



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENFERMAGEM E BIOCÊNCIAS  
DOUTORADO

**EFEITO AGUDO DA TÉCNICA NATURAL APOPHYSEAL GLIDES NA  
AMPLITUDE DE MOVIMENTO E PERCEPÇÃO DE ESFORÇO NA  
EXTENSÃO DE JOELHO EM ADULTOS JOVENS**

**André Faria Russo**

Rio de Janeiro - RJ  
Junho / 2018

**André Faria Russo**

**EFEITO AGUDO DA TÉCNICA NATURAL APOPHYSEAL GLIDES NA  
AMPLITUDE DE MOVIMENTO E PERCEÇÃO DE ESFORÇO NA  
EXTENSÃO DE JOELHO EM ADULTOS JOVENS**

Linha de pesquisa: Bases moleculares, celulares e ambientais do cuidado em saúde

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Enfermagem e Biociências, da Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro, como requisito final para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Estélio Henrique Martin Dantas.

Rio de Janeiro - RJ  
Junho / 2018

## FICHA CATALOGRÁFICA

F958	<p>Faria Russo, André EFEITO AGUDO DA TÉCNICA NATURAL APOPHYSEAL GLIDES NA AMPLITUDE DE MOVIMENTO E PERCEPÇÃO DE ESFORÇO NA EXTENSÃO DE JOELHO EM ADULTOS JOVENS / André Faria Russo. -- Rio de Janeiro, 2018. 95</p>
	<p>Orientador: Estélio. Henrique Martin Dantas. Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro, Programa de Pós-Graduação em , 2018.</p>
	<p>1. NAGS. 2. AMPLITUDE DE MOVIMENTO. 3. PERFLEX. 4. GONIOMETRIA RADIOLÓGICA. 5. MULLIGAN. I. Henrique Martin Dantas, Estélio., orient. II. Título.</p>

**André Faria Russo**

**Efeito agudo da técnica natural apophyseal glides na amplitude de movimento e percepção de esforço na extensão de joelho em adultos jovens**

Tese apresentada ao programa de Pós-graduação em Enfermagem e Biociências, da Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro, como requisito final para obtenção do título de Doutor em Ciências.

**BANCA EXAMINADORA**

---

**Prof. Dr. Estélio Henrique Martin Dantas**  
Presidente

---

**Prof. Dr. Mario Maciel de Lima Júnior**  
1o Examinador

---

**Prof. Dr. José Geraldo Ticianeli**  
2o Examinador

---

**Prof. Dr. Júlio Cesar Takehara**  
3o Examinador

---

**Prof. Dr. Joanir Pereira Passos**  
4o Examinador

---

**Prof. Dr. Roberto Carlos Lyra da Silva**  
Suplente

---

**Prof. Dr. Carlos Roberto Lyra da Silva**  
Suplente

## **DEDICO**

Á Deus, “por ter me oportunizado num caminho de escolhas, e ter me iluminado nas minhas decisões, aos meus pais que nunca pouparam esforços para me educar e me proporcionar toda minha escolarização, e a minha esposa que tanto amo por ter me dado o maior presente da minha vida: meu filho Lorenzo”.

## AGRADECIMENTOS

A minha esposa Nayara Ribeiro de Souza Carvalho Faria Russo, que foi a maior dádiva que Deus colocou no meu caminho. Uma mulher que sempre esteve, está, e estará ao meu lado em todas as circunstâncias, que me ama incondicionalmente, e que me deu o maior presente que um homem pode ter: a PATERNIDADE, sensação de sentir um amor infinito, meu filho LORENZO, hoje com certeza a minha maior razão de viver. Uma mulher que me deu todo suporte para mais essa etapa conquistada.

Aos meus pais, Paulo Russo (*in memoriam*) e Avany Auxiliadora Faria Russo que sempre me proporcionaram todas as oportunidades de estudo, que me educaram dentro de uma disciplina de respeito e decência, e que me deram o seu maior tesouro: AMOR. Hoje com certeza devem estar orgulhosos não só pela finalização deste doutorado, mas principalmente pelo homem de bem que entregaram a sociedade. Pai onde quer que o senhor esteja e mãe saibam de uma coisa: VOCÊS SÃO MEUS HÉROIS, principalmente porque me deram o maior de todos frutos: O EXEMPLO.

Ao meu irmão Paulo Russo Segundo, que não tem uma ligação apenas fraternal comigo, e sim uma simbiose impossível de ser explicada, por ser meu melhor amigo, por nunca ter me abandonado, e ser o meu parceiro eterno. A minha cunhada Ulli Ana que ao sacramentar essa história de amor com meu irmão entrou em nossas vidas, e nos deu duas lindas princesas: Giulia e Beatrice, titio ama demais.

A minha irmã Lya, que nunca faltou com esse amor fraterno, e que me deu dois sobrinhos lindos que amo tanto: Sarah e Benicio.

A toda família da minha esposa: meu sogro Edson, minha sogra Estela, meus cunhados Miguel e Dani que me deram também uma sobrinha linda, Olivia, e ao meu também cunhado Conrado, que hoje também são a minha família, e me deram todo suporte necessário à conclusão dessa etapa, principalmente a minha esposa nos momentos de ausência nessa caminhada do doutoramento.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Estélio Henrique Dantas que tive a honra de conhecer pessoalmente, e que mesmo a distância conseguiu me passar todo seu conhecimento teórico, e prático, mas a informação mais preciosa que eu recebi, e acabei sabendo o porquê do seu patamar de reconhecimento nacional e internacional foi conquistado com uma somatória simples: Humildade + Paixão pela profissão. Obrigado professor pela honra, e pela oportunidade me dada de usufruir de seus conhecimentos e sua companhia. A partir de hoje lhe tenho não só como um exemplo, mas como um amigo que me enriqueceu muito.

Ao Professor Dr. Carlos Pernambuco, que com suas orientações, sugestões e críticas durante todo esse processo, foi um pilar fundamental para que chegássemos ao êxito desta conclusão. Muito obrigado professor.

Ao Professor Dr. Renato Coelho, que com sua imensa experiência também colaborou com suas informações para o êxito da feitura desta tese, e a todo o momento sempre com muita gentileza nos prestou todas as informações necessárias para a realização da coleta de dados do nosso estudo.

Ao Professor Dr. Mario Cezar, que sempre quando foi solicitada qualquer temática de artigo relacionado aos quesitos de flexibilidade sempre nos atendeu muito e foi fundamental na feitura desta pesquisa.

A Universidade Estadual de Roraima, em nome do Reitor e irmão Regys Odlare Lima de Freitas, que ao realizar esse convênio com a UNIRIO nos proporcionou chegar ate esse momento de finalização de tese de doutorado.

A Universidade Federal do Rio de Janeiro - UNIRIO, que por meio do convênio estabelecido com a Universidade Estadual de Roraima, dispôs do seu excelente corpo docente para vir engrandecer a todos os alunos e integrantes deste programa.

A minha amiga super especial, e companheira de muitas batalhas acadêmicas, Ivy Amaro, obrigado por estar sempre ao meu lado nessa jornada do doutoramento, não

poderia ter melhor pessoa pra ser minha parceira nesse árduo caminho de confecção dessa pesquisa.

As minhas ex-alunas e agora colega de profissão: Vanusia e Isabela. Obrigado por auxiliar-nos na coleta de dados, e podem ter certeza aprendi muito mais com vocês do que vocês comigo.

Ao meu grande amigo Professor Dr. Edelberto Gimenes, obrigado pelo estímulo e incentivo a iniciar essa jornada com o MULLIGAN, que culminou nesse momento de defesa de doutorado, jamais conseguiria estar vivenciando este momento sem a sua ajuda.

Ao Pró - Reitor e amigo Prof. Dr. Carlos Borges por ter iniciado todas as tratativas para total êxito desse DINTER, e todo apoio prestado a mim todas as vezes que lhe foi pedido.

A toda Pró Reitoria de extensão e cultura da UERR, uma equipe fantástica que tive e tenho a honra de trabalhar e conviver todos os dias, não como colegas de trabalho, mas sim como amigos que estão num mesmo propósito, muito obrigado por me darem condições de terminar mais essa fase da minha vida.

A professora Cristiani Dalia, que com muito carinho e atenção realizou toda correção ortográfica desta tese, e sempre com muito bom humor nunca se negou a prestar sua ajuda comigo.

Aos professores: Rildo e Josias, jamais irei esquecer as palavras de incentivo e insistência para que eu pleiteasse uma vaga de Doutorado na UNIRIO, muito obrigado por não desistirem de mim.

Ao médico Juliano Medeiros por nos ceder o espaço de radiologia na clínica Neuroscan, onde foi realizada toda coleta dos dados da tese.

A Professora Dra. Joanir Passos, que desde o início do processo de doutoramento sempre foi muito atenciosa conosco, muito carinhosa e conciliadora, sempre no sentido de nos tranquilizar e apaziguar todas as situações com maior necessidade. Sei também que a empatia com a minha pessoa foi desde o início, e posso lhe garantir a recíproca é verdadeira, e muito obrigado por compor minha banca de Doutorado.

Professor Dr. Mário Maciel de Lima Junior, pelo aceite em compor nossa banca de doutorado, mas principalmente por desde o início de nossa história profissional, e pessoal sempre com simplicidade e espontaneidade foi demonstrado todo afeto e carinho que temos um pelo outro, saiba que a admiração por sua pessoa é incalculável. Obrigado pela amizade.

Professor Dr. José Geraldo Ticianeli, muito obrigado pelo aceite em participar da banca do nosso doutorado. Saiba que jamais vou esquecer o voto de confiança dado um garoto recém-formado com um boné e camisa regata que lhe entregou um currículo para ser professor no curso de Fisioterapia no ano de 2004. Gratidão é a qualidade de maior valor num ser humano, e saiba que ela reflete exatamente o que sinto por você. Muito obrigado por tudo, e por servir de espelho profissional pra mim.

Professor Dr. Júlio Takehara, hoje te considero não só um professor que admiro por demais, não só um chefe de família exemplar, mas se existe uma palavra que pode e deve lhe qualificar essa deve ser: PRESTATIVO. Você sempre com um sorriso no rosto e com muito bom humor nunca se negou a ajudar os amigos com seus amplos conhecimentos, principalmente na área de bioestatística, e pra mim particularmente muito obrigado por acreditar naquele candidato a uma vaga de professor no curso de educação física da UERR, graças a você hoje estou aqui finalizando esse doutorado. Você não é mais apenas um colega, mas sim um grande parceiro e amigo.

Ao meu gerente administrativo, Nailson Caldas, que sempre esteve disponível e jamais me deixou na mão, sempre me dando todo suporte para que eu estivesse focado no meu doutorado, muito obrigado meu amigo. Você já deixou de ser apenas meu funcionário há muito tempo, hoje você é um irmão que eu ganhei.

Ao meu amigo Raimundo que me ajudou na confecção dos gráficos desta pesquisa, mas principalmente por me dar um exemplo de humildade e simplicidade todos os dias, obrigado por tudo.

A todos os voluntários que participaram dessa pesquisa, sem a boa vontade de todos saírem de suas casas, e passarem apenas alguns minutos junto com a equipe de pesquisa, podemos afirmar que vocês foram os ingredientes principais desse estudo.

Por último, porém o mais importante, a DEUS, obrigado senhor por iluminar meus caminhos até hoje, por me dá sabedoria nas minhas escolhas, por me dar resiliência nos desafios que apareceram em meu percurso, por me dar capacidade de levantar todas as vezes que fracassei e tive que sofrer para aprender posteriormente, obrigado por todas as dificuldades impostas até hoje, graças a ela meu aprendizado foi maior, e obrigado por me dar a maior riqueza que um homem pode ter: MINHA FAMÍLIA MARAVILHOSA E MEUS AMIGOS. Hoje me sinto o homem mais rico do mundo. Ser doutor é bom, mas ter pessoas que me amam perto de mim nesse momento é muito melhor.

**“Insanidade é fazer todos os dias  
as mesmas coisas e esperar  
resultados diferentes”.**

**Albert Einstein**

## **RESUMO**

RUSSO, André Faria. Efeito agudo da técnica natural apophyseal glides na amplitude de movimento e percepção de esforço na extensão de joelho em adultos jovens. 2018. 95f. Tese (Doutorado em Enfermagem e Biociências) – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro - UNIRIO, Rio de Janeiro.

A amplitude de movimento articular é uma das qualidades físicas que mais se destacam na manutenção da qualidade das atividades de vida diária e até mesmo na prática desportiva. Várias técnicas de terapias manuais articulares são atualmente de grande utilidade prática na rotina principalmente dos fisioterapeutas. O objetivo desta investigação foi determinar os possíveis ganhos de amplitude de movimento e diminuição da percepção de esforço percebido na flexibilidade de extensão de joelho após a aplicação da técnica Mulligan/Natural Apophyseal Glides. Para determinar a amplitude de movimento foi utilizada a goniometria radiológica, e para determinar a percepção de esforço subjetiva foi utilizada a escala PERFLEX. Os voluntários foram divididos randomicamente em três grupos: experimental, sham e controle. O grupo experimental que sofreu a intervenção da técnica do NAGS obteve diferença significativa em relação aos grupos sham e controle ( $p < 0,05$ ) no arco de movimento de extensão de joelho, porém nenhum dos grupos obteve diminuição ou aumento na percepção de esforço percebida ( $p > 0,05$ ) e nem tão pouco obteve diferenças significativas intergrupos. Numa análise de Co-variância (-0,71) entre amplitude de movimento e percepção de esforço percebida, afirma-se que os ganhos de arcos de movimento diminuíram a percepção de esforço percebida no grupo experimental. Esses dados demonstram a efetividade do NAGS no ganho de ADM e diminuição da PE na extensão de joelho.

**Palavras chaves:** NAGS, amplitude de movimento, PERFLEX.

## **ABSTRACT**

RUSSO, André Faria. Accute effect of the Natural Apophyseal Glides technique in the range of motion and perceived exertion of knee extension in young adults. 2018.95f. Tese (Doutorado em Enfermagem e Biociências) – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro - UNIRIO, Rio de Janeir

The joint range of motion is one of the physical qualities that most stand out in maintaining the quality of daily living activities and even in sports. Several joint manual therapy techniques are currently of great practical use mainly in the routine of physiotherapists. The objective of this investigation was to determine the possible gains in range of motion and decrease in the perception of perceived exertion in knee extension flexibility after applying the Mulligan / Natural Apophyseal Glides technique. To determine the range of motion, radiological goniometry was used, and PERFLEX scale was used to determine the perception of subjective effort. The volunteers were randomly divided into three groups: experimental, sham and control. The experimental group that underwent the NAGS technique had a significant difference in comparison to the sham and control groups ( $p < 0.05$ ) in the knee extension movement arch, but none of the groups had a decrease or increase in the perception of perceived exertion ( $p > 0.05$ ), neither achieved significant intergroup differences. In a Co-variance analysis (-0.71) between ADM and PE, it is affirmed that gains in motion arcs decreased the perception of perceived exertion in the experimental group. These data demonstrate the effectiveness of NAGS in ADM gain and decrease in PE in knee extension.

