UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

ALEXANDRE JUNIOR FENATO

**Desenvolvimento de sistema de avaliação dinâmica e vibracional do quadril para auxílio
diagnóstico de impacto femoroacetabular**

Ribeirão Preto

2019

ALEXANDRE JUNIOR FENATO

Desenvolvimento de sistema de avaliação dinâmica e vibracional do quadril para auxílio diagnóstico de impacto femoroacetabular

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Daniel Augusto Maranhão

Ribeirão Preto

2019

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial desta tese, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Fenato, Alexandre Junior

Desenvolvimento de sistema de avaliação dinâmica e vibracional do quadril para auxílio diagnóstico de impacto femoroacetabular – Ribeirão Preto, 2019.

92 p. ; il. ; 30cm.

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP.

Orientador: Maranhão, Daniel Augusto.

1. Impacto femoroacetabular. 2. Quadril. 3. Amplitude de Movimento. 4. Vibração. 4. Acelerômetros.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Alexandre Junior Fenato

Desenvolvimento de sistema de avaliação dinâmica e vibracional do quadril para auxílio diagnóstico de impacto femoroacetabular.

Tese apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

EPÍGRAFE

*“Julgue seu sucesso pelas coisas que você teve
que renunciar para conseguir”.*

(Dalai Lama)

DEDICATÓRIA

A minha amada esposa, **Priscila**, que sempre me apoiou.

Aos meus queridos pais, **Antonio e Maria**, que me educaram e ensinaram a viver com seriedade e honestidade.

Ao meu irmão **Ricardo Fenato**, pela paciência e compreensão.

E aos meus futuros filhos **Alice, Benício, Arthur e Heitor**.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente e acima de tudo, a Deus, pela presença certa em minha vida mesmo sem merecimento e gratidão praticados.

Especial gratidão e admiração ao orientador e amigo, Professor Daniel Maranhão, pela oportunidade e confiança, e pelo compartilhamento de sua sabedoria técnico-científica e humana. Agradeço pela disponibilidade quase sempre que imediata e pelas incansáveis e persistentes correções.

À amiga Larissa Martins pela participação ativa na pesquisa.

Ao Coordenador do Programa de pós-graduação, Professor Marcello Nogueira-Barbosa pelo apoio e confiança atribuídos ao desenvolvimento deste projeto.

Aos professores do programa de pós-graduação Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor.

À Rita de Cássia Stela Cossalter, pela paciência e prestatividade indiscutível ao programa de pós-graduação.

Ao Professor Sérgio Okida pela disponibilidade em co-orientar o trabalho, função que infelizmente não foi efetivada.

À Professora Gleici pelos ensinamentos estatísticos prestados e sugestões extremamente úteis ao trabalho desenvolvido.

A toda equipe do Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Aos funcionários do Laboratório de Anatomia da FMRP-USP, especialmente ao Waldeci R. Bim, por disponibilizar peças anatômicas para avaliações iniciais.

À Tatiana Reis Icuma (Comissão de Pesquisa FMRP-USP) pela consultoria estatística.

Aos voluntários que aceitaram participar do trabalho sem benefício direto.

Aos colegas de trabalho da UTFPR que apoiaram minha capacitação.

E a todas as pessoas que, de alguma maneira, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Declaro minha sincera e profunda gratidão!

RESUMO

FENATO AJ. **Desenvolvimento de sistema de avaliação dinâmica e vibracional do quadril para auxílio diagnóstico de impacto femoroacetabular.** Tese. (Doutorado em Ciências), 2019, 92 f. - Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; 2019.

O impacto femoroacetabular (IFA) é a afecção do quadril caracterizada pelo contato anormal sintomático entre o fêmur e o rebordo acetabular, devido a deformidade anatômica ou movimento suprafisiológico. O diagnóstico é uma combinação de achados clínicos e imagens, que podem apresentar desvantagens como radiação ionizante (radiografia e tomografia), alto custo (ressonância magnética), e limitações para avaliação dinâmica do quadril. Um método alternativo que avaliasse o quadril de forma dinâmica, sem radiação, e barato poderia auxiliar no diagnóstico. **Objetivos:** a) mensurar as amplitudes de movimento (ADM) de flexão, adução, abdução e rotações do quadril por unidades inerciais de movimento (IMU) e verificar suas confiabilidade e reprodutibilidade; b) mensurar retroversão e inclinação pélvicas durante a flexão, adução e abdução do quadril, c) avaliar por meio de acelerômetros a amplitude do sinal vibracional propagado através da articulação do quadril durante teste de impacto anterior do quadril. **Métodos:** O sistema detector de vibração foi composto por fonte vibracional de 350 Hz, placa de aquisição de dados e acelerômetro ultrassensível. A fonte vibracional foi posicionada no terço médio diafisário da tíbia, ipsilateralmente ao quadril avaliado e o acelerômetro detector da vibração no maléolo lateral contralateral. O sistema aferidor da ADM foi alicerçado em plataforma eletrônica de baixo custo e utilizou quatro IMUs. O sensor aferidor de flexão do quadril foi posicionado no terço medial da coxa, o aferidor de adução, abdução e rotações do quadril no terço distal da perna, o aferidor de inclinação pélvica, anteriormente na pelve, e o sensor mensurador da retroversão pélvica foi fixado lateralmente na pelve. Um observador (engenheiro) examinou 84 quadris, dos quais 23 quadris, foram examinados adicionalmente por mais dois observadores (ortopedista e fisioterapeuta). Foram sequencialmente avaliadas a ADM com goniômetro digital e, após, com acelerômetros, que também mensuraram a inclinação e retroversão pélvicas. A concordância intra- e interobservadores foi analisada, e os resultados da goniometria foram comparados com as medidas ajustadas dos acelerômetros, em que foram deduzidos os movimentos pélvicos. Após, mensurou-se a vibração transmitida pela articulação do quadril. Os sinais vibracionais aquisitados foram filtrados e analisados com relação à atenuação de amplitude durante o teste de impacto. **Resultados:** Os coeficientes de correlação intraclassa (CCI) interobservadores com acelerômetro variaram de 0,30 a 0,87 enquanto com goniômetro variaram de 0,29 a 0,82. Os

CCIs intra-avaliadores variaram de 0,54, 0,67 e 0,71 para adução e de 0,84, 0,87 e 0,93 para rotação externa. A retroversão pélvica média foi de $8^{\circ} \pm 1^{\circ}$, mensurada no limite clínico da flexão do quadril. As inclinações pélvicas foram de $5^{\circ} \pm 1^{\circ}$ e $7^{\circ} \pm 2^{\circ}$, mensuradas no limite clínico da adução e abdução do quadril. O sinal vibracional obteve elevação média de amplitude de 91% (54% - 128%, IC = 95%). **Conclusão:** Os acelerômetros mostraram-se confiáveis para mensurações das ADMs do quadril em comparação à goniometria tradicional. Durante avaliação clínica de flexão, adução e abdução do quadril os acelerômetros identificaram e mensuraram os movimentos pélvicos associados, o que confere a eles importante vantagem com relação ao goniômetro universal. O detector de vibração identificou elevação da amplitude vibracional através do quadril no limite do teste de impacto anterior com potencial aplicação no diagnóstico do IFA.

Palavras-chave: Impacto femoroacetabular. Quadril. Amplitude de movimento. Vibração. Acelerômetros.

ABSTRACT

FENATO AJ. **Development of a system of dynamic hip evaluation for diagnostic assistance of femoroacetabular impingement.** Tese.(Doutorado em Ciências), 2019, 92 f. - Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; 2019.

The femoroacetabular impingement (FAI) is the affection of the hip characterized by abnormal contact between the femur and the acetabular rim, due to anatomical deformity or supraphysiological movement. The diagnosis is a combination of clinical findings and images, which may have disadvantages such as ionizing radiation (radiography and tomography), high cost (magnetic resonance imaging), and limitations for dynamic hip evaluation. An alternative method that evaluates the hip dynamically, without radiation, and inexpensively could aid in the diagnosis. Objectives: a) measure the hip ranges of motion (ROM) of flexion, adduction, abduction and rotations by inertial motion units (IMU) and verify their reliability and reproducibility; b) measure retroversion and pelvic tilt during hip flexion, adduction and abduction, respectively; c) to assess the amplitude of the propagated vibrational signal through the hip joint during anterior impingement test by accelerometers. Methods: The vibration detector system consisted of 350 Hz vibrational source, data acquisition board and ultrasensitive accelerometer. The vibrational source was positioned on the middle third of the tibial shaft, ipsilaterally to the evaluated hip and the vibration detector accelerometer on the contralateral lateral malleolus. The ROM gauge system was based on a low cost electronic platform and used four IMUs. The hip flexion measurement sensor was positioned on the medial third of the thigh, the sensor of adduction, abduction and rotations of the hip on the distal third of the leg, the pelvic tilt meter was positioned anteriorly on the pelvis and the pelvic retroversion measuring sensor was fixed laterally on the pelvis. One observer examined 84 hips, of which 23 hips were examined by two additional observers. The ROMs were sequentially evaluated with a digital goniometer and, later, with accelerometers, which also measured tilt and retroversion of the pelvis. The intra- and interobserver agreement was analyzed and the results of goniometry were compared with the adjusted measurements of IMUs (deduced from pelvic movements). Afterwards, the vibration transmitted by the hip joint was measured. The acquired vibrational signals were filtered and the gain of amplitude was analyzed during the impingement test. Results: The interobserver intraclass correlation coefficients (ICC) with accelerometer ranged from 0.30 to 0.87 while with goniometer ranged from 0.29 to 0.82. Intra-rater ICCs ranged from 0.54, 0.67 and 0.71 for adduction to 0.84, 0.87 and 0.93 for external rotation. The average of pelvic retroversion was $8^{\circ} \pm 1^{\circ}$, measured at the clinical limit of hip flexion. The pelvic tilts

were $5^{\circ} \pm 1^{\circ}$ and $7^{\circ} \pm 2^{\circ}$, measured at the clinical limit of hip adduction and abduction. The amplitude of the vibrational signal increased 91% on average (54% - 128%, CI = 95%). IMUs were reliable for hip ROM measurements compared to traditional goniometry. During clinical evaluation of hip flexion, adduction and abduction, there were, respectively, about 8° of pelvic retroversion and 5° and 7° of pelvic tilt. The vibration detector identified elevation of 91% of vibrational amplitude across the hip during the femoroacetabular impingement test.

Keywords: Femoroacetabular Impingement. Hip. Range of Motions. Vibration. Accelerometers.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: IFA tipo CAM. (A) Perda de esfericidade da junção cervicocapital do fêmur. (B) Regiões mais acometidas do labrum e cartilagem acetabular(2008)	23
Figura 2: e IFA tipo PINCER. (A) Excesso de cobertura da porção anterossuperior do acetábulo. (B) Regiões mais atingidas por este tipo de impacto	24
Figura 3: Teste de impacto: rotação interna, flexão e adução do quadril	24
Figura 4: Goniômetro Universal (Sammons-Preston/Rolyan stand. 12-inch. plastic. gon.)	26
Figura 5: a) Flexão: decúbito dorsal; haste fixa do goniômetro na linha média axilar do tronco e a móvel, paralelamente à coxa, na direção do côndilo lateral do fêmur. b) Adução: decúbito dorsal; afastamento do membro não avaliado; haste fixa alinhada às cristas ilíacas ântero-superiores e a móvel sobre a coxa. c) Abdução: decúbito dorsal; haste fixa alinhada às cristas ilíacas ântero-superiores e a móvel sobre a coxa avaliada. d) Rotação Interna: indivíduo sentado ou em decúbito dorsal com quadril e joelho fletido de 90°; haste fixa paralela à linha média anterior da tíbia, próxima ao joelho; haste móvel paralela à tuberosidade da tíbia. e) Rot. Externa: semelhante à rotação interna, com movimento no sentido contrário. f) Extensão: decúbito ventral; haste fixa na linha média axilar do tronco e a móvel, paralelamente à coxa, na direção do côndilo lateral do fêmur	27
Figura 6: Resposta característica de acelerômetro piezoelétrico	29
Figura 7: Esquema de acelerômetro uniaxial genérico. O sinal elétrico é fornecido pela diferença de potencial gerada entre os terminais 1 e 2, conforme deformações na membrana piezoelétrica	30
Figura 8: Diagrama interno de acelerômetro piezoelétrico triaxial (vista superior). Em vermelho, estão ilustrados os sentidos de detecção de vibração	30
Figura 9: Variação de posição do eixo “z” do acelerômetro (setas verdes) e deformação da massa sísmica piezoelétrica (linha amarela), durante movimento de flexão	31
Figura 10: Minilaboratório de desenvolvimento de protótipos eletrônicos. (1) fonte de tensão regulável; (2) multímetro digital; (3) notebook; (4) fonte de tensão de 24V; (5) estação de solda; (6) pistola de cola quente; (7) alicates, estilete e marcadores de tinta; (8) goniômetro digital; (9) base de fixação de placas para soldagem; (10) protótipo em construção; (11) matriz de contatos; (12) fonte vibracional; (13) caixa de componentes eletrônicos; (14) gaveteiro de componentes eletrônicos (15) inclinômetro digital	38

Figura 11: Placas de aquisição do aferidor de ADMs. a) Arduino Uno; b) Arduino Mega 2560.....	39
Figura 12: GY-512, com indicações de pinagem e orientação dos eixos	40
Figura 13: Pinagem dos LCDs (16 x 2 ou 20 x 4)	41
Figura 14: Diagram elétrico do aferidor de ADMs do quadril	42
Figura 15: Vista frontal da posição dos sensores: MPU da tíbia e MPU do abdome (aferidores angulares no plano coronal); MPU da coxa e MPU do íliaco (aferidores angulares no plano sagital)	43
Figura 16: Posição dos MPU_COXA e MPU_ILIACO durante flexão do quadril	44
Figura 17: Vista lateral do lado avaliado das posições dos MPU da coxa e MPU do íliaco, durante avaliação da flexão do quadril e retroversão da pelve. O retângulo amarelo amplia as movimentações dos eixos “x” e “y” do MPU_ILIACO	44
Figura 18: Ângulos durante o movimento simulado de flexão (de 0° a ângulos > 90°). O ângulo alvo é o arco de interesse de mensuração (hachurado em preto)	45
Figura 19: Esquema para demonstração do movimento de retroversão da pelve durante flexão do quadril. T1, Triângulo auxiliar. T2, decomposição vetorial de “g” para cálculo do ângulo de retroversão pélvica.....	46
Figura 20: Sentidos das elevações pélvicas laterais durante abdução (flechas verdes) e adução (flechas amarelas) do quadril direito.....	47
Figura 21: Vista superior das posições antômicas dos eixos dos acelerômetros MPU_TIBIA e MPU ABDOME. O círculo verde indica que o eixo z sai do plano coronal	47
Figura 22: Vista superior dos eixos dos acelerômetros MPU_TIBIA e MPU_ILIACO. Os eixos verdes representam o quadril na posição inicial e os azuis na posição abduzida.....	48
Figura 23: Unidade vibracional.....	49
Figura 24: Motor com eixo desbalanceado	50
Figura 25: Fonte de alimentação do motor vibrador	50
Figura 26: A Sinal vibracional gerado pelo motor vibrador	51
Figura 27: Acelerômetro 333B50 da PCB Piezotronics	52

Figura 28: Propagação da vibração no osso. As flechas identificam o sentido das oscilações e o comprimento delas, a intensidade vibracional	52
Figura 29: Unidade de Aquisição: (a) Chassi para interface entre placa de aquisição e computador (NI 9171); (b) Placa de aquisição de dados - NI 9230.	53
Figura 30: Configurações dos painéis do DAQExpress: (a) Channel e (b) Task	54
Figura 31: Testes de posicionamentos da unidade vibracional e sensorial para detecção do contato ósseo durante o teste de impacto	55
Figura 32: Vista superior interna do sistema aferidor de ADMs e impacto no quadril.....	57
Figura 33: Fluxograma de execução das avaliações em cada quadril avaliado	58
Figura 34: Exemplo de processamento do sinal para uma amostra.....	59
Figura 35: Comparação entre os resultados (sinal original e filtrado) de uma amostra. OBS.: A escala de amplitude de aceleração da gravidade (g) está ampliada em 5 vezes no gráfico inferior (sinal filtrado).....	60
Figura 36: Boxplot dos movimentos de flexão, adução e abdução do quadril sem e com dedução dos respectivos movimentos pélvicos avaliados	66
Figura 37: Gráficos boxplot das amplitudes de pico a pico nos dois momentos avaliados para todas as amostras e para cada um dos voluntários	67

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

IFA	Impacto femoroacetabular
ADM	Amplitude de movimento
dp	desvio padrão
CCI	Coeficiente de correlação intraclass
GU	Goniômetro universal
MENS	<i>Microelectromechanical systems</i>
MPU	Motion processing unit
FMRP-USP	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo
HC	Hospital das Clínicas
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido
CER-HC	Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas
NI	National Instruments
CC	Corrente contínua
NA	Normalmente aberto
NF	Normalmente fechado
FFAL	Faixa de frequência de atuação linear
BNC	Bayonet Neill Concelman
USB	Universal serial bus
f_a	Frequência de amostragem
f_{max}	Frequência máxima
IMC	Índice de massa corpórea
IMU	<i>Inertial motion unit</i>
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
MPU_TIBIA	sensor mensurador de adução, abdução, rotações interna e externa
MPU_COXA	sensor mensurador de flexão do quadril
MPU_ILIACO	sensor mensurador de inclinação pélvica
MPU_ABDOME	sensor mensurador de retroversão pélvica
ac_z	componente “x” da aceleração da gravidade do sensor MPU_COXA
ac_x	componente “x” da aceleração da gravidade do sensor MPU_ILIACO
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
amp_{F90}	amplitude do sinal vibracional com quadril em flexão de 90 graus
amp_{IMP}	amplitude do sinal vibracional com quadril no limite do teste de impacto

LISTA DE SÍMBOLOS E UNIDADES

Hz	Hertz
W/cm²	Watts por centímetro quadrado
dB	decibel
GByte ou Gb	Gigabytes (capacidade de memória)
RPM	Rotações por minuto
V	Volts
W	Watts
mA	miliampéres
mm	milímetros
g	gravidade
GHz	GygaHertz
%	porcentagem
°	graus (medida de ângulo)
Kg/m²	kilograma por metro quadrado

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: D Dados exploratórios das amplitudes de pico a pico dos sinais vibracionais nos dois momentos avaliados (amp_{F90} e amp^{IMP})	61
Tabela 2: Resultados das diferenças estimadas entre amp_{F90} e amp_{IMP}	62
Tabela 3: Coeficiente de correlação intraclasse entre avaliadores para dos dois instrumentos e para os cinco movimentos semiológicos do quadril	64
Tabela 4: CCIs intraavaliadores entre goniômetro e acelerômetro em cada movimento.....	65
Tabela 5: Diferença das amplitudes angulares da rotação interna do quadril entre as mensurações isoladas de ADMs do quadril e combinadas (limite do teste de impacto)	65
Tabela 6: Movimentos pélvicos durante avaliações das ADMs de flexão, adução e abdução do quadril com acelerômetros, para a amostra completa ($n = 115$)	66
Tabela 7: Média e desvio padrão das amplitudes de vibração nos dois momentos (amp_{F90} e amp_{IMP}).....	67
Tabela 8: Diferenças estimadas entre <u>amp_{F90}</u> e <u>amp_{IMP}</u> pelo modelo linear de efeitos mistos.	68

SUMÁRIO¹

1 INTRODUÇÃO	2019
1.1 IMPACTO FEMOROACETABULAR.....	2120
1.2 GONIOMETRIA DO QUADRIL	2423
1.3 ACELERÔMETRO.....	2726
1.4 AVALIAÇÃO ACÚSTICA/VIBRACIONAL EM OSSOS	3130
2 OBJETIVOS	3433
3 MATERIAIS E MÉTODOS	3534
3.1 VOLUNTÁRIOS E AVALIADORES.....	3534
3.2 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA AFERIDOR DE ADMS E IMPACTO NO QUADRIL	3635
3.2.1 Aferidor de ADMS.....	3736
3.2.1.1 <i>Hardware</i>	3736
3.2.2 Detector de impacto no quadril	4847
3.2.3 Integração dos sistemas aferidor de ADMS e detector de impacto no quadril	5554
3.3 AVALIAÇÕES.....	5655
3.4 PROCESSAMENTO DOS SINAIS	5756
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	6059
3.5.1 Tamanho amostral	6059
3.5.2 ADMS do quadril	6160
3.5.3 Retroversão e inclinação pélvicas.....	6160
3.5.4 Sinais Vibracionais do aferidor de impacto no quadril	6160
4 RESULTADOS	6362
4.1 ADM DO QUADRIL	6362
4.2 RETROVERSÃO E INCLINAÇÃO PÉLVICAS.....	6463
4.3 SINAIS VIBRACIONAIS DO AFERIDOR DE IMPACTO NO QUADRIL.....	6564
5. DISCUSSÃO	6867

¹ Normas de acordo com as Diretrizes para apresentação de dissertações e teses da USP: documento eletrônico e impresso. Parte I (ABNT). 2a edição. São Paulo, 2009. Disponível em http://www.teses.usp.br/info/Caderno_Estudos_9_PT_1.pdf. Acesso em: 07 de agosto de 2019.

