99541, FIG. C1a. O Coeficiente de Determinação para a curva das duas medidas descendentes do ciclo de calibração foi de 0,99956, FIG. C1b. Já os seis ciclos de calibração juntos apresentaram um Coeficiente de Determinação de 0, 96053, FIG. C1c.

Os resultados da análise de regressão dos dados da calibração do sensor 3, FIG. C.2, mostraram o valor do Coeficiente de Determinação para a curva das quatro medidas ascendentes dos ciclos de calibração de 0.99924, FIG. C.2a., 0,99955 para as duas medidas descendentes do ciclo de calibração, FIG. C.2b e 0, 96908 para os seis ciclos de calibração analisados em conjunto, FIG. C.2c.

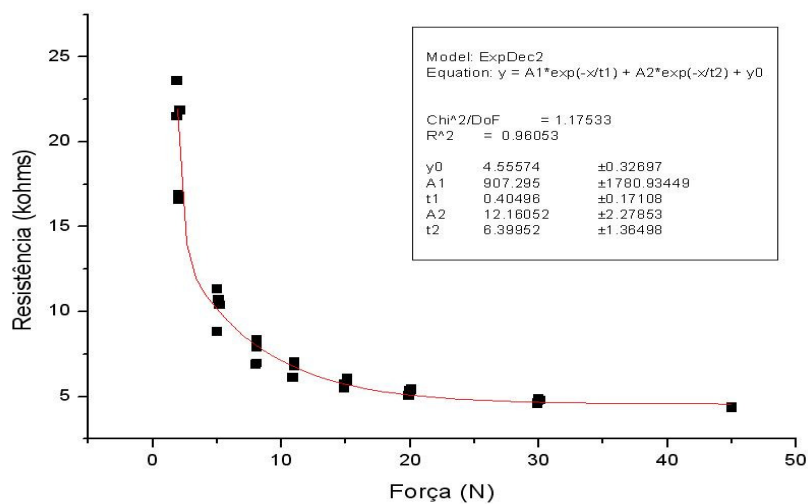
A FIG C.3 apresenta os resultados da análise de regressão dos dados da calibração do sensor 4. A FIG C.3a mostra que o valor do Coeficiente de Determinação para a curva das quatro medidas ascendentes dos ciclos de calibração foi de 0.99288. A FIG C.3b apresenta o Coeficiente de Determinação para a curva das duas medidas descendentes do ciclo de calibração sendo de 0,99674 e a FIG. C.3c, para os seis ciclos de calibração juntos que apresentaram um Coeficiente de Determinação de 0, 97196.



(a)



(b)



(c)

FIGURA. C.1. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 2; (b) ciclos descendentes do sensor 2 e (c) todos os ciclos de calibração.

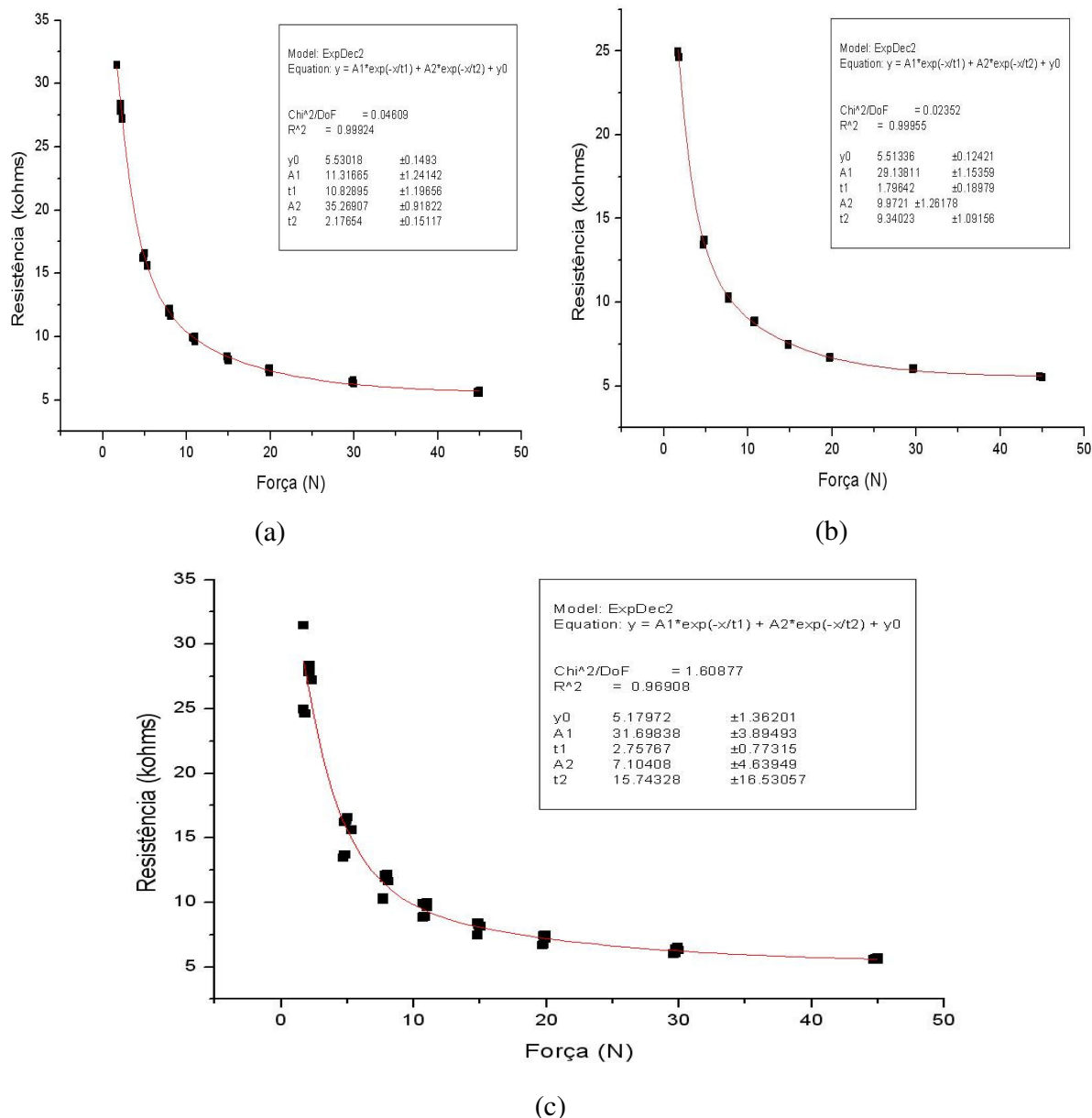


FIGURA. C.2. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 3; (b) ciclos descendentes do sensor 3 e (c) todos os ciclos de calibração.