**Keywords:** NAGS, Range of motion, PERFLEX.

## SUMÁRIO

CAPÍTULO I .....	1
1. CIRCUNSTÂNCIAS DO ESTUDO .....	1
1.1. Introdução .....	1
1.2. Inserção Epistemológica do Cuidado .....	3
1.3. Problematização .....	5
1.4. Identificação das Variáveis .....	5
1.5. Objetivos .....	6
1.5.1. Objetivo geral: .....	6
1.5.2. Objetivos específicos .....	6
1.6. Hipóteses .....	7
1.6.1 Hipótese substantiva .....	7
1.6.2 Hipóteses Estatísticas .....	7
1.7. Relevância .....	7
CAPÍTULO II .....	9
2. REFERENCIAL TEÓRICO .....	9
2.1 - Anatomia e Cinesiologia Posterior Joelho .....	9
2.1.1 – Osteologia e Artrologia do Joelho .....	9
2.1.2- Miologia Posterior do Joelho .....	10
2.2 – Anatomia e Cinesiologia da Região Posterior Cervical .....	12
2.2.1- Osteologia e Artrologia Posterior da Região Cervical .....	12
2.2.2 – Miologia Posterior da Região Cervical .....	14
2.2.3- Estruturas capsuloligamentares e discos da região cervical .....	15
2.2.4- Estruturas Neuromeníngeas da Região Cervical .....	17
2.3 – Joelho com perda de extensão .....	18
2.3.1- Encurtamento dos isquiotibiais .....	18
2.3.2 Tecidos Conectivos do Complexo do Joelho .....	18
2.3.3- Mobilidade e Flexibilidade Neural .....	19
2.4 - FásCIAS .....	20
2.5- Amplitude de Movimento .....	21
2.5.1- Hipomobilidade Articular .....	22
2.6- Fundamentação das Terapias Manuais .....	23
2.6.1 Conceitos Mulligan .....	25
2.7 - Avaliação de Amplitude de Movimento Articular .....	27
2.7.1- Goniometria Radiológica .....	28
2.8 - Percepção de Esforço .....	31

CAPÍTULO III .....	33
3. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS.....	33
3.1. Delineamento do Estudo.....	33
3.2. Universo, Amostragem, Amostra e Local.....	33
3.2.1. Universo .....	33
3.2.2 Amostragem.....	33
3.2.3. Amostra.....	34
3.2.4- Local .....	34
3.3. Ética da Pesquisa .....	35
3.4. Material e Método .....	35
3.4.1. Procedimentos Preliminares: .....	35
3.4.2. Avaliação Diagnóstica.....	36
3.4.3. Intervenção .....	38
3.4.4. Avaliação Somativa.....	41
3.5. Dificuldades e Limitações Encontradas .....	41
3.6. Procedimento de Análise de Dados.....	41
3.6.1. Estatística Descritiva .....	41
3.6.2. Estatística Inferencial.....	41
3.6.3. Nível de Significância e Potência do Experimento .....	42
CAPÍTULO IV .....	43
4. RESULTADOS .....	43
CAPÍTULO V .....	48
5. DISCUSSÃO .....	48
CAPÍTULO VI.....	52
6. CONCLUSÃO e RECOMENDAÇÕES .....	52
7. Referências Bibliográficas.....	54
ANEXO I.....	63
APÊNDICE I.....	67
APÊNDICE II.....	70
APÊNDICE III.....	71

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Ilustração 1 - Ossos do Joelho .....	9
Ilustração 2 - Articulações do Joelho.....	10
Ilustração 3 - Músculos Isquiotibiais.....	10
Ilustração 4 - Coluna Cervical na Visão Perfil .....	13
Ilustração 5 - Articulação Zigoapofisária da Coluna Cervical .....	13
Ilustração 6 - Grupo muscular profundo dos Suboccipitais .....	14
Ilustração 7 - Corte sagital do complexo intervertebral .....	16
Ilustração 8 - Fáschia muscular.....	20
Ilustração 9 - Goniômetro Universal .....	28
Ilustração 10 - Exame Radiográfico do Joelho em perfil .....	30
Ilustração 11 - Goniometria Radiológica .....	31
Ilustração 12 - Joelho em extensão completa de 180º .....	34
Ilustração 13 - Posição inicial para mensuração de ADM de extensão do joelho .....	37
Ilustração 14 - Exame radiográfico de perfil do joelho.....	37
Ilustração 15 - Voluntário Visualizando a PERFLEX durante a execução de extensão do joelho.....	38
Ilustração 16 - Aplicação da técnica NAGS. Visão posterior e lateral .....	39
Ilustração 17 - Aplicação de toque suave na região suboccipital .....	40
Ilustração 18 - Voluntário na Posição Sentada.....	40

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características descritivas da amostra (n = 45) .....	43
Tabela 2 - Médias das amplitudes de movimentos de extensão de joelho nos grupos: experimental, sham e controle (n = 45) .....	44
Tabela 3 - Médias das percepções de esforço percebido na flexibilidade de extensão do joelho nos grupos: experimental, sham e controle (n = 45) .....	45
Tabela 4 - Co-variância entre ADM - GE e PEPF – GE .....	46

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - médias das ADM na extensão de joelho pré e pós nos grupos: GE, GS e GC.....	44
Gráfico 2 - Médias das PE na extensão de joelho pré e pós nos grupos: GE, GS e GC.....	46

## LISTA DE QUADRO

Quadro 1 - Escala de Percepção de Esforço de BORG original .....	32
Quadro 2 - Escala de esforço percebido na flexibilidade .....	32

## LISTA DE ABREVIATURAS

- ADM-** Amplitude de Movimento
- APTA-** American Physical Therapy Association
- AVD-** Atividade de Vida Diária
- NAGS-** Natural Apophyseal Glides
- SNAGS-** Sustained Natural Apophyseal Glides
- MWM-** Mobilization With Movement
- C1-** Primeira Vértebra Cervical
- C2 –** Segunda Vértebra Cervical
- C3-** Terceira Vértebra Cervical
- C4-** Quarta Vértebra Cervical
- C7-** Sétima Vértebra Cervical
- T1-** Primeira Vértebra Torácica
- FNP-** Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva
- PERFLEX-** Escala de Esforço Percebido na Flexibilidade
- RPG-** Reeducação Postural Global
- UERR-** Universidade Estadual de Roraima
- GE-** Grupo Experimental
- GS-** Grupo Sham
- GC-** Grupo Controle
- PE-** Percepção de Esforço
- PSE-** Percepção Subjetiva de Esforço
- CAAE-** Certificado de Apresentação Para Apreciação
- USA-** United States of America
- WHO-** World Health Organization

**OMS-** Organização Mundial da Saúde

**ns-** não significativo

## CAPÍTULO I

### 1. CIRCUNSTÂNCIAS DO ESTUDO

#### 1.1. Introdução

A amplitude de movimento (ADM) é um importante componente da aptidão física, estando relacionada à saúde muscular e articular. Ela é influenciada por vários componentes que incluem flexibilidade muscular e mobilidade articular que sofrem interferência direta de tecidos moles como: ligamentos, cápsula, e tecidos fibrocartilagosos (DANTAS, 2018). Os *déficits* ou restrições da amplitude de movimento podem ocasionar dificuldades na execução das atividades de vida diária (AVD), encurtamentos adaptativos de grupos musculares e possivelmente dor e/ou desconforto osteomioarticulares (DANTAS et al., 2002).

Especificamente a mobilidade do complexo do joelho se torna relevante no sentido de influenciar também a mobilidade do complexo quadril/pelve, principalmente as articulações acetabulofemorais e sacroilíacas, assim como influencia na mobilidade do complexo tornozelo/pé, principalmente nas articulações tibiofibular e tibiotalar (SILVA, 2015). Dentre os tecidos que podem causar uma hipomobilidade na extensão do joelho destacam-se os tecidos periarticulares como: cápsula, coxins, meniscos, ligamentos intra e extra-articulares. O grupo muscular posteriores da coxa (semimembranoso, semitendinoso e bíceps femoral), comumente chamado de músculos isquiotibiais, tem papel fundamental para a flexão do joelho assim como a restrição do movimento anterior do joelho, principalmente quando este se encontra encurtado (NUNES et al., 2011). Primariamente a presença de encurtamento dessa musculatura pode causar um *déficit* na extensão do joelho quando o quadril se encontra fletido. (BOURNE et al., 2016).

O *Natural Apophyseal Glides* (NAGS) é uma técnica proveniente do Conceito MULLIGAN, técnica de terapia manual com característica de reposicionamento e alinhamento articular de forma ativa. Com grande difusão e uso clínico dentre os profissionais da reabilitação, principalmente o fisioterapeuta, o NAGS, em português, Deslizamentos Naturais Apofisários é uma técnica de mobilizações oscilatórias passivas aplicáveis às articulações zigoapofisárias desde a segunda vértebra cervical (C2) até a sétima vértebra cervical (C7), que tem como objetivo principal o ganho de amplitude de

movimento numa articulação ou complexo hipomóvel acompanhado ou não de sintomatologia álgica nesta região, tendo como princípio básico que em todo distúrbio articular existe uma falha posicional nas articulações facetárias intervertebrais. (McDOWELL et al., 2014).

Hack et al (1995) relatam que existe uma conexão entre os músculos suboccipitais, localizados na camada muscular profunda logo abaixo do osso occipital, e os isquiotibiais por meio de um sistema neural que passa através da dura-máter. Kahkeshani & Ward (2011) em sua revisão de literatura confirmam a existência de uma ponte mioneurodural e sua ligação com a articulação atlanto-occipital por meio de um tecido conjuntivo miofascial, e enfatiza a importância de mais estudos nesta conexão entre tecido muscular, conjuntivo e nervoso com possíveis relatos sintomatológicos, principalmente em segmentos mais distais da própria região cervical. O ganho de flexibilidade dos músculos posteriores da coxa pode estar relacionado a uma diminuição da rigidez dos músculos suboccipitais (APARICIO et al., 2009).

Cho et al. (2015) consideram que se a rigidez dos músculos suboccipitais for reduzida, o comprimento dos músculos isquiotibiais e o ganho de amplitude de extensão de joelho serão maiores. O autor utilizou-se de técnicas miofasciais de massoterapia aplicadas na região cervical dos voluntários da pesquisa, nos quais foram detectados ganhos significativos na amplitude de movimento de flexão de tronco após o tratamento. Hipóteses possíveis que relacionam ambas as estruturas – suboccipitais e isquiotibiais – são: a dura-máter e as cadeias miofasciais principalmente por conexões fasciais.

Para as avaliações de possíveis ganhos de ADM, independente do fator gerador deste ganho, a literatura descreve diversas técnicas e instrumentos, tanto adimensionais e lineares, como angulares. Entre as angulares, a goniometria radiológica é considerada o método avaliativo mais fidedigno para a quantificação de ângulos formados entre as articulações, isso se deve à precisão de avaliação das reais dimensões ósseas e a localização mais fidedigna de possíveis acidentes anatômicos ósseos como pontos de referência para o posicionamento dos componentes do goniômetro, tais como: haste fixa, haste móvel e fulcro (NAYLOR et. al, 2011).

Dentre as escalas adimensionais, temos a Escala de Esforço Percebido na Flexibilidade (PERFLEX) que apresenta grande potencial para a avaliação da intensidade necessária, uma escala que se utiliza da subjetividade da amostra investigada para quantificar a intensidade. Graus de mobilidade, alongamento e flexionamento podem ser mensurados por meio dessa escala. Correlações positivas entre ganho de ADM e diminuição de intensidade ou desconforto têm se mostrado presentes em alguns estudos. (DANTAS et. al., 2008)

## **1.2. Inserção Epistemológica do Cuidado**

O cuidado é um componente que faz parte da cultura da humanidade, pois o ser humano desde o nascimento vivencia experiências de ser zelado, e ao longo de sua vida também irá vivenciar experiências de cuidar e ser cuidado. Porém, os estudos relacionados ao cuidado são compostos por um complexo sistema de variáveis quando estão relacionados a estudos voltados para as áreas da saúde.

O conceito geral de cuidado vem como fundamento, estrutura, conceito, paradigma epistemológico e unidade epistêmica de significado: esse é o conceito e, ao mesmo tempo, a definição, o que impede o vício de agregar ao substantivo CUIDADO, qualquer adjetivação. Do mesmo modo, ele não está agregado a qualquer área de conhecimento e nem às situações que são próprias das ciências da saúde (FIGUEIREDO e MACHADO, 2009).

O cuidado universal possui um campo epistêmico relacionado à saúde com atuações multiprofissionais, que requer ações interdisciplinares e transdisciplinares. A transdisciplinaridade se caracteriza pela intensidade das trocas de conhecimento entre os especialistas, e pelo grau de integração real das disciplinas. No interior de um projeto específico de pesquisa, seu verdadeiro horizonte epistemológico, não pode ser outro se não o campo unitário do conhecimento. Jamais esse espaço poderá ser constituído pela simples adição de todas as especialidades nem tão pouco por uma síntese de ordem filosófica dos saberes especializados (JAPIASSU, 1976).

Dessa forma, o cuidado como objeto de investigação tem contribuído para o conhecimento científico, especialmente na área da enfermagem, o que permite um amplo diálogo de ações entre esta e as demais áreas do

conhecimento na saúde e conseqüentemente uma efetivação das ações multiprofissionais (Da SILVA et al., 2009).

Nesse contexto, a ciência do movimento humano, com a atuação dos profissionais que atuam diretamente na motricidade humana, principalmente, ligados ao aparelho locomotor, como enfermeiros, fisioterapeutas, profissionais da educação física, médicos, terapeutas ocupacionais, podem e devem contribuir para o cuidado relacionado à saúde da mobilidade e flexibilidade dos diversos segmentos do corpo. As ações de cuidar pelo movimento com prescrições de exercícios ou atividade física planejadas, prescritas e executadas pelo profissional devidamente habilitado visam à melhora da independência funcional e qualidade de vida, pois são objetivos de ambos, pelos estudos das ações de cuidar (DANTAS et al., 2008). Especialmente nesse estudo, os cuidados de saúde foram relacionados ao ganho de ADM, especificamente do complexo do joelho que possui um *déficit* de extensão.