CONCLUSÃO.....	<u>7574</u>
REFERÊNCIAS	<u>7675</u>
APÊNDICES	<u>8482</u>
ANEXOS	<u>9087</u>

1 INTRODUÇÃO

A síndrome do Impacto Femoroacetabular (IFA) é caracterizada pela presença de dor na região do quadril e pelo conflito dinâmico entre o fêmur e o rebordo acetabular. A articulação tipo bola e soquete idealmente tem mobilidade multiaxial, sem bloqueios mecânicos que atrapalhem movimentações fisiológicas. O IFA foi citado pela primeira vez em 1936 por Smith-Petersen, entretanto tem sido alvo de estudos e pesquisas frequentes a partir de 2003, quando a síndrome foi descrita detalhadamente e caracterizada como potencial causa da osteoartrose precoce de quadril (GANZ, et al., 2003). Nas últimas décadas, importantes estudos foram desenvolvidos com evidências sugerindo relação do IFA com degeneração precoce da articulação (LAVIGNE *et al.*, 2004, WENGER, KISHAN e PRING, 2006 e GANZ *et al.*, 2008).

Dentre os métodos de diagnóstico do IFA, os procedimentos por meio de imagens estão entre os mais indicados por especialistas. No entanto, os métodos em geral são limitados à avaliação estática. A avaliação dinâmica é realizada clinicamente durante o teste de impacto do quadril (movimentos passivos simultâneos de flexão, adução e rotação interna do quadril).

Apesar de ser bastante sensível, o teste de impacto apresenta especificidade relativamente limitada pela existência de outras condições que causam dor no quadril, como anormalidades de partes moles, corpos livres intracapsulares, aderências cirúrgicas, e processos degenerativos (REIMAN et al, 2015). Durante o teste de impacto, as amplitudes dos movimentos (ADM) são estimadas de maneira visual e subjetiva, e normalmente sofrem variações pela combinação de movimentos da pelve (KUO; TULLY; GALEA, 2010). Deficiências de amplitudes de movimento do quadril têm sido descritas em casos de IFA (ALDENAERT et al, 2012 e DIAMOND et al 2015), fator que eleva a importância de avaliações mais criteriosas e exatas das amplitudes reais da articulação.

Com a evolução da computação, o processamento de dados torna-se progressivamente mais rápido e preciso (NUNES, 2016), o que tem permitido evolução tecnológica extremamente ágil em muitas áreas. A instrumentação eletrônica, relacionada à aquisição (sensores) e ao processamento de sinais, evoluiu paralelamente ao avanço da informática. A instrumentação médica está entre as maiores beneficiadas com o avanço tecnológico dos sensores e dos sistemas de processamento (SHIRMOHAMMADI, 2016). A Ortopedia tem se beneficiado com novas técnicas de diagnóstico e tratamentos advindas do avanço tecnológico computacional e eletrônico, com destaque ao processamento de imagens e vibrações.

O desenvolvimento de sistema acústico/vibracional capaz de identificar de forma dinâmica o contato entre o fêmur e o rebordo acetabular, certamente traria contribuição diagnóstica para casos de IFA. Além disso, determinaria com maior acurácia as amplitudes de movimentos do quadril, pois os sensores identificariam e deduziriam os movimentos da pelve. Na literatura, não existe esclarecimento completo sobre o nível de movimentação pélvica durante avaliações cinesiológicas do quadril (BENECK et al, 2018).

Do ponto de vista clínico, a identificação dos níveis de amplitude em que o contato ósseo ocorre, consiste em informação muito útil para avaliação dos casos de IFA, e de casos já tratados em que há dúvida se a sintomatologia persistente é secundária ao IFA residual, ou outras afecções cicatriciais e aderências cirúrgicas comumente encontradas (WILLIMON; BRIGGS; PHILIPPON, 2014).

Na presente investigação, foi feita a hipótese de que sinais sonoros (vibrações) seriam mais bem transmitidos através da articulação do quadril submetida ao teste de impacto, quando houvesse contato ósseo entre o acetábulo e o fêmur. O objetivo principal foi desenvolver equipamento eletrônico, por meio de acelerômetros, capaz de mensurar elevações de amplitude do sinal acústico/vibracional transmitido através da articulação submetida ao teste de impacto. Desta maneira, são apresentadas revisões sobre o IFA, goniometria do quadril, acelerômetros e estudos sobre avaliações acústicas/vibracionais do quadril.

1.1 IMPACTO FEMOROACETABULAR

A articulação do quadril é diartrodial e esferoide, possui mobilidade nos três planos anatômicos (MOORE; AGUR; DALLEY, 2014) e funciona como eixo central do corpo, com movimentos nos três planos (NEUMANN, 2010). Em quadris com predisposição anatômica, menor grau de mobilidade é preciso para produzir conflitos mecânicos (MARANHO, 2011). O IFA pode ser definido como condição de contato anormal entre a região cervicocapital do fêmur e o rebordo acetabular. Entre as várias causas de osteoartrose de quadril, as de origem mecânica apresentam alta prevalência. Alterações anatômicas relacionadas ao fenômeno do IFA podem ser a causa de parte dos casos de osteoartrose do quadril, antigamente considerados como idiopáticos (GANZ et al, 2008).

O IFA ocorre com maior frequência na porção anterossuperior do quadril, que provoca limitação de movimento especialmente durante flexão simples ou combinada com rotação interna e/ou adução (GANZ et al., 2003). O impacto está associado à alteração anatômica do

fêmur, acetábulo, ou de ambos. Quando a alteração é localizada na junção cervicocapital do fêmur, o IFA é denominado do tipo *cam*, e quando está relacionado a alterações de formato do acetábulo, recebe a denominação de *pincer*. Movimentos fisiológicos do quadril podem produzir o fenômeno do IFA, nas condições em que há alterações anatômicas, porém, o quadril com anatomia normal pode apresentar IFA durante movimentos suprafisiológicos. Este impacto pode provocar danos no *labrum* e na cartilagem acetabular, podendo desencadear doença degenerativa do quadril (GANZ et al, 2003).

Alterações do tipo *cam* são mais frequentemente diagnosticadas no gênero masculino entre 20 e 40 anos, e localizadas na porção anterossuperior da junção cervicocapital (Figura 1). Movimentos de flexão, adução, rotação interna, combinados ou não, podem predispor ao conflito mecânico relacionado ao IFA (GANZ et al, 2003). Pode haver compressão do *labrum* e lesão por cisalhamento ou delaminação da cartilagem acetabular (GANZ et al, 2008; MARANHÃO et al, 2013).

Figura 1: IFA tipo CAM. (a) Perda de esfericidade da junção cervicocapital do fêmur. (b) Regiões mais acometidas do labrum e cartilagem acetabular.

Fonte: Modificado de Ganz et al (2008).

Alterações morfológicas acetabulares comuns relacionadas ao *pincer* (Figura 2) são representadas pelo excesso de cobertura acetabular anterior ou global (*coxa profunda*), e retroversão acetabular. Este tipo de IFA é mais frequente em mulheres entre 30 e 40 anos, e que praticam atividade física. O *labrum* é a primeira estrutura a ser lesada, e como contém fibras nociceptivas, há quadro doloroso geralmente significativo. Pode haver ossificação da margem acetabular e aumento da cobertura da cabeça femoral. As lesões de cartilagem neste tipo de IFA são frequentemente menos graves em relação ao *cam* (GANZ et al, 2008).

Figura 2: IFA tipo PINCER. (a) Excesso de cobertura da porção anterossuperior do acetábulo. (b) Regiões mais atingidas por este tipo de impacto.

Fonte: Modificado de GANZ et al (2008)

Nota-se também, que ocorre lesão posterior no acetábulo (Figura 2), devido à propulsão excêntrica da cabeça femoral, por alteração do fulcro em direção à área anormal de contato (GANZ ET AL, 2008). Normalmente, as duas anormalidades, *cam* e *pincer* ocorrem simultaneamente (BECK et al, 2005). O quadro clínico de pacientes com IFA é de dor no quadril, referida na região inguinal. O sinal característico é o do “C”, em que o paciente ao mostrar o local de dor, coloca a mão na lateral do quadril, formando um “C” entre o polegar e indicador. O nível de dor aumenta com atividade física e após longos períodos sentado. Há também diminuição do arco de movimento, principalmente em flexão e rotação interna. A combinação de flexão, adução e rotação interna é realizada durante o teste de impacto (LEUNIG; ROBERSTON; GANZ, 2007) (Figura 3).

Figura 3: Teste de impacto: rotação interna, flexão e adução do quadril.

Fonte: Leunig, Roberston e Ganz (2007)

Entre os métodos diagnósticos do IFA, a avaliação por imagens é considerada método de avaliação complementar principal. Incidências radiográficas comuns são: anteroposterior da pelve, incidência lateral do colo femoral, e o falso perfil do quadril. A avaliação da anatomia

óssea pode ser feita por tomografia computadorizada, e por ressonância magnética, à qual permite avaliar outros componentes articulares como o *labrum* e cartilagem articular (LEUNIG et al, 2004; MARANHO, 2011; MARANHO et al, 2013).

Novos estudos, como o desta tese, são importantes a fim de auxiliar especialistas com informações mais exatas sobre o bloqueio ósseo em movimentos do quadril, por meio de métodos baratos e inofensivos à saúde do paciente. Isto, poderia evitar, por exemplo, super-indicações de exames complementares e potencialmente de videoartroscopias de quadril. A seleção apropriada de pacientes para realização desta cirurgia é a chave para bons resultados (BYRD, 2006).

1.2 GONIOMETRIA DO QUADRIL

A ADM articular depende de complexo formado pela cápsula articular, ligamentos, tendões e músculos relacionados com os movimentos da própria articulação, além da morfologia articular (MARTIN; SHEARS; PALMER, 2010). A mensuração visual de ADM articular é bastante usada, mas é subjetiva. Para obter dados confiáveis, deve-se empregar metodologia e instrumento de medição adequados (SIMS; RICHARDSON; BRAUER, 2002).

As amplitudes de movimento passivo de quadris normais variam de: 0 a 125 ° para flexão em posição supina; de 0 a 10 ° para extensão em posição prona; 0 a 15 ° para adução em posição supina (0 a 15°); 0 a 45° para abdução em posição supina; de 0 - 45° para rotação interna e rotação externa, ambas na posição sentada com joelho em flexão de 90° (AMERICAN ACADEMY OF NORTH AMERICA SURGEONS, 1965 apud MARQUES, 2003). A ADM passiva fornece informações sobre a integridade das superfícies articulares e a extensibilidade da cápsula articular, ligamentos e músculos (NORKIN, 1997).

Reiman e Thorborg (2014) avaliaram flexão do quadril durante atividades funcionais, com necessidades de flexão de 30° a 40° em caminhadas sobre superfícies planas, de 45° a 66° para descer e subir escadas, 112° para sentar e 120° para colocar meias. Indivíduos com IFA tem dificuldade de agachar e de executar quaisquer atividades que exijam flexões elevadas, comparativamente a indivíduos com articulação sem bloqueios, (LAMONTAGNE; KENNEDY; BEAULE, 2009). Deste modo, avaliações fidedignas de ADMs poderiam contribuir para avaliação de pacientes portadores de impacto no quadril.

A goniometria (do grego: gônio [ângulo] e metron [medidas]) é o termo utilizado para descrever técnicas adequadas de avaliações de ADM de articulações do corpo humano

(MARQUES, 2003). O goniômetro universal (GU) (Figura 4), assim chamado por Moore (1949) é o aparelho utilizado com maior frequência por profissionais da saúde, devido à sua acessibilidade, baixo custo e manuseio simples (POULSEN et al, 2012). O GU é formado por duas hastes (fixa e móvel), além do corpo, que contém medidas angulares (NORRIS et al, 2016)

Figura 4: Goniômetro Universal (Sammons-Preston/Rolyan stand. 12-inch. plastic. gon.).

Fonte: Norris et al (2016)

Apesar de ser considerado “padrão ouro” para avaliação de articulações, inclusive o quadril, o GU possui limitações. Em avaliações de quadril, este geralmente não apresenta elevada confiabilidade inter-avaliador ($ICC = 0,22 - 0,87$) (POLUSEN et al 2012; PRATHER et al 2010). Para manuseio correto do goniômetro é necessário que o avaliador utilize ambas as mãos durante o posicionamento das hastes, procedimento que dificulta manter a estabilidade do segmento avaliado e resulta em medições menos exatas e precisas (TORRESMAN, 2017).

Outro viés inerente ao uso do GU refere-se à subjetividade do alinhamento visual dos eixos do goniômetro com os eixos adjacentes ao ângulo avaliado (YAZDIFAR; YAZDIFAR, 2015).

A figura 5 ilustra os posicionamentos frequentemente praticados para medições de ADM do quadril com o GU.

Figura 5: a) Flexão: decúbito dorsal; haste fixa do goniômetro na linha média axilar do tronco e a móvel, paralelamente à coxa, na direção do côndilo lateral do fêmur. b) Adução: decúbito dorsal; afastamento do membro não avaliado; haste fixa alinhada às cristas ilíacas ântero-superiores e a móvel sobre a coxa. c) Abdução: decúbito dorsal; haste fixa alinhada às cristas ilíacas ântero-superiores e a móvel sobre a coxa avaliada. d) Rotação Interna: indivíduo sentado ou em decúbito dorsal com quadril e joelho fletido de 90°; haste fixa paralela à linha média anterior da tíbia, próxima ao joelho; haste móvel paralela à tuberosidade da tíbia. e) Rot. Externa: semelhante à rotação interna, com movimento no sentido contrário. f) Extensão: decúbito ventral; haste fixa na linha média axilar do tronco e a móvel, paralelamente à coxa, na direção do côndilo lateral do fêmur.

Fonte: Adaptado de Marques (2003).

Existem goniômetros eletrônicos, com formato e manuseio semelhantes ao GU, com amostragem digital e fácil visualização. Eles podem ser indutivos, por fibra óptica, utilizarem potenciômetros rotativos, entre outros. Nas últimas décadas, estudos testaram novos equipamentos para medição de ADM, como inclinômetros (CLAPIS; DAVIS; DAVIS, 2009), aplicativos de smartphones (NORRIS et al, 2016) e fotogrametria (MARQUES et al, 2017). O primeiro, teve sua utilização ampliada nos últimos anos, contudo, apesar de elevada confiabilidade interinstrumental, quando comparado ao GU, não mensura variações angulares no plano horizontal, o que limita algumas avaliações (BIERMA-ZEINSTRA et al, 1998).

Pesquisas recentes avaliaram a confiabilidade de aplicativos de smartphones para medições de ADMs. Norris et al 2016, obtiveram CCIs interavaliadores maior com o smartphone do que com o GU. Contudo, há dificuldade de posicionamento dos aparelhos. Para avaliações de IFA por exemplo, é importante que o sistema mensure simultaneamente os movimentos nos três planos (sagital, coronal e transversal) de forma sincronizada, inclusive

com deduções dos movimentos pélvicos. Neste caso, o uso de *smartphones* ficaria dificultado, pois haveria necessidade de múltiplos aparelhos.

A fotogrametria refere-se à técnica de gravação, medição e análise de imagens fotográficas que pode ser integrada a *softwares* capazes de processar estas imagens, fornecendo diversas informações de movimento e posição. A fotogrametria digital tem sido considerada alternativa para a avaliação quantitativa das assimetrias posturais, e pode também ser utilizada para medições angulares (IUNES et al 2005 e WATSON 1998). Poucos estudos utilizaram fotogrametria para avaliações de ADM do quadril. Marques et al 2017, avaliaram movimentos de flexão e abdução com técnica fotogramétrica e obteve bons resultados de concordância interavaliador e interinstrumental comparativamente ao GU. Este método, entretanto, exige conhecimento no uso de *softwares* específicos e amplo espaço para execução das fotografias.

De acordo com os achados científicos relacionados com avaliações de ADM do quadril, as variadas características da avaliação, como posicionamentos diferentes, experiência dos avaliadores e técnicas adequadas de monitoramento da pelve e da coluna lombar, trazem vieses nos resultados (NUSSBAUMER et al., 2010). É recomendado que o avaliador utilize uma das mãos para estabilizar e perceber movimentos pélvicos (NORKIN E WHITE, 2016).

É imprescindível que pesquisadores descrevam detalhadamente os procedimentos de avaliações utilizados e que os examinadores sejam treinados para reduzir vieses durante as mensurações. Concomitantemente, em avaliações específicas do quadril, seria importante que o sistema de medição fosse capaz de mensurar e descontar as variações de movimentos da pelve.

1.3 ACELERÔMETRO

Em princípio, é importante conceituar vibração, que simplificada é caracterizada pela oscilação (regular ou irregular) de massas. A principal grandeza relacionada com vibrações é a frequência, que equivale à quantidade de repetições do sinal avaliado por unidade de tempo. No sistema internacional de unidades a frequência é quantificada em “Hertz” (Hz). (MEDEIROS, 2014).

Um dos principais dispositivos medidores de vibrações são os acelerômetros, que medem variações de aceleração, que por meio de manipulações matemáticas podem fornecer informações de velocidade e deslocamento de corpos (MAYAGOITIA; NENE; VELTINK, 2002). Acelerômetros são transdutores sísmicos, que medem oscilações sem a necessidade de

um referencial externo. Basicamente, estes dispositivos mensuram o movimento relativo entre uma massa interna (massa sísmica) e seu invólucro, que normalmente é acoplada à superfície, à qual deseja-se medir a vibração. A massa sísmica deve ser sempre muito menor que a massa da estrutura alvo de monitoramento (MEDEIROS,2014).

Com relação ao princípio físico de funcionamento, a maioria dos acelerômetros utiliza tecnologia piezoelétrica, piezoresistiva, capacitiva, óptica e por efeito Hall. Os três primeiros são os mais utilizados em pesquisas científicas e podem ser descritos de modo relativamente simples: (a) Piezoelétrico: utiliza cristais (naturais ou sintéticos) com características intrínsecas de gerar potencial elétrico quando submetidos a deformações mecânicas; (b) Piezoresistivo: possui material resistivo interno, que sofre variações de resistência elétrica conforme submetido a tensões mecânicas; (3) Capacitivo: com microcapacitores, sensíveis a variações de aceleração.

As grandezas citadas (potencial elétrico, resistência elétrica e capacitância) devem ser submetidas a circuito de condicionamento de sinal (filtros e amplificadores) no intuito de transformar as variações captadas em valores eletronicamente interpretáveis de aceleração, velocidade ou deslocamento (conforme aplicação). A tecnologia da piezoeletricidade destaca-se no desenvolvimento de acelerômetros, pois apresenta boa linearidade e estabilidade para o monitoramento de sinais com elevadas amplitudes e faixas de frequência (RODRIGUES et al, 2010).

O material piezoelétrico dos acelerômetros possuem faixa de frequência útil de medição que abrange valores sempre menores que a frequência de ressonância característica. É imprescindível, durante a especificação do acelerômetro, avaliar adequadamente a faixa de frequência do sinal alvo, a fim de condicionar o acelerômetro a trabalhar dentro de sua faixa de resposta linear (relação de proporcionalidade entre deformação do material piezoelétrico e ângulo mensurado) (Figura 6).

Figura 6: Resposta característica de acelerômetro piezoelétrico.

Fonte: Autoria própria, 2019.

Para determinação da faixa de frequência do acelerômetro piezoelétrico é recomendável que o valor máximo de frequência linearmente mensurável seja menor que 30% do valor da frequência natural do cristal (MEDEIROS,2014).

Com relação ao número de eixos, os acelerômetros comumente são uniaxiais (Figura 7) ou triaxiais (Figura 8). Os primeiros são capazes de mensurar oscilações em apenas uma direção. Já os triaxiais permitem mensurações de movimentos em três dimensões simultaneamente (PATSKO, 2006). Neste caso, as três membranas piezoelétricas são espacialmente distribuídas de forma ortogonal entre si.

Figura 7: Esquema de acelerômetro uniaxial genérico. O sinal elétrico é fornecido pela diferença de potencial gerada entre os terminais 1 e 2, conforme deformações na membrana piezoelétrica

Fonte: autoria própria, 2019.

Figura 8: Diagrama interno de acelerômetro piezoelétrico triaxial (vista superior).

Fonte: autoria própria, 2019.

Os acelerômetros sofrem influência de acelerações provocadas por movimentos com aumento ou redução de velocidade e quando em repouso, somente são influenciados pela aceleração da gravidade (g), conforme respectivas inclinações relativas ao vetor “ g ” (representação de valor e orientação espacial da aceleração da gravidade). Neste contexto, o módulo da aceleração será máximo no eixo cuja membrana piezoelétrica estiver ortogonalmente ao sentido da força “ g ” e mínimo quando estiverem paralelas entre si. Neste último, não há deformação do material piezoelétrico (Figura 9).

Figura 9: Variação de posição do eixo “ z ” do acelerômetro (setas verdes) e deformação da massa sísmica piezoelétrica (linha amarela), durante movimento de flexão

ÂNGULO DE FLEXÃO	0°	$<90^\circ$	90°	$>90^\circ$

SINAL DO RESULTADO	NULO	-	- OU +	+

Fonte: Autoria própria, 2019.