Os resultados da análise de regressão dos dados da calibração do sensor 5, FIG C.4, demonstrou um Coeficiente de Determinação para a curva das quatro medidas ascendentes dos ciclos de calibração de 0,99288, FIG C.4a., para a curva das duas medidas descendentes do ciclo de calibração de 0,99674, FIG C.4b, e para os seis ciclos de calibração 0,97196, FIG. C.4c.

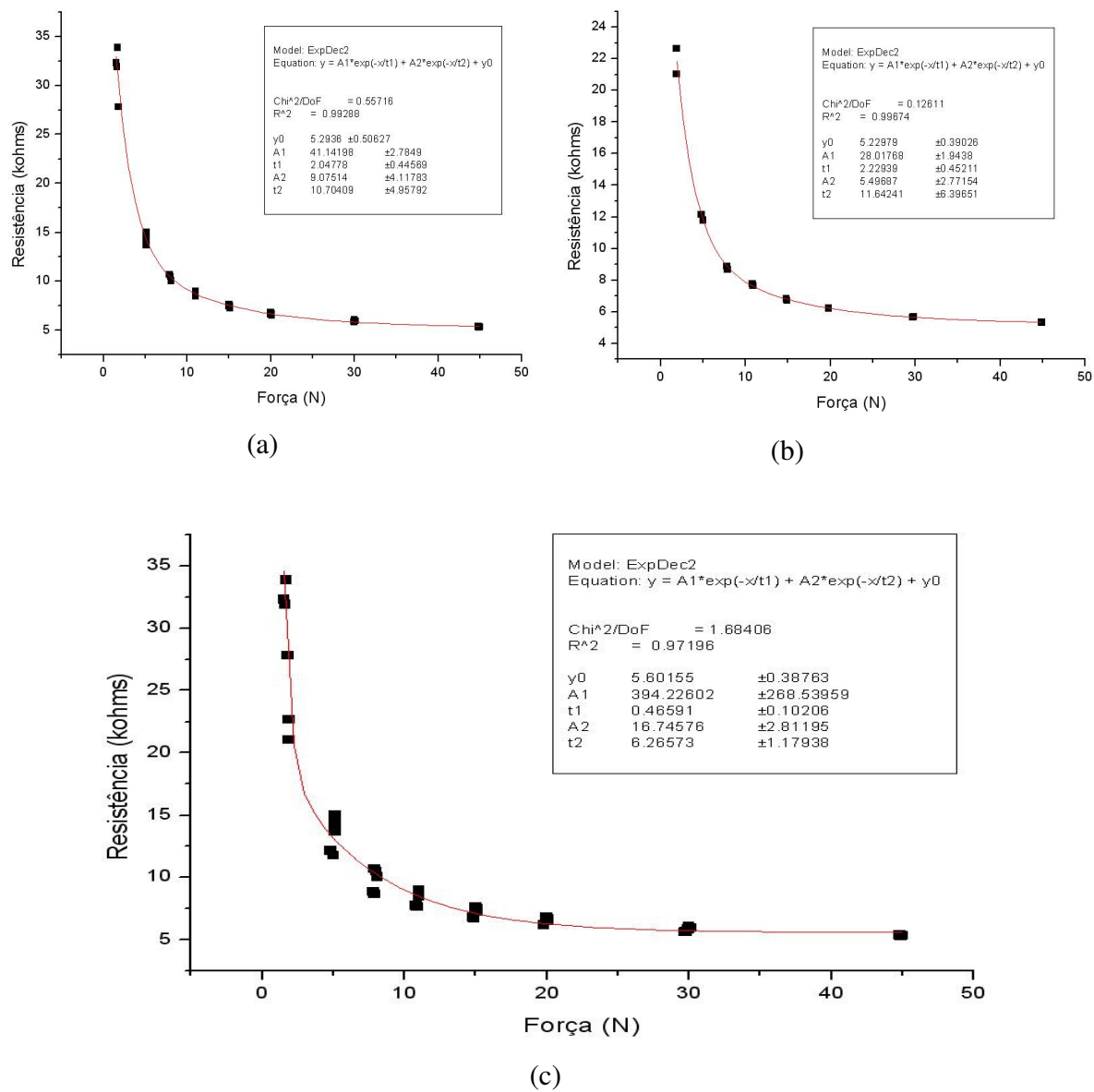


FIGURA. C.3. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 4 ; (b) ciclos descendentes do sensor 4 e (c) todos os ciclos de calibração.