De acordo com a World Health Organization (2010), em se tratando de elementos básicos que determinam a qualidade física de um indivíduo, a mobilidade é incluída como um destes fatores, e a capacidade de executar movimentos dentro da amplitude de movimento proposto para suas atividades de vida diária, desde parâmetros de metabolismo basal até altas escalas de exigência de *performance* física, torna-se imprescindível como uma das valências de maior preocupação no âmbito do cuidado, independentemente se na via profilática ou terapêutica.

Com isso, há uma necessidade de discussão sobre a mobilidade adequada no corpo como componente primordial na saúde, em níveis cuidado primário, secundário e terciário, para que profissionais envolvidos no ganho ou manutenção de amplitudes de movimento em complexos articulares compreendam os mecanismos fisiológicos e biomecânicos desta qualidade física do corpo, bem como as atribuições das categorias profissionais relacionadas a esse tema, pois a atividade física tem estado em evidência na comunidade científica, tendo em vista a crescente preocupação da OMS com as doenças associadas ao sedentarismo (CARVALHO e FREITAS, 2006).

Diante do exposto, a hipomobilidade num complexo articular é uma condição que por vezes se torna inapropriada para realização de atividades de vida diária, independentemente de gênero, faixa etária, ou hábitos de vida. A

manutenção de níveis de mobilidade corporal se torna uma função dos profissionais que atuam na saúde pública não obstante a profissão. Diversas são as patologias ou sintomatologias que desencadeiam a baixa de ADM, e assim conseqüentemente perda na qualidade de vida do indivíduo, tornando-se um problema de saúde pública, que requer cuidados em um contexto de envolvimento multiprofissional e multidisciplinar (APTA, 2001).

Contudo, o presente estudo **“Efeito agudo da técnica Natural Apophyseal Glides na amplitude de movimento e percepção de esforço de extensão de joelho em adultos jovens”** justifica o enquadramento na motricidade humana com estreita interação com os estudos do cuidado relacionados à saúde humana, pois utiliza como objeto prático de estudo a manobra de mobilização oscilatória na região cervical do conceito de tratamento MULLIGAN como conduta motora de cuidados a fim de minimizar os efeitos causados pela hipomobilidade nos complexos articulares.

### **1.3. Problematização**

A diminuição da amplitude do movimento é um dos fatores comumente citados na literatura como causadores ou agravantes de disfunções mecânicas em articulações ou complexos articulares que podem levar a uma possível sintomatologia álgica até distúrbios de equilíbrio corporal (POLANCHINI et al, 2005). Os tecidos que sofrem alterações morfológicas que podem estar envolvidos como causas na diminuição de ADM vão desde tecidos contráteis como os sistemas muscular e nervoso, assim como tecidos conectivos não contráteis como os capsuloligamentares e tendinosos. (ALTER, 2010)

Desse modo, a busca por técnicas que possam aumentar a ADM e diminuir a percepção de flexibilidade na extensão de joelho merece destaque. Assim, cabe um questionamento: será que o uso da técnica de NAGS promoveu alterações significativas na amplitude de movimento e na percepção de esforço para o movimento de extensão de joelho?

### **1.4. Identificação das Variáveis**

Variável independente: técnica NAGS do conceito Mulligan.

Variáveis dependentes: ADM e percepção de esforço para o movimento de extensão de joelho.

## **1.5. Objetivos**

### **1.5.1. Objetivo geral:**

Avaliar o efeito agudo da técnica Natural Apophyseal Glides do conceito Mulligan na amplitude de movimento e na percepção de esforço para o movimento de extensão de joelho.

### **1.5.2. Objetivos específicos:**

1.5.2.1 Avaliar o efeito agudo da técnica Natural Apophyseal Glides do conceito Mulligan na amplitude de movimento de extensão de joelho;

1.5.2.2 Avaliar o efeito agudo da técnica Natural Apophyseal Glides do conceito Mulligan na percepção de esforço para o movimento de extensão de joelho.

## 1.6. Hipóteses:

O presente estudo, pelo seu *design*, admite o estabelecimento de uma hipótese substantiva e de hipóteses estatísticas:

### 1.6.1 Hipótese substantiva

**H<sub>s</sub>** : este trabalho antecipa que os voluntários submetidos à técnica Natural Apophyseal Glides do conceito Mulligan apresentaram aumento da amplitude de movimento e diminuição da percepção de esforço para o movimento de extensão de joelho de forma aguda.

1.6.2 Hipóteses Estatísticas: a metodologia utilizada no estudo possibilitou o estabelecimento de uma hipótese nula e duas hipóteses derivadas:

#### 1.6.2.1 Hipótese nula

**H<sub>0</sub>**: não ocorreu aumento estatisticamente significativo (para  $p < 0,05$ ) na amplitude de movimento nem diminuição da percepção de esforço da extensão de joelho de forma aguda;

#### 1.6.2.2 Hipótese derivada

**H<sub>1</sub>**: ocorreu aumento estatisticamente significativo (para  $p < 0,05$ ) na amplitude de movimento de extensão de joelho nos indivíduos submetidos à técnica de Mulligan/NAGS de forma aguda;

**H<sub>2</sub>**: a percepção de esforço do movimento de extensão de joelho nos indivíduos submetidos à técnica de Mulligan/NAGS apresentará covariação significativa ( $p < 0,05$ ) com a amplitude do arco articular.

## 1.7. Relevância:

A relevância do estudo está amparada na oportunidade de se associar a Natural Apophyseal Glides com os níveis de amplitude articular e percepção de esforço percebida na flexibilidade principalmente em complexos articulares que não estejam localizados na região cervical, mas em articulações que se encontram em outro segmento corporal. Na pesquisa em questão é proposto o joelho com seu movimento de extensão, uma vez que se trata de uma técnica já com efetividade demonstrada e de fácil aplicação, porém carente de documentação científica. O aprofundamento do uso dessa terapia possibilitou fins de ganho de amplitude de movimento e a correlação de influência do

sistema neural no sistema muscular e, tecido conjuntivo quanto aos níveis de flexibilidade.

Com a aquisição e o maior embasamento científico dos efeitos da técnica NAGS, os profissionais da reabilitação, principalmente os fisioterapeutas poderão se utilizar com maior frequência da referida terapia. Aumentar e melhorar significativamente os níveis de flexibilidade tecidual e incrementar ganhos na amplitude de movimento articular em complexos mais distais ao local em que a técnica esteja sendo aplicada, no caso a região cervical. Estes benefícios são objetivos constantes entre os profissionais da reabilitação ou prevenção de disfunções osteomioarticulares.

O maior beneficiado com a aplicação dessa técnica serão os indivíduos que necessitam ganhar ou manter amplitudes de movimento articular, mas que não podem num determinado momento realizar movimentos naquele complexo, quer seja por questões de comprometimentos ortopédicos, traumatológicos, ou qualquer disfunção de hipomobilidade ou até mesmo imobilidades prolongadas que possam vir acometer o mesmo.

O tempo de recuperação de pacientes com traumas articulares para incremento ou manutenção de ADM tende a diminuir, além de acelerar o retorno às atividades de vida diária. Os protocolos de reabilitação podem ganhar celeridade e diminuir tempo de internação, atendimentos ambulatoriais, e conseqüentemente uma economia nos custos de saúde pública, e retorno do paciente as suas atividades laborais.

Ademais, se torna mais relevante, pois se trata de uma correlação do complexo articular do joelho com a região suboccipital, que se dá principalmente por uma interligação neuromeníngea. Daí a pergunta: até que ponto essas conexões anatômicas interferem nas amplitudes de movimentos articulares? Quais possíveis efeitos agudos no ganho de extensão de joelho após a aplicação da técnica Natural Apophyseal Glides na região cervical?

## CAPÍTULO II

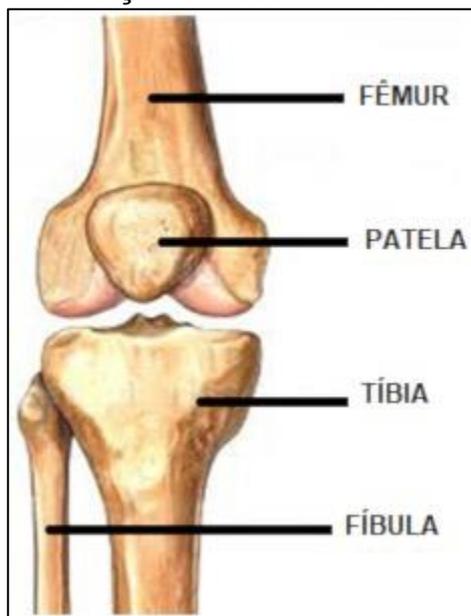
### 2. REFERENCIAL TEÓRICO

#### 2.1 - Anatomia e Cinesiologia Posterior Joelho

##### 2.1.1 – Osteologia e Artrologia do Joelho

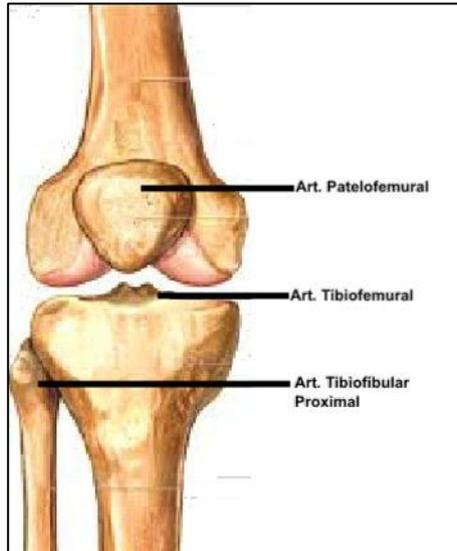
O complexo do joelho é formado por quatro ossos: fêmur, tíbia, patela e fíbula (Ilustração 1). Dentre eles, apenas a patela é um osso que compõe exclusivamente este complexo, já que o fêmur também se relaciona com o complexo do quadril, e a tíbia e a fíbula com o complexo do tornozelo. O joelho é composto por três articulações (Ilustração 2), a primeira e maior é a femorotibial, sendo uma articulação classificada como diartroidal condilar, cujos movimentos de flexão, extensão, rotação interna e externa ocorrem com maior amplitude. A segunda é a tibiofibular proximal que biomecanicamente tem sua funcionalidade de movimento simultaneamente como a tibiofibular distal (anatomicamente não faz parte do joelho), essa sendo classificada como uma articulação plana, basicamente composta por movimentos de deslizamento da fíbula e da tíbia no sentido craniocaudal. A terceira articulação é a patelofemoral, classificada como diartroidal plana, tem sua funcionalidade de movimento com os movimentos de elevação e depressão da patela em relação à superfície troclear do fêmur respectivamente nos movimentos de extensão e flexão de joelho (SILVA, 2015).

**Ilustração 1 - Ossos do Joelho**



**Fonte:** NETTER (2015).

## Ilustração 2 - Articulações do Joelho

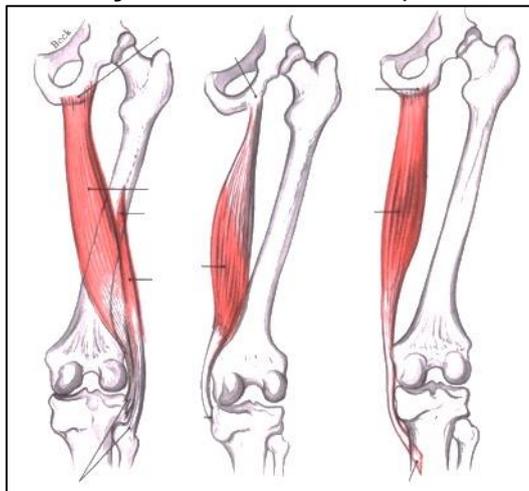


Fonte: NETTER (2015).

### 2.1.2- Miologia Posterior do Joelho

O grupo muscular dos isquiotibiais constitui a maior parte muscular da região posterior da coxa, cerca de 85% da massa muscular dessa região anatômica é ocupado por esse grupo, (VAN DER MADE et al., 2015). O grupo é formado por três músculos: semitendinoso, semimembranoso e bíceps femoral (Ilustração 3). Tal grupo muscular é o principal antagonista do movimento de extensão que é realizado principalmente pelo quadríceps (DITROILO et al., 2013).

### Ilustração 3 - Músculos Isquiotibiais



Fonte: SOBOTTA (2013).

O semitendinoso tem sua origem muscular na parte posterior da tuberosidade isquiática e sua inserção na superfície ântero-medial superior da

tíbia próxima ao platô tibial, local que se denominou também como “pata de ganso”, pois juntamente com os músculos grácil e sartório todos se inserem no mesmo ponto anatômico (GRASSI et al., 2013). Também chamado de semitendíneo o músculo tem seu trajeto anatômico pósteromedial na coxa com suas ações cinesiológicas de rotação medial, extensão e hiperextensão do complexo do quadril, sendo agonista na flexão do joelho, além de propiciar uma rotação interna da tíbia sobre o fêmur principalmente em movimentos de cadeia aberta desse complexo (VAN DER MADE et al., 2015) A inervação é feita pelo nervo ciático (ramo tibial), cuja segmentação parte das raízes nervosas de L4-S2 (NUNES et al., 2011).

O semimembranoso tem sua fixação proximal também na tuberosidade isquiática e sua inserção muscular na superfície posterior do côndilo medial da tíbia. Ocupa a região centro-medial posterior da coxa, está entre os outros dois músculos do grupo muscular isquiotibiais, semitendinoso e bíceps femoral (FEUCHT et al., 2015)). Suas ações musculares são semelhantes aos do semitendinoso, uma rotação interna, extensão e hiperextensão do quadril, assim como agônico na flexão do joelho, e rotação medial da tíbia sobre o fêmur, além de auxiliar a cápsula articular posteriormente na estabilização da articulação tibiofemoral. Sua inervação e ramos de segmentação são iguais as dos semimembranoso (NUNES, et al., 2011).