Recentemente, muitos fabricantes tem utilizado tecnologia MEMS (*Microelectromechanical Systems*) para confecção dos acelerômetros, a fim de desenvolver dispositivos miniaturizados, de baixo custo, leves e versáteis (SANTOS et al, 2012). Existem plataformas específicas para aplicações e análises de movimento conhecidas como MPU (do inglês: *Motion Processing Unit*). As MPU normalmente são desenvolvidas com tecnologia MEMS, com múltiplas unidades de processamento como acelerômetros triaxiais e giroscópios triaxiais, todos integrados numa única placa de circuito impresso (KWONG, 2017). A plataforma MPU 60X0 (6000 e 6050) é uma das mais utilizadas mundialmente para aplicações de baixo custo. Esta plataforma é composta por três acelerômetros e três giroscópios, um par para cada eixo, para aplicações de movimentos em 3 dimensões e 6 graus de liberdades (INVENSENSE, 2013). Giroscópios utilizam propriedades da aceleração Coriolis, variação de acelerações com vibrações, para medições de velocidades e deslocamentos angulares rotacionais (KWONG, 2017).

Neste trabalho, para a análise das ADMs, foram utilizados MPUs com acelerômetro e giroscópio triaxiais, específicos para plataformas de processamento de baixo custo. Para

detecção da vibração através da articulação, foram utilizados sensores MEMS robustos, com elevada sensibilidade e acurácia.

1.4 AVALIAÇÃO ACÚSTICA/VIBRACIONAL EM OSSOS

Como ondas mecânicas longitudinais conduzidas pela movimentação ordenada de moléculas, os sons são diferenciáveis principalmente pela sua intensidade (amplitude do sinal), frequência e timbre (ROSSING, 1990). A frequência está relacionada com o número de frentes de onda que passam por determinado ponto, num intervalo de tempo. Frequências entre 20 Hz e 20.000 Hz são audíveis por humanos (ZWICKER, 1961). A referência de intensidade sonora foi estabelecida com base no menor valor médio audível pelo homem, que é de 10^{-16} W/cm². A partir deste limiar, a intensidade dos sinais sonoros pode ser mensurada em escala logarítmica, cuja unidade convencional é decibel (dB). O timbre de um som está relacionado ao formato da onda de vibração gerada, principal característica sonora que distingue os instrumentos musicais (ROSSING, 1990).

Para a interpretação de sinais sonoros são utilizados transdutores eletroacústicos, que transformam vibrações acústicas em sinal elétrico passível de interpretação. Os mecanismos desta transformação são variados e conferem características específicas que determinam a aplicabilidade de cada sensor. Os dinâmicos, de condensador, de carbono, piezoelétrico são os mais utilizados. A maioria atua por meio da geração de sinal variável de tensão ou corrente elétrica, conforme oscilação de diafragma (SAFARI, AKDOGAN, 2008). No mercado, existem modelos que variam nas respostas em frequência, direcionalidade, sensibilidade, impedância e tipo de sinal de saída (corrente ou tensão elétrica). São inúmeras as aplicações deste tipo de transdutor na engenharia automobilística, naval, aérea e biomédica. Em todas as áreas, para exata especificação deste componente é necessária compreensão abrangente dos sinais de interesse, principalmente na área médica, pois os biossinais são de baixa intensidade e altamente susceptíveis a ruídos (RANGAYYAN, 2002).

Pesquisas envolvendo análise de sinais acústicos articulares são relativamente antigas. Rober Hooke é considerado pioneiro neste tipo de análise. No século XVII, ele sugeriu que sinais sonoros das articulações humanas pudessem ser utilizados para diagnósticos de diferentes doenças. Em 1885, Heuter descreveu sobre a localização de corpos livres nas juntas por meio de um osteofone. Blodgett, em 1902, relatou sobre ausculta do joelho em que relacionou aumento de ruídos com elevação da idade. Onze anos depois, foi publicado estudo de tipificação

de lesões de menisco por meio de análise sonora (BIRCHER, 1913). Em 1929, Walters auscultou 1600 joelhos a fim de correlacionar patologias já diagnosticadas. Quatro anos mais tarde, Erb foi o primeiro a tentar gravar sinais sonoros. Steindler, em 1937, através de cardiofone, auscultou e gravou sinais sonoros de várias articulações. Ele foi o primeiro a utilizar filtros para eliminar ruídos indesejados.

Em 1953, estetoscópios eletrônicos foram utilizados pela primeira vez, por Peylan, para auscultar juntas de pacientes com vários tipos de doenças articulares, mas com resultados sem evidências concretas. Em 1961, Fischer e Johnson relataram mudança nos sinais sonoros dos joelhos, antes que alterações radiográficas fossem percebidas em pacientes com artrite reumatoide. Na segunda metade da década de 70, Chu et al fizeram análise completa dos sinais sonoros provenientes do joelho, com métodos para redução de ruídos externos e de fricção com a pele, e utilizaram técnicas estatísticas para classificação dos sinais em categorias.

Durante a década de 80, o grupo de Mollan e Kernohan, em uma série de publicações sobre análise acústica para diagnóstico de doenças do joelho, mostrou que sensores de vibração (acelerômetros) eram mais apropriados e precisos para análise de ruídos, pois são efetivos para detecção de sinais de baixa frequência, comuns em auscultas de partes moles do joelho. Estas frequências não são adequadamente identificadas por microfones eletrônicos. A partir das publicações de Mollan et al, o termo “vibration arthrography” tem sido comum nesta área.

A maioria dos trabalhos publicados sobre análise acústica de sinais articulares está relacionada ao joelho. Análises acústicas envolvendo quadril humano tiveram seu primeiro relato científico em 1984, com Cowie et al, a fim de detectar displasia congênita do quadril. Em 1986, pesquisadores chineses publicaram as primeiras avaliações de soltura de componentes de próteses de quadril por meio de análise acústica. Da década de 90 em diante, o número de pesquisas sobre articulações humanas aumentou de forma exponencial. Com evolução da instrumentação biomédica e dos *softwares* de processamento, os resultados ficaram cada vez mais confiáveis (FRANK; RANGAYYAN; BELL, 1990; ARAÚJO et al, 2012; AHLDÉN et al, 2012).

Em relação à análise acústica aplicada ao quadril, até o fim do século passado, as principais pesquisas foram conduzidas para análise de soltura de próteses (LI; JONES; GREGG, 1995 e 1996). A partir do ano 2000, a fixação e soltura dos componentes de próteses foi tema comum de estudos (PUERS ET AL, 2000; PASTRAV ET AL, 2009; SARIALI ET AL, 2010; RODGERS ET AL, 2014).

A interpretação dos sinais sonoros e de vibração envolve variados fatores como compreensão do sistema de aquisição de dados, análise dos sinais adquiridos e as características

do sistema mecânico. Glaser et al (2010) desenvolveram sistema de aquisição de sons e de vibração não invasivos para análise da cinemática do quadril de pacientes com próteses de diferentes materiais. Neste estudo, os autores utilizaram videofluoroscopia para correlacionar os dados de vibração e som obtidos com as imagens visualizadas durante a movimentação do quadril. Os resultados obtidos podem ser considerados bons, visto que, segundo os autores, os principais ruídos como os de atrito da pele com os próprios aparatos de medição e os de fricção de tecidos moles foram, em sua maioria, eliminados com a técnica.

Pesquisas recentes sobre avaliação vibracional através da articulação do quadril obtiveram ótimos resultados, comparativamente à ultrassonografia, em estudos diagnósticos de displasia e deslocamento congênito do quadril em recém-nascidos e crianças. (PADILLA E FIGUEROA 1996; PEREZ et al, 2013; PADILLA et al, 2014; PADILLA et al, 2017).

Apesar dos bons resultados já publicados, melhores resultados são promissores nesta área, devido à constante evolução dos dispositivos eletrônicos e computação. Consequentemente, há crescente aumento de novas patentes e ferramentas médicas. Não foi encontrado na literatura estudo sobre análise eletrônica de ruídos/vibrações para verificação do impacto do fêmur com o rebordo acetabular, o que caracteriza a originalidade deste projeto.

Do ponto de vista científico, a contribuição poderá permitir amplo desenvolvimento de linha de pesquisa sobre estudo da amplitude de movimento articular do quadril e da pelve em diversas afecções, inclusive no estudo cinético articular por meio dos acelerômetros, nas modalidades esportivas. Adicionalmente, o sistema poderá ser adaptado para outras articulações de interesse, como o ombro.

2 OBJETIVOS

Mensurar as ADMs de flexão, adução, abdução e rotações do quadril com acelerômetro e verificar a confiabilidade das mensurações comparativamente ao goniômetro (padrão ouro) e a reprodutibilidade entre avaliadores. Mensurar a retroversão pélvica (plano sagital) durante as avaliações de ADM de flexão do quadril e inclinação pélvica (plano coronal) durante as avaliações de adução e abdução do quadril. Além disso, quantificar as amplitudes de flexão, rotação interna e adução no limite do teste de impacto.

Verificar se há aumento de amplitude do sinal vibracional propagado através do quadril no limite do teste de impacto anterior, que aproxima o colo do fêmur do rebordo acetabular, que supostamente favorece a melhor propagação do sinal.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Foi desenvolvido equipamento capaz de mensurar ADMs do quadril e pelve e detectar elevação de vibração propagada através da articulação do quadril, para auxílio diagnóstico de IFA. Foi realizado estudo clínico em voluntários não consecutivos para avaliação do equipamento. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (Parecer HC nº 2.438.423/2017, versão 3, Anexo A). Foram aprovados dois termos aditivos (Parecer nº 3.151.383/2019, versão 4 e Parecer nº 3.219.390, versão 5) referentes às inclusões de mais dois locais para as avaliações, necessários para aumento do tamanho amostral. A natureza, o objetivo, os métodos, os desconfortos, riscos e benefícios desta pesquisa foram previamente elucidados, por meio de termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) escrito (Apêndice A), aos que aceitaram participar da presente pesquisa. Formulário específico (Apêndice B) foi preenchido para cada voluntário com dados antropométricos e resultados das mensurações das ADMs. Arquivo digital foi gerado e armazenado para cada voluntário, contendo o sinal vibracional avaliado durante o teste de impacto.

3.1 VOLUNTÁRIOS E AVALIADORES

Foram avaliados, por único avaliador (engenheiro), 85 quadris (46 direitos e 39 esquerdos) de 64 voluntários (35 homens [44 quadris] e 29 mulheres [41 quadris]) com idade de 34 ± 13 anos (média $\pm$ desvio padrão) e IMC com mediana de 24 Kg/m^2 (Intervalo interquartil P25 - P75, 22 a 26). Destes, 24 quadris (12 direitos e 12 esquerdos) de 13 voluntários (5 homens e 8 mulheres), com idade de 29 ± 8 anos e IMC com mediana de 24 Kg/m^2 (Intervalo interquartil P25 - P75, 22 a 28) foram avaliados por outros dois avaliadores.

As mensurações foram executadas por três avaliadores diferentes (um cirurgião ortopédico com 12 anos de experiência em cirurgia preservadora do quadril, uma fisioterapeuta treinada na avaliação física do quadril com 9 anos de experiência, e um engenheiro eletrônico envolvido no desenvolvimento do sistema (autor desta tese), e que recebeu treinamento específico para a goniometria do quadril). Uma sessão de treinamento entre os examinadores foi realizada antes do início da coleta, a fim de uniformizar a avaliação e o posicionamento dos sensores.

Os critérios de inclusão foram possuir idade entre 19 e 50 anos e concordar em participar da pesquisa com assinatura obrigatória do TCLE. Após exclusões dos dados

incompletos e ilegíveis, foram analisadas: a) pelo engenheiro: 84 amostras de ADMs de quadril, 69 amostras de movimentos pélvicos (retroversão durante flexão do quadril e inclinações pélvicas durante adução e abdução do quadril) e 71 sinais vibracionais; b) pelo cirurgião ortopédico: 23 ADMs de quadril, movimentos pélvicos e sinais vibracionais; c) pela fisioterapeuta: 23 ADMs de quadril e movimentos pélvicos e 22 sinais vibracionais.

3.2 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA AFERIDOR DE ADMS E IMPACTO NO QUADRIL

O sistema foi desenvolvido com base em duas plataformas eletrônicas: uma de baixo custo, para avaliação das ADMs do quadril e pelve e outra de sensibilidade e custo elevados para avaliação da vibração óssea. Para processamento do sinal e análise posteriores, foi gerado para cada voluntário, banco de dados com os resultados das ADMs do quadril e sinal vibratório mensurados durante a execução do teste de impacto anterior do quadril. Os principais recursos materiais utilizados para o desenvolvimento do projeto foram:

- a) Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas (CER-HC) da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto (FMRP-USP);
- b) Materiais laboratoriais próprios: fontes de tensão, multímetros, estação de solda, e ferramentas de furação, corte e colagem de materiais duros (plásticos e acrílicos);
- c) Notebook Samsung com processador Intel Core I5, 8 GByte de memória RAM e Windows 10;
- d) *Software* DAQEXPRESS 2.0 (sub-sistema do LABVIEW, National Instruments) – Programa dedicado para sistemas de aquisição de dados;
- e) Sensor acústico/vibracional modelo 333B50 (acelerômetro piezoelétrico) de elevada sensibilidade da (PCB PIEZOTRONICS, 2002);
- f) Quatro sensores inerciais de movimento MEMS de baixo custo (MPU 6050), com descrições detalhadas em *datasheet* específico (INVENSENSE, 2013);
- g) Placa NI 9230, específica para aquisição de sinais vibracionais/acústicos da National Instruments (NI);
- h) Chassi NI 9171 (National Instruments) para comunicação entre NI 9230 e computador;
- i) Placas de aquisição de dados de baixo custo: 1 Arduino UNO e 1 Arduino Mega 2560 (ARDUINO, 2019);

- j) Diversos componentes secundários como fontes, resistores, *leds*, chaves, potenciômetros, *displays*, *jumpers*, entre outros;
- k) Carcaça de acrílico escuro translúcido com dimensões projetadas para proteção e suporte das placas e componentes auxiliares.

O desenvolvimento físico do protótipo sitiou-se em laboratório montado com equipamentos próprios (Figura 10).

Figura 10: Minilaboratório de desenvolvimento de protótipos eletrônicos. (1) fonte de tensão regulável; (2) multímetro digital; (3) *notebook*; (4) fonte de tensão de 24V; (5) estação de solda; (6) pistola de cola quente; (7) alicates, estilete e marcadores de tinta; (8) goniômetro digital; (9) base de fixação de placas para soldagem; (10) protótipo em desenvolvimento; (11) matriz de contatos; (12) fonte vibracional; (13) caixa de componentes eletrônicos; (14) gaveteiro de componentes eletrônicos (15) inclinômetro digital.

Fonte: Autoria própria, 2019.

Para elucidação dos detalhes referentes ao desenvolvimento do sistema proposto, seus aspectos construtivos e funcionais foram segmentados em: a) subsistema aferidor de ADMs; b) subsistema detector de impacto no quadril. O protótipo final, sistema aferidor de ADMs e impacto no quadril, foi composto pela integração física e operacional dos dois subsistemas.

3.2.1 Aferidor de ADMs

3.2.1.1 Hardware

O aferidor de ADM do quadril é a partição do sistema responsável pelas aferições das ADMs do quadril e da pelve durante avaliação dos movimentos semiológicos do quadril. A especificação dos sensores e placas desta partição foi fundamentada em avaliação de custo/benefício, compatíveis com as demandas do projeto. O aferidor de ADM foi alicerçado na tecnologia ARDUINO, que é plataforma eletrônica de baixo custo, com linguagem de programação e códigos livres. A literatura tem mostrado bons resultados com uso destes dispositivos em aplicações biomecânicas como em avaliações posturais e de marcha (WAHAB et al, 2014; LÓPES et al, 2016). Apesar da menor robustez das placas e sensores de baixo custo, em muitas aplicações é economicamente vantajoso utilizar componentes baratos ao invés de optar pelas manutenções especializadas e caras, exigidas por sistemas mais robustos. A plataforma ARDUINO é amplamente utilizada em pesquisa e inovação, com expansão crescente em ambientes comerciais e industriais (STEVAN JUNIOR E SILVA, 2015). Para desenvolvimento do aferidor de ADM, foram necessárias duas placas, uma ARDUINO UNO (Figura 11 [a]) e outra ATMEGA 2560 (Figura 11 [b]). Estas placas foram especificadas conforme os critérios principais: a) custo baixo; b) ampla aplicabilidade; c) tecnologia livre; d) presença de comunicação serial (pinos *Serial Clock [SCL]* e *Serial Data [SDA]*) e compatibilidade com os sensores inerciais utilizados (GY-521).

Figura 11: Placas de aquisição do aferidor de ADMs. a) Arduino Uno; b) Arduino Mega 2560

Fonte: autoria própria, 2019.

Os sensores utilizados foram os GY-521 (Figura 12) de ampla aplicação em estudos cinemáticos humanos. Estes sensores são unidades inerciais de movimento (do inglês: *Inertial*

Motion Units [IMUs]), que contém, integrados em única placa, acelerômetro e giroscópio triaxiais e magnetômetro, controlados por unidade de aquisição de movimento (MPU 6050).

Figura 12: GY-512 com indicação de pinagem e orientação dos eixos.

Fonte: autoria própria, 2019.

Sensores inerciais normalmente são conhecidos por sua unidade de processamento. Neste projeto, empregou-se este critério de nomenclatura, ou seja, os sensores foram referenciados como MPU 6050. Neste projeto, foram utilizados quatro MPUs 6050, dois para avaliação das ADMs do quadril e dois para os movimentos da pelve, além de componentes secundários (Quadro 1).

Quadro 1 – Componentes e respectivas funções no circuito do aferidor de ADM do quadril.

Componente	Quantidade	Função
ARDUINO UNO	2	Aquisição, processamento e gravação dos dados
GY-521	4	Medição de ADM
LCD	2	Amostragem visual dos resultados
Resistores	4	Limitador de corrente elétrica
Potenciômetros	2	Regulação da luminosidade dos displays
Jumpers (fios)	~80	Conexões
Matriz de contatos	2	Conexões

Um dos *displays* aplicados no projeto possui 16 colunas e 2 linhas (16x2) e o outro é “20x4”. Os pinos destes *displays* e as respectivas conexões com as placas ARDUINO são idênticos (Figura 13). O “16x2” foi utilizado para amostragem das ADMs de adução, abdução rotações interna e externa e da inclinação pélvica (plano coronal) e o outro para amostragem dos ângulos de flexão do quadril e retroversão pélvica (plano sagital).

Figura 13: Pinagem dos LCDs (16 x 2 ou 20 x 4).

Fonte: autoria própria, 2019.

O diagrama elétrico do aferidor de ADMs (Figura 14), desenvolvido por meio do *software* GIMP 2.10.8, foi ferramenta importante para implementação física do protótipo.

Figura 14: Diagram elétrico do aferidor de ADMs do quadril.

Fonte: autoria própria, 2019.

3.2.1.2 Software e configurações do sistema aferidor de ADMs

O *software* utilizado para configuração do aferidor de ADMs foi o ARDUINO 1.8.5 (*The open-source Arduino Software [IDE]*), livre e disponível para *download* na página <https://www.arduino.cc/en/Main/Software>. Este aplicativo possui painel frontal simples, com todas as ferramentas necessárias para configurações de compatibilidade e comunicação entre placa de aquisição, sensores e computador. O posicionamento correto dos sensores no corpo dos voluntários é fator crítico para obtenção de resultados confiáveis durante as mensurações.

Necessariamente, antes de iniciar com as manipulações matemáticas das variáveis mensuradas, a fim de compor o código do programa, foram definidos os posicionamentos dos sensores, fator diretamente relacionado com a boa funcionalidade do sistema. Para os posicionamentos, consideraram-se os protocolos cinemáticos empregados em avaliações goniométricas do quadril (MARQUES, 2003) e as características de fixação e posicionamento funcional dos sensores e opinião de cirurgião ortopédico com experiência em cirurgia preservadora do quadril.

Com relação à cinemática do membro, todas as avaliações de ADM (flexão, adução, abdução e rotações do quadril) ocorreram com os voluntários em decúbito dorsal. Os movimentos de rotações foram realizados com o quadril e joelho flexionados em 90°. Antes das definições das posições relativas dos eixos dos sensores conforme planos anatômicos de atuação, foram definidas as posições corporais dos MPUs 6050 (Figura 15).

Figura 15: Vista frontal da posição dos sensores: MPU da tíbia e MPU do abdome (aferidores angulares no plano coronal); MPU da coxa e MPU do íliaco (aferidores angulares no plano sagital)

Fonte: autoria própria, 2019.