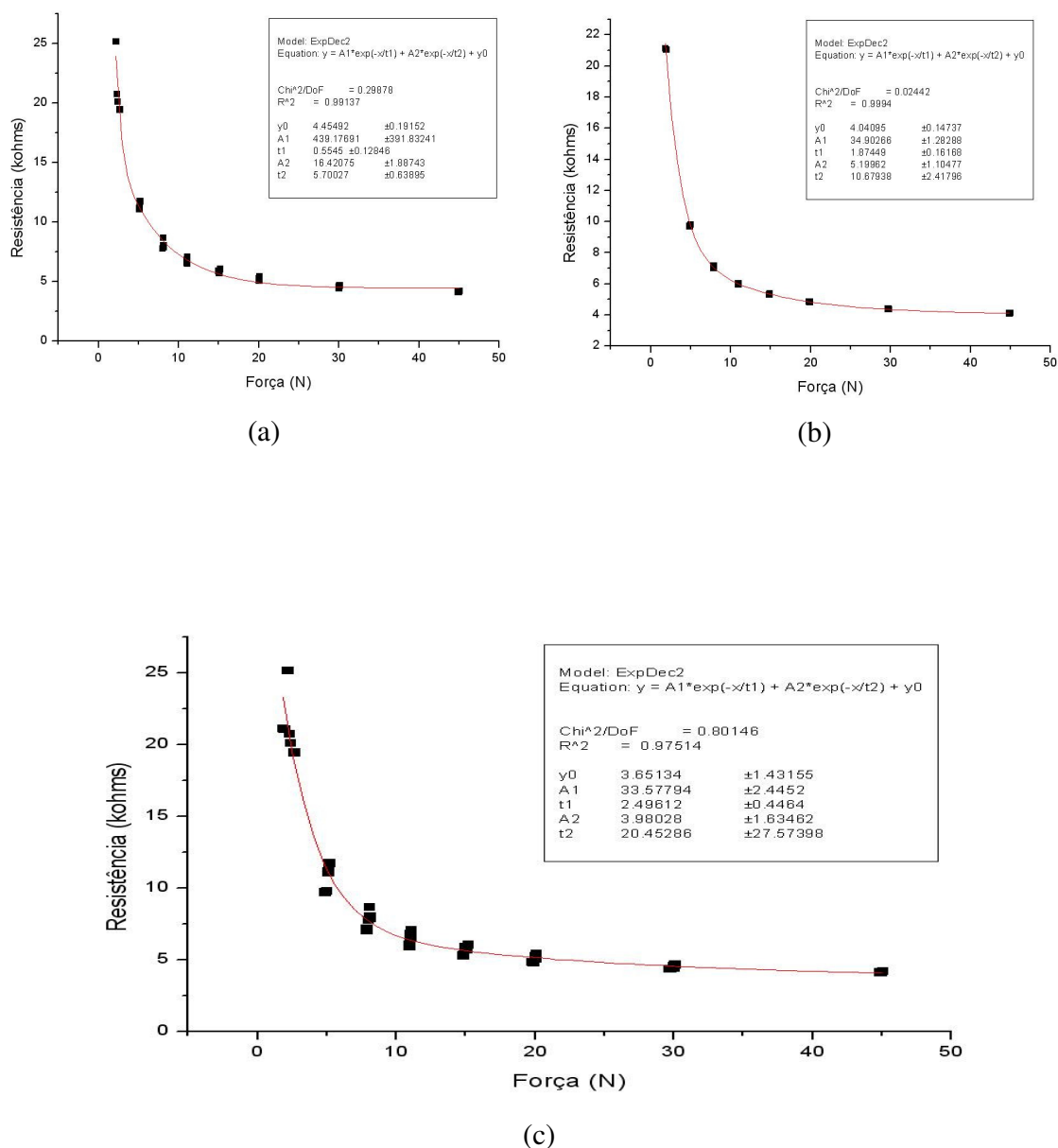


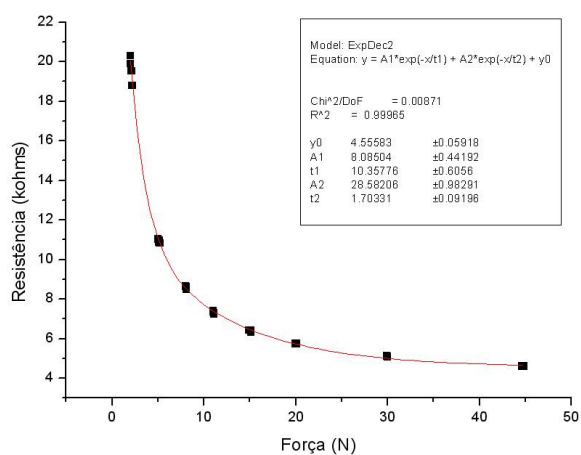
FIGURA. C.4. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 5 ; (b) ciclos descendentes do sensor 5 e (c) todos os ciclos de calibração.

A FIG C.5 ilustra os resultados da análise de regressão dos dados da calibração do sensor 6. O valor do Coeficiente de Determinação para a curva das quatro medidas ascendentes dos ciclos de calibração foi de 0.99965, FIG C.5a., para a curva das duas medidas descendentes

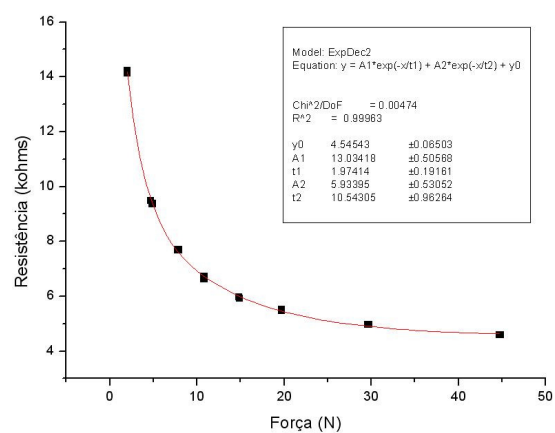
do ciclo de calibração foi de 0,99963, FIG C.5b e 0,93791 para os seis ciclos de calibração, FIG. C.5c.

Os resultados da análise de regressão dos dados da calibração do sensor 7, FIG C.6. O valor do Coeficiente de Determinação para a curva das quatro medidas ascendentes dos ciclos de calibração foi de 0,99511, FIG C.6a. O Coeficiente de Determinação para a curva das duas medidas descendentes do ciclo de calibração foi de 0,99527, FIG C.6b. Já os seis ciclos de calibração juntos apresentou um Coeficiente de Determinação de 0,94488, FIG. C.6c.