O bíceps femoral é músculo com maior porção pósterolateral da coxa, possuindo dois ventres bem distintos, uma porção longa e outra curta, a origem da porção longa é na superfície pósterolateral da tuberosidade isquiática e ligamento sacrotuberoso, e da porção curta nos 2/3 proximais da linha áspera do fêmur posteriormente. Suas duas porções se fundem no terço distal do ventre muscular para formar uma única junção tendinosa que está inserida na cabeça da fíbula e na região pósterolateral do côndilo lateral da tíbia, a inserção ainda se encontra intrinsecamente ligada ao ligamento colateral lateral do joelho (SATO et al., 2012). O bíceps femoral tem suas ações musculares no quadril de rotação externa, extensão e hiperextensão do quadril, assim como flexão de joelho e rotação lateral da tíbia sobre o fêmur. Tem sua inervação diferenciada quanto as suas porções, a porção longa tem sua inervação pelo nervo ciático com seu ramo tibial, já a porção curta também tem sua inervação

pelo ramo fibular, as raízes de segmentação se originam em L5-S3 (SOSA et al., 2008).

O grupo muscular dos isquiotibiais tem uma ação conjunta na pelve, em sua contração concêntrica ou seu encurtamento atuam como um retroversor da pelve, e no seu relaxamento ou alongamento parte da posição de neutralidade para a anteroversão. Funcionalmente esse grupo muscular age como estabilizador excêntrico do joelho e da articulação sacroilíaca principalmente na fase de apoio da marcha fazendo uma co-ativação para limitar a translação anterior da tibia juntamente com o ligamento cruzado anterior e o músculo poplíteo (LUZO et al., 2016). Outra função primordial dos isquiotibiais é o controle postural no plano sagital, e estabilização pélvica trabalhando em conjunto com o diafragma e glúteos na manutenção da posição de neutralidade da pelve (ERNLUND & VIEIRA 2017).

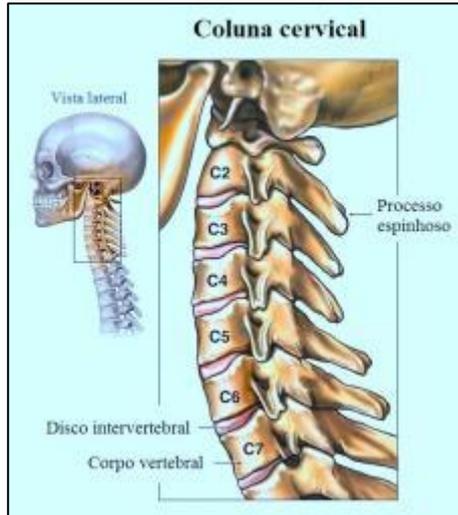
Outros músculos que estão localizados na parte posterior do joelho como: poplíteo, porção proximal do gastrocnêmio e plantar, além das inserções tendinosas de grácil e sartório, também fazem parte do grupo flexor de joelho, porém todos estes com participação de ação concêntrica sinérgica. O poplíteo, gastrocnêmio e plantar constituem a parte posterior do joelho com uma participação maior do ventre do muscular quando comparado ao grácil e sartório, conseqüentemente tendo uma contractilidade nessa região mais evidente do que os demais que têm uma possibilidade de destaque maior com o tracionamento da parte tendínea (NUNES et al., 2011).

## **2.2 – Anatomia e Cinesiologia da Região Posterior Cervical**

### **2.2.1- Osteologia e Artrologia Posterior da Região Cervical**

Em vista posterior, a coluna cervical, constituída de 7 vértebras, tem um posicionamento vertical, porém numa visão lateral, nota-se uma concavidade aparente, curvatura lordótica (Ilustração 4), aumentando a resistência e as compressões axiais (TEIXEIRA et al., 2017).

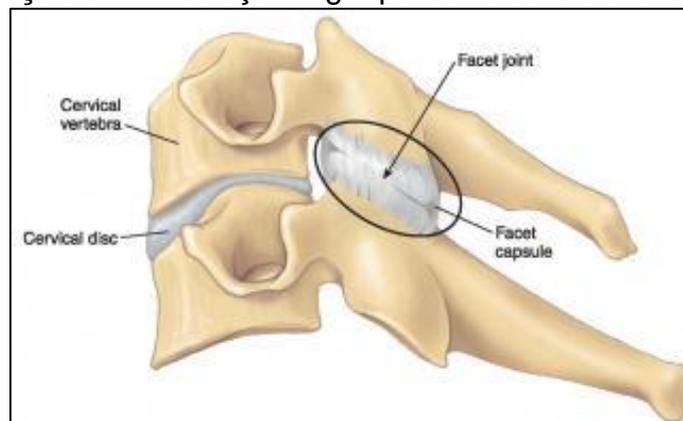
#### Ilustração 4 - Coluna Cervical na Visão Perfil



Fonte: NETTER (2015).

As articulações facetárias ou zigoapofisárias são formadas pelo processo articular inferior de uma vértebra com o processo articular superior da vértebra de baixo (Ilustração 5). As principais funções das articulações facetárias são controlar os movimentos vertebrais e proteger o disco do excessivo cisalhamento, flexão, flexão lateral e rotação. A direção e a quantidade de movimento permitidas são determinadas pelos planos das superfícies articulares, os quais mudam na sua orientação: as duas primeiras articulações, atlantoccipital e atlantoaxial, tem uma linha de deslizamento articular em torno de noventa graus ( $90^\circ$ ) sendo bem horizontalizadas, já entre as articulações facetárias entre C3 e C7 essa linha se torna mais oblíqua em torno de um ângulo de quarenta e cinco graus ( $45^\circ$ ) entre os planos horizontal e frontal (SCHEER et al., 2013)

#### Ilustração 5 - Articulação Zigoapofisária da Coluna Cervical



Fonte: SOBOTTA (2013).

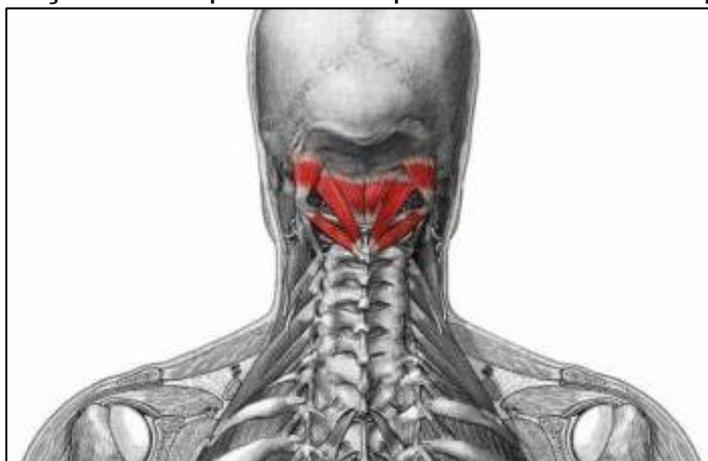
Os posicionamentos mais horizontalizados das duas primeiras articulações intervertebrais da cervical juntamente com suas especificidades anatômicas fazem com que algum movimento não aconteça a esse nível. Os movimentos rotacionais não ocorrem entre o osso occipital e o atlas, assim como o movimento de flexão lateral não ocorre entre o atlas e o eixo. Nas demais articulações cervicais, os movimentos são permitidos em todos os planos e eixos (SILVA et al., 2015).

### 2.2.2 – Miologia Posterior da Região Cervical

Numerosos músculos estão na face posterior da coluna cervical, esse grupo tem consideravelmente mais volume do que o grupo anterior, indicando que maior força é necessária para manter a extensão e o posicionamento neutro da cervical, assim observou como principal consequência o aumento da tonicidade na região posterior do pescoço (PATWARDHAN et al., 2017).

O grupo muscular dos suboccipitais é formado por quatro músculos curtos e profundos e que conectam as duas primeiras vértebras ao occipital (Ilustração 6). O reto posterior maior da cabeça fixa-se no processo espinhoso do eixo, o reto posterior menor da cabeça fixa-se imediatamente acima do atlas. O músculo oblíquo inferior se estende desde o processo espinhoso do eixo ao processo transversal do atlas, onde o oblíquo superior fixa-se e vai ao occipital. Todos possuindo uma ação de extensão da cabeça quando em contração bilateral e flexão lateral e rotações em contrações unilaterais (SCHEER et al., 2013).

**Ilustração 6** - Grupo muscular profundo dos Suboccipitais



**Fonte:** NETTER (2015)

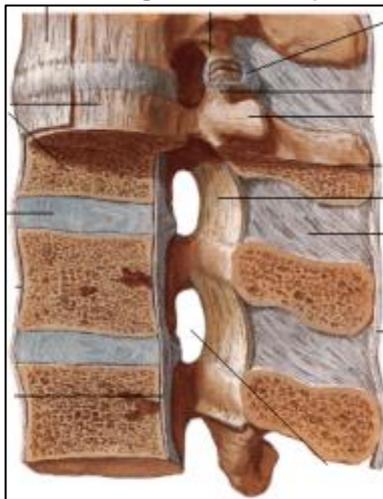
Os músculos transversoespinhais recebem este nome porque se fixam entre os processos transversos e espinhosos, são localizados de forma profunda e cobertos por outro músculo chamado multífido que se fixa nos processos espinhosos e atravessa de duas a cinco vértebras para se fixar nos processos transversos. Esse dois músculos citados são os principais rotadores da região cervical localizados posteriormente. Outros músculos rotadores e que se localizam mais superficialmente na região posterior são o semiespinhal da cabeça e do pescoço, ambos têm sua origem da região nugal até C5 e se inserem nos processos transversos das seis primeiras vértebras torácicas, além de rotadores estes também realizam extensão do pescoço (PATWARDHAN et al., 2017.).

Temos ainda os músculos longuíssimos da cabeça e do pescoço que possuem suas fixações nos processos transversos das primeiras cinco vértebras torácicas e se fixam superiormente no processo mastoide e processos transversos de C2 a C6. Superficialmente aos longuíssimos se encontram os músculos esplênio da cabeça e do pescoço, que se fixam na parte inferior do ligamento nugal e se estende até os processos espinhosos das três primeiras vértebras torácicas (SCHEER et al., 2013).

### 2.2.3- Estruturas capsuloligamentares e discais da região cervical

O ligamento flavo ou amarelo assim chamado pelo seu tecido elástico, e com concentração de lipídeos se estendem por toda coluna vertebral posteriormente, porém na região cervical esta estrutura de estabilização cobre a região anterior das cápsulas das articulações facetárias e proporcionam tensões à cápsula para prevenir lesões. Além disso, as fibras do ligamento amarelo são contínuas com os ligamentos interespinhosos, que se fixam nos processos espinhosos adjacentes, que por sua vez são contínuos com os ligamentos supra-espinhosos que também se fixam nos processos espinhosos. O ligamento supra-espinhoso na região cervical posterior torna-se ligamento nugal (Ilustração 7). Finalizando as estruturas ligamentares posteriores têm-se os ligamentos intertransversários que se fixam nos processos transversos adjacentes cuja função principal é a estabilização durante os movimentos de inclinação lateral da cervical (VACCARO, et al., 2016).

### **Ilustração 7 - Corte sagital do complexo intervertebral**



**Fonte:** SOBOTTA (2013).

Os discos intervertebrais que se localizam entre os corpos vertebrais (Ilustração 8), exceto entre as articulações atlantoccipital e atlantoaxial, totalizando em cinco discos presentes na cervical, protegem as articulações facetárias dessa região das lesões de compressão, cisalhamento, curvamentos e principalmente rotacionais, assim como também são fatores limitantes de movimentos do complexo articular intervertebral. (ZHANDAROV, et al., 2018). Cada disco é composto de três partes: o anel fibroso, uma série de anéis cartilagosos fibroelásticos que estão ao redor do disco e encarceram o núcleo pulposo e contribuem com a capacidade de maior resistência mecânica ao disco. O núcleo é uma substância gelatinosa composta 80% de água e sais minerais, auxiliando na maior capacidade de flexibilidade e maleabilidade do disco. A terceira parte do disco intervertebral são as placas cartilagosas que separam o núcleo e o anel dos corpos vertebrais. A circunferência dos discos acompanham as dos corpos vertebrais equivalentes à proximidade anatômica, assim os discos da cervical são os de menores dimensões da coluna vertebral. (SCAPINELLI, et al., 2006).

Na região cervical os discos não sofrem grandes forças compressivas quando comparados a outros segmentos mais caudais da coluna vertebral, porém a grande angulação lordótica desse segmento provê uma grande amplitude de movimento dessa região, destacando-se para os movimentos rotacionais devido à característica cinética trocóidea da articulação atlantoaxial que contribui imensamente para a grande amplitude de movimento rotacional

no segmento cervical quando comparado a outros segmentos da coluna (ZHANDAROV, et al., 2018).

#### 2.2.4- Estruturas Neuromeníngeas da Região Cervical

##### 2.2.4.1- Plexo Cervical

Formado pelos ramos ventrais dos quatro nervos cervicais superiores, inerva alguns músculos do pescoço, o diafragma, e área da pele na cabeça, pescoço e tórax. Cada ramo ventral anastomosa-se com o subsequente, formando três alças de convexidade lateral, dessas alças derivam ramos que constituem duas partes do plexo cervical, superficial (essencialmente sensitivas) que inervam a pele e profunda (essencialmente motoras) que inervam os músculos (ENGELHARDT, 2018).

##### 2.2.4.2- Plexo Braquial

Formado por ramos anteriores dos quatro nervos cervicais inferiores e do primeiro torácico. O quinto e sexto ramos formam o tronco superior, o sétimo ramo forma o tronco médio e o oitavo cervical e primeiro torácico formam o tronco inferior. Todo trajeto descendente desse plexo tem como destino os membros superiores. (JOTZ et al., 2017)

##### 2.2.4.3- Meninges

O sistema nervoso central é envolvido por membranas conjuntivas denominadas meninges, que são classicamente três: dura-máter, aracnóide e pia-máter. A meninge mais superficial é a dura-máter, sendo a mais espessa e resistente das três, rica em fibras colágenas, na região cervical esta membrana tem apenas o folheto interno (ao contrário da parte encefálica que possui o interno e o externo). A superfície externa dessa meninge na região cervical alta tem uma conexão mioneural com a musculatura suboccipital na região posterior principalmente nas duas primeiras vértebras cervicais (MAZGAJCZYK et al., 2013).

A aracnóide é uma membrana mais delgada que a dura-máter, da qual se separa por um espaço virtual, espaço subdural, contendo pequena quantidade de líquido necessário à lubrificação das duas superfícies de contato das duas membranas. Nesse espaço contém o líquido cérebroespinal, ou líquor, havendo ampla comunicação entre o encéfalo e a medula com as meninges (ENGELHARDT, 2018)

A pia-máter é mais interna das meninges aderindo intimamente à medula. Dando resistência aos órgãos nervosos, essa membrana acompanha os vasos que penetram no tecido nervoso a partir do espaço subaracnóideo, onde temos o líquido que protege os vasos de efeitos mecânicos das pulsações arteriais (DENNIS et al., 2014).