Os MPUs foram nomeados conforme posição anatômica utilizada. O sensor responsável pela mensuração da flexão do quadril (MPU_COXA) foi posicionado sobre elástico com velcro, sobre terço distal da coxa. O acelerômetro, com função de mensurar retroversão pélvica (MPU_ILIACO), foi fixado lateralmente ao nível das espinhas ilíacas anterossuperiores, sobre a pele e sob elástico preso firmemente ao redor da pelve (Figura 16). Os movimentos mensurados pelo MPU_COXA e MPU_ILIACO, ocorrem no plano anatômico sagital, com os acelerômetros configurados para aferição de variações de aceleração da gravidade (g). As três “membranas” piezoelétricas, dispostas espacial e ortogonalmente entre si em acelerômetros triaxiais variam suas deformações e respostas, conforme respectivas inclinações com relação ao vetor “g” (módulo, sentido e direção da aceleração da gravidade) (PATSKO, 2006).

Figura 16: Posicionamentos de todos os sensores mensuradores de ADM e aferidor de vibração, e fonte vibracional (Foto durante avaliação do teste de impacto).

Autoria própria, 2019.

O acelerômetro da coxa foi posicionado com o eixo “x” alinhado ao eixo anatômico craniocaudal, “y” ao eixo anatômico laterolateral e “z” ao eixo anatômico anteroposterior, de forma que “x”, “y” e “z” são ortogonais entre si. Os eixos “x” e “z” sofrem variação de inclinação no plano sagital e em relação ao vetor “g”, durante movimentos de flexão do quadril (Figura 17). Quanto mais alinhado (paralelo) o eixo responsável pela mensuração estiver ao vetor “g”, pior será a linearidade da resposta do sensor. Como as amplitudes de flexão normalmente variam de 90° a 120° (SVENNINGSSEN, 1989), o eixo “z” apresentou-se mais adequado.

Figura 17: Vista lateral do lado avaliado das posições dos MPU da coxa e MPU do ílio, durante avaliação da flexão do quadril e retroversão da pelve. O retângulo amarelo amplia as movimentações dos eixos “x” e “y” do MPU_ILIACO.

Fonte: autoria própria, 2019.

As orientações relativas do eixo mensurador do movimento de flexão (eixo “z” do MPU_COXA) e das componentes vetoriais da força “g” foram esquematizadas graficamente para valores de ADM de 0° até ângulos superiores a 90° (Figura 18).

Figura 18: Ângulos durante o movimento simulado de flexão (de 0° a ângulos superiores a 90°). O ângulo alvo é o arco de interesse de mensuração (hachurado em preto).

Fonte: autoria própria, 2019.

A aceleração mensurada pelo eixo “z” do acelerômetro (ac_z) é resultante da deformação na membrana piezoelétrica (do próprio eixo z) provocada pela componente vetorial da força “g” (em azul na Figura 18) que atua ortogonalmente ao eixo “z”. Durante o movimento simulado de flexão do quadril (Figura 18), por análise de semelhança de triângulos, a ADM de flexão equivale ao ângulo alvo (hachurado em preto na Figura 18). Assim, a ADM de flexão do quadril (FQ) pode ser determinada:

$$a) \text{ Para } 0 \leq FQ \leq 90^\circ: FQ = \arcsen\left(\frac{|ac_z|}{g}\right) \quad (1)$$

$$b) \text{ Para } FQ > 90^\circ: FQ = \arcsen\left(\frac{|ac_z|}{g}\right) + 90^\circ \quad (2)$$

Como a função seno é ímpar, para determinar o ângulo de flexão do quadril para amplitudes maiores que 90°, basta adicionar 90° ao ângulo resultante da equação (1).

Durante movimentos de flexão de quadril ocorrem movimentos de retroversão pélvica (AHLBAECK e LINDAHL, 1964). Utilizou-se o MPU_ILIACO para mensurar este movimento da pelve e a metodologia utilizada para definição do eixo mensurador é análoga à

descrita para o MPU da coxa, pois ambos os movimentos (flexão do quadril e retroversão pélvica) ocorrem no plano sagital. Os eixos “x” e “y” do MPU do ilíaco sofrem, durante retroversão pélvica, variação de inclinação com relação ao vetor “g” (Figura 17). O eixo “x” foi escolhido como eixo mensurador da retroversão pélvica, pois sua membrana piezoelétrica, durante as avaliações de flexão do quadril, fica próxima da posição ortogonal em relação ao vetor “g” (Figura 17). Movimentos de retroversão da pelve são relativamente pequenos durante avaliações passivas semiológicas de flexão do quadril (BENECK et al, 2018).

Para equacionar a resposta do eixo mensurador da retroversão pélvica (eixo “x” do MPU_ILIACO) à aceleração da gravidade é importante compreender as orientações relativas entre este eixo e o vetor “g”, durante a retroversão da pelve (Figura 19).

Figura 19: Esquema para demonstração do movimento de retroversão da pelve durante flexão do quadril. T1, Triângulo auxiliar. T2, decomposição vetorial de “g” para cálculo do ângulo de retroversão pélvica.

Fonte: autoria própria, 2019.

Por análise de semelhança de triângulos (T1 e T2, Figura 19) a retroversão pélvica pode ser obtida pela relação trigonométrica do arco cosseno (equação 3).

$$RP = \arccos\left(\frac{acx}{g}\right) \quad (3)$$

O código (*sketch*) completo foi desenvolvido em linguagem específica do Arduino. Este código contém todas as configurações necessárias entre acelerômetro e placa de aquisição e é responsável pelas manipulações numéricas (descrição e equacionamentos discutidos nos parágrafos anteriores). O programa foi armazenado na memória *flash* (memória regravável) do

ARDUINO UNO e gerenciou as mensurações de flexão do quadril (MPU_COXA) e retroversão da pelve (MPU_ILIACO).

O desenvolvimento do aferidor de ADM do quadril prosseguiu com análise cinemática dos movimentos de rotações do quadril, abdução e adução (todos no plano coronal), que seriam posteriormente realizados com o paciente em decúbito dorsal, e monitorados por acelerômetro (MPU da tíbia) posicionado sobre elástico com velcro no terço distal da tíbia, próximo ao tornozelo (Figura 16). Para mensuração da inclinação pélvica (rotação da pelve ao redor do eixo anatômico anteroposterior), que ocorre no plano coronal (Figura 20), utilizou-se outro acelerômetro, o MPU_ABDOME, que foi posicionado na fossa ilíaca abdominal, contralateral ao quadril avaliado, preso firmemente por elástico ao redor da pelve (Figura 16)

FIGURA 20: Sentidos das elevações pélvicas laterais durante abdução (flechas verdes) e adução (flechas amarelas) do quadril direito.

Fonte: adaptado de Anatomia Online (<https://www.anatomiaonline.com/introducao-anatomia/>)

Ambos os sensores (MPUs da tíbia e do abdome) foram fixados com seus eixos (“x”, “y” e “z”) nas mesmas direções e sentidos (Figura 21).

Figura 21: Vista superior das posições antômicas dos eixos dos acelerômetros MPU_TIBIA e MPU_ABDOME. O círculo verde indica que o eixo z sai do plano coronal.

Fonte: autoria própria, 2019.

A movimentação dos eixos dos MPUs da tíbia e do abdome foram ilustrados para o movimento de abdução do quadril esquerdo, onde os eixos “x” e “y” de ambos os acelerômetros rotacionam-se em sentido anti-horário, ao redor dos respectivos eixos “z” (Figura 22). Se o movimento fosse de adução, os eixos “x” e “y” rotacionariam-se em sentido horário. Durante rotações do quadril esquerdo, os movimentos dos eixos “x” e “y” do MPU da tíbia ocorrem no sentido horário para rotação externa e anti-horário para rotação interna. Não foram avaliados os movimentos pélvicos durante avaliações de rotação do quadril.

Figura 22: Vista superior dos eixos dos acelerômetros MPU_TIBIA e MPU_ILIACO. Os eixos verdes representam o quadril na posição inicial e os azuis na posição abduzida.

Fonte: Autoria própria, 2019.

Para desenvolvimento do código (programa) gerenciador das ADM de rotações interna e externa, adução e abdução do quadril, foi necessário compreender os conceitos relacionados aos movimentos rotacionais com três graus de liberdade (*roll*, *pitch*, *yaw*) e respectivos cálculos angulares por meio do teorema de rotação de Euler (EULER, 1775; STUELPNAGEL, 1964). O código desenvolvido também utilizou a conhecida teoria dos quatérnios (KUIPERS, 1999; JAMBERSI e SILVA, 2016) para correção de perda de grau de liberdade. Os equacionamentos detalhados destes processos não foram descritos, pois não são objetivos do trabalho e são bem esclarecidos na literatura (SHOEMAKE, 1985; KUIPERS, 1999; JAMBERSI E SILVA, 2016).

A plataforma ARDUINO possui bibliotecas e pacotes de códigos livres que facilitam aplicações de vários sensores (STEVAN JUNIOR e SILVA, 2015). Para mensurações de ângulos sobre o plano anatômico coronal, foi necessário baixar (*download*) bibliotecas específicas para esta aplicação, além dos pacotes básicos já instalados, relacionados às configurações dos IMUs (ARDUINO, 2019). O código desenvolvido em linguagem específica do Arduino, gerenciador dos movimentos de adução, abdução, rotações interna e externa (MPU

da tíbia) e dos movimentos de inclinação pélvica (MPU do abdome), foi gravado na memória *flash* do ARDUINO MEGA 2560.

3.2.2 Detector de impacto no quadril

3.2.2.1 Hardware

O detector de impacto no quadril refere-se ao aferidor de vibração desenvolvido para auxílio diagnóstico do IFA, que foi alicerçado na plataforma de aquisição de dados NI 9230. O sensor utilizado para detecção da vibração foi o acelerômetro piezoelétrico, modelo 333B50 - PCB Piezotronics, de elevada sensibilidade, com as especificações básicas descritas em anexo (Anexo B). O detector de impacto no quadril é composto por três elementos funcionais: unidade vibracional, unidade sensorial e unidade de aquisição de dados.

a) Unidade Vibracional

Esta repartição do sistema é composta por motor de corrente contínua com eixo desequilibrado, fonte de alimentação e botão para acionamento do motor (Figura 23).

Figura 23: Unidade vibracional.

Fonte: Autoria Própria, 2019.

A rotação de giro do motor, que forneceu vibração em frequência apropriada para condução óssea, foi especificada conforme estudos prévios sobre condução vibracional em ossos humanos com frequências entre 100 Hz e 500 Hz (McCoy et al, 1987; Cain and Pohl, 1994; Padilla et al, 2014; Padilla et al, 2017). Na sequência, pesquisou-se no mercado, fonte vibracional adequada em dimensões, tensão de alimentação baixa (valores de extra-baixa tensão de segurança conforme NBR-5410) e com rotação que gerasse vibração dentro da faixa de frequência pré-determinada. Foi adquirido o Micro-motor modelo AK380/101PL24S21600S,

com 21600 rotações por minuto (RPM), tensão nominal de 24V, potência de 18,7 W e corrente de 240 mA. A frequência teórica deste motor é aproximadamente 360 Hz ($21600 \text{ [rpm]}/60[s]$).

No intuito de gerar vibração com amplitude suficiente para propagação óssea e detecção sensorial, foi necessário desequilibrar o centro de massa do eixo do motor. O eixo foi desequilibrado por meio de fixação de massa de reparo (tipo “durepoxi”) na sua extremidade (Figura 24). Para garantir segurança e conforto aos voluntários durante os testes, o motor foi fixado dentro de invólucro acrílico com dimensões e contornos externos arredondados. Realizaram-se perfurações no invólucro com brocas de 1 mm de diâmetro, a fim de arrefecer o motor, que mesmo em períodos curtos de uso, sobreaquecia, possivelmente devido à massa excêntrica fixada ao eixo, que sobrecarregava o motor (Figura 24).

Figura 24: Motor com eixo desbalanceado.

Fonte: autoria própria, 2019.

Para alimentação do motor foi utilizada fonte CC (corrente contínua) de 24V e potência de 48W, com conectores parafusáveis de entrada, saída e aterramento. Para acionar a unidade vibracional, foi interligado um botão (push-button) com alternância de posição normalmente aberto (NA) e normalmente fechado (NF), por meio de pressão única sobre o botão, sem necessidade de mantê-lo pressionado (Figura 25).

Figura 25: Fonte de alimentação do motor vibrador.

Fonte: autoria própria, 2019.

Testes iniciais foram executados com o acelerômetro em contato direto com o invólucro de acrílico do motor, a fim de verificar a frequência vibracional gerada (Figura 26).

Figura 26: Sinal vibracional gerado pelo motor vibrador

Fonte: autoria própria, 2019.

Notou-se que a vibração gerada (Figura 26) teve formato próximo ao de senóides, com deformações principalmente nas cristas inferiores, devido à sobreposição de ondas geradas pelo próprio motor, *aliasing* e outros ruídos do ambiente. Nesta primeira análise, a onda não foi filtrada, pois o interesse era apenas identificar a frequência de vibração e amplitude, que foram de aproximadamente 352Hz e 10g (gravidade), respectivamente.

b) Unidade Sensorial

Refere-se basicamente ao acelerômetro de elevada sensibilidade, responsável pela detecção da vibração gerada pela unidade vibracional, durante o teste de impacto. Após compreensão das características do sinal gerado pela unidade vibracional, foram especificadas a sensibilidade e faixa de frequência de atuação linear (FFAL) (Figura 7) necessárias ao acelerômetro detector de vibração: sensibilidade $> 50 \text{ mV/g}$ (mili-volts por gravidade) e $100 \text{ Hz} < \text{FFAL} < 1000 \text{ Hz}$. Para especificação de sensores de vibração a faixa de frequência de operação e a sensibilidade são fatores críticos para mensuração fidedigna do sinal monitorado (SEQUEIRA, 2005). Após discussões técnicas sobre a aplicação com engenheiros fornecedoras do sensor, optou-se pela importação do acelerômetro modelo 333B50, de fabricação americana, em conjunto com cabo coaxial de baixo ruído, com blindagem eletromagnética e conector Bayonet Neill Concelman (BNC) (Figura 27).

Figura 27: Acelerômetro 333B50 da PCB Piezotronics.

Fonte: autoria própria, 2019.

O 333B50 é uniaxial, monitora variação de aceleração em direção única. Não houve necessidade de adquirir acelerômetro triaxial. Vibrações ortogonais à superfície monitorada (Figura 28), normalmente apresentam maior amplitude e facilidade de monitoramento (KWONG, 2017). O fator custo também favoreceu a aquisição do acelerômetro uniaxial.

Figura 28: Propagação da vibração no osso. As flechas identificam o sentido das oscilações e o comprimento delas, a intensidade vibracional.

Fonte: autoria própria, 2019.

c) Unidade de Aquisição

Esta repartição é composta por conjunto de única placa de aquisição de dados (*DAQ-board*) e chassi para conexão entre a *DAQ-board* e *notebook*.

Para especificação da *DAQ-board*, os principais critérios foram: circuito de condicionamento apropriados para sensores de vibração; possuir entrada analógica para conector BNC; conector USB (comunicação com *notebook*) e frequência de amostragem (f_a). É fundamental, em sistemas de aquisição de sinais especificar corretamente a f_a da *DAQ-board*, para que o sinal captado tenha mínima resolução necessária para que a qualidade do processamento e interpretação dos dados não sejam prejudicados. Segundo o teorema de Nyquist, para que um sinal contínuo seja apropriadamente amostrado, é necessário que $f_a \geq$

$2.f_{\max}$ (frequência máxima do sinal medido). Neste estudo, obrigatoriamente $f_a \geq (2 \times 352) \rightarrow f_a \geq 704$. Assim, foi considerado com boa margem de segurança (em torno de 30%), que a placa de aquisição deveria ser capaz de amostrar sinais a taxa mínima de 1000 amostras por segundo.

Especificadas as características básicas da *DAQ-board*, após discussões técnicas com engenheiros de fabricantes internacionais, foram adquiridos uma placa de aquisição NI 9230 (Figura 29 [a]), e um chassi NI 9171 de *slot* único (Figura 29 [b]), necessário para conexão da placa com o sistema de processamento (*notebook*). Foi utilizado *notebook* com processador 1,8 GHz, 8 Gb de RAM e Windows 10 para instalação do *software* de aquisição e processamento dos sinais (DAQEXPRESS 2.0).

Figura 29: Unidade de Aquisição: (a) Chassi para interface entre placa de aquisição e computador (NI 9171); (b) Placa de aquisição de dados - NI 9230.

Fontes: adaptado de: <http://www.ni.com/pt-br/support/model-ni-9230.html> e <http://www.ni.com/pt-br/shop/select/compactdaq-chassis>.

3.2.2.2 Softwares e configurações do sistema

O *software* LABVIEW foi utilizado como plataforma de suporte para configuração e comunicação entre os componentes do sistema. Este ambiente de programação é amplamente utilizado em processos de aquisição de dados industriais, portanto foi considerado robusto e confiável para atender as demandas deste trabalho. Especificamente, utilizou-se o DAQEXPRESS 2.0 (subplataforma do LABVIEW), que é ambiente de programação dedicado a aquisição de sinais. Ele possui interface virtual para comunicação entre as unidades do sistema e visualização dos dados em tempo real. Possui também ferramentas para processamento de sinais como Transformada de Fourier e filtros analógicos e digitais.

O DAQEXPRESS 2.0 faz o reconhecimento automático da placa e chassi utilizados. As configurações de visualização do sinal e características originais de fábrica do sensor, como sua sensibilidade, devem ser informadas manualmente, nos campos de preenchimento

apropriados. A configuração realizada foi: a) janela *channel*: nome da entrada, tipo de sinal, canal utilizado, unidade de medida, valores mínimos e máximos amostrados, tipo de excitação, valor de excitação, sensibilidade, unidades de sensibilidade, tipo de acoplamento e padrão de configuração dos terminais (Figura 30 [a]); b) janela *task*: características da tarefa como taxa de amostragem e tempo de visualização simultânea na tela (*History Duration*) (Figura 30 [b]).

Figura 30: Configurações dos painéis do DAQExpress: (a) *Channel* e (b) *Task*.

Fonte: Adaptado do DAQEXPRES.

Posicionamento do sensor e do motor vibrador

O objetivo principal do posicionamento da fonte vibracional e do sensor é de garantir que a atenuação do sinal entre a fonte geradora e receptora seja pequena. Fundamentados por trabalhos anteriores sobre vibrações e ruídos ósseos (McCoy et al, 1987; Cain and Pohl, 1994; Glaser et al, 2010), o posicionamento e fixação do acelerômetro e da fonte vibracional foram sobre a pele, em regiões onde uma estrutura óssea fosse próxima à pele, com menor quantidade de tecido subcutâneo. A quantidade de tecidos moles entre fonte vibracional e sensor atenua as amplitudes dos sinais mensurados (SAHA e LAKES, 1977).

Previamente aos testes efetivos em voluntários, o pesquisador realizou avaliações preliminares em membros da equipe de pesquisa, com propósito de definir os posicionamentos entre o acelerômetro e o motor vibrador. Nas primeiras tentativas, o motor foi posicionado no trocanter maior do fêmur e o sensor na crista ilíaca superior (Figura 31 [a]), ambos ipsilaterais ao teste de impacto realizado. Neste caso, nem todos os sinais apresentaram relação de

proporcionalidade direta entre teste de impacto e aumento do sinal captado. O insucesso deste posicionamento, possivelmente deve-se à variação da distância entre fonte vibracional e trocater, devido às movimentações dos tecidos (camadas cutânea, adiposa e muscular) entre osso e fonte vibracional. A baixa proporcionalidade na emissão/captação foi ainda pior em indivíduos com tecido subcutâneo mais espesso.

Figura 31: Testes de posicionamentos da unidade vibracional e sensorial para detecção do contato ósseo durante o teste de impacto.

Fonte: autoria própria, 2019.

Num segundo momento, optou-se por colocar a fonte vibracional na tíbia, com o sensor mantido na crista ilíaca superior (Figura 31 [b]), ambas ipsilateralmente ao quadril avaliado. Neste posicionamento, houve relação de proporcionalidade direta entre o ângulo de flexão e aumento de vibração, contudo foi identificado aumento exagerado (300 a 500%) de amplitude apenas com movimento de flexão de 90°, antes de aduzir e rotacionar internamente o quadril. Após vários testes, concluiu-se que o aumento da área de contato entre a pele da coxa e da região inferior do abdome, que ocorre progressivamente com o aumento de amplitude de flexão, influenciava os resultados. Este fator possivelmente seria fonte de erros de mensuração grosseiros, pois a vibração mensurada teria componentes de origem óssea e de contato cutâneo entre coxa e abdome.

De modo definitivo, posicionou-se o motor vibrador na tíbia do lado avaliado e fixou-se o sensor no maléolo lateral, contralateral à avaliação (Figura 31 [C]). Neste caso, após alguns testes, concluiu-se que havia correlação positiva entre o teste de impacto e a elevação do sinal mensurado. Nesta posição, os dois vieses anteriores foram minimizados: a) a vibração da pele transmitida ao abdome não era suficientemente percebida pelo sensor, uma vez que o motor vibrador e o acelerômetro estavam relativamente distantes; b) as distâncias ([motor – tíbia] e

[sensor – maléolo lateral]) não sofriam variações durante os movimentos, pois preenchiam-se somente por pele. Ambas, fonte vibracional e acelerômetro foram posicionados entre a pele e elásticos com velcro (Figura 16). Atenção especial foi dada ao elástico da pelve, que além de ser mais largo foi preso firmemente, a fim de acompanhar, ao máximo, o movimento da pelve.