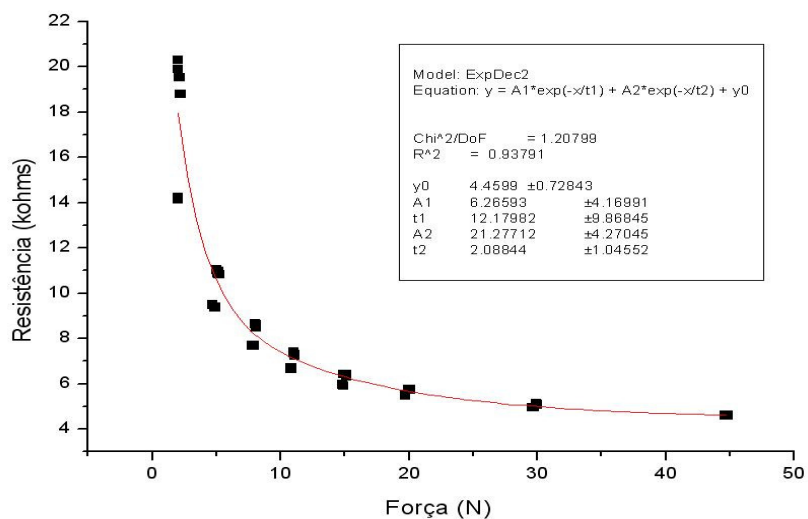
A FIG C.7 mostra os resultados da análise de regressão dos dados da calibração do sensor 8. Para este caso, o valor do Coeficiente de Determinação para a curva das quatro medidas ascendentes dos ciclos de calibração foi de 0,99674, FIG C.7^a, 0,99527 para a curva das duas medidas descendentes do ciclo de calibração, FIG C.7b e de 0,9686 para os seis ciclos de calibração, FIG. C.7c.



(a)

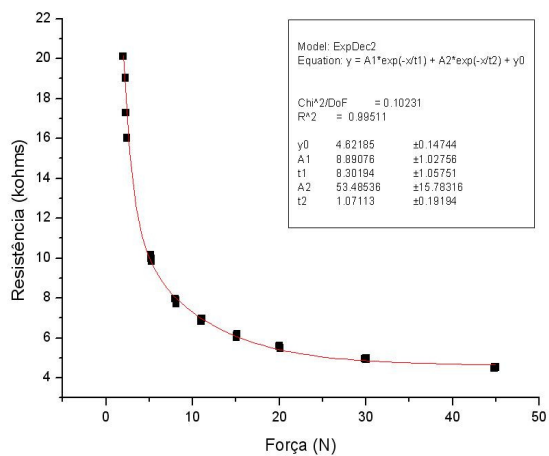


(b)

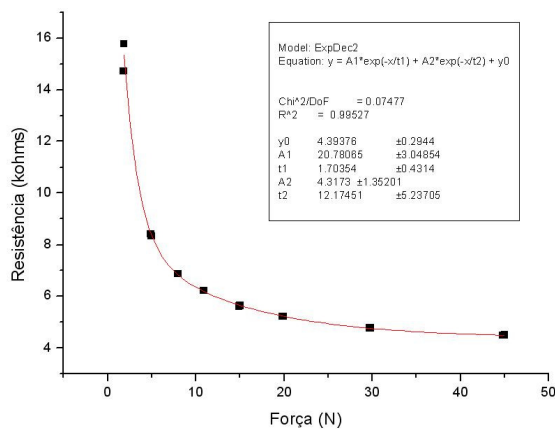


(c)

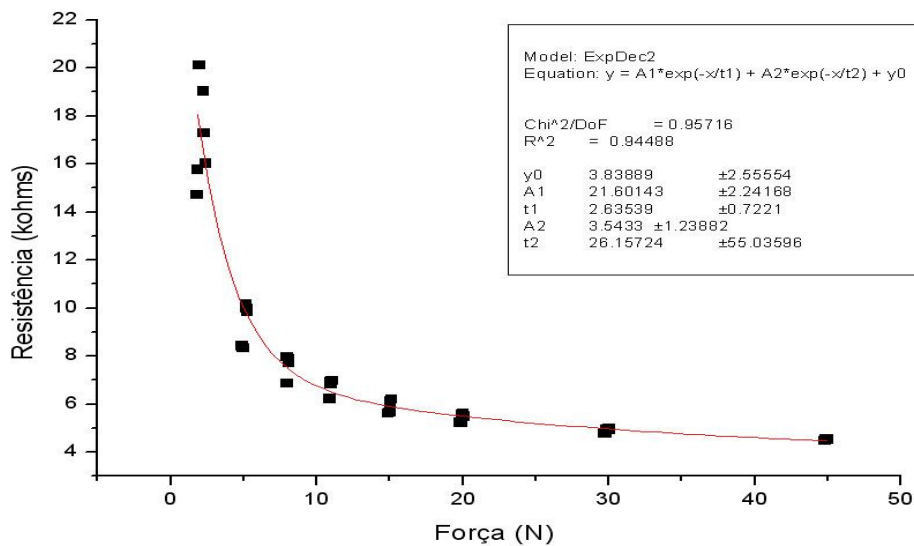
FIGURA. C.5. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 6 ; (b) ciclos descendentes do sensor 6 e (c) todos os ciclos de calibração.



(a)



(b)



(c)

FIGURA. C.6. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 7 ; (b) ciclos descendentes do sensor 7 e (c) todos os ciclos de calibração.