## **2.3 – Joelho com perda de extensão**

### **2.3.1- Encurtamento dos isquiotibiais.**

A possibilidade de diminuição de movimento de extensão de joelho está presente tanto em indivíduos sintomáticos quanto assintomáticos. O movimento restrito de extensão do joelho especialmente quando o quadril se encontra fletido pode representar uma diminuição na flexibilidade e elasticidade dos tecidos que se encontram posteriormente à coxa e à perna (OSTLERE, 2013).

Particularmente os isquiotibiais têm como seu posicionamento anatômico um de seus fatores para um grande índice de encurtamento muscular, o posicionamento mais verticalizado da pelve, principalmente no sexo masculino, assim como o posicionamento rotineiro de joelho flexionado e pelve em retroversão nas atividades laborais que se exercem na posição sentada, sedentarismo ou grande diminuição da atividade física provocando regressão do sistema elástico dos músculos, propiciando tal encurtamento (BRUKNER, 2015). A deficiência de flexibilidade desse grupo muscular pode acarretar alterações posturais de grande importância, como desvios posturais significativos, a limitação de flexão de tronco e quadril, retroversões significativas que podem levar a tensionamentos da fáscia lombosacra que podem gerar sintomatologias álgicas na região lombar e sacroilíacas (AHMAD, et al., 2013).

### **2.3.2 Tecidos Conectivos do Complexo do Joelho**

A cápsula articular do complexo do joelho abrange três articulações: tibiofibular proximal, tibiofemoral (compartimento medial e lateral) e patelofemoral. Posteriormente a cápsula se faz presente apenas nas duas primeiras, onde a conexão com articulação que envolve a patela não envolve uma correlação anatômica diretamente no segmento posterior desse complexo. A cápsula posteriormente se envolve intrinsecamente com os cornos posteriores dos meniscos, assim como os músculos que fazem parte dos

isquiotibiais (principalmente o semimembranoso), e o musculo poplíteo. Esta estrutura atinge um tensionamento em sua porção posterior principalmente com a translação anterior dos meniscos no movimento de extensão do joelho e o alongamento de todo grupamento muscular posterior (HINCKEL et al., 2017).

Os ligamentos cruzados localizados na fossa intercondilar do fêmur com suas fixações distais nos côndilos tibiais também sofrem alteração em seus comprimentos, atingindo tensionamentos ou afrouxamentos dependendo do movimento realizado. O cruzado anterior atinge seu tensionamento máximo na extensão completa do joelho, já o cruzado posterior na flexão a partir de 115 graus do mesmo complexo. Outro ligamento que também sofre tensionamento excessivo na extensão são os ligamentos meniscofemorais, principalmente no compartimento medial (GALI et al., 2017)

### 2.3.3- Mobilidade e Flexibilidade Neural

O sistema nervoso central e periférico deve ser considerado como unidade, formando um tecido contínuo, essa continuidade se dá de três maneiras, a primeira por um conceito cinético da mecânica através de transmissão de forças e movimentos pelos seus envoltórios conectivos. Segundo, essa continuidade é dada eletricamente por meio de sinapses que conectam neurônios primários com secundários e terciários de forma ascendente ou descendente. Por fim o sistema nervoso pode ser visto como contínuo quimicamente, onde os neurotransmissores periféricos e centrais são os mesmos e existe um fluxo axoplasmático de substâncias no interior do endoneuro (BREIG, 1960).

Compressões e alongamentos excessivos podem comprometer o fluxo sanguíneo e o transporte axonal, através da redução da área de secção transversal e conseqüente aumento da pressão intrafascicular, o que pode alterar as propriedades mecânicas e fisiológicas de um nervo, afetando sua neurodinâmica (STOLL e MÜLLER, 1999). Graças ao comportamento visco-elástico do tecido nervoso, suas propriedades estruturais e biomecânicas podem ser modificadas em resposta a estresse/ou posturas (ALLODI et al., 2012).

A falta de mobilidade neural provoca muitas vezes dor e diminuição da amplitude de movimento, esses sintomas têm origem devido a processos compressivos ou tensionamentos excessivos que geram focos isquêmicos e

por consequência estímulos álgicos no local atingido ou até mesmo em pontos mais distantes do local da irritação, como por exemplo, disfunções em nervos espinhais que acometem o axônio neural e prejudicam a cinesia de um complexo articular distal (BIALOSKY et al, 2008).

#### 2.4 - FásCIAS

A fáschia deve ser considerada como uma camada conectiva que recobre várias áreas por aderir perfeitamente a elas como um velcro, composta de fibras colágenas dispostas irregularmente que são marcadamente diferentes das fibras colágenas regularmente organizadas nos tendões, ligamentos, ou camada aponeurótica (WILLARD et al., 2012).

A fáschia circunda e conecta cada músculo (Ilustração 8), até mesmo a miofibrila mais fina, ossos, nervos, e cada órgão, formando um sistema fascial e continuidade corporal, e essa continuidade pode sofrer dissipação de forças mecânicas e até eletroquímicas em toda sua extensão (GRINNELL, 2008).

**Ilustração 8 - Fáschia muscular**



**Fonte:** NETTER (2015).

Embriologicamente, a fáschia deriva do mesoderma, sendo a continuação do tecido conectivo (GRINNELL, 2008). O sistema fascial consiste em várias camadas, cada uma caracterizada por diferentes direções e espessuras, as quais estão constantemente e conjuntamente se comunicando (CHAUDHRY et al., 2008). A fáschia é a filosofia de um corpo, significando que cada região corporal está conectada à outra. (VAN DER WAL, 2009).

Alguns estudos correlacionam um sistema fascial que se interliga aos diversos sistemas do corpo humano, assim como segmentos corpóreos, levantando-se possíveis hipóteses de sintomatologias clínicas associadas às disfunções neste sistema facial, como por exemplo, os encurtamentos

musculares, incluindo a musculatura dos isquiotibiais (BORDONI & ZANIER, 2014).

## **2.5- Amplitude de Movimento**

A amplitude de movimento é definida como deslocamento angular de uma articulação, podendo ter seu deslocamento aumentado ou diminuído quando executado de forma passiva ou ativa respectivamente, levando-se em consideração que diversos tecidos influenciam para uma maior ou menor resistência ao movimento articular, tais como: cápsulas articulares, ligamentos, músculos, tendão, pele (ALTER, 2010). Qualidades físicas como: mobilidade, elasticidade, plasticidade, maleabilidade influenciam diretamente a ADM, assim como a prática de alongamentos e flexionamentos também podem influenciar na amplitude, principalmente de forma aguda (DANTAS 2018).

Todas as qualidades se inter-relacionam para atingir a amplitude de movimento desejada, a mobilidade é qualidade no qual se refere ao movimento intra-articular e que confere o grau de liberdade articular, onde dentro dos princípios biomecânicos da cinemática teríamos os movimentos acessórios. A elasticidade tem relação direta com uma capacidade de deformação do tecido muscular e retorno ao seu estado original com maior facilidade, já a plasticidade tem seu grau de deformação ampliado cronologicamente, principalmente depois de cessada uma força externa aplicada a articulação. A pele é um dos tecidos que também contribuem com a amplitude movimento e sua qualidade a ser destacada é a maleabilidade que é definida como frutos das acomodações sofridas pelas forças tensivas aplicadas a epiderme durante a execução do movimento (DANTAS, 2018).

A flexibilidade relaciona-se, principalmente, à elasticidade muscular e à maleabilidade da pele que são influenciadas pela idade, pois tendões e fâscias musculares são particularmente mais suscetíveis a espessamentos principalmente na terceira idade (ALTER, 2004). As mulheres em geral são mais flexíveis que os homens, isso se deve principalmente a uma questão estrogênica que retêm uma quantidade maior de água e tecido adiposo e em contrapartida por uma ação androgênica dos hormônios masculinos que causam aumento da massa muscular causando assim uma menor elasticidade muscular devido ao aumento de tonicidade (HOLLMAN & HETTINGER, 2005).

A flexibilidade muscular pode ser definida como a capacidade que um músculo tem de alongar-se, permitindo que uma articulação mova-se por meio da sua amplitude de movimento, ou pela relação existente entre o comprimento e a tensão de um músculo alongado. É uma capacidade individual que depende de fatores como herança genética, sexo, idade, volume muscular e tecido adiposo, podendo, também, ser influenciada por fatores externos como temperatura ambiente e prática de exercícios físicos (DANTAS, 2018).

O treinamento da flexibilidade propicia o aumento ou manutenção do comprimento da unidade músculo-tendão e possíveis adaptações de tecidos moles e periarticulares envolvidos no arco de movimento. O alongamento se trata de um exercício de distanciamento entre origem e inserção musculares realizado em intensidade submáximas, e o flexionamento se diferencia basicamente deste pois se realiza em uma intensidade máxima (DANTAS & CONCEIÇÃO, 2017).

O alongamento refere-se habitualmente a trabalhos que mantenham os níveis de flexibilidade e a realização de arcos articulares alcançados normalmente, sem forçamento sobre a articulação. Sua principal atuação, portanto, se dá sobre componentes plásticos, elásticos e inextensíveis, principalmente devido a sua baixa intensidade, os efeitos são reversíveis ao cessar do movimento, as terminações nociceptivas não serão estimuladas, além de produzir estímulos abaixo do limiar de excitabilidade dos proprioceptores (DANTAS et al., 2011).

O flexionamento refere-se a uma forma de trabalho que visa aumentar a flexibilidade por meio de arcos de amplitude articular superiores aos originais, portanto, sua intensidade é maior do que quando comparado ao alongamento. Sua maior intensidade prova adaptações duradouras nos componentes plásticos, elásticos e inextensíveis, além que as terminações dolorosas podem ser estimuladas e seus mecanismos de propriocepção produzem estímulos acima do limiar de excitabilidade (DANTAS & CONCEIÇÃO, 2017).

#### 2.5.1- Hipomobilidade Articular

Uma articulação hipomóvel, ou seja, com sua ADM diminuída, pode estar associada a problemas posturais, algias, níveis de lesão, diminuição da vascularização local, aparecimento de aderências cicatriciais teciduais, e aumento de tensões neuromusculares (TAYLOR et. al., 1990). As condições

que podem levar ao encurtamento adaptativo ao redor de uma articulação e perda subsequente da amplitude de movimento incluem imobilização prolongada, mobilidade restrita, doenças de tecido conectivo ou neuromusculares, processos patológicos nos tecidos devido a trauma e deformidades ósseas congênicas e adquiridas (KISNER e COLBY, 2015).

#### 2.5.1.1 Encurtamento muscular

A flexibilidade muscular está intrinsecamente relacionada anatomicamente pelos segmentos periféricos do complexo miotendinoso, denominados assim de origem (fixação proximal) e inserção (fixação distal). Tensionamento e/ou compressão está correlacionado diretamente ao estado adaptativo do ventre muscular quando este não se encontra em contração isotônica concêntrica (CATTELAN & MOTA, 2002).

Os encurtamentos musculares são avaliados, e diagnosticados por meio de testes de tensionamento de um determinado grupo muscular, para se avaliar o arco de movimento antagônico, a ação principal do músculo avaliado. O *déficit* é avaliado por incapacidade de finalizar o movimento ou até mesmo a presença de um quadro álgico ou de desconforto muscular. Anatomicamente, por estruturas interligadas, não podemos confirmar e afirmar que a limitação dá-se exclusivamente por estruturas musculares, porém na movimentação ativa cabe lembrar que juntamente com o tecido neural os músculos são os únicos com qualidade de contractilidade, supondo assim também como o seu possível encurtamento como causa maior da limitação ou incompleta amplitude de movimento articular (LEDERMAN, 2001).

## 2.6- Fundamentação das Terapias Manuais

Segundo Mahel (2014) as terapias manuais que foram amplamente difundidas como método de reabilitação principalmente entre os fisioterapeutas podem ser classificadas conforme o método de aplicação da técnica, ou do tecido envolvido primordialmente no tratamento de determinada disfunção osteomioarticular, fundamentando-se no tecido a ser focado na terapia manual, destacando-se assim as técnicas: musculares, neurais, e articulares.

Nas terapias manuais com ênfase no sistema muscular, temos como principio básico que muitas sintomatologias álgicas, alterações de cinesia podem advir do aparecimento acomodativo do tecido musculotendinofascial, uma vez que os encurtamentos destes podem ocasionar reposicionamentos

articulares e conseqüentemente de segmentos corpóreos. Se biomecanicamente algum sistema não conseguir se adaptar a tal reposicionamento, terão como conseqüência um comprometimento de compressão ou tensionamento excessivo de estruturas nervosas que podem levar a dor num determinado local, sabendo-se que o local que apresenta determinada sintomatologia não necessariamente é o local de causa do sintoma. Dentre as técnicas que mais se destacam como objetivo de tratamento desse sistema podemos destacar a Reeducação Postural Global-RPG, o método Isso-Stretching, difundidas respectivamente pelos fisioterapeutas: Phillippe Souchard, Bernad Redondo, ambos de nacionalidade francesa, além de grandes contribuições do Dr. Leopold Busquet (MARQUES, 2005).

Segundo Junior e Teixeira (2007), muitas sintomatologias ortopédicas têm como disfunção principal ou coadjuvante o sistema neural envolvido em sua causa ou conseqüência sintomática. Compressões ou tensionamentos excessivos podem levar a uma cicatrização do epineuro do axônio, ou das raízes nervosas, ocasionando como seqüela a falta de flexibilidade ou deslizamento do nervo, surgindo disfunções musculares e/ou articulares que se apresentam como quadro álgico ou hipocinesia. O princípio baseia-se em aplicar um tratamento mecânico para o tecido neural, dentre os métodos de tratamento mais difundidos por terapia neural temos a Mobilização Neural e a Neurodinâmica, aperfeiçoados respectivamente pelos fisioterapeutas David Butler e Michael Shacklock (BASSON et al., 2015)

A biomecânica articular com seus princípios ostecinemáticos e principalmente artrocinemáticos fundamentaram técnicas de terapias manuais que sugerem desde manipulação a mobilizações suaves em diversas articulações, desde as mais rígidas como as Sinartroses até as de maior amplitude de movimento como as diartroidais, também conhecidas como sinoviais (LEDERMAN, 2001). As técnicas visam primordialmente incrementar micromovimentos nas articulações que são consideradas hipomóveis por meio de uma avaliação específica, dependendo do fundamento e/ou princípio da técnica. Quase que a totalidade das técnicas parte do pressuposto que a hipomobilidade articular independe da sua localização, pois sua presença na

avaliação física já pode ser considerada o principal causador das sintomatologias do sistema músculoesquelético.