3.2.3 Integração dos sistemas aferidor de ADMs e detector de impacto no quadril

O protótipo final, denominado Sistema Aferidor de ADMs e Impacto no Quadril, resultou de integração física e funcional do aferidor de ADMs do quadril e do detector de impacto, sincronizados temporalmente. Este sincronismo foi configurado por *hardware*, pelo acionamento da chave geral, que inicia contagem de tempo com mesma referência entre os dois sistemas.

O circuito eletrônico do sistema foi protegido e fixado em invólucro de acrílico (“*case*”). Por meio de *software* gráfico, foi desenvolvido croqui das seis faces do paralelepípedo (Apêndice C) que resultaria no invólucro do protótipo. Cada face contendo as dimensões e posições dos recortes para conexões dos sensores, fontes de alimentação e terminais de comunicação. Este dimensionamento foi determinado por intermédio de mensurações realizadas diretamente nas placas e componentes, que seriam posteriormente, fixados no invólucro. Na sequência, o croqui foi enviado à empresa especializada que efetuou os recortes e soldou as seis faces, que compôs o invólucro final. O acrílico não é bom condutor de eletricidade, é leve e possui boa resistência mecânica, além de proporcionar boa aderência com o silicone derretido, utilizado para fixação das placas e demais componentes do sistema no invólucro. O compartimento de acrílico alcançou bom arranjo interno e sustentação dos componentes eletrônicos (Figura 32). Sua face superior (tampa) é móvel, o que permitiu fácil acesso ao circuito eletrônico e conexões internas.

Figura 32: Vista superior interna do sistema aferidor de ADMs e impacto no quadril.

Fonte: Autoria própria, 2019.

3.3 AVALIAÇÕES

Foi requisitado que os voluntários utilizassem vestimentas que não fornecessem resistência à realização dos movimentos. Inicialmente, as ADMs passivas do quadril (flexão, adução, abdução e rotações interna e externa) foram avaliadas em decúbito dorsal horizontal por meio de goniômetro digital de duas hastes longas (Marca: Vktech; Modelo: X15-33) (Figura 1). Após posicionamento dos quatro acelerômetros aferidores de ADM (Figura 16), os mesmos movimentos nas mesmas condições foram repetidos, para avaliações do quadril e pelve pelos acelerômetros. A monitoração da retroversão pélvica ocorreu simultaneamente à avaliação de flexão do quadril e das inclinações pélvicas, simultaneamente aos movimentos de adução e abdução. Cada examinador avaliou cada quadril independentemente, sem conhecer os resultados dos demais, e anotou os resultados em formulário específico.

Após as avaliações das ADMs, o avaliador posicionava o motor (fonte vibracional) e o acelerômetro detector de vibração no corpo do voluntário (Figura 16). Na sequência, o motor era acionado por meio de botão (Figura 23) e o avaliador executava o teste de impacto conforme protocolo original (Leunig e Robertson, 2007) porém, com breve interrupção (em torno de 2s), quando a flexão se aproximava visualmente de 90°. Após, prosseguia-se com o teste até o limite do movimento, onde o avaliador mantinha o quadril do voluntário por pelo menos mais dois segundos. Estas paralizações foram pré-determinadas para facilitar o monitoramento das amplitudes dos sinais vibracionais nos dois momentos de interesse (90° de flexão e limite do

teste de impacto). Estas pausas também contribuiriam com o processamento posterior dos sinais. A fim de evitar sobrecarga de memória e reduzir o custo computacional de processamento, a gravação teve seu período limitado em 15 segundos, suficiente para a execução do teste. Quando houve intercorrências, que impediram a execução do teste no tempo pré-estabelecido, a avaliação foi repetida. O fluxograma sintetizou as etapas durante as avaliações das ADMs e teste de impacto para cada quadril avaliado (Figura 33).

Figura 33: Fluxograma das avaliações em cada quadril (amostra).

Autoria própria, 2019.

3.4 PROCESSAMENTO DOS SINAIS

O processamento dos sinais vibracionais foi realizado com ferramentas do DAQEXPRESS 2.0. Primeiramente, os sinais foram submetidos à transformada rápida de Fourier (*FFT – Fast Fourier Transform*), que converte o sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência (OPPENHEIN, 1985). Em seguida, verificou-se por meio de ferramentas gráficas do mesmo *software* a frequência principal do sinal, que oscilava em torno de 350 Hz (347 Hz a 353 Hz). Esta variação ocorria devido a oscilações da tensão de alimentação da fonte do motor vibrador. O processamento prosseguiu com implementação de filtro passa faixa a fim de eliminar ruídos do sinal. Como a frequência de interesse, gerada pelo motor oscilava em

torno de 350 Hz, o filtro passa faixa foi parametrizado para eliminar sinais com frequências inferiores a 345 Hz e superiores a 355 Hz. Os principais ruídos excluídos com o filtro foram: interferências da rede elétrica (60 Hz), sinais de baixa frequências inerentes ao movimento lento do teste de impacto e harmônicas geradas pela vibração do próprio motor.

Na sequência, os sinais filtrados foram submetidos à Transformada Inversa de Fourier (*Inverse Fourier Transform*) para retornarem ao domínio temporal. O comportamento dos sinais vibracionais, conforme cada etapa de processamento, está sequencialmente esboçado (para uma das amostras) em fluxograma gráfico (Figura 34).

Figura 34: Exemplo de processamento do sinal para uma amostra.

Fonte: autoria própria, 2019.

Com propósito de ilustrar a diferença entre o sinal original captado pelo acelerômetro (333B50) e o mesmo sinal após processamento (livre de ruídos), ambos os sinais (de uma amostra) foram esboçados paralelamente ao eixo temporal, durante o intervalo total de 15 segundos (tempo de gravação do sinal) (Figura 35).

Figura 35: Comparação entre os resultados (sinal original e filtrado) de uma amostra. OBS.: A escala de amplitude de aceleração da gravidade (g) está ampliada em 5 vezes no gráfico inferior (sinal filtrado).

Fonte: autoria própria, 2019.

Para a amostra ilustrada (Figura 35), o motor foi ligado pouco antes do quarto segundo (s) de gravação, onde a vibração do motor pode ser percebida em ambos os gráficos (sinal original e filtrado). É possível identificar, no sinal original (gráfico superior, Figura 35), as oscilações de baixa frequência e elevadas excursões provocadas pelos movimentos da perna durante o teste de impacto (entre 7s e 10s). Diretamente relacionado com o objetivo principal

deste trabalho, a elevação de amplitude do sinal, pode ser verificado próximo ao décimo segundo (s) de gravação. Os principais eventos relacionados com a dinâmica do teste de impacto estão identificados no gráfico (Figura 35).

Os ângulos mensurados durante as avaliações semiológicas de ADM do quadril não necessitaram de processamento específico, simplesmente foram registrados em planilha eletrônica para posterior análise estatística.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística dos dados foi auxiliada pelos *softwares* Microsoft Excel (*Microsoft Corporation*), SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences – IBM*) e RCran (*R Development Core Team, R: A Language and Environment for Statistical Computing*). Os métodos estatísticos empregados variaram conforme os dados analisados.

3.5.1 Tamanho amostral

Dentre todos os quadris avaliados, os dados do primeiro ao décimo quinto compuseram o estudo piloto do detector de impacto no quadril por vibração, que foi importante para ajustes de posicionamento dos sensores, configurações técnicas do sistema e cálculo do tamanho amostral. Para determinação do tamanho amostral para o detector de impacto no quadril, utilizou-se método proposto por SINGER (2001) para grupos independentes com variâncias diferentes, que leva em consideração as diferenças entre os dois momentos (quadril em flexão de 90 e no limite do teste de impacto), determinadas por teste t-Student de amostras pareadas.

O tamanho amostral necessário para o estudo do sistema detector de impacto foi calculado considerando o nível de significância de 5% e $\beta=0,20$ que produz um poder de teste $(1-\beta)$ de 80%. Quanto maior a diferença percentual de amplitude que se deseja captar, menor é o tamanho amostral necessário para evidenciar essa diferença. (Tabela 1)

Tabela 1 Cenários para o tamanho amostral.

Acréscimo percentual de amplitude detectável	+20%	+30%	+40%	+50%	+60%	+70%	+80%
Tamanho amostral mínimo	367	164	93	60	42	31	24

3.5.2 ADMs do quadril

Foram determinadas a média e desvio padrão para as mensurações realizadas (geral e por examinador), com cada instrumento, para os movimentos de flexão, adução, abdução, rotações interna e externa do quadril. Foram determinados o CCI entre dois avaliadores (Engenheiro e Fisioterapeuta; Engenheiro e Médico; Fisioterapeuta e Médico) (IC de 95%). Foi determinado o CCI intra-avaliador, em cada movimento (IC = 95%), a fim de verificar a concordância entre o goniômetro e acelerômetro. A qualificação das concordâncias no texto ocorreu conforme critérios de Landis e Kock (1977) (Tabela 2).

Tabela 2 Qualificação das concordâncias.

CCI	Força da concordância
< 0,00	Pobre
0,00 – 0,20	Leve
0,21 – 0,40	Razoável
0,41 – 0,60	Moderada
0,61 – 0,80	Substancial
> 0,80	Quase perfeita

Fonte: Landis e Kock (1977).

3.5.3 Retroversão e inclinação pélvicas

Foram determinadas a média, desvio padrão, valor mínimo e máximo das mensurações de retroversão pélvica, durante flexão do quadril e inclinação pélvica, durante os movimentos de adução e abdução, para a amostra geral (n = 115). Por meio de gráficos *boxplot*, observou-se o comportamento dos ângulos de flexão do quadril, adução e abdução, antes (com goniômetro) e depois das deduções dos movimentos da pelve (com acelerômetros).

3.5.4 Sinais Vibracionais do aferidor de impacto no quadril

Previamente ao tratamento estatístico dos resultados, criaram-se variáveis que representassem as amplitudes nas duas posições avaliadas (flexão de 90° e limite do teste de impacto):

- Preparação dos dados para análise estatística: com objetivo de determinar amplitudes que representassem a intensidade dos sinais com o quadril em flexão de

90° e no limite do teste de impacto, foram determinadas as médias das amplitudes de pico a pico² de 70 períodos completos (ciclos)³ consecutivos. Nomeou-se os resultados das médias dos 70 ciclos: amp_{F90} (representante da amplitude em flexão de 90°) e amp_{LIMITE} (representante da amplitude no limite do teste de impacto).

- b) **Análise estatística:** foram determinados os valores médios (com IC de 95%) e o desvio padrão para amp_{F90} e amp_{LIMITE}, para a amostra geral e por avaliador. Com propósito de comparar a dispersão das amplitudes nas duas posições, foram traçados *boxplot* das variáveis amp_{F90} e amp_{LIMITE}. Para verificação da hipótese de elevação da amplitude vibracional no limite do teste de impacto, foi utilizado modelo de regressão linear com efeitos mistos (HSIAO, 2003), com IC de 95%. Este modelo considerou um efeito aleatório por voluntário⁴ e que a pessoa avaliada possuía três resultados de mensurações por três diferentes avaliadores e que essas medidas foram tomadas em dois momentos distintos. O modelo de regressão linear com efeitos mistos é indicado para análises com elevada variabilidade entre os sinais dos indivíduos (HSIAO, 2003). Adicionalmente, foi utilizada fórmula (equação 4) para avaliar a diferença relativa média ($Dif_{\%m\acute{e}dia}$) entre amp_{F90} e amp_{LIMITE}.

$$Dif_{\%m\acute{e}dia} = \frac{\sum_{i=1}^n \left(\frac{(amp_{LIMITE,i} - amp_{F90,i})}{amp_{F90,i}} \right)}{n} \times 100[\%], em que i = 116; \quad (4)$$

2 Valor de pico a pico refere-se à soma dos módulos das amplitudes dos dois semi-ciclos do mesmo período de uma onda, ou seja, é a variação total da amplitude durante toda a excursão do sinal em um mesmo período.

3 Os 70 ciclos, com duração aproximada de 0,2s, foram determinados sem critério específico, apenas por verificação, via DAQEXPRESS, de que todos os sinais avaliados (filtrados) continham faixas de no mínimo 70 ciclos consecutivos nos dois momentos.

4 O efeito aleatório por voluntário adiciona ao modelo linear com efeitos mistos a elevada variabilidade das amplitudes dos sinais vibracionais entre os indivíduos avaliados.

4 RESULTADOS

4.1 ADM DO QUADRIL

Foram determinados os valores médios (média $\pm$ desvio padrão) para amplitude de flexão, adução, abdução e rotações interna e externa (Tabela 3). As informações descritivas completas geral e por avaliador foram explicitadas em tabela. (Apêndice D).

Tabela 3: Médias e desvios padrão para as avaliações semiológicas do quadril.

	Av1 (n = 84)		Av2 (n = 23)		Av3 (n = 23)		Todos (n = 130)	
	G [°]	A [°]	G [°]	A [°]	G [°]	A [°]	G [°]	A [°]
Flexão	113 $\pm$ 10	114 $\pm$ 9	103 $\pm$ 7	102 $\pm$ 8	106 $\pm$ 8	105 $\pm$ 9	110 $\pm$ 10	110 $\pm$ 10
Adução	26 $\pm$ 7	26 $\pm$ 7	20 $\pm$ 5	21 $\pm$ 5	22 $\pm$ 5	26 $\pm$ 7	24 $\pm$ 7	25 $\pm$ 7
Abdução	38 $\pm$ 8	40 $\pm$ 7	39 $\pm$ 9	42 $\pm$ 9	38 $\pm$ 9	41 $\pm$ 8	38 $\pm$ 8	41 $\pm$ 7
Rot. Int.	26 $\pm$ 8	23 $\pm$ 7	22 $\pm$ 9	20 $\pm$ 8	27 $\pm$ 8	23 $\pm$ 8	26 $\pm$ 8	23 $\pm$ 7
Rot. Ext.	47 $\pm$ 9	47 $\pm$ 10	45 $\pm$ 8	46 $\pm$ 10	47 $\pm$ 11	47 $\pm$ 11	48 $\pm$ 9	47 $\pm$ 10

Av1, Engenheiro. Av2, Cirurgião ortopédico. Av3, Fisioterapeuta. G, Goniômetro. A, Acelerômetro. Formato dos resultados, média $\pm$ desvio padrão. n, número de voluntários avaliados. [°], graus.

Os CCIs (Tabela 4) foram maiores entre os profissionais da saúde (Exceção: movimentos de adução com acelerômetro e de rotação interna). Com relação aos instrumentos de mensuração o acelerômetro teve classificação pior apenas para o movimento de flexão, pelo critério de Landis e Koch (1977).

Tabela 4: CCI (IC 95%) entre dois avaliadores, para todos os movimentos, com goniômetro e acelerômetro

	Flexão	Adução	Abdução	Rot. Int.	Rot. Ext.
Av1 X Av2 (G)	0,43	0,29	0,58	0,81	0,62
Av1 X Av3 (G)	0,56	0,47	0,68	0,78	0,77
Av2 X Av3 (G)	0,59	0,57	0,78	0,67	0,80
Av1 X Av2 (A)	0,30	0,44	0,44	0,81	0,81
Av1 X Av3 (A)	0,55	0,84	0,80	0,82	0,78
Av2 X Av3 (A)	0,70	0,46	0,88	0,75	0,87

Av1, Engenheiro. Av2, Cirurgião ortopédico. Av3, Fisioterapeuta. (G), goniômetro. (A), acelerômetro. Rot. Int., Rotação interna. Rot. Ext. Rotação externa. **CCI** (IC 95%).

Os movimentos de rotação interna e externa obtiveram os melhores resultados de concordância intra-avaliadores (Tabela 5).

Tabela 5: CCI intra-avaliadores entre goniômetro e acelerômetro em cada movimento.

Goniômetro X Acelerômetro			
	Av1	Av2	Av3
Flexão	0,80	0,79	0,82
Adução	0,71	0,67	0,54
Abdução	0,76	0,78	0,73
Rot.Interna	0,85	0,93	0,80
Rot.Externa	0,84	0,93	0,87

Av1, Engenheiro. Av2, Cirurgião ortopédico. Av3, Fisioterapeuta. Formato dos dados: **CCI** (IC 95%).

4.2 RETROVERSÃO E INCLINAÇÃO PÉLVICAS

Foram determinados os valores médio ($\pm$ desvio padrão), mínimo e máximo das mensurações com acelerômetro da retroversão pélvica durante flexão do quadril e da inclinação pélvica durante adução e abdução (Tabela 6).

Tabela 6: Movimentos pélvicos durante avaliações das ADMs de flexão, adução e abdução do quadril com acelerômetros, para a amostra completa (n = 115).

Mov. Quadril	Avaliador	Mov. Pélvico	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Mínimo	Máximo
Flexão	Todos	retroversão	8	1	0,1	6	12
Adução	Todos	inclinação	5	2	0,1	2	8
Abdução	Todos	Inclinação	7	2	0,2	3	12

Mov. Quadril, movimento do quadril. Todos: engenheiro (n = 69), fisioterapeuta (n = 23) e cirurgião ortopédico (n = 23). Todos os valores estão em [°].

Gráfico *boxplot* comparou a flexão do quadril (goniômetro) com a flexão do quadril deduzida da retroversão pélvica (acelerômetros), a adução do quadril (goniômetro) com a adução deduzida da inclinação pélvica (acelerômetros) e a abdução (goniômetro) com a abdução deduzida da respectiva inclinação da pelve (acelerômetros) (Figura 36).

Figura 36: Boxplot dos movimentos de flexão, adução e abdução do quadril sem e com dedução dos respectivos movimentos pélvicos avaliados.

Fonte: autoria própria, 2019.

4.3 SINAIS VIBRACIONAIS DO AFERIDOR DE IMPACTO NO QUADRIL

O banco de dados com todas as amplitudes mensuradas (amp_{F90} e amp_{LIMITE}) foram organizados em tabela (Apêndice E). As variáveis amp_{F90} e amp_{IMP} obtiveram, respectivamente, médias de $0,0152 \pm 0,0186$ g e $0,0278 \pm 0,0355$ g (amostra geral, $n = 116$). Não houve sobreposição dos intervalos de confiança das médias na posição de flexão de 90° e no limite do teste de impacto, para a amostra completa (Tabela 7).

Tabela 7: Média e desvio padrão das amplitudes de vibração nos dois momentos (amp_{F90} e amp_{IMP}).

Variáveis	Avaliador	Média	IC _{média} (95%)		Dp	N
			L. Inf.	L. Sup.		
amp_{F90}	Todos	0,0152	0,01181	0,01864	0,0186	116
amp_{LIMITE}	Todos	0,0278	0,02128	0,03432	0,0355	116
amp_{F90}	1	0,0146	0,0105	0,0187	0,0173	71
amp_{LIMITE}	1	0,0254	0,0187	0,0321	0,0284	71
amp_{F90}	2	0,0178	0,0071	0,0285	0,0248	23
amp_{LIMITE}	2	0,0324	0,0124	0,0524	0,0463	23
amp_{F90}	3	0,0146	0,0078	0,0213	0,0153	22
amp_{LIMITE}	3	0,0308	0,0115	0,0501	0,0436	22

Amp_{F90} , amplitude em 90° de flexão. Amp_{LIMITE} , amplitude no limite do teste de impacto. IC_{média} (95%), intervalo de confiança de 95% para a média. L.Inf., limite inferior. L.Sup., limite superior. n, tamanho amostral. Aval: 1, engenheiro; 2, fisioterapeuta; 3, cirurgião ortopédico. dp, desvio padrão.

As amplitudes dos sinais vibracionais no limite do teste de impacto apresentaram 1º, 2º e 3º quartis e dispersão maiores, comparativamente à posição de flexão de 90° (Figura 37).

Figura 37: Gráficos *boxplot* das amplitudes de pico a pico nos dois momentos avaliados para todas as amostras e para cada um dos voluntários.

Fonte: autoria própria, 2019.

Por meio do modelo de regressão linear com efeitos mistos, determinou-se, para a amostra completa ($n = 116$), que $\text{amp}_{\text{LIMITE}}$ é, em média, 91% maior que amp_{F90} (IC de 95% e $p < 0001$). Os IC não englobaram o valor zero, o que evidencia diferença entre os momentos. Os limites superior e inferior do IC mostram a magnitude desta diferença (Tabela 8).

Tabela 8: Diferenças estimadas entre amp_{F90} e amp_{IMP} pelo modelo linear de efeitos mistos.

Avaliador	Comparação		Diferença Estimada (%)	Valor p*	IC (95% da diferença)	
	Momento	Momento			Limite Inferior (%)	Limite Superior (%)
Todos	amp_{F90}	$\text{amp}_{\text{LIMITE}}$	91%	0,00010	54%	128%
1	amp_{F90}	$\text{amp}_{\text{LIMITE}}$	74%	0,00090	31%	116%
2	amp_{F90}	$\text{amp}_{\text{LIMITE}}$	82%	0,00960	20%	144%
3	amp_{F90}	$\text{amp}_{\text{LIMITE}}$	112%	0,00490	34%	188%

IC, intervalo de confiança. *p, modelo de regressão linear com efeitos mistos. Avaliador: 1, engenheiro; 2, fisioterapeuta; 3, cirurgião ortopédico.