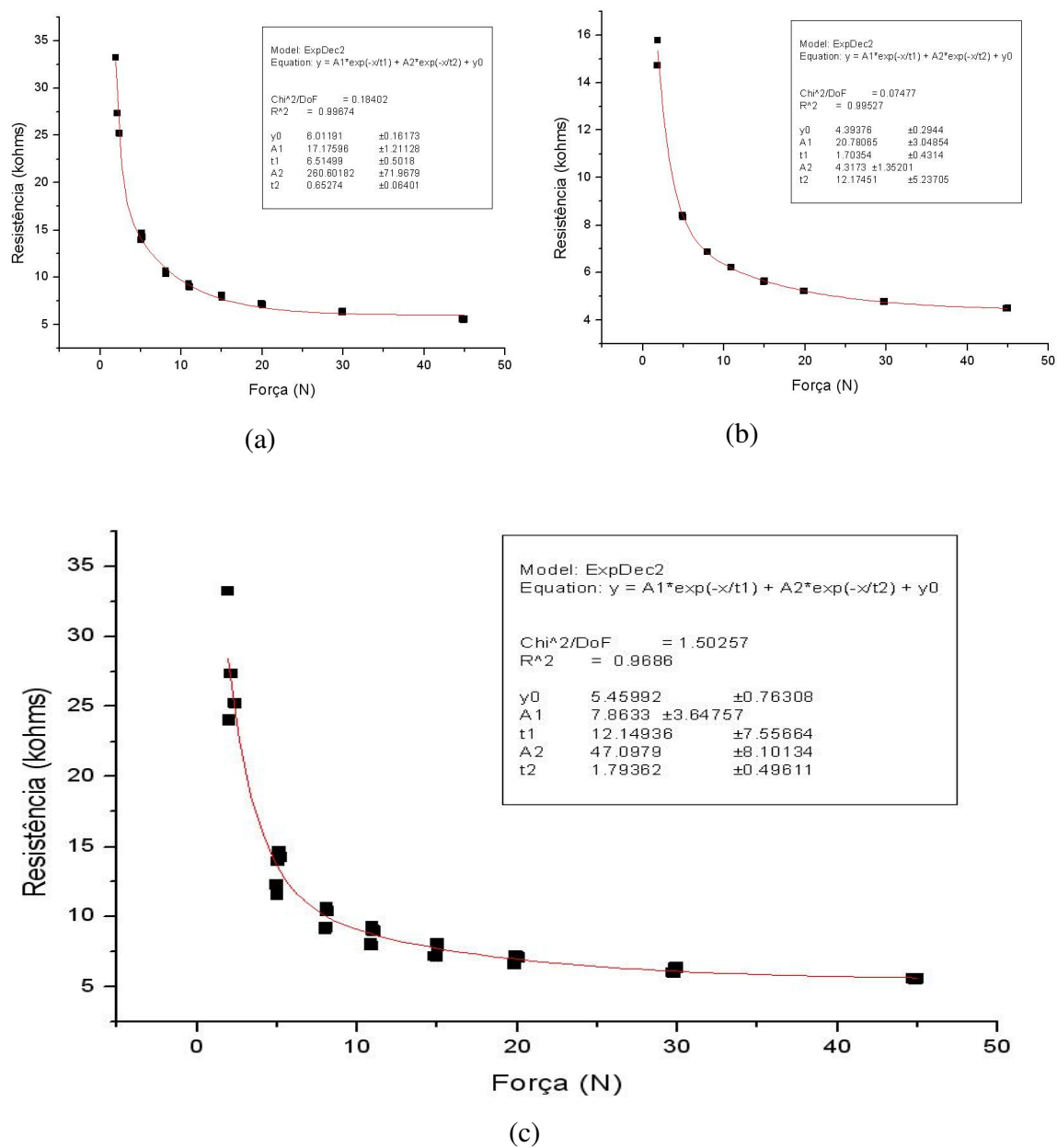


FIGURA. C.7. Curva de calibração: (a) ciclos ascendentes do sensor 8 ; (b) ciclos descendentes do sensor 8 e (c) todos os ciclos de calibração.

ANEXO D

A FIG. D.1 apresenta o perfil completo da contração do assoalho pélvico da paciente 1. Os valores de força do assoalho pélvico obtidos para esta paciente foram de 1,20 N na primeira contração, 1,10 N na segunda contração e de 1,00 N na terceira contração. O valor médio das médias das três contrações foi de 1,10 N.

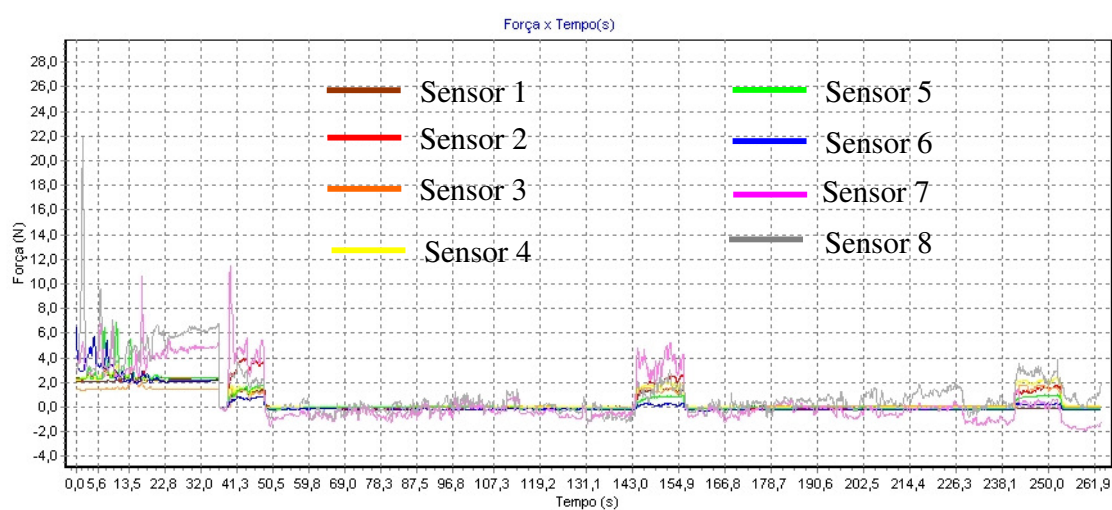


FIGURA D.1: Perfil de contração da participante 1.

Analisando o perfil completo da contração do assoalho pélvico da paciente 2, FIG. D.2, encontraram-se os seguintes valores de força do assoalho pélvico: 1,20 N na primeira contração, 1,90 N na segunda contração e de 1,90 N na terceira contração, e conseqüentemente, 1,67 N de força média para as três contrações.