As manipulações articulares também conhecidas como técnicas que viabilizam um estalido audível na articulação, conhecido como **“thrust”**, visam principalmente o ganho de mobilidade articular por meio de posicionamentos extremos na articulação, pela execução de uma manobra de baixa amplitude e alta velocidade articular (BORGES et al., 2018). As técnicas de manipulação mais difundidas mundialmente são a Quiropraxia e a Osteopatia, elaboradas e estudadas inicialmente e pioneiramente por Daniel David Palmer e Andrew Taylor Still respectivamente (APTA, 2001).

Dentre as mobilizações articulares, que são terapias de técnicas oscilatórias de baixa intensidade vetorial de forças nas articulações, ou ainda técnicas de reposicionamento articular passivo ou ativo, destacam-se duas formas de terapias, Maitland e Mulligan (MAHEL, 2014). Geoff Maitland foi o precursor da técnica de mobilizações articulares principalmente nos complexos intervertebrais, ele atribuiu possibilidades de amplitude oscilatórias, do grau I a grau V, desde oscilações envolvendo tecidos da epiderme até as manipulações (BORGES et al., 2018). Posteriormente as técnicas de mobilizações pelo método Maitland foram ampliadas para os complexos articulares de membros superiores e inferiores, e todas as possibilidades dessa terapia começaram a ser associadas com as técnicas do método Freddy Kalteborn, e com essa junção inicia-se a introdução do conceito Mulligan nas disfunções neuro-ortopédicas (NETO E PITANCE, 2015).

#### 2.6.1 Conceitos Mulligan

A junção de reposicionamentos articulares por métodos manuais adicionados a movimentos ativos e técnicas de oscilação articular são à base do conceito MULLIGAN de tratamento nos distúrbios mecânicos ortopédicos. Seu mentor Brian R. Mulligan é um fisioterapeuta norte americano que iniciou sua difusão de tratamento principalmente na Nova Zelândia. Ele desenvolveu técnicas que se distribuem em três pilares de tratamento: a mobilização com movimento – MWM, cuja força manual é exercida sobre um segmento e sustentada enquanto a ação ativa do paciente ocorre; as mobilizações sustentadas apofisárias - SNAGS, que são técnicas de sustentação em pilares articulares vertebrais com sustentação ativa da coluna; e por fim as

mobilizações oscilatórias apofisárias- NAGS na qual obedecemos aos pequenos deslizamentos nos pilares articulares aplicados à região cervical (NETO E PITANCE 2015).

#### 2.6.1.1- Natural Apophyseal Glides

Dentre as técnicas de terapias manuais contidas no conceito Mulligan, destaca-se para aplicabilidade nas disfunções biomecânicas da região cervical, o Natural Apophyseal Glides- NAGS, que traduzindo para o português “Deslizamento Naturais Apofisários”, técnica que pode ser definida por mobilizações oscilatórias aplicáveis às articulações facetárias desde a segunda vértebra cervical até a sétima vértebra cervical que tem como objetivo principal ganho de amplitude de movimento com ausência de desconforto, diminuição do quadro algico local, além de diminuição da rigidez nessa região. Os efeitos pós-mobilizações provocam estímulos mecânicos em estruturas capsulares, cuja cápsula das articulações zigoapofisárias tem a possibilidade de ganhar maior flexibilidade e conseqüentemente ganho de amplitude nessa articulação (McDOWELL et al., 2014).

A técnica denominada como Natural Apophyseal Glides/NAGS é uma das vertentes do conceito Mulligan difundido por quase todos os continentes por meio de seus professores credenciados e aptos a repassarem todos os conceitos teóricos e práticos do conceito. Atualmente é uma das técnicas de terapia manual com maior difusão e uso clínico dentre os profissionais da reabilitação, principalmente o fisioterapeuta, tendo como principio básico de que em todo distúrbio articular existe uma falha posicional nas articulações facetarias intervertebrais dessa região (McDOWELL et al., 2014).

Mulligan (2009) descreve a terapia pelo método NAGS sendo executada a partir de uma estabilização com a falange intermédia do quinto dedo nas facetas articulares próximas das sintomatologias algicas relatada pelo paciente, e com a mão oposta posiciona-se o primeiro metacarpo nessa falange iniciando assim uma oscilação suave e constante num direcionamento de 90° na região de cervical alta (C1, C2 e C3) e a 45° na região de cervical baixa (C4-T1), num direcionamento de mobilização pósterio-anterior.

A cinemática das articulações zigoapofisárias da região cervical podem ser restabelecidas com a aplicação do NAGS na região sintomática desta região (HEARN e RIVETT, 2002) resultando em um efeito simpatoexcitatório

que pode ser instrumental na resposta analgésica e de relaxamento de tecido conjuntivo, incluindo o sistema fascial, aumentando a amplitude de movimento na região cervical quando na presença de sintomatologias álgicas e de hipomobilidade (MOULSON e WATSON, 2006). O NAGS tem sua efetividade comprovada na diminuição das dores cervicogênicas assim como em suas sequelas hipocinéticas desta região (REID et al., 2008).

#### 2.6.1.1.1- Indicações Clínicas

Traumas de característica mecânica, crônico ou agudo, na região cervical podem evoluir para quadros mais severos de disfunções neuro-ortopédicas tais como: cervicobraquialgia, torcicolos, síndrome do desfiladeiro torácico, discopatias cervicais, em que hipocinesia da região quase sempre se faz presente, juntamente com quadro álgico e parestesias (STERLING et al., 2003). A Hipomobilidade cervical vem como causa e por vezes consequências dessas patologias citadas, a Natural Apophyseal Glides- NAGS vem a ser uma técnica com resultados bastante satisfatórios no ganho de amplitude de movimento, assim como diminuição do quadro álgico, restabelecendo a artrocinemática das articulações zigoapofisárias cervicais (REID et al., 2015).

O NAGS aplicado mais usualmente na região cervical alta, de occipital até a quarta vértebra cervical, tem suas indicações clínicas indicadas principalmente para cefaleias, tensionamentos e rigidez excessiva na região suboccipital, pontos gatilhos próximos à base do crânio, quadro álgicos que podem levar a turvamentos e vertigens. A mesma técnica aplicada na região cervical baixa, da quinta vértebra cervical até a primeira vértebra torácica, tem sua aplicabilidade maior em quadros dolorosos que têm sua intensidade aumentada com a movimentação do pescoço em alguns dos planos de movimento (NETO E PITANCE 2015).

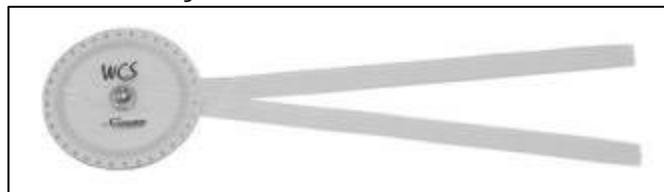
## **2.7 - Avaliação de Amplitude de Movimento Articular**

Os instrumentos de mensuração de amplitude de movimento de complexos articulares são utilizados de forma ampla nas áreas de ciências médicas, do esporte e reabilitação física, por profissionais das diversas áreas da saúde: fisioterapeutas, profissionais da educação física, enfermeiros, médicos e terapeutas ocupacionais, cujos métodos avaliativos dessa qualidade física corporal visam quantificar parâmetros angulares com intuito de

diagnosticar *déficits* ou excesso de movimento em complexos articulares (NORKIN e WHITE, 2003).

Até os dias atuais, o instrumento mais utilizado para medida de amplitude de movimento (ADM) ainda é o goniômetro universal, que é composto por três partes distintas: eixo ou fulcro, haste fixa e haste móvel (Ilustração 9). O eixo é posicionado sempre o mais próximo da principal articulação do complexo avaliado. A haste fixa ficará posicionada no segmento que se encontrará imóvel durante a avaliação de ADM. A haste móvel ficará posicionada no segmento que realizará o movimento na direção desejada na mensuração (DANTAS, 2017). Clinicamente o goniômetro universal e o goniômetro pendular (flexímetro), este último de utilização mais simples por não necessitar ser posicionado em referências anatômicas, são utilizados amplamente por fisioterapeutas para diagnosticar hipo ou hipermobilidades articulares, a fim de aplicá-los em momentos distintos de pré e pós-tratamentos fisioterapêuticos para averiguar perdas ou ganhos de amplitude de movimento articular. O goniômetro universal tem uma aceitação de fidedignidade maior nos resultados angulares quando comparado ao flexímetro (SILVA et al., 2011)

**Ilustração 9 - Goniômetro Universal**



**Fonte:** SANTANA et al. (2010)

#### 2.7.1- Goniometria Radiológica

A radiografia é o registro fotográfico de uma imagem produzida pela passagem de raios X através de um objeto (GARCIA, 2002). Descoberta em 1895, por Wilhelm Conrad Röntgen, ainda hoje representa uma ferramenta fundamental do exame clínico, auxiliando no diagnóstico e no plano de tratamento, além de orientar e controlar a terapêutica (HERMANN, 1990; SPRIGLE et al., 2003; DEENIK et al., 2008; FUCHS-WINKELMANN et al., 2008; PEARMAN et al. 2009). Como a radiografia faz com que todos os elementos ultrapassados pelo feixe de radiação fiquem projetados em um só plano, ela causa uma superposição de imagens. Esta superposição muitas vezes impede que se localizem estruturas de interesse (KOCH et al. 1997).

A Comissão Nacional de Energia Nuclear, CNEN, é um órgão federal que tem por objetivo assegurar que as instalações que utilizam radiações ionizantes façam-no corretamente, dentro dos critérios e das normas de radioproteção. Isto vem garantir que os níveis de radiação sejam tão baixos quanto o razoavelmente exequível, acarretando, conseqüentemente, a minimização de exposição às radiações ionizantes da população como um todo (MENDES et., 2004; OLIVEIRA et al., 2008). Contudo, a CNEN estabelece critérios bastante rigorosos quanto ao uso deste procedimento. Isto se deve ao acúmulo de uma pequena dose de radiação, em um volume elementar de matéria, (dose absorvida) na região alvo durante o exame radiográfico (BRASIL, 2005).

Apesar da existência de todos diversos equipamentos para mensuração da amplitude de movimento, o padrão ouro é a goniometria realizada na imagem por raios X ou por ressonância magnética da articulação a ser avaliada (HERMANN, 1990). A goniometria radiológica tem sido utilizada como padrão mais fidedigno e de maior confiabilidade para avaliação de amplitude de movimento articular (SACO et al., 2007; NORKIN e WHITE, 2003). As radiografias têm seus acidentes anatômicos identificados com índice de subjetividade mínimo, facilitando protocolos de fidedignidade inter e intra examinadores, esses acidentes servem por vezes de parâmetro de posicionamento do goniômetro nas suas três partes: eixo, haste fixa e móvel (NORKIN & WHITE, 2003).

A partir de imagens radiográficas é possível traçar linhas e ângulos sobre as estruturas corporais e, assim, mensurar em graus a quantidade de movimento permitida por uma articulação ou a angulação de uma posição articular (JÚNIOR & NERY, 1994; FUCHS-WINKELMANN et al., 2008). Este método é conhecido por goniometria radiológica e, de acordo com Clarkson (2002), constitui o meio mais preciso de se avaliar o movimento articular.

A literatura traz ainda que o examinador ao mensurar umas das dimensões ósseas na imagem radiográfica, como largura ou espessura dependendo do plano da realização do exame, pode traçar as bisetrizes longitudinais ao longo das diáfises e epífises dos ossos que formam a articulação avaliada. Ao se ter duas bisetrizes que se encontram num determinado ponto da imagem, um ângulo é formado a partir deste, e esse será

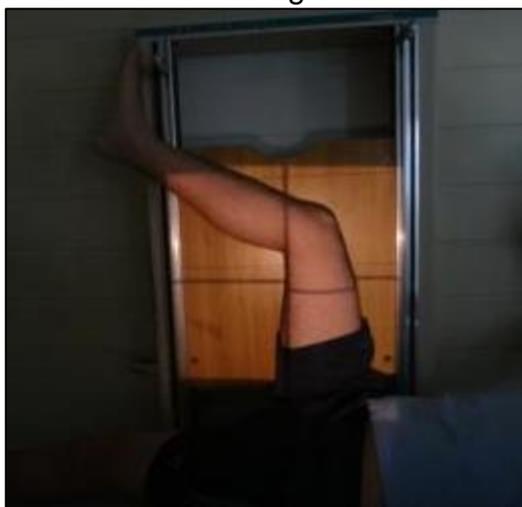
o ângulo a ser considerado na articulação no momento do exame. (COELHO, 2006).

#### 2.7.1.1- Goniometria Radiológica no Complexo do Joelho

Brosseau et al (2001) realizaram um estudo observacional analítico visando verificar a confiabilidade e a validade de três diferentes métodos de avaliação de ADM do complexo articular do joelho no plano sagital e coronal. Nesse trabalho, a imagem radiológica foi utilizada como padrão ouro para esse tipo de avaliação. A metodologia para a obtenção das radiografias foi aprovada pelo comitê de radiologia do Ottawa Hospital (USA) e consistiu em: serem feitas por um técnico em radiologia especializado, utilizando-se uma dose aceitável de 0,1 mSv e de um protetor de gônadas. A ampola de raios X foi posicionada de forma perpendicular ao plano sagital e no centro do joelho.

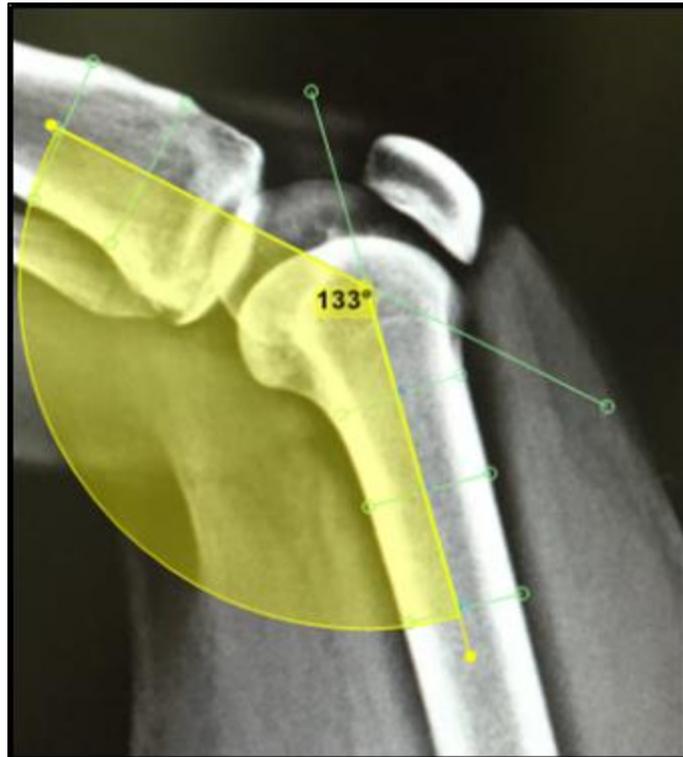
As imagens obtidas na radiografia para avaliação da amplitude de movimento do joelho devem ser preferencialmente obtidas em perfil (Ilustração 10), para que a articulação tibiofemoral fique em sua imensidão com total visualização, assim como pelo menos o terço distal do fêmur e o terço distal da tibia. As bissetrizes podem ser obtidas pelas diáfises destes ossos até que as duas linhas se tornem perpendiculares e forme um ângulo de extensão ou flexão (ilustração 11) a depender do objetivo da pesquisa (SMITH et al.,2003).