De maneira mais direta e simplificada, determinou-se a diferença relativa média entre os dois momentos (88%), que corrobora com o resultado obtido por meio da regressão linear com efeitos mistos.

5. DISCUSSÃO

O impacto femoroacetabular é tema de estudo relativamente atual, popularizado em estudos clínicos a partir de 2003 (GANZ 2003). A importância clínica do IFA deve-se principalmente à sua relação de causa com osteoartrose de quadril. Muitos autores tem relacionado início precoce da degeneração articular com deformidades anatômicas do IFA (GANZ 2003). O diagnóstico do IFA é determinado por combinação de avaliações clínicas e de imagens (LEUNIG, ROBERTSON e GANZ, 2007). Os exames de imagens apresentam desvantagens como as radiações ionizantes das radiografias e tomografias, o custo elevado das ressonâncias e são realizados com o paciente em repouso. O desenvolvimento de sistema acústico/vibracional capaz de identificar de forma dinâmica o contato entre o fêmur e o rebordo acetabular, certamente traria contribuição diagnóstica para casos de IFA. Além disso, determinaria com maior acurácia as amplitudes de movimentos do quadril, pois os sensores identificariam e deduziriam os movimentos da pelve. É interessante avaliar a movimentação pélvica com sensores inerciais. Até onde foi pesquisado, não foram encontrados estudos esclarecedores sobre os níveis de movimentação pélvica durante avaliações cinesiológicas do quadril (BENECK et al, 2018). Na presente investigação, foi feita a hipótese de que sinais sonoros (vibrações) seriam mais bem transmitidos através da articulação do quadril submetida ao teste de impacto, quando houvesse contato ósseo entre o acetábulo e o fêmur.

Os coeficientes de concordância entre avaliadores (acelerômetro) e intra-avaliadores (entre acelerômetro e goniômetro), durante as avaliações das ADMs, obtiveram resultados substanciais e ótimos ($CCI > 0,60$ – LANDIS E KOCH, 1977) na maioria das análises. Estes resultados permitem inferir que unidades inerciais de movimento (IMU) e plataformas de aquisição de dados de baixo custo podem ser úteis na prática clínica para avaliações semiológicas do quadril. O sistema aferidor de ADMs quantificou retroversão pélvica (8 ± 1) durante as avaliações de flexão do quadril e inclinação pélvica de $5 \pm 2^\circ$ e $7 \pm 2^\circ$, durante os movimentos adução e abdução, respectivamente. As avaliações de ADM de quadril com sensores inerciais mostraram-se simples, pois deixam livres as mãos do examinador, o que permitiu manipulação do membro avaliado e da pelve com maior cautela. Os resultados obtidos com relação à retroversão e inclinação pélvicas incrementam informações ao profissional da saúde, favoráveis a interpretações mais fidedignas sobre a mobilidade da articulação do quadril. O sistema implementado identificou por meio de monitoramento de sinal vibracional propagado através da articulação do quadril, o contato anatômico entre fêmur e acetábulo, com aumento médio de aproximadamente 90% na amplitude mensurada no limite do teste de

impacto, comparativamente à amplitude mensurada na posição de flexão de 90°. Este achado poderá ser muito útil clinicamente em avaliações de IFA, pois o contato anatômico é identificado dinamicamente durante os testes de impacto, o que possivelmente ajudará reduzir o número de exames de imagens desnecessários.

Existem vários trabalhos com bons resultados que correlacionam mensurações de amplitude de movimento articulares entre goniômetro e outro instrumento como inclinômetros (KRAUSE et al, 2015), *smartphones* (CHARLTONA et al, 2015), exames de imagem (MIKI et al, 2007), unidades inerciais de movimento (LUINGE e VELTINK, 2004), entre outros dispositivos. Com o avanço tecnológico crescente da instrumentação eletrônica e informática, novos dispositivos e técnicas são disponibilizadas continuamente, com tendência de melhorias nas acurácias e versatilidades dos novos procedimentos. O sistema desenvolvido teve como uma de suas funcionalidades mensurar com sensores inerciais as amplitudes de movimento do quadril durante avaliações clínicas semiológicas de flexão, adução, abdução e rotações interna e externa, com quantificação da retroversão pélvica durante movimentos de flexão e as inclinações pélvicas durante os movimentos de adução e abdução. Apesar dos sensores utilizados serem capazes de aferir quaisquer tipos de movimentos de quaisquer articulações. Cada sensor foi configurado e testado conforme função específica e pré-determinada na metodologia deste trabalho. Deste modo, fica inviabilizado uso destes sensores para outras finalidades, antes de novas configurações. O sistema mostrou-se confiável para mensurações dos movimentos fisiológicos semiológicos dos quadris avaliados neste estudo. Os valores médios das amplitudes dos movimentos avaliados corroboram com os achados literários (MARQUES, 2003; AMERICAN ACADEMY OF NORTH AMERICA SURGEONS, 1965).

De acordo com os índices de concordância encontrados (Tabelas 4 e 5), há correspondência com os bons resultados da literatura sobre confiabilidade de IMUs aplicados em análises de movimentos e marcha humana, fato que comprova a competência destes sensores em análises cinemáticas humanas (MAYAGOITIA, NENE e VELTINK, 2002; LIMA et al, 2013). Os CCIs intra-avaliadores (Tabela 4) apresentaram resultados substanciais ou ótimos (LANDIS E KOCH, 1977) para os dados de cada avaliador (exceção: adução avaliada pela fisioterapeuta). Quando foram comparadas as mensurações realizadas entre dois avaliadores em cada movimento, através de cada aparelho (Tabela 5), os CCIs foram maiores entre os profissionais da saúde (Exceção: movimentos de adução com acelerômetro e de rotação interna). Este fato é possivelmente justificável pela pequena experiência do engenheiro em avaliações cinesiológicas do quadril. Identificou-se também na comparação entre dois avaliadores, que a classificação qualitativa de concordância (LANDIS e KOCH, 1977) foi pior

com acelerômetro apenas para o movimento de flexão. Este episódio caracteriza, neste estudo, o acelerômetro como instrumento com menor dependência da experiência do examinador, quando comparado ao goniômetro.

A retroversão pélvica inicia-se com aproximadamente 8° de flexão do quadril e é bastante complexo, sem auxílio tecnológico, monitorar e quantificar este movimento (BOHANNON, GAJDOSIK e LEVEAU, 1985). Se a retroversão da pelve não for considerada, a flexão do quadril pode ser superestimada e tornar a interpretação clínica incoerente com a real mobilidade da articulação. Em pacientes com IFA, durante o teste de impacto, as amplitudes de movimento são avaliadas visualmente e sofrem variações pela combinação dos movimentos pélvicos (BOHANNON, GAJDOSIK e LEVEAU, 1985). Sem dedução dos movimentos pélvicos, pacientes que apresentam avaliação normal para flexão do quadril podem receber esta característica por compensação lombar, o que pode causar problemas crônicos nesta região. (REIMAN, WEISBACH E GLYNN, 2009). A retroversão pélvica mensurada neste estudo (8° em média) pode ser clinicamente importante nestes casos (IFA e problemas lombares) e extremamente importantes em casos limiares de decisão sobre artroplastias totais e orientações de posicionamento das próteses cirúrgicas. Diversos estudos avaliaram radiograficamente o alinhamento espinopélvico e inclinação da pelve no plano sagital, na maioria das vezes por meio de análise das dimensões do forame obturador, com forte correlação linear na maioria dos estudos. Contudo, poucos estudos quantificaram os movimentos pélvicos por este método (KANAZAWA, 2016). Estudo com 101 pacientes pré-operatórios de artroplastia total de quadril mensurou inclinação pélvica no plano sagital por intermédio de tomografia computadorizada e análise do forame obturador e obteve 5° (graus) de anteversão pélvica na posição supina, 3° na posição vertical ereta e 29° de retroversão pélvica com os pacientes sentados (NISHIHARA, 2003). Neste referido estudo, a maioria dos pacientes apresentava artrose em grau avançado, o que limita a representatividade do trabalho. Em 2018, estudo mensurou com inclinômetro a retroversão da pelve (15° em média) durante flexão do quadril. (BENECK et al, 2018). A amplitude de retroversão pélvica encontrada no presente estudo é menor (8°), comparativamente aos encontrados com inclinômetro por Beneck em 2018, com possíveis justificativas, como diferentes protocolos de avaliação, instrumentos e experiência dos avaliadores, principalmente com relação ao monitoramento pélvico. Os valores de flexão do quadril encontrados foram menores em 6° comparativamente ao estudo com inclinômetro (116°). Parcela desta diferença, possivelmente ocorreu devido aos diferentes critérios com relação à finalização do movimento. Quanto mais próximo dos limites clínicos de flexão, o movimento de retroversão da pelve aumenta devido às limitações ligamentares e musculares e

ao possível contato do fêmur com o rebordo anterossuperior do acetábulo, que empurra a pelve posteriormente, fatores que são favoráveis à retroversão.

Sobre inclinação da pelve, durante movimentos de adução e abdução, percebeu-se que houve maior variação de movimento durante abdução (7° em média). São escassos os estudos sobre mensuração de inclinação pélvica. A maioria dos trabalhos que avaliaram quantitativamente movimentos pélvicos, concentram-se em movimentos de anteversão e retroversão da pelve (BENECK, 2018). Cynn et al (2006) avaliaram, por meio de analisador de movimento ultrassônico tri-dimensional, movimentos de abdução ativos em decúbito lateral e obteve inclinações pélvicas de 14° , que é o dobro do resultado obtido no presente trabalho (7°). A comparação destes resultados torna-se bastante complexa e dificultada, pois além de diferentes instrumentos de mensuração e avaliadores, o protocolo de avaliação é totalmente diferente (passividade e posição do movimento). Até onde foi pesquisado, não foram encontrados estudos que avaliaram os movimentos de inclinação pélvica durante adução e abdução em posição supina.

A análise dos sinais vibracionais permitiu identificar condições que podem gerar questionamentos com relação às diferenças encontradas entre os sinais (ordem de 10^2), basta comparar o sinal mínimo e máximo, num mesmo momento. Os *outliers* presentes nos *boxplot* (Figura 41) ilustram estas discrepâncias, que possivelmente ocorreram devido às diferenças não controláveis durante as mensurações nos diferentes voluntários: diferentes espessuras das camadas de tecidos moles entre sensor e osso e entre fonte vibracional e osso; distâncias lineares entre fonte vibracional e acelerômetro (comprimento do caminho percorrido pela vibração desde seu ponto de geração na tíbia até seu ponto de mensuração no maléolo lateral contralateral); pressões exercidas pelo sensor no maléolo e pelo motor vibrador na tíbia, consequentemente às diferenças nos ajustes (aperto) dos elásticos; densidade óssea diferente entre os voluntários; entre outros possíveis fatores não controlados. Os *outliers* (Figura 41) foram individual e detalhadamente avaliados na tentativa de relacioná-los com idade, IMC ou sexo dos voluntários, porém não foi encontrada relação com nenhuma destas características. Foram verificados também que os *outliers* presentes nos resultados dos diferentes avaliadores não se referiam aos mesmos voluntários. As diferenças relativamente grandes entre as amplitudes dos sinais de avaliadores diferentes devem-se possivelmente a situações intrínsecas, não controladas durante as avaliações como: durante as trocas de avaliador, eram realizadas conferência e ajuste de posicionamento do acelerômetro e fonte vibracional, com possíveis alterações da relação de contato (espessura e compressão de tecidos moles) entre osso e sensor e/ou entre osso e fonte vibracional, condições que influenciam na amplitude do sinal mensurado

(SAHA e LAKES, 1977). Apesar da presença de alguns sinais com amplitudes muito maiores que a média geral, todos os sinais mensurados sofreram elevação de amplitude no limite do teste de impacto, comparativamente à amplitude na posição de flexão isolada de 90°. O modelo de regressão linear com efeitos mistos utilizado para comparar as amplitudes nos dois momentos, foi fidedigno ao nosso trabalho, pois considerou características como: efeito aleatório por voluntário (elevada variabilidade entre os sinais mensurados), três medidas tomadas por três diferentes avaliadores e mensurações efetuadas em dois momentos, conforme o desenho do estudo. A elevação de amplitude estimada no limite do teste de impacto comparada com a amplitude na posição de flexão de 90°, para a amostra completa ($n = 116$), apresentou elevação de amplitude de 91%, com limites inferior e superior de 54% e 128%, respectivamente (IC = 95% e $p < 0,01$). De modo mais simples, por meio da diferença média relativa, o aumento da amplitude média foi de 88%, que corroborou com o resultado obtido com o método de efeitos mistos. Este aumento de amplitude comprovou a hipótese do trabalho de que no limite do teste de impacto, com possível contato ósseo entre colo do fêmur e rebordo acetabular, haveria elevação de amplitude do sinal vibracional. O teste de impacto aproxima o rebordo acetabular anterossuperior ao colo do fêmur e sugere contato entre estas estruturas (LEUNIG, ROBERTSON e GANZ, 2007). A amplitude de sinais vibracionais propagados no esqueleto humano (in vivo) eleva-se conforme há redução de partes moles entre fonte vibracional e sensor de vibração (SAHA e LAKES, 1977).

Estima-se que 10% a 15% da população entre 20 e 40 anos experimentam sintomas de IFA (PETERS et al, 2013; SWENSON et al, 2015). De acordo com esta prevalência, a fim de aproximar os resultados deste trabalho de possível utilidade clínica, poderia-se por exemplo, estimar o limiar de elevação de amplitude vibracional (conforme resultados avaliados), que dividiria os voluntários em duas categorias: grupo com 15% dos voluntários (sinais vibracionais com menor atenuação) e o outro grupo com 85% dos voluntários (maior atenuação de amplitude). Este limiar de elevação de amplitude poderia ser considerado ponto de corte, a partir do qual, pacientes que obtivessem elevação de amplitude maior, teria indicação sugestiva de pré-disposição anatômica ao desenvolvimento do IFA. Deste modo, o médico poderia, por exemplo, solicitar exames de imagens para estes pacientes, a fim de confirmar tais possibilidades. Para validação deste limiar são necessários novos estudos com possibilidade de comparar os resultados obtidos pelo sistema desenvolvido com diagnóstico padrão (exames de imagens e clínico).

Estudos recentes sobre transmissão acústica/vibracional através da articulação do quadril obtiveram bons resultados ao tentar diagnosticar precocemente displasia e

deslocamento congênito do quadril em recém-nascidos e crianças. Alguns destes estudos utilizaram diapasão (fonte vibracional) e estetoscópio (sensor) e obtiveram elevadas acurácias comparativamente aos achados por meio de protocolos de manobras padrão para diagnóstico de displasia infantil (PADILLA E FIGUEROA 1996; PEREZ et al, 2013). A interpretação do som transmitido pelo osso e auscultado por estetoscópio é subjetivo e depende da capacidade e treinamento de cada avaliador (PADILLA et al, 2014; PADILLA et al, 2017). Outras pesquisas correlatas, obtiveram elevada confiabilidade durante avaliação de onda sonora propagada através do osso, por meio de dispositivo de radar, a partir da patela (emissor) à sínfise púbica (receptor), para avaliações de displasia infantil, em comparação com diagnóstico por ultrassonografia (PADILLA et al, 2014). O grupo de Padilla também avaliou displasia de quadril, por meio da transmissão de ondas vibratórias através de quadris de 100 recém-nascidos por meio de “probe eletroacústico” e obteve sensibilidade e especificidade de 82,8% e 99,4%, respectivamente (PADILLA et al, 2017). O presente estudo corrobora com os estudos de Padilla e de outros autores, pois sugere com os resultados obtidos que o princípio de propagação de som e vibrações em ossos e articulações é promissor em desenvolver novas tecnologias e aplicações clínicas na área da Ortopedia. O sistema vibracional desenvolvido permitirá elevado número de pesquisas correlatas, com possíveis contribuições diagnósticas em outras patologias do quadril e de outras articulações. O aferidor de vibração, por exemplo, estaria apto para avaliar casos de displasia e deslocamento congênito de quadril e comparar os resultados com os de Padilla et al. Estudos com esta tipologia possibilitariam testar a confiabilidade do sistema em aplicações exclusas ao IFA e implementar melhorias técnicas para torná-lo cada vez mais próximo do uso clínico.

O estudo apresentou algumas limitações importantes. Para que as mensurações executadas com o aferidor de ADMs do quadril ocorram de modo fidedigno ao movimento articular, o posicionamento dos sensores deve ser executado rigorosamente, conforme descrito na metodologia deste estudo, o que exige treinamento prévio do examinador. Outro ponto negativo do aferidor de ADMs foi a ausência de mensurações de movimentos de extensão do quadril, que completaria a gama de movimentos cinesiológicos de avaliações padrão desta articulação. Os sensores utilizados no aferidor de ADM são muito vulneráveis a impactos ou quedas. Apesar dos invólucros de proteção, eles foram frequentemente danificados e necessariamente substituídos. Para uso clínico o sistema precisaria ser mais resistente e robusto.

Com relação aos resultados de retroversão pélvica e inclinação da pelve, a variação de posição relativa entre sensor e pele e sensor e pelve são potenciais fontes de erros. Exames de imagem seriam importantes para comparação dos resultados e determinar possível fator de

correção para os resultados aferidos com os acelerômetros, a fim de compensar os erros inerentes aos movimentos relativos entre sensor e pelve. Outro viés do aferido de ADMs refere-se ao tamanho amostral, que para as avaliações de flexão do quadril, ficou bem abaixo do prescrito pelo estudo piloto.

Com relação ao aferidor de vibração, os resultados são fortemente dependentes dos posicionamentos da fonte vibracional e sensor. Fixações frouxas, por exemplo, podem gerar variação da posição relativa do sensor ao osso durante o teste de impacto e incorporar erros grosseiros aos resultados. A ausência de exames de imagem e de voluntários com diagnóstico comprovado de IFA, não permitiram determinar a especificidade, sensibilidade e acurácia do sistema, parâmetros imprescindíveis para validação de novos métodos diagnósticos. Vários estudos comparativos com resultados de exames de imagem serão necessários para a consolidação do aferidor de vibração como auxiliador diagnóstico do IFA.

CONCLUSÃO

O aferidor de ADMs por meio de acelerômetros obteve índices de concordância substanciais e ótimos, comparativamente ao goniômetro e apresentou ótima reprodutibilidade entre avaliadores, o que sugere aplicabilidade clínica confiável em avaliações cinesiológicas do quadril. O sistema aferidor de ADMs foi capaz de quantificar os movimentos de retroversão pélvica durante flexão do quadril (8° em média) e inclinação pélvica durante adução (7° em média) e abdução (5° em média). Isto é potencial vantagem quando comparado ao método tradicional (com GU), que não possibilita mensuração de movimentos pélvicos.

O detector de impacto no quadril, por meio de monitoramento de vibrações através desta articulação, identificou na amostra avaliada que há aumento de amplitude do sinal vibracional (91% em média) no limite do teste de impacto anterior do quadril. Nossos resultados sugerem que o modelo de análise vibracional no quadril proposto tem o potencial para ser aplicado no diagnóstico da síndrome impacto femoroacetabular. Futuros estudos poderiam ser realizados em pacientes sintomáticos com impacto femoroacetabular, como também em indivíduos ou atletas assintomáticos, para avaliar a associação das diferenças de vibrações com achados de imagens.

.REFERÊNCIAS

- ALDENAERT E.; VAN HOUCKE J.; MAES B.; VANDEN BOSSCHE L.; VICTOR J.; PATTHN C. Range of Motion in Femoroacetabular Impingement. **Acta Orthop Belg**, v. 78, n. 3, p.327-332 , 2012.
- AHLBACK SO, LINDAHL O. Sagittal mobility of the hip-joint. **Acta Orthop Scandinav**, v. 34, n. 4, p. 310-322, 1964.
- AHLDEN M. et al. Clinical grading of the pivot shift test correlates best with tibial acceleration. **Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc: Off J ESSKA**, v. 20, n. 4, p. 708–12, 2012.
- AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS, AMERICAN SOCIETY FOR SURGERY OF THE HAND. **Joint motion method of measuring and recording**. Chicago, 1965.
- ARAUJO P. H. et al. Comparison of three non-invasive quantitative measurement systems for the pivot shift test. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 20, n.4, p. 692-7, 2012.
- ARDUINO. **Catálogo online**. Disponível em: <https://www.arduino.cc/en/Reference/CurieIMU>. Acessado em: 25 de agosto de 2019.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. ABNT NBR 5410 - Instalações Elétricas de baixa tensão, **Norma Técnica Brasileira**. 2004.
- BECK, M.; KALHOR, M.; LEUNIG, M.; GANZ, R. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. **J Bone Joint Surg Br**, v. 87, p. 1012-1018, 2005.
- BENECK G. J.; SELKOWITZ D. M.; JANZEN D. S., MALECHA E., TIEMEYER B.R. The influence of pelvic rotation on clinical measurements of hip flexion and extension range of motion across sex and age, **Phys Ther Sport**, v. 30, p. 1-7, 2018.
- BIERMA-ZEINSTRAS S. M.; BOHNEN A. M.; RAMLAL R.; RIDDERIKHOFF J.; VERHAAR J. A.; PRINS A. Comparison between two devices for measuring hip joint motions. **Clin Rehabil**. v. 12, n. 6, p. 497- 505, 1998.
- BIRCHER E. Zur Diagnose der meniscusluxation und des meniscusabrisses. **Zbl Chir**, v. 40, p. 1852-1857, 1913.
- BOHANNON RW, GAJDOSIK RL, LEVEAU BF. Relationship of pelvic and thigh motions during unilateral and bilateral hip flexion. **Physical Therapy** 1985. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4048287> . Acesso em: 04 de agosto de 2019.
- BLODGETT W. E. Auscultation of the knee joint. **Boston Med Surg J**, v. 146, n. 3, p. 63-66, 1902.
- BY STUDENT. The probable error of a mean. **Biometrika**. p.1-25, 1908.
- BYRD J. W. Hip Arthroscopy. **J of the Americ Acad of Orth Surg**, v. 14, p. 433–444, 2006.