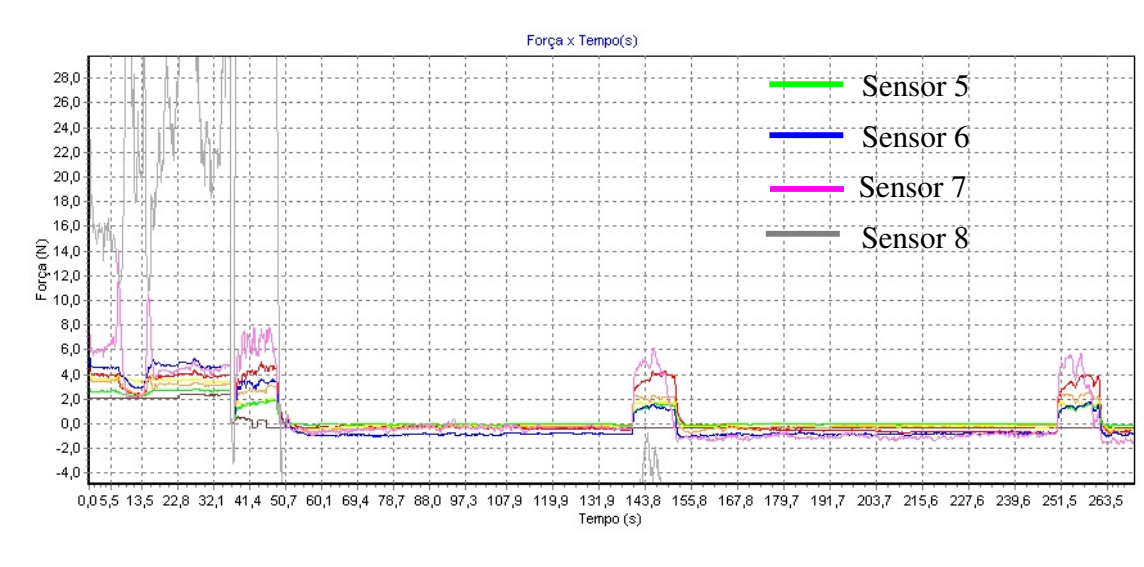


FIGURA D.2: Perfil de contração da participante 2.

A FIG. D.3 ilustra o perfil completo da contração do assoalho pélvico da paciente 3. Os valores de força do assoalho pélvico desenvolvidos pela paciente foram de 0,80 N na primeira contração, 1,00 N na segunda contração e de 0,80 N na terceira contração. O valor da força média das médias das três contrações foi de 0,87 N de força.

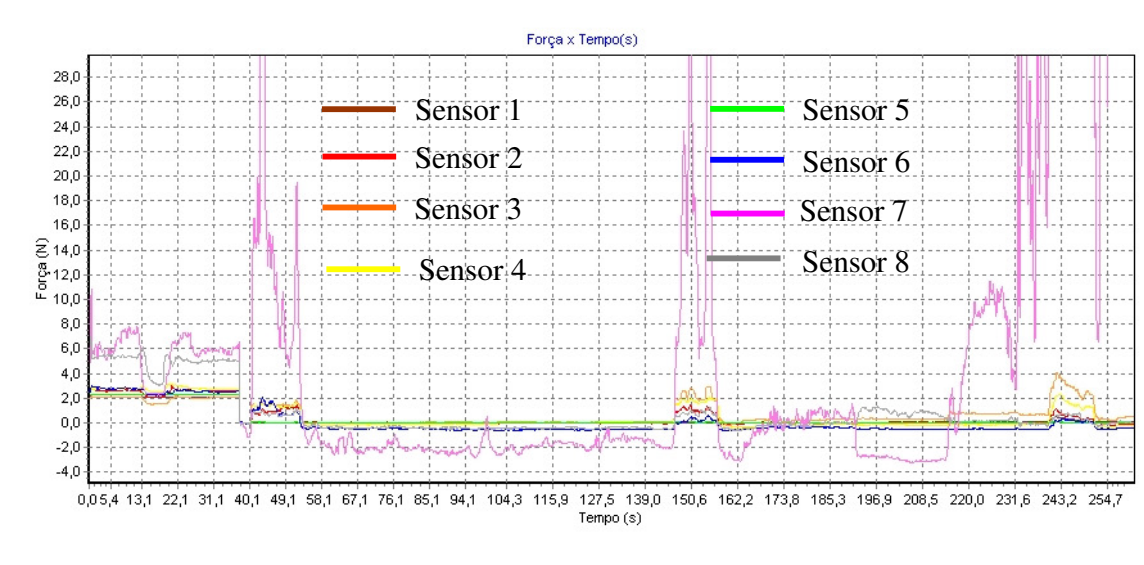


FIGURA D.3: Perfil de contração da participante 3.

Avaliando-se o perfil completo da contração do assoalho pélvico da paciente 4, FIG. D.4, os valores de força do assoalho pélvico promovidos por esta paciente foram de 0,90 N na primeira contração, 1,20 N na segunda contração e de 0,80 N na terceira contração, e, finalmente, 0,97 N para a média das médias de força.