#### **Ilustração 10** - Exame Radiográfico do Joelho em perfil



**Fonte:** Pesquisa do Autor.

### Ilustração 11 - Goniometria Radiológica



Fonte: Pesquisa do Autor

### 2.8 - Percepção de Esforço

Outra variável a ser estudada é a percepção de esforço na realização do movimento. O estudo da percepção de esforço (PE) ou esforço percebido começou por volta de 1950, através do pesquisador sueco Gunnar Borg (NOBLE, ROBERTSON, 1996). Embora a Percepção Subjetiva do Esforço (PSE) (Quadro 1) tenha sido inicialmente desenvolvida para o controle da intensidade de exercícios predominantemente aeróbicos (BORG, 1982), estudos demonstraram evidências que indicaram a sua validade e a sua reprodutibilidade durante outros tipos de exercícios (DAY et al., 2004). Tal esforço está intimamente ligado à intensidade do exercício, pois é resultado da integração de sinais aferentes, provenientes dos sistemas músculo esquelético, cardiovascular e pulmonar (BORG, 1982).

**Quadro 1** - Escala de Percepção de Esforço de BORG original

06-
07- Muito fácil
08-
09- Fácil
10-
11- Relativamente fácil
12-
13- Ligeiramente cansativo
14-
15- Cansativo
16-
17- Muito cansativo
18-
19- Exhaustivo
20-

**Fonte:** BORG (1982).

A estrutura conceitual para a observação do esforço percebido é derivada de duas linhas convergentes de investigação: a da observação de comportamento e a da percepção visual. Através da integração dos sinais centrais e periféricos, a percepção de esforço realizado é apontada pela classificação numérica e/ou pela expressão verbal, assim, a valoração do esforço percebido representa um poderoso instrumento para monitorar a intensidade do esforço e é frequentemente usada em testes de esforço progressivo (FARINATTI et al., 1997).

#### 2.8.1 - Percepção de Esforço de Flexibilidade

A Escala de Esforço Percebido na Flexibilidade (PERFLEX) apresenta grande potencial para a avaliação da intensidade necessária, a fim de se atingir os grandes arcos de movimento articular que caracterizam a flexibilidade nos parâmetros de alongamento e flexionamento, conforme demonstram as correlações alcançadas entre os métodos utilizados, principalmente a goniometria (DANTAS, 2008).

**Quadro 2** - Escala de esforço percebido na flexibilidade

Nível	Descrição da sensação	Efeito	Especificação
0 - 30	normalidade	mobilidade	não ocorre qualquer tipo de alteração em relação aos componentes mecânicos, componentes plásticos e componentes inextensíveis.
31 - 60	forçamento	alongamento	provoca deformação dos componentes plásticos e os componentes elásticos são estirados ao nível submáximo.
61 - 80	desconforto	flexionamento	provoca adaptações duradouras nos componentes plásticos, elásticos e inextensíveis.
81 - 90	dor suportável	possibilidade de lesão	as estruturas músculo-conjuntivas envolvidas são submetidas a um estiramento extremo, causando dor.
91 + 110	dor forte	lesão	ultrapassa o estiramento extremo das estruturas envolvidas incidindo, principalmente, sobre as estruturas esqueléticas.

**Fonte:** DANTAS et al., 2008.

## **CAPÍTULO III**

### **3. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS**

#### **3.1. Delineamento do Estudo**

Este estudo foi considerado um ensaio clínico randomizado, triplo cego, comparando o efeito e valor de uma intervenção, em seres humanos, no qual os voluntários são distribuídos aleatoriamente nos grupos: experimental (GE), grupo sham (GS) e grupo controle (GC) (THOMAS et al, 2012).

#### **3.2. Universo, Amostragem, Amostra e Local**

##### **3.2.1. Universo**

O universo do estudo foi composto por alunos de graduação do curso de Fisioterapia da Faculdade Cathedral e do curso de Licenciatura em Educação Física da Universidade Estadual de Roraima-UERR, perfazendo um total de 45 estudantes. O local escolhido se justifica porque o autor desta pesquisa é professor destas duas instituições em ambos os cursos e por facilidade de comunicação com esses possíveis voluntários optou-se por estas duas instituições de ensino superior para ser o nosso universo amostral.

##### **3.2.2 Amostragem**

Os alunos foram convidados a participar do estudo, mediante comunicado verbal nas salas de aula e comunicado afixado nos murais informativos da Faculdade Cathedral e Universidade Estadual de Roraima.

Critérios de inclusão: adultos do sexo masculino, com idade entre 18 e 25 anos, que apresentem diminuição da ADM do movimento de extensão do joelho enquanto o quadril se encontra a 90°, ou seja, que não obtenham uma extensão completa, bilateralmente, verificado pelo teste de Lasegue adaptado a encurtamento (SANTANA et al., 2010) e que não tenham conhecimento prévio das técnicas aplicadas no estudo.

Critérios de exclusão: voluntários com distúrbios osteomioarticulares em membros inferiores e/ou coluna vertebral; voluntários que fizeram uso de medicação com efeito analgésico e/ou relaxante muscular; voluntários que tenham extensão completa de joelho, 180° (Ilustração 12), ou terem realizado atividade física de flexibilidade nas últimas 48 horas.

### Ilustração 12 - Joelho em extensão completa de 180°



Fonte: Pesquisa do Autor.

#### 3.2.3. Amostra

Todos os voluntários que se enquadraram nos critérios de inclusão foram separados em grupos experimental, sham, e controle. Através de sorteio aleatório simples no período das avaliações físicas todos voluntários submetidos à avaliação diagnóstica fizeram parte dos dados relativos ao cálculo do 'n' amostral (BARRETO e RIBEIRO, 2004) abaixo especificado.

$$n \geq \left( \frac{Z_{\alpha/2} * \sigma}{d} \right)^2$$

Onde:

$Z_{\alpha/2}$  = valor de Z (para um grau de confiança de 95%,  $Z = 1,96$ )

n= número de sujeitos

$\sigma$  = variância estimada

d = erro máximo de estimativa

#### 3.2.4- Local

O estudo foi realizado na Clínica de Imaginologia Neuroscan, localizada na Rua José Coelho, nº 38 - Centro, em Boa Vista – Roraima, CEP 69301-300.

### **3.3. Ética da Pesquisa**

A presente pesquisa atendeu as normas para a realização de pesquisa em seres humanos, de acordo com as diretrizes estabelecidas na Resolução 466 (2012) do Conselho Nacional de Saúde, já tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, conforme CAAE nº. 68959617.0.0000.5285 e Parecer nº. 2.213.862 (Anexo I).

Foi coletada a assinatura de todos os participantes do estudo no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido contendo: objetivo do estudo, riscos, benefícios, procedimentos de avaliação, possíveis consequências, caráter de voluntariedade da participação do sujeito e isenção de responsabilidade por parte do avaliador e por parte da Instituição que abrigou o estudo.

Além disso, também foi elaborado um Termo de Informação à Instituição na qual se realizou a pesquisa, contendo os mesmos itens do termo de consentimento livre e esclarecido.

### **3.4. Material e Método**

#### **3.4.1. Procedimentos Preliminares:**

Preliminarmente foram feitos os procedimentos relativos à captação da amostra, conforme especificado no item 3.2.2.

Em um segundo momento foi adotado o procedimento com relação à ética da pesquisa, com assinatura do termo, conforme o item 3.3.

Numa terceira etapa foi feita uma reunião com os possíveis integrantes do estudo para aplicação dos critérios de inclusão e exclusão, com aplicação da anamnese e coleta de dados antropométricos tais como: massa, altura (Apêndice II), estas informações foram coletadas por duas acadêmicas do último semestre do curso de graduação de fisioterapia, ambas receberam todo treinamento adequado para tal avaliação a fim de obter o máximo de padronização nos dados coletados.

Numa última etapa, os voluntários foram divididos randomicamente por sorteio simples, durante a entrada do pesquisador 2 no local de aferição dos dados, em três grupos distintos, Grupo Experimental- GE, Grupo Sham- GS, Grupo Controle – GC. Cada um dos grupos com 15 voluntários.

Salienta-se a distinção das funções de dois pesquisadores principais neste estudo, o pesquisador 1 teve a função única e exclusiva de participar da coleta de dados, goniometria radiológica e percepção de esforço subjetiva em dois momentos distintos, pré e pós intervenção. O pesquisador 2 teve como função única a aplicação da técnica NAGS nos grupos experimentais e instruir os grupos sham e controle.

#### 3.4.2. Avaliação Diagnóstica

Neste item foram avaliadas as variáveis dependentes do presente estudo: amplitude de movimento e percepção de esforço de flexibilidade, respectivamente por meio de radiografia goniométrica e a PERFLEX. Todos os procedimentos avaliativos foram realizados pelo pesquisador 1. Tal pesquisador se encontra em doutoramento, é fisioterapeuta, e recebeu todo treinamento adequado e padronizado para tal coleta de dados. As variáveis dependentes foram coletadas sempre no membro inferior dominante do voluntário, essa informação foi coletada previamente na ficha de anamnese, tal conduta foi adotada apenas por critério de facilitar a execução do movimento por parte do voluntário, que possui uma habilidade motora maior no membro dominante e por consequência uma facilidade maior de execução do movimento de extensão de joelho por parte do voluntário.

##### 3.4.2.1 Amplitude de movimento

A amplitude de movimento foi realizada com o método da goniometria radiológica. Inicialmente o sujeito é posicionado em decúbito dorsal, com flexão de quadril em 90° (ilustração 13) e orientado a estender o joelho o máximo que for possível (SANTANA et al., 2010), nesse instante é feita uma radiografia de perfil do joelho do voluntário (ilustração 14). Assim, a medida angular do arco de movimento de extensão do joelho será mensurada com a perpendicular das bissetrizes do fêmur e da tíbia e o ângulo obtido, esse ângulo sendo mensurado pelo goniômetro na própria radiografia (COELHO, 2006). A

avaliação será realizada pelo pesquisador 1 em dois momentos, pré e pós-teste.

**Ilustração 13** - Posição inicial para mensuração de ADM de extensão do joelho



Fonte: Pesquisa do Autor.

**Ilustração 14** - Exame radiográfico de perfil do joelho



Fonte: Pesquisa do Autor

#### 3.4.2.2 Escala de Esforço Percebido na Flexibilidade (PERFLEX)

O voluntário visualizou a escala de esforço e foi orientado a estender o joelho ao máximo que conseguisse, e foi solicitado a ele que quantificasse a sensação descrita na PERFLEX (Ilustração 15), numa escala que tem amplitude de 0 a 110 (Tabela 2) que demonstra uma perceptividade de intensidade de normalidade até dor forte (DANTAS et al, 2008). A avaliação foi realizada em dois momentos pelo pesquisador 1, pré e pós-teste.

**Ilustração 15** - Voluntário Visualizando a PERFLEX durante a execução de extensão do joelho



Fonte : Pesquisa do Autor

### 3.4.3. Intervenção

As técnicas de terapia manual pelo conceito Mulligan/NAGS, ou aplicação de técnicas placebos pertencentes ao grupo Sham, ou acompanhamento do grupo controle couberam ao pesquisador 2, este com graduação em Fisioterapia e com formação complementar na técnica de terapia manual Mulligan, e com mais de 10 anos atuando com a técnica na área de reabilitação ortopédica. O momento de intervenção deste pesquisador será imediatamente após a avaliação descrita no momento pré- teste, e anteriormente ao da avaliação pós - teste conforme descrito no item 3.4.2.1 e 3.4.2.2. O voluntário participou de um sorteio randômico, onde foi solicitado o próprio sorteasse, e logo em seguida a sua inclusão em um dos três grupos da pesquisa, GE, GS ou GC.

#### 3.4.3.1. Aplicação da técnica Natural Apophyseal Glides - Grupo Experimental - GE

Para esta aplicação, o voluntário se sentou enquanto, o pesquisador 2 se posicionava ântero-lateralmente ao voluntário (do lado mais confortável para o pesquisador), para que a parte inferior do tronco do examinador ficasse em contato com a superfície anterior do ombro do voluntário. O voluntário permaneceu com o pescoço e a cabeça na posição neutra, enquanto o pesquisador posicionou a falange proximal ou intermédia do dedo mínimo na região do pilar articular da vértebra C2, especificamente nas facetas que se articulam com a vértebra C1, com a outra mão o terapeuta utilizou a margem

lateral da eminência ténar que é posicionada na falange proximal ou intermédia da mão contralateral do próprio examinador. A partir desse momento foram aplicados movimentos lentos e oscilatórios numa direção pósterio-anterior destas facetas, fazendo com que ocorresse uma pequena mobilização articular na articulação atlantoaxial (Ilustração 16). O tempo de oscilação aplicado pelo pesquisador foi de 60 segundos e em hipótese alguma o voluntário relatou qualquer sintomatologia clínica durante a aplicação da técnica (MULLIGAN, 2009).

**Ilustração 16** - Aplicação da técnica NAGS. Visão posterior e lateral



**Fonte:** Pesquisa do Autor.

#### 3.4.3.2. Aplicação da técnica Placebo- Grupo Sham- GS

Ao voluntário do grupo Sham foi orientado a ficar sentado com a cabeça na posição de neutralidade, o pesquisador 2 apenas coube intervir com um leve toque com as superfícies digitais de seus dedos na região cervical a nível de epiderme, sem qualquer tipo de digitopressão por parte do avaliador (Ilustração 17), a intervenção descrita teve duração de 60 segundos.