CAIN C. M. J.; POHL A. P. Vibration Analysis of Bones. **United States Patent n° 5.368.044**, 1994.

CHARLTON P. C.; MENTIPLAY B. F.; PUA Y. H.; CLARK R. A. Reliability and concurrent validity of a Smartphone, bubble inclinometer and motion analysis system for measurement of hip joint range of motion. **J of Sci and Med in Sport**, v. 18, n. 3, p. 262–267, 2015.

CHU M. L.; GRADISAR, I. A.; RAILEY M. R.; BOWLING G. F. Detection of Knee Joint Diseases Using Acoustical Pattern Recognition Technique. **J of Biomech**, v. 9, p. 111-114, 1976.

CHU, M. L.; GRADISAR, I. A.; MOSTARDI, R. A Noninvasive Electroacoustical Evaluation Technique of Cartilage Damage In Pathological Knee Joints. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.16, p. 437-442, 1978.

CLAPIS P. A.; DAVIS S. M.; DAVIS R. O. Reliability of inclinometer and goniometric measurements of hip extension flexibility using the modified Thomas test, **Physioth Theory and Prac**, v. 24, n.2, p.135-141, 2008.

COWIE, G. H.; MOLLAN, R. A. B.; KERNOHAN, W. G.; BOGUES, B. A. Vibration emission in detecting congenital dislocation of hip. **Orthop Rev**, v. 13, p. 73–78, 1984.

CYNN H. S.; OH J. S.; KWON O. Y.; YI C. H. Effects of lumbar stabilization using a pressure biofeedback unit on muscle activity and lateral pelvic tilt during hip abduction in sidelying. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 87, p. 1454–1458, 2006.

DIAMOND I. E.; DOBSON F. L.; BENNELL K. L.; WRIGLEY T. V.; HODGES P. W.; HINMAN R. S. Physical impairments and activity limitations in people with femoroacetabular impingement: A systemac review. **British J of Sports Med**, v. 49, n. 4, p. 230 – 242, 2015.

ERB K.H. Uber die moglichkeit der registrierung von gelenkgerauschen. **Deutsche Ztschr Chir.**, v. 241, p. 237-245, 1933.

FISCHER H.; JOHNSON E. W. Analysis of sounds from normal and pathologic knee joints. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 42, p.233-40, 1961.

FRANK C. B.; RANGAYYAN R. M.; BELL G. D. Analysis of Knee Joint Sound Signals for Non-Invasive Diagnosis of Cartilage Pathology. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 9, n. 1, p. 65-68, 1990.

GANZ R.; LEUNIG M.; LEUNIG-GANZ K.; HARRIS W. H. The Etiology of Osteoarthritis of the Hip, an Integrated Mechanical Concept. **Clin Orth Relat Res**, v. 466, p. 264– 272, 2008.

GANZ, R.; PARVIZI, J.; BECK, M.; LEUNIG, M.; NOTZLI, H.; SIEBENROCK, K. A. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. **Clin Orthop Relat Res**, Philadelphia, n. 417, p. 112-120. 2003.

GLASER D. A.; KOMISTEK R. D.; CATES H. E.; MAHFOUZ M. R. A non-invasive acoustic and vibration analysis technique for evaluation of hip joint conditions. **J of Biomech**, v. 43, p. 426–432, 2010.

HEUTER C. Grundriss der Chirurgie. **FCW Vogel, Leipzig**, 3 ed., 1885.

HSIAO, C. Analysis of panel data. **Cambridge University Press**, 2 ed., Cambridge, 2003.

HUACHANG L.; YIXIONG H.; HENGXIONG Z.; GUANG H. Acoustic Vibration to Evaluate Loosening of Total Hip Prosthesis. **Twenty-second symposium of the Orthopedic Association of the Republic of China**, 1986.

INVENSENSE (Datasheet). MPU-6000 and MPU-6050. **Product Specification Revision 3.4**. Califórnia, 2013.

IUNES D. H.; CASTRO F. A.; SALGADO H. S.; MOURA I. C.; OLIVEIRA A. S.; BEVILAQUA-GROSSI D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. **Ver Bras Fisiot**, v. 9, n.3, p.327-349, 2005.

JAMBERSI A. B.; SILVA S. A Sutileza dos Quatérnions no Movimento de Rotação de Corpos Rígidos. **Rev Bras Ensino Fís**, v. 38, n. 2, 2016.

KANAZAWA M.; NAKASHIMA Y.; Arai T.; USHIJIMA T.; HIRATA M.; HARA D. et al. Quantification of pelvic tilt and rotation by width/ height ratio of obturator foramina on anteroposterior radiographs. **Hip Int**, v. 26, n.5, p. 462-467, 2016.

KUIPERS J. B. Quaternions e Rotation Sequences: A Primer with Applications to Orbits. Aerospace and Virtual Reality. **Princeton University Press**, Princeton, New Jersey, 1999.

KUO Y. L.; TULLY E. A.; GALEA M. P. Lumbofemoral rhythm during active hip flexion in standing in healthy older adults. **Manual Ther**, v. 15, n.1, p.88-92, 2010.

KWONG K. M. **Mens Accelerometer Specifications and Their Impact in Inertial Applications**. Toronto. University of Toronto, 2017.

LAMONTAGNE M.; KENNEDY M. J.; BEAULE P. E. The effect of cam FAI on hip and pelvic motion during maximum squat. **Clin Orthop**, v. 467, n. 3, p.467-645, 2009.

LANDIS J. R.; e KOCH G. G. The measurement of observer agreement for categorical data. **Biometrics**, v. 33, n.1, p.159-74, 1977.

LAVIGNE, M.; PARVIZI, J.; BECK, M.; SIEBENROCK, K. A.; GANZ, R.; LEUNIG, M. Anterior femoroacetabular impingement: part I. Techniques of joint preserving surgery. **Clin Orthop Relat Res**, v. 418, p. 61-66, 2004.

LEUNIG M.; PODESZWA D.; BECK M. et al. Magnetic resonance arthrography of labral disorders in hips with dysplasia and impingement. **Clin Orth Relat Res**, v. 418, p. 74-80, 2004.

LEUNIG M.; ROBERTSON W. J.; GANZ R. Femoroacetabular impingement: Diagnosis and management, including open surgical technique. **Oper Tech Sports Med**, v. 15, p. 178-189, 2007.

LI P. L.; JONES N. B.; GREGG P. J. Vibration analysis in the detection of total hip prosthetic loosening. **Orig Res Art Med Eng & Phys**, v. 18, n. 7, p. 596-600, 1996.

LIMA J. L.; MARTINS M. R.; OKIDA S.; STEVAN JR S. L.; SCHLEDER J. C. Dispositivo Eletrônico para Avaliação Cinética de Marcha Biomecânica. **Sem de Elet e Aut (SEA)**, 2013.

LÓPEZ F. P.; GUERRA A.; MONTES E.; BENÍTEZ D. S. A low cost baropodometric system for children's postural and gait analysis" **Proc 2016 IEEE Colomb Conf Com Comput**. p. 1-4, 2016.

LUIGE H. J.; VELTINK P. H. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. **Med Biol Eng Comput**, v. 43, p. 273-282. 2005.

MARANHO D. A. C. **Doença de Legg-Calvé-Perthes: avaliação com ressonância magnética do labrum e da cartilagem acetabular em quadris com deformidades sugestivas de impacto femoroacetabular**. Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo (USP), 2011.

MARANHO D.A.C.; NOGUEIRA-BARBOSA M.H.; ZAMARIOLI A.; VOLPON J.B. MRI abnormalities of the acetabular labrum and articular cartilage are common in healed Legg-Calvé-Perthes disease with residual deformities of the hip. **J Bone Joint Surg Am**. v. 95, n.3, p. 256-65, 2013.

MARQUES A.P. **Manual de goniometria**. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2003.

MARQUES A.P.; MARCOLAN J.N.O.; PRADO J. N. N.; BURKE T. N.; FERREIRA E. A. G. Inter- and intra-rater reliability of computerized photogrammetry and universal goniometer in the measurement of hip flexion and abduction. **Fisioter Pesqui**, v. 24, p. 22-28, 2017.

MARTIN H. D.; SHEARS S. A.; PALMER I. J. Evaluation of the hip. **Sports Med Arthrosc Rev**, p. 63-75, 2010.

MAYAGOITIA, R. E.; NENE, A. V.; and VELTINK, P. H. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: na inexpensive alternative to optical motion analysis systems. **J Biomech**, v. 35, p. 537 – 542, 2002.

MCCOY GF, MCCREA JD, BEVERLAND DE, KERNOHAN WG, MOLLAN RAB. Vibration arthrography as a diagnostic aid in diseases of the knee. **J Bone Joint Surg Br**, v. 69, p. 288-93, 1987.

MEDEIROS K.A.R. **Análise metrológica da aplicação de acelerômetros piezoelétricos à medição de vazão na indústria petrolífera**. Rio de Janeiro. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio), 2014.

MIKI H.; YAMANASHI W.; NISHII T.; SATO Y.; YOSHIKAWA H.; SUGANO N. Anatomic hip range of motion after implantation during total hip arthroplasty as measured by a navigation system. **J Arthroplasty**, v. 22, n.7, p. 946-952, 2007.

MOLLAN R. A. B.; KERNOHAN W. G.; WATTERS P. H. Artefact Encountered By The Vibration Detection System. **J of Biomechanics**. v. 16, n. 3, p. 193-199, 1983.

MOLLAN R. A. B.; MCCULLAGH G. C.; WILSON R. I. A Critical Appraisal of Auscultation of Human Joints. **Clin Orthop and Rel Res**. v. 170, p. 231-237, 1982.

MOORE K. L; DALLEY A. F.; AGUR A. M. **Clinically Oriented Anatomy**. 7th Ed. Philadelphia, PA: Lippincott, Williams and Wilkins, 2013.

MOORE M. L. The measurement of joint motion: part II. The technic of goniometry. **Phys Therapy Review**. v. 29, n. 6, p. 256-264, 1949.

NEUMANN, D. A. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação. In: _____ **Quadril**. Milwaukee: Elsevier Health Sciences, 2010. p. 465 – 519.

NISHIHARA S.; SUGANO N.; NISHII T.; OHZONO K.; YOSHIKAWA H. Measurements of Pelvic Flexion Angle Using Three-Dimensional Computed Tomography. **Clin Orthop and Related Research**; v. 411, p.140–151, 2003.

NORKIN C. C.; WHITE D. J. **Measurement of joint motion: A guide to goniometry**. 5 ed. Philadelphia: F. A. Davis Company, 2016.

NORRIS E.S.; WRIGHT E.; SIMS S.; FULLER M.; NEELLY K. The Reliability of Smartphone and Goniometric Measurements of Hip Range of Motion. **J of Rehab Sci and Res**, v. 3, n. 4, p. 77-84, 2016.

NUNES, J. Os limites físicos da computação, a computabilidade e a complexidade. **Correio dos Açores**, p. 19, 2016.

NUSSBAUMER S.; LEUNIG M.; GLATTHORN J. F.; et al. Validity and test-retest reliability of manual goniometers for measuring passive hip range of motion in femoroacetabular impingement patients. **BMC Musculosk Disord**, v. 31 p.11-194, 2010.

OPPENHEIM A. V.; SCHAFER R. W. **Digital Signal Processing**, Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1975.

PADILLA, N.; FIGUEROA R. C. Sound Transmission Tests for the Diagnosis of Congenital Dislocation of the Hip in Newborn. **Rev Mex de Pediatr**, v. 63, 265-268, 1996.

PADILLA N.; VILLANUEVA G. O.; DELGADO S del C; SANDOVAL C. D.; FRAGA T. C.; AQUINO M. A. S.; CAMPOS V. C. Validity and reliability of electroacoustic probe for diagnosis of developmental dysplasia of the hip. **BMC Pediatrics**, v.17, n. 1, p.149, 2017.

PADILLA R. N.; MEDINA A. D.; RUIZ P. M. L.; CORDOVA F. T.; SOSA A. M. A.; PEREZ O. A. H. Diagnosis of developmental dysplasia of the hip using sound transmission in neonates. **Health**, v. 6, p.2510–2516, 2014.

PASTRAV L. C.; JAECQUES S. V. N.; JONKERS I.; VAN DER PERRE G.; MULIER M. In vivo evaluation of a vibration analysis technique for the per-operative monitoring of the fixation of hip prostheses. **J Orthop Surg Res**, v. 4, n. 1, p. 10, 2009.

PATSKO L. F. **Aplicações, funcionamento e aplicações de sensores**. Maxwell Bohr Instrumentação eletrônica. 84p., 2006.

PCB PIEZOTRONICS. **Model 333B50 Platinum Stock Products; Modal array, ceramic shear ICP® accel, 1000 Installation and Operating Manual (Datasheet)**, 2002.

PEREZ, H. A.; CORDOVA, T.; PADILLA, N.; SOSA, M. Device to Evoke the Bone System in Hip Dislocation Diagnosis. In: Long, M., Ed., **World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. IFMBE Proceedings**, v.39, p.1386-1388, 2013.

PEYLAN A. Direct auscultation of the joints (Preliminary clinical observations). **Rheumatism**. v. 9, p. 77-81, 1953.

PLANKS. The Magic Sauce to Fix Hip Tightness and Increase Mobility. Disponível em: <https://www.theptdc.com/planks-the-magic-sauce-to-fix-hip-tightness-increase-mobility>. Acessado em: 27 de julho de 2019.

POULSEN E.; CHRISTENSEN H. W.; PENNY J. O.; OVERGAARD S.; VACH W.; HARTVIGSEN J. Reproducibility of range of motion and muscle strength measurements in patients with hip osteoarthritis - an inter-rater study. **BMC Muscul Disord**. v. 6, p. 242, 2012.

PRATHER H.; HARRIS-HAYES M.; HUNT D.; STEGER-MAY K.; MATHEW V.; CLOHISY J. Reliability and agreement of hip range of motion and provocative physical examination tests reliability and agreement in asymptomatic volunteers. **PM & R: the journal of injury, function, and rehab**, v. 2, n.10, p.888-895, 2010.

PUERS R.; CATRYSSE M.; VANDEVOORDE G.; COLLIER R. J.; LOURIDAS E.; BURNY F.; DONKERWOLCKE M.; MOULART F. A telemetry system for the detection of hip prosthesis loosening by vibration analysis. **Sens and Actuat A: Physical**, v. 85, p. 42-47, 2000.

RANGAYYAN R. M. **Biomedical Signal Analysis (A case-study approach)**. Wiley Interscience., 2002.

REIMAN M.P.; THORBORG K. Clinical examination and physical assessment of hip joint-related pain in athletes. **Int J Sports Phys Ther**, v. 9, p.73, 2014.

REIMAN M. P.; WEISBACH P. C.; GLYNN P. E. The hips influence on low back pain: A distal link to a proximal problem. **J of Sport Rehab**, v. 18, n. 1, p. 24-32, 2009.

REIMAN, M. P.; GOODE, A. P.; COOK, C. E.; HÖLMICH, P; THORBORG, K. Diagnostic accuracy of clinical tests for the diagnosis of hip femoroacetabular impingement/labral tear: a systematic review with meta-analysis. **Br. J. Sports Med**. v. 49, p. 811, 2015.

RODGERS, G. W.; YOUNG, J.; FIELDS, A. V.; SHEARER, R. Z.; WOODFIELD, T. B. F.; HOOPER, G. J.; CHASE, J. G. Acoustic Emission Monitoring of Total Hip Arthroplasty

Implants. **Proceedings of the 19th World Congress of the International Federation of Control and Automation (IFAC)**, Cape Town, South Africa, p. 24-29, 2014.

RODRIGUE J, R.; CAMPOS A. N.; MATEUS C. F. R.; SUTÉRIO R. Identificação das principais componentes de incertezas de calibração de acelerômetros piezoelétrico pelo método da comparação: uma revisão atual. **Simp. Bras. de Eng. Inerc.** Rio de Janeiro, 2010.

ROSSING T. H. D. **The Science of sound**. 2. ed. Addison Wesley, 1990.

SAFARI A; AKDOGAN E. K. **Piezoelectric and Acoustic Materials for Transducer Applications**. Springer, New York, 2008.

SANTOS, A. F. M.; DUARTE M. A. V.; ARENCIBIA R. V.; MARQUES V. A. S. Aplicação de acelerômetros de baixo custo em sistemas automatizados de medição. **Simpósio do Prog. de Pós-Graduação em Eng. Mec.** Ed 20. UFU, 2010.

SAHA S.; LAKES R. S. The effect of soft tissue on wave-propagation and vibration tests for determining the in vivo properties of bone. **J Biomech**, v. 10, p. 393–401, 1977.

SARIALI E.; STEWART T.; JIN Z.; FISHER J. Three-dimensional modeling of in vitro hip kinematics under micro-separation regime for ceramic on ceramic total hip prosthesis: an analysis of vibration and noise. **J Biomech**, v. 43, p. 326–333, 2010.

SEQUEIRA, C. D. A **Análise de Vibrações como Ferramenta no Diagnóstico de Avarias em Máquinas Rotativas**. Lisboa: FCT, 2005.

SHIRMOHAMMADI S., BARBE K., GRIMALDI D., RAPUANO S., GRASSINI S. Instrumentation and measurement in medical, biomedical, and healthcare systems. **IEEE Instrum & Measur Mag**, v. 19, p. 6 -12, 2016.

SHOEMAKE K. Animating rotation with quaternion curves. **ACM SIGGRAPH Computer Graphics**, v.19 n.3, 245-254, 1985.

SIMS K. J.; RICHARDSON C. A.; BRAUER S. G. Investigation of hip abductor activation in subjects with clinical unilateral hip osteoarthritis. **Ann of Rheum Disord**, v. 61, n. 2, p. 687-692, 2002.

SINGER J. A. Simple procedure to compute the sample size needed to compare two independent groups when the population variances are unequal. **Stat in Med** v.20, p. 1089-1095, 2001.

SMITH-PETERSEN M. N. Treatment of malum coxae senilis, old slipped upper femoral epiphysis, intrapelvic protrusion of the acetabulum, and coxa plana by means of acetabuloplasty. **J Bone Joint Surg**, v. 18, n. 4, p. 869-880, 1936.

STEINDLER A. Auscultation of Joints. **J Bone Joint Surg**, v. 19, p. 121-124, 1937.

STEVAN JUNIOR S. L.; SILVA R. A. **Automação e instrumentação industrial com Arduino: teoria e projetos**. Editora Érica, São Paulo, 2015.

SVENNINGSSEN S.; TERJESEN T.; AUFLEM M.; BERG V. Hip motion related to age and sex. **Acta Orthop Scand**, v. 60, n. 1, p. 97-100, 1989.

SWENSON K. M.; ERICKSON J.; PETERS C.; AOKI S. K. Hip Pain In Young Adults: Diagnosing Femoroacetabular Impingement. **JAAPA**, v. 28, n. 9, p. 39–45, 2015.

TORRESMAN, A. **Reprodutibilidade inter e intraavaliador na avaliação funcional do quadril**. Porto Alegre, UFRGS, 2017.

WAHAB Y.; MAZALAN M.; BAKAR N. A.; ANUAR A. F.; ZAINOL M. Z.; HAMZAH F. Low Power Shoe Integrated Intelligent Wireless Gait Measurement System. **J of Phys: Conference Series**, 495, 2014.

WALTERS C. F. The value of joint auscultation. **Lancet**, v.1, p. 920-921, 1929.

WATSON A. W. S. Procedure for the production of high-quality photographs suitable for the recording and evaluation of posture. **Rev Fisioter Univ São Paulo**. v. 5, p. 20-6, 1998.

WENGER, D. R.; KISHAN, S.; PRING, M. E. Impingement and childhood hip disease. **J Pediatr Orthop B**, v. 15, n. 4, p. 233-243, 2006.

WILLIMON S. C.; BRIGGS K. K.; PHILIPPON M. J. Intra-articular adhesions following hip arthroscopy: a risk factor analysis. **Knee Surg Sports Traumat Arth**. v. 22, n. 4, p. 822-825, 2014.

YAZDIFAR M.; YAZDIFAR M. Evaluating the hip range of motion using the goniometer, the nintendo Wii-mote and video tracking methods. **Europ Scient J**, v. 11, n. 21, p. 19-37. 2015.

ZWICKER E. Subdivision of the audible frequency range into critical bands (Frequenzgruppen). **J Acoust Soc Am**, v. 33, n. 2, p. 248–248, 1961.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido assinado por todos os voluntários avaliados

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Estamos convidando você a participar de estudo sobre o desenvolvimento de equipamento eletrônico que mede movimentos do quadril, que usa sensores de vibração (dispositivos eletrônicos pequenos que conseguem perceber e medir movimentos) e sensores de som. Alguns estudos semelhantes realizados no joelho apresentaram bons resultados para identificar doenças como artrose (desgaste). No futuro, esperamos com este estudo desenvolver equipamento capaz de ajudar o médico encontrar alguns problemas parecidos no quadril.

Para realização dos testes, será solicitado a você o uso de shorts do tipo esportivo, para ser possível avaliar os movimentos e facilitar a colocação dos sensores. A avaliação será feita por três pessoas, um médico e depois dois pesquisadores. Um médico ortopedista avaliará o seu quadril com o goniômetro (equipamento simples para medição dos movimentos do seu quadril). Depois, um pesquisador de cada vez fará testes parecidos de movimentação do quadril com o equipamento eletrônico. Todo o teste deve durar em torno de 25 minutos. O teste será realizado sobre uma mesa de exame estofada, nas dependências do Departamento de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor da FMRP-USP, 11º andar do Hospital das Clínicas.

Os possíveis riscos deste estudo são mínimos, e se existirem, envolvem pequeno desconforto durante o exame e posicionamento dos sensores, como pequeno aperto da faixa e/ou fita que prende os sensores. Não há risco de choque elétrico. Durante o posicionamento dos sensores no seu corpo o pesquisador sempre colocará as faixas com o mínimo aperto necessário a fim de gerar o menor desconforto possível. Caso haja algum tipo de dor ou desconforto durante ou logo após os testes o médico ortopedista que avaliou seu quadril, juntamente com os demais pesquisadores tomarão as medidas necessárias para que a dor e/ou desconforto melhore. Após o término dos testes, você poderá ir embora e sua participação na pesquisa estará encerrada, não sendo necessário acompanhamento ou assistência de outras pessoas.

Não benefício direto aos voluntários dessa pesquisa, mas a fase de desenvolvimento de dispositivos médicos é essencial para a melhora e desenvolvimento da pesquisa médica, e pode ajudar no entendimento das doenças do quadril, e ajudar a interpretar os tipos de tratamentos no futuro.

Você pode recusar-se a participar da pesquisa a qualquer momento do estudo. Você pode pedir para ver as suas informações e resultados da pesquisa, questionar novamente os pesquisadores sobre a pesquisa, os riscos ou outras dúvidas que tiver, ou ainda, desistir de participar do estudo futuramente, a qualquer momento, quando achar conveniente, sem penalização ou prejuízo. Os pesquisadores definirão com você melhores dias e horários para as avaliações, conforme sua disponibilidade. Não haverá ressarcimento do ponto de vista financeiro por parte dos pesquisadores ou da Instituição, inclusive em relação ao transporte ou alimentação durante as avaliações, caso existam. O participante tem direito à indenização se houver dano decorrente exclusivamente pela participação na pesquisa. As suas informações serão guardadas em sigilo, ou seja, somente os pesquisadores poderão ver os seus dados e ninguém mais.

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, aceito em participar do presente Protocolo de Pesquisa.

Após as assinaturas, você receberá uma cópia desse termo de consentimento, assinado por você e por um dos pesquisadores.

Nome do Voluntário: _____ Assinatura _____
Data _____

Nome do Pesquisador: _____ Assinatura _____
Data _____

Título do Projeto: Desenvolvimento de sistema acústico para aferição da amplitude de movimentos do quadril e auxílio diagnóstico na síndrome de impacto femoroacetabular.

Pesquisadores envolvidos:

- Alexandre Junior Fenato; Aluno de doutorado da FMRP-USP; Telefones: (34) 98891-6922 (Whatsapp); E-mail: alefenato@usp.br.

- Daniel Augusto Maranhão; Professor do Departamento de Biomecânica da FMRP-USP; Telefone: (16) 3602-2513; E-mail: dacmaranho@usp.br

- Larissa Martins Garcia; Aluna de doutorado da FMRP-USP; Telefone: (16)98245-0663; E-mail: larissafit05@hotmail.com;

Pesquisadores responsáveis pelos exames: Alexandre Junior Fenato e Daniel Augusto Maranhão

DÚVIDAS ÉTICAS: Um Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) é composto por um grupo de pessoas que são responsáveis por supervisionar pesquisas em seres humanos que estão feitos na instituição e tem a função de proteger e garantir os direitos, a segurança e o bem-estar de todos os participantes de pesquisa que se voluntariam a participar de uma pesquisa. O CEP do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto fica no subsolo do hospital e funciona das 8:00 às 17:00, o telefone de contato é (16) 3602-2228;

APÊNDICE C – Croqui das faces do invólucro acrílico do protótipo desenvolvido (dimensões e recortes). *Software* utilizado: Gimp 2.10.8.

APÊNDICE D – Tabela com dados descritivos das amplitudes de movimento de flexão, adução, abdução e rotações interna e externa para a amostra completa e para cada avaliador, com os dois instrumentos.

Mov.	Inst.	Aval.	Mínimo	1º Q	Med.	Média	3º Q	Máx.	dp	n
Flexão	Gon.	Todos	92,0	101	108,0	110,0	119,0	130	10,0	130
Flexão	Gon.	Eng.	94	105	115	113,1	120,8	130	9,8	84
Flexão	Gon.	Médico	92	98	100,5	102,9	108,8	123	7,3	23
Flexão	Gon.	Fisiot.	94,0	100	104	105,7	108	127	8,1	23
Flexão	Acel.	Todos	93,0	101,8	109,0	110,1	119,0	130,0	10,3	130
Flexão	Acel.	Eng.	98	104	113,5	113,7	122	130	9,2	84
Flexão	Acel.	Médico	93	97	99	102,4	108	120	8,2	23
Flexão	Acel.	Fisiot.	94	98	102	104,9	108	130	9,3	23
Adução	Gon.	Todos	10,0	19,0	24,00	24,1	28,0	45,0	6,6	130
Adução	Gon.	Eng.	13	20	25	25,8	30	45	6,8	84
Adução	Gon.	Médico	10	17	21	20,3	24	27	4,7	23
Adução	Gon.	Fisiot.	13	17	23	21,6	25	32	4,9	23
Adução	Acel.	Todos	11,0	20,0	24,0	24,9	30,0	37,0	6,5	130
Adução	Acel.	Eng.	11	20	25	25,6	31	37	6,6	84
Adução	Acel.	Médico	12	19	22	21,3	23	32	4,7	23
Adução	Acel.	Fisiot.	13	21	25	25,7	32	37	6,9	23
Abdução	Gon.	Todos	18,0	32,0	37,5	38,2	42,0	60,0	8,1	130
Abdução	Gon.	Eng.	22	32	37	38	42	60	7,9	84
Abdução	Gon.	Médico	22	35	39	39	44	58	8,6	23
Abdução	Gon.	Fisiot.	18	33	39	38,2	41	57	8,9	23
Abdução	Acel.	Todos	25,0	35,0	40,0	40,7	45,0	60,0	7,4	130

Abdução	Acel.	Eng.	25	34,3	40	40,2	43	60	7	84
Abdução	Acel.	Médico	27	35	41	42,1	50,8	60	8,7	23
Abdução	Acel.	Fisiot.	29	35	38	41	46	57	7,6	23
Rot. Int.	Gon.	Todos	10,0	21,0	25,0	25,8	30,0	48,0	7,5	130
Rot. Int.	Gon.	Eng.	10	19,3	24	24,2	28	43	6,7	84
Rot. Int.	Gon.	Médico	10	15	21,5	22,3	29	40	8,5	23
Rot. Int.	Gon.	Fisiot.	11	20	25	26,7	35	38	8,2	23
Rot. Int.	Acel.	Todos	9,0	18,0	23,0	23,2	28	43,0	7,3	130
Rot. Int.	Acel.	Eng.	9,0	18,0	23,0	23,2	28,0	43,0	7,3	84
Rot. Int.	Acel.	Médico	9	15	18	20,4	28	36	8,2	23
Rot. Int.	Acel.	Fisiot.	10	17	22	23	30	37	7,8	23
Rot. Ext.	Gon.	Todos	30,0	42,0	48,0	47,6	54,0	75,0	8,8	130
Rot. Ext.	Gon.	Eng.	27	40	47	46,7	53	71	9,2	84
Rot. Ext.	Gon.	Médico	33	39	45	45,4	53	61	8,3	23
Rot. Ext.	Gon.	Fisiot.	30	42	44	47,3	54	75	10,8	23
Rot. Ext.	Acel.	Todos	27,0	39,8	47,0	46,6	53,0	76,0	9,7	130
Rot. Ext.	Acel.	Eng.	27,0	40,0	47,0	46,7	53,0	76,0	9,7	84
Rot. Ext.	Acel.	Médico	27	40	43,5	45,6	52	64	10,1	23
Rot. Ext.	Acel.	Fisiot.	32	38	45	46,8	52	76	11,2	23

Mov., tipo de movimento. Inst., instrumento. Gon., goniômetro. Acel., acelerômetro. Aval., avaliador. Eng., Engenheiro. 1ºQ, 1º quartil. Med., mediana. 3ºQ, 3º quartil. Máx., valor máximo. Dp, desvio padrão. n, tamanho amostral.

APÊNDICE E – Tabela com dados das médias dos 70 ciclos das amplitudes de pico a pico dos sinais vibracionais de todos os quadris, por avaliador, nas posições de flexão de 90° e no limite do teste de impacto.

ID	AV	F 90	LIMITE	ID	AV	F 90	LIMITE	ID	AV	F 90	LIMITE
		[g]	[g]			[g]	[g]			[g]	[g]
1	1	0,01	0,018	44	1	0,025	0,052	70	2	0,022	0,048
2	1	0,0095	0,017	45	1	NA	NA	70	3	0,045	0,101
3	1	0,007	0,012	46	1	NA	NA	71	1	0,022	0,027
4	1	0,019	0,036	47	1	0,0088	0,032	71	2	0,012	0,019
5	1	0,0055	0,009	48	1	0,0054	0,0069	71	3	0,03	0,043
6	1	0,007	0,009	49	1	0,048	0,068	72	1	0,034	0,062
7	1	0,018	0,031	50	1	0,04	0,07	72	2	0,0182	0,03
8	1	0,005	0,008	51	1	0,04	0,068	72	3	NA	NA
9	1	0,033	0,044	52	1	NA	NA	73	1	0,086	0,105
10	1	0,008	0,022	53	1	0,023	0,062	73	2	0,0042	0,0094
11	1	0,009	0,011	54	1	NA	NA	73	3	0,0031	0,0048
12	1	0,01	0,0125	55	1	NA	NA	74	1	NA	NA
13	1	0,006	0,011	56	1	0,0075	0,0125	74	2	0,004	0,0064
14	1	0,0055	0,007	57	1	0,0068	0,02	74	3	0,0085	0,011
15	1	0,006	0,0085	58	1	0,006	0,0085	75	1	0,0064	0,0103
16	1	0,0085	0,0112	59	1	0,0003	0,0005	75	2	0,0135	0,017
17	1	0,019	0,032	60	1	0,0083	0,0102	75	3	0,021	0,0255
18	1	0,009	0,012	61	1	0,02	0,035	76	1	0,0021	0,0057
19	1	0,0022	0,0038	62	1	0,08	0,11	76	2	0,0025	0,0029
20	1	0,0024	0,0029	62	2	0,012	0,028	76	3	0,0011	0,0016
21	1	NA	NA	62	3	0,022	0,052	77	1	0,004	0,024
22	1	0,0078	0,0165	63	1	0,007	0,013	77	2	0,0064	0,034
23	1	0,005	0,014	63	2	0,046	0,064	77	3	0,0037	0,026
24	1	0,0028	0,0056	63	3	0,0024	0,0033	78	1	0,0068	0,0095
25	1	0,009	0,022	64	1	0,017	0,046	78	2	0,007	0,01
26	1	NA	NA	64	2	0,081	0,124	78	3	0,009	0,013
27	1	0,0014	0,00185	64	3	0,036	0,098	79	1	0,0042	0,0052
28	1	NA	NA	65	1	0,053	0,097	79	2	0,0116	0,0171
29	1	0,0012	0,0021	65	2	0,058	0,103	79	3	0,011	0,016
30	1	0,0375	0,0454	65	3	0,022	0,028	80	1	0,007	0,0092
31	1	0,0045	0,009	66	1	0,016	0,021	80	2	0,0027	0,005
32	1	0,0038	0,009	66	2	0,0046	0,007	80	3	0,0065	0,011
33	1	0,0084	0,0175	66	3	0,0065	0,009	81	1	0,0021	0,003
34	1	0,0015	0,0026	67	1	NA	NA	81	2	0,0032	0,0056
35	1	0,0008	0,0018	67	2	0,0009	0,0014	81	3	0,0048	0,0068
36	1	NA	NA	67	3	0,0009	0,0012	82	1	0,0162	0,0206
37	1	NA	NA	68	1	0,0103	0,0236	82	2	0,0125	0,0222
38	1	NA	NA	68	2	0,0014	0,0024	82	3	0,024	0,032
39	1	0,025	0,047	68	3	0,0026	0,005	83	1	0,0025	0,0042
40	1	0,035	0,05	69	1	0,05	0,14	83	2	0,00055	0,0013
41	1	0,0014	0,0035	69	2	0,084	0,185	83	3	0,004	0,0064
42	1	0,0006	0,00083	69	3	0,054	0,18	84	1	0,0018	0,0034
43	1	0,0104	0,015	70	1	0,014	0,035	84	2	0,0012	0,00275
								84	3	0,002	0,0033

ID, identificador e contador do quadril avaliado. AV, avaliador (1 [engenheiro], 2 [cirurgião ortopédico], 3 [fisioterapeuta]) F90, posição do quadril em flexão de 90° durante teste de impacto do quadril. LIMITE, posição no limite do teste de impacto. NA, dado não gravado ou com erro grosseiro (não utilizado).

ANEXOS

ANEXO A – Parecer consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (Páginas 1 e 5).

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Desenvolvimento de sistema acústico para aferição da amplitude de movimentos do quadril e auxílio diagnóstico na síndrome de impacto femoroacetabular

Pesquisador: ALEXANDRE JUNIOR FENATO

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 72186017.4.0000.5440

Instituição Proponente: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.438.423

Apresentação do Projeto:

Resumo:

O impacto femoroacetabular (IFA) é a afecção do quadril caracterizada pelo contato anormal entre o fêmur e o rebordo acetabular, devido a deformidade anatômica ou movimento suprafisiológico. O diagnóstico é uma combinação de achados clínicos e de imagens. Apesar dos benefícios diagnósticos, avaliações por imagens apresentam algumas desvantagens como uso de radiações ionizantes (radiografia e tomografia computadorizada), alto custo (ressonância magnética), e avaliação dinâmica restrita. Este trabalho propõe o desenvolvimento de sistema acústico ultrasensível capaz de identificar ruídos resultantes do contato entre a porção proximal do fêmur e rebordo acetabular, que poderá ser utilizado dinamicamente para aferir limites da amplitude de movimentos do quadril e o fenômeno do IFA. A metodologia empregada será dividida em duas fases: desenvolvimento do sistema e teste em voluntários. O sistema terá como componentes principais: um sensor acústico/vibração, quatro acelerômetros triaxiais, uma placa de condicionamento de sinal e um dispositivo para aquisição e comunicação de dados com computador, que fará o processamento. O principal problema prático está relacionado com filtragem de ruídos inerentes ao processo de aferição, que serão minimizados por meio de filtros via hardware e software. Será utilizada Rede Neural Artificial Perceptron Multicamadas para diferenciação dos padrões dos sinais característicos das regiões do movimento com e sem

Endereço: CAMPUS UNIVERSITÁRIO
 Bairro: MONTE ALEGRE CEP: 14.048-900
 UF: SP Município: RIBEIRÃO PRETO
 Telefone: (16)3602-2228 Fax: (16)3633-1144 E-mail: cep@hcrp.usp.br

Continuação do Parecer: 2.438.423

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_910582.pdf	12/12/2017 14:59:32		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_V3.docx	12/12/2017 14:59:04	ALEXANDRE JUNIOR FENATO	Aceito
Outros	CARTA_RESPOSTAS_AO_PARECER_CONSUBSTANCIADO.docx	28/09/2017 14:17:50	ALEXANDRE JUNIOR FENATO	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_V2.docx	28/09/2017 14:13:18	ALEXANDRE JUNIOR FENATO	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_V2.docx	28/09/2017 14:12:29	ALEXANDRE JUNIOR FENATO	Aceito
Outros	declaracao.pdf	28/07/2017 16:00:08	ALEXANDRE JUNIOR FENATO	Aceito
Outros	Parecer_UPC.pdf	28/07/2017 15:59:25	ALEXANDRE JUNIOR FENATO	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_detalhado.pdf	27/07/2017 20:01:15	ALEXANDRE JUNIOR FENATO	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termo_de_consentimento_livre_e_esclarecido.pdf	26/07/2017 21:53:00	ALEXANDRE JUNIOR FENATO	Aceito
Orçamento	Orcamento.pdf	26/07/2017 17:09:05	ALEXANDRE JUNIOR FENATO	Aceito
Cronograma	Cronograma.pdf	26/07/2017 16:54:52	ALEXANDRE JUNIOR FENATO	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	26/07/2017 16:17:10	ALEXANDRE JUNIOR FENATO	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita apreciação da CONEP:

Não

Endereço: CAMPUS UNIVERSITÁRIO
 Bairro: MONTE ALEGRE CEP: 14.048-900
 UF: SP Município: RIBEIRÃO PRETO
 Telefone: (16)3802-2228 Fax: (16)3633-1144 E-mail: cep@hcrp.usp.br

ANEXO B – Resumo das especificações do acelerômetro model 333B50 da PCB – Piezotronics.

	ENGLISH	SI	
Performance			
Sensitivity($\pm 10\%$)	1000 mV/g	102 mV/(m/s ²)	
Measurement Range	± 5 g pk	± 49 m/s ² pk	
Frequency Range($\pm 5\%$)	0.5 to 3000 Hz	0.5 to 3000 Hz	
Resonant Frequency	≥ 20 kHz	≥ 20 kHz	
Phase Response($\pm 5^\circ$)(at 70°F [21°C])	2.5 to 3000 Hz	2.5 to 3000 Hz	
Broadband Resolution(1 to 10,000 Hz)	0.00005 g rms	0.0005 m/s ² rms	[1]
Non-Linearity	$\leq 1\%$	$\leq 1\%$	[2]
Transverse Sensitivity	$\leq 5\%$	$\leq 5\%$	[3]
Environmental			
Overload Limit	± 4000 g pk	$\pm 39,000$ m/s ² pk	
Temperature Range	0 to +150 °F	-18 to +66 °C	
Temperature Response	See Graph	See Graph	[1]
Base Strain Sensitivity	0.01 g/ $\mu\epsilon$	0.1 (m/s ²)/ $\mu\epsilon$	[1]
Electrical			
Excitation Voltage	18 to 30 VDC	18 to 30 VDC	
Constant Current Excitation	2 to 20 mA	2 to 20 mA	
Output Impedance	≤ 500 Ohm	≤ 500 Ohm	
Output Bias Voltage	7 to 12 VDC	7 to 12 VDC	
Discharge Time Constant	0.7 to 2.0 sec	0.7 to 2.0 sec	
Spectral Noise(1 Hz)	15 $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$	150 ($\mu\text{m}/\text{sec}^2$)/ $\sqrt{\text{Hz}}$	[1]
Spectral Noise(10 Hz)	3.8 $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$	37 ($\mu\text{m}/\text{sec}^2$)/ $\sqrt{\text{Hz}}$	[1]
Spectral Noise(100 Hz)	1.1 $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$	11 ($\mu\text{m}/\text{sec}^2$)/ $\sqrt{\text{Hz}}$	[1]
Spectral Noise(1 kHz)	0.4 $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$	3.9 ($\mu\text{m}/\text{sec}^2$)/ $\sqrt{\text{Hz}}$	[1]
Physical			
Weight	0.26 oz	7.5 gm	[1]
Sensing Element	Ceramic	Ceramic	
Sensing Geometry	Shear	Shear	
Housing Material	Titanium	Titanium	
Sealing	Hermetic	Hermetic	
Size (Length x Width)	0.68 in x 0.45 in	17.3 mm x 11.4 mm	
Electrical Connector	10-32 Coaxial Jack	10-32 Coaxial Jack	
Electrical Connection Position	Side	Side	
Mounting Thread	5-40 Female	5-40 Female	
Mounting Torque	4 to 5 in-lb	45 to 56 N-cm	

Typical Sensitivity Deviation vs Temperature