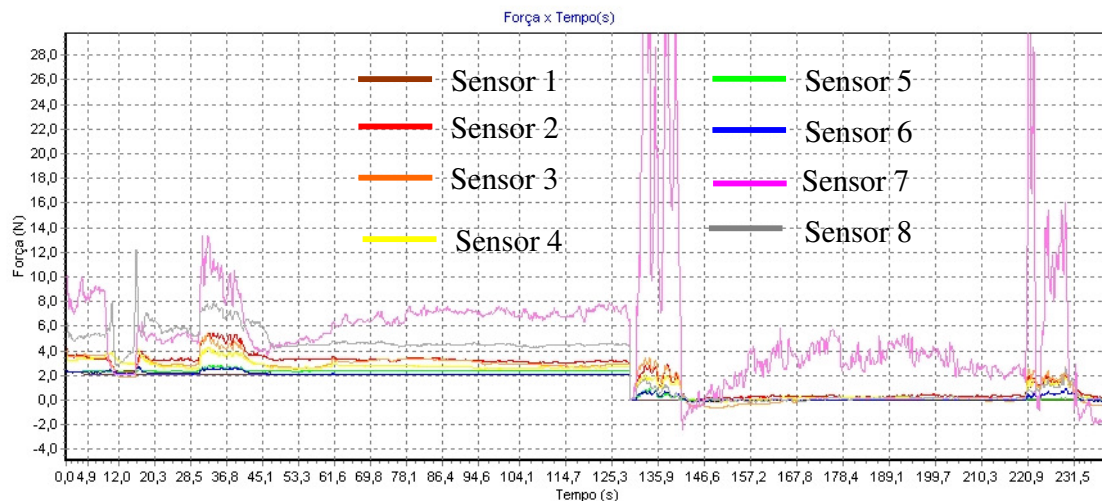


FIGURA D.4: Perfil de contração da participante 4.

Analisando o perfil completo da contração do assoalho pélvico da paciente 5, FIG. D.5, os valores de força do assoalho pélvico desta paciente foram de 1,90 N na primeira contração, 2,20 N na segunda contração e de 2,20 N na terceira contração. O valor médio das médias das três contrações foi, então, 2,10 N.

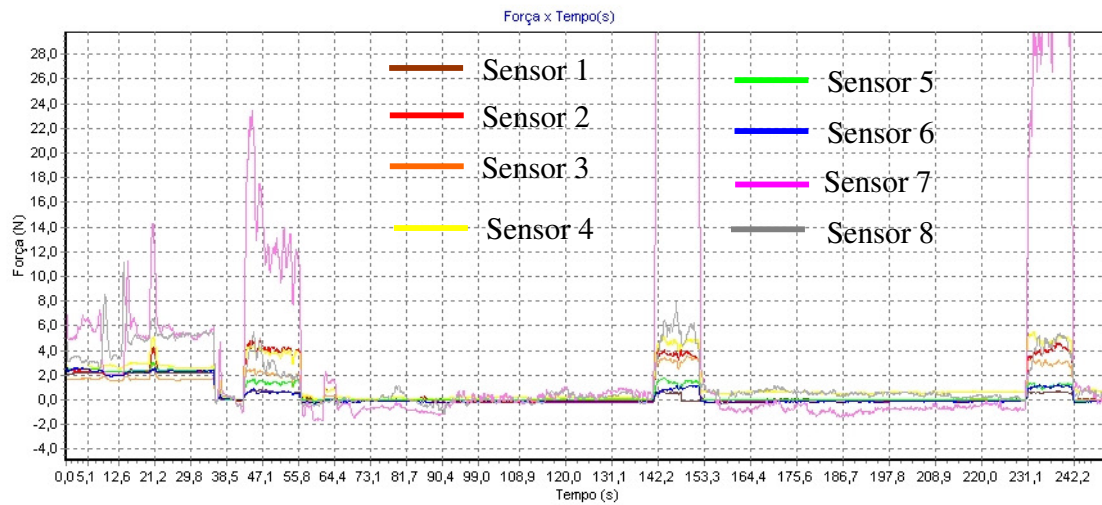


FIGURA D.5: Perfil de contração da participante 5.

Analisando o perfil completo da contração do assoalho pélvico da paciente 7, FIG. D.6, os valores de força do assoalho pélvico desenvolvidos pela paciente foram de 1,00 N na primeira contração, 1,60 N na segunda contração e de 1,20 N na terceira contração. O valor médio das médias das três contrações foi de 1,27 N de força.

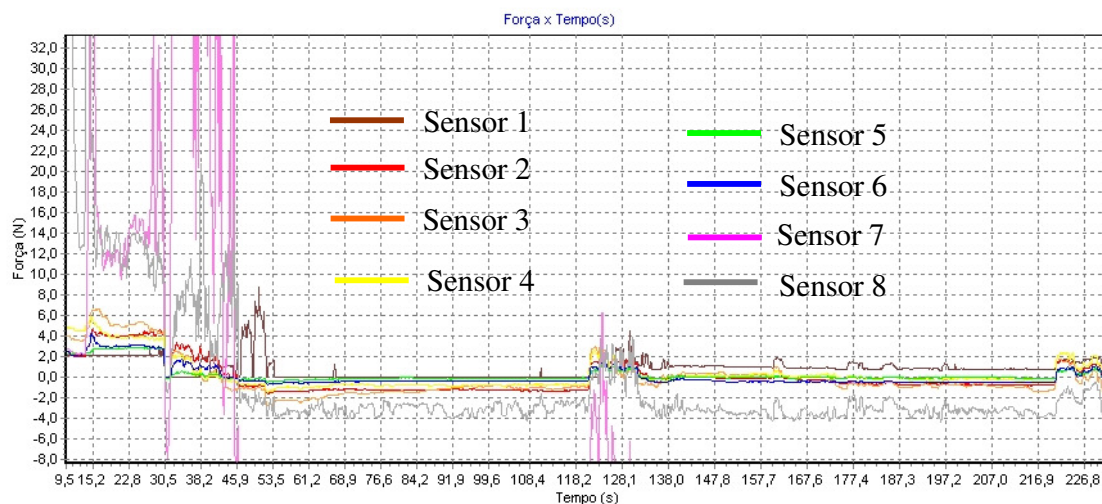


FIGURA D.6: Perfil de contração da participante 7.

A FIG. D.7 apresenta o perfil completo da contração do assoalho pélvico da paciente 8. Os valores de força do assoalho pélvico encontrados para esta paciente foram de 0,10 N na primeira contração, 0,40 N na segunda contração e de 0,50 N na terceira contração. O valor médio das médias das três contrações foi de 0,33 N.