**Ilustração 17** - Aplicação de toque suave na região suboccipital



**Fonte:** Pesquisa do Autor.

**3.4.3.3. Aplicação da observação Controle - Grupo Controle- GC**

Ao voluntário do Grupo Controle somente foi instruído a ele que permanecesse sentado (Ilustração 18) pelo período de 60 segundos entre a avaliação pré e pós-teste.

**Ilustração 18** - Voluntário na Posição Sentada



**Fonte:** Pesquisa do Autor

#### 3.4.4. Avaliação Somativa:

Imediatamente após a intervenção, foi repetida a avaliação descrita no item 3.4.2.1, e 3.4.2.2.

### 3.5. Dificuldades e Limitações Encontradas

Durante a realização desse projeto ocorreram alguns casos de imagem radiológica inadequada, assim automaticamente o voluntário deveria retornar num outro dia. Alguns voluntários da pesquisa se comprometeram a participar do estudo, porém no dia proposto à realização do estudo eles não compareceram.

### 3.6. Procedimento de Análise de Dados

Os procedimentos estatísticos propostos para a adequada análise dos dados visaram caracterizar a amostra e testar as hipóteses formuladas, sendo grupados da seguinte forma:

#### 3.6.1. Estatística Descritiva

O emprego de técnicas da estatística descritiva visou caracterizar o universo amostral pesquisado. Para a descrição dos dados coletados foram utilizadas medidas de localização e de dispersão. Dentre as primeiras, foram calculadas: média ( $\bar{x}$ ) e mediana ( $Md$ ), que são medidas de tendência central, ou seja, que identificam a localização do centro do conjunto de dados. As medidas de dispersão estimam a variabilidade existente nos dados. Com este intuito, estima-se o erro padrão, o coeficiente de variação (CV%) e o desvio-padrão ( $s$ ), conforme indicado na literatura consultada (THOMAS et al, 2012)

#### 3.6.2. Estatística Inferencial

Inicialmente, verificaram-se os dados coletados serão gaussianos, realizando o teste de *Shapiro Wilk*. Isto permitiu determinar os procedimentos paramétricos (no caso de distribuições próximas à normalidade) ou não paramétricos.

Em seguida, para caracterizar a homogeneidade dos dados colhidos foi realizado o teste de *Levene*.

A abordagem empregada foi paramétrica, por ser indicada para grupos que se apresentam próximos a uma distribuição normal ou para uma distribuição que não seja fortemente não-normal, em que as exigências de

normalidade e igualdade de variâncias podem ser mais flexíveis os procedimentos utilizados serão os indicados a seguir:

O método de análise de variância TWO WAY ANOVA, para as comparações intragrupos e intergrupos. Para identificar as possíveis diferenças das comparações intergrupos foi utilizado o procedimento *Post Hoc Tukey*; (SONIA, 2016; THOMAS et al., 2012;).

### 3.6.3. Nível de Significância e Potência do Experimento

O presente estudo, com a finalidade de manter a cientificidade da pesquisa, admitiu o nível de significância de  $p < 0,05$ , isto é, 95% de probabilidade de que estejam certas as afirmativas e/ou negativas denotadas durante as investigações (erro  $\alpha$ ), admitindo-se, portanto, a probabilidade de 5% para resultados obtidos ao acaso.

A potência do experimento, ou o poder do experimento (erro  $\beta$ ) foi avaliado permitindo um nível de aceitação correspondente a 80%.

Todas as afirmativas e/ou negativas foram limitadas ao estudo em questão, dependendo do nível de aceitação para o universo, indicado pelo poder do experimento.

## CAPÍTULO IV

### 4. RESULTADOS

Para melhor visualização dos resultados, os dados serão apresentados da seguinte forma: a) característica descritiva da amostra; b) médias das amplitudes de movimento dos grupos: experimental (GE), sham (GS) e controle (GC); c) médias das percepções de esforço de flexibilidade dos grupos: experimental, sham e controle; d) correlação e nível de significância das médias do  $\Delta$  da amplitude de movimento e percepção de esforço percebido na flexibilidade no grupo experimental.

#### **a- Característica descritiva da amostra**

As características físicas da amostra deste estudo estão apresentadas na tabela 1.

**Tabela 1** - Características descritivas da amostra (n = 45)

<b>Variável</b>	<b>Média ± DP</b>	<b>Amplitude</b>
<b>Idade (anos)</b>	22,2 ± 2,7	1818 a 25
<b>Estatura (cm)</b>	169,7± 3,12	161 a 181
<b>Massa Corporal (kg)</b>	73,7± 4,2	66 a 79

Onde: (DP) Desvio Padrão; (cm) centímetros; (kg) kilogramas

#### **b- Médias de amplitude de movimento na extensão de joelho dos grupos : experimental, sham e controle.**

Os resultados encontrados nas amplitudes de movimento na extensão de joelho apresentaram diferenças significativas intragrupos apenas no grupo experimental ( $p < 0,05$ ) nas médias da amplitude de movimento de extensão do joelho de pré-intervenção em relação à pós-intervenção, nos outros dois grupos, sham e controle, não houve diferença significativa ( $p > 0,05$ ). Quando fizemos a comparação das médias das amplitudes do movimento de extensão do joelho intergrupos notamos que apenas GE obteve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) em relação a GS e GC. Tais resultados são demonstrados na tabela 2.

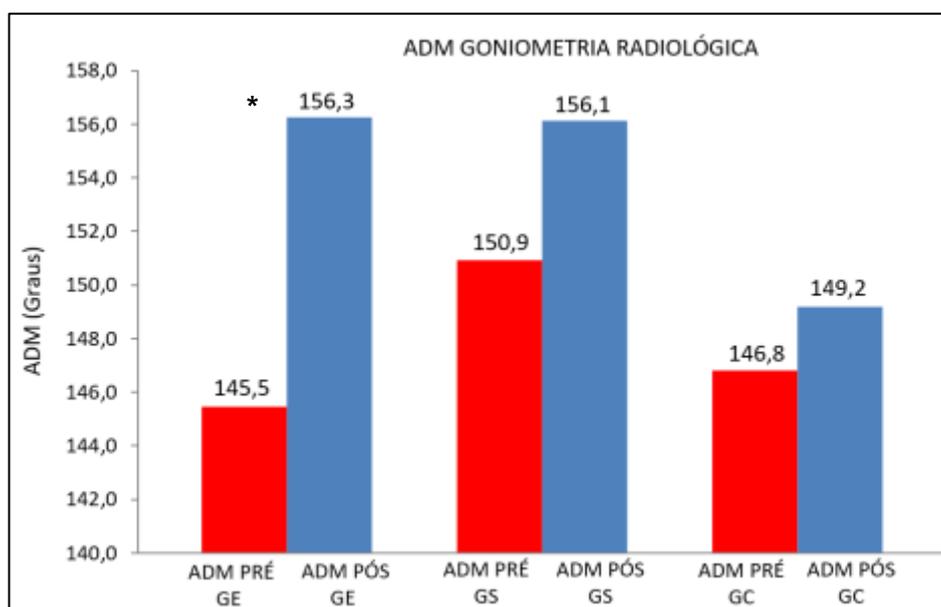
**Tabela 2** - Médias das amplitudes de movimentos de extensão de joelho nos grupos: experimental, sham e controle (n = 45)

<b>ADM 1- GE</b>	145,5 ± 12,7	*10,8	0,03
<b>ADM 2- GE</b>	156,3± 13,1		
<b>ADM 1-GS</b>	150,9±11,3	5,2	0,22
<b>ADM 2- GS</b>	156,1±11,5		
<b>ADM 1- GC</b>	146,8±14,7	2,4	0,66
<b>ADM2 – GC</b>	149,2±15,4		

Onde: (ADM 1) Amplitude de movimento antes da intervenção; (ADM 2) Amplitude de movimento depois da intervenção;  $\Delta = \text{ADM 2} - \text{ADM 1}$ ; (GE) Grupo Experimental/NAGS; (GS) Grupo Sham; (GC) Grupo Controle; \* p < 0,05

Na análise intergrupos o grupo experimental apresentou diferença significativa,  $p > 0,01$ , em relação aos outros dois grupos, sham e controle.

O quadro 1 mostra as médias das amplitudes de movimento na extensão de joelho pré e pós intervenção nos grupos: experimental, sham e controle.



**Gráfico 1** - médias das ADM na extensão de joelho pré e pós nos grupos: GE, GS e GC.

**c- Médias de percepção de esforço percebido na flexibilidade de extensão de joelho dos grupos : experimental, sham e controle.**

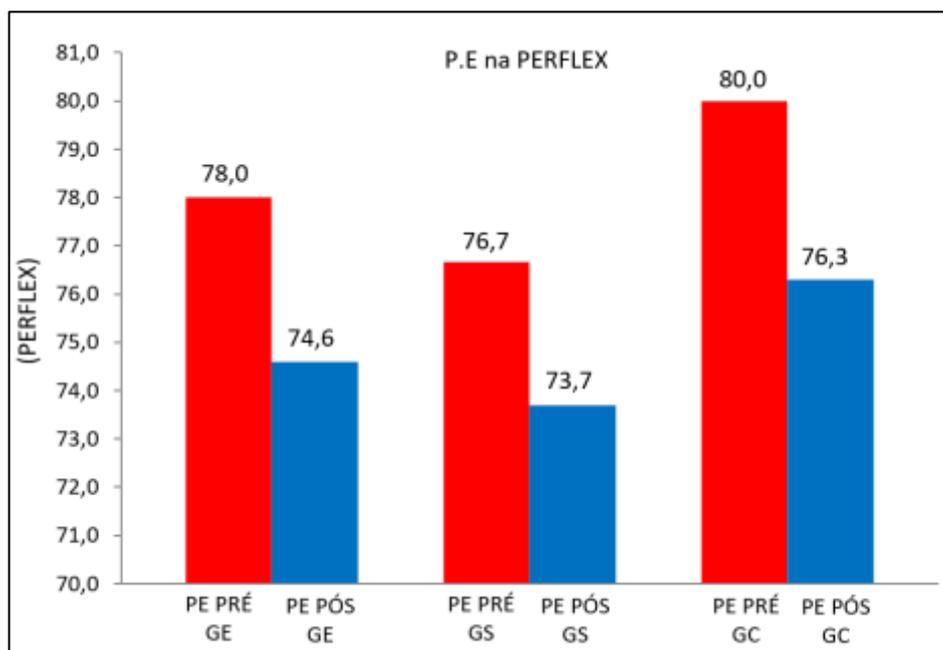
Os resultados encontrados nas percepções de esforço (PE) percebido na flexibilidade de extensão de joelho não apresentaram diferenças significativas intragrupos nos três grupos desta pesquisa ( $p > 0,05$ ) nas médias das percepções de esforço percebido na flexibilidade na extensão do joelho de pré-intervenção em relação à pós-intervenção. Quando fizemos a comparação das médias das percepções de esforço percebido na flexibilidade de extensão do joelho intergrupos nota-se também que não houve diferenças significativas entre os grupos : experimental, sham e controle.

**Tabela 3** - Médias das percepções de esforço percebido na flexibilidade de extensão do joelho nos grupos: experimental, sham e controle (n = 45)

PEPF 1 – GE	78 ± 5,7	1 3,4	0,09
PEPF 2 – GE	74,6 ± 5,92		
PEPF 1 – GS	76,7 ± 9,1	3	0,35
PEPF 2 – GS	73,7 ± 8,4		
PEPF 1 – GC	80 ± 7,5	3,7	0,19
PEPF 2 – GC	76,3 ± 7,6		

Onde: (PEPF 1) Percepção de esforço percebido na flexibilidade antes da intervenção; (PEPF 2) Percepção de esforço percebido na flexibilidade depois da intervenção;  $\Delta$  = PEPF 1 – PEPF 2 ; (GE) Grupo Experimental/NAGS; (GS) Grupo Sham; (GC) Grupo Controle; (ns) não significativo; \*  $p < 0,05$ .

O quadro 2 mostra as médias das percepções de esforço percebido na flexibilidade de extensão de joelho pré e pós intervenção nos grupos: experimental, sham e controle.



**Gráfico 2** - Médias das PE na extensão de Joelho pré e pós nos grupos: GE, GS e GC.

**d- Correlação e nível de significância das médias do  $\Delta$  da amplitude de movimento e percepção de esforço percebida na flexibilidade no grupo experimental.**

**Tabela 4** - Co-variância entre ADM - GE e PEPF - GE

<b>ADM - GE</b>	110,8	-0,71	0,00017
<b>PEPF - GE</b>	3,4		

Onde: (ADM - GE) Amplitude de Movimento no Grupo Experimental; (PEPF-GE) Percepção de Esforço Percebido na Flexibilidade no Grupo Experimental;  $\Delta = \text{ADM 1 GE} - \text{ADM 2 GE} / \text{PEPF 1 GE} - \text{PEPF 2 GE}$ ; \*  $p < 0,05$

Em resumo, os resultados deste estudo demonstraram que a amplitude de movimento do grupo experimental obteve ganhos de amplitudes de movimento de extensão de Joelho de forma significativa ( $p < 0,05$ ) em relação aos outros dois grupos, sham e controle, e que estes também não obtiveram ganhos significativos intragrupos. Quanto à percepção de esforço percebido de flexibilidade (PERFLEX), podemos afirmar que nenhum dos três grupos obteve ganhos estatisticamente significativos ( $p < 0,05$ ) nem análise intragrupo quanto intergrupo.

Ao analisarmos uma Co-Variância entre amplitude de movimento na extensão de joelho com os ganhos observados no GE, e a não diferença significativa na percepção de esforço percebido na flexibilidade no grupo experimental, podemos afirmar que houve uma boa correlação ( $r=0,71$ ;  $p=0,00017$ ) entre o ganho de amplitude de movimento e manutenção da percepção de esforço quando utilizamos da técnica Natural Aphophyseal Glides.

Muito embora existam diferenças significativas ( $p<0,05$ ) entre GE e os outros dois grupos, GS e GC no ganho de ADM na extensão do joelho, o estudo rejeitou  $H_0$ , e aceitou  $H_s$  para amostra em questão por termos um erro  $\beta$  com valor de 0,41 e um poder de experimento de 59%.

O presente estudo tem apenas 59% de certeza na extrapolação de seus resultados para outras populações.

## **CAPÍTULO V**

### **5. DISCUSSÃO**

O principal objetivo deste estudo foi verificar se a técnica NAGS influenciou na amplitude de movimento e percepção de esforço de flexibilidade na extensão do joelho. A análise estatística do estudo (Two-Way ANOVA) demonstrou que os resultados obtidos com a aplicação da técnica de NAGS no aumento da amplitude