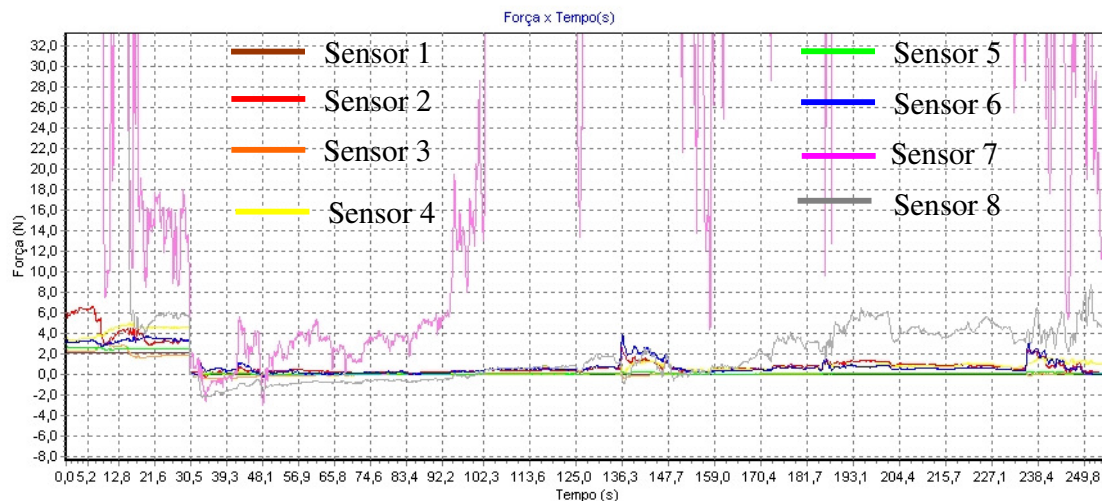


FIGURA D.7: Perfil de contração da participante 8

Analisando o perfil completo da contração do assoalho pélvico da paciente 9, FIG. D.8, obtém-se os seguintes valores de força do assoalho pélvico: -1,90 N na primeira contração, -0,10 N na segunda contração e de 0,10 N na terceira contração. O valor médio total das três contrações foi de -0,63 de força.

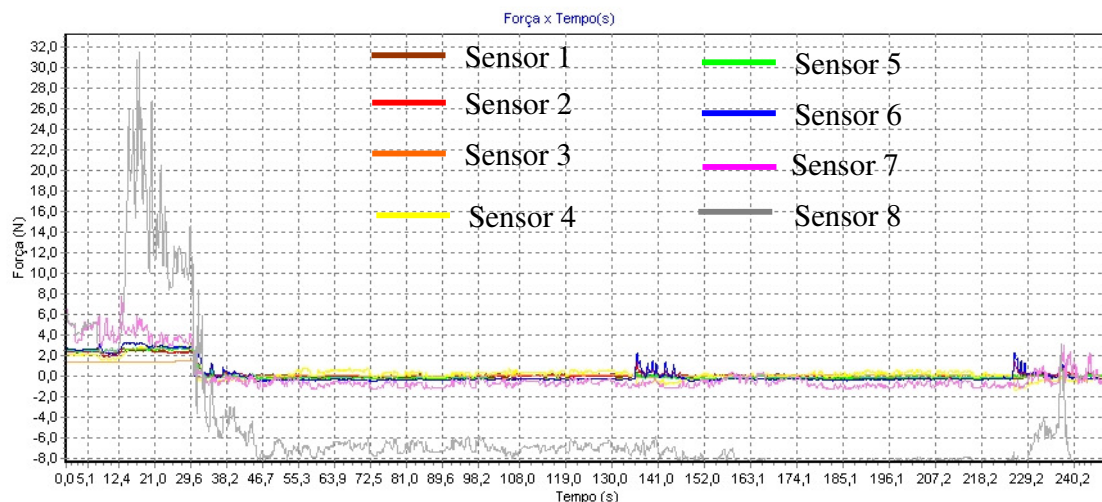


FIGURA D.8: Perfil de contração da participante 9

Finalmente, a FIG. D.9 mostra o perfil completo da contração do assoalho pélvico da paciente 10. Os valores de força do assoalho pélvico desta paciente foram de 2,30 N na primeira contração, 2,50 N na segunda contração e de 2,20 N na terceira contração. O valor médio das médias das três contrações foi de 2,33 N de força.

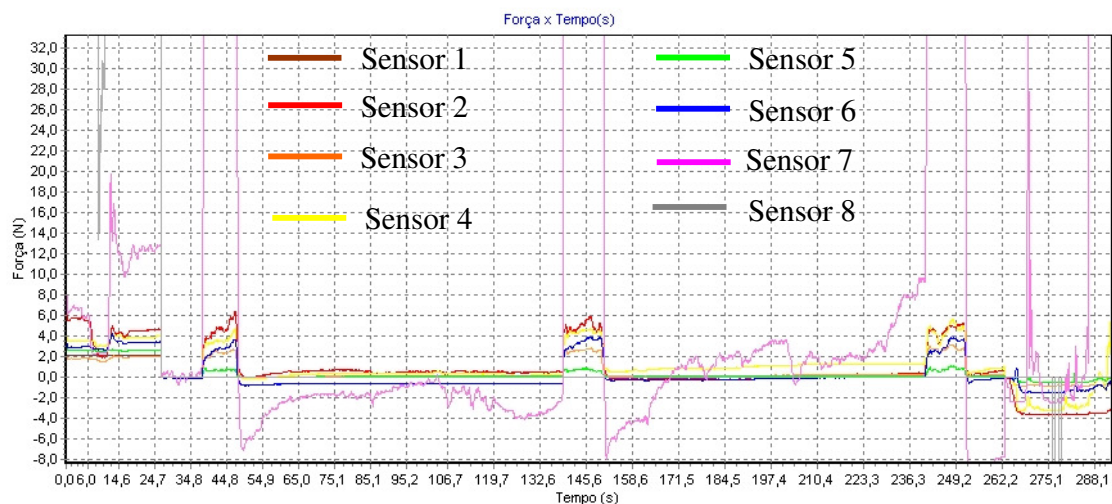


FIGURA D.9: Perfil de contração da participante 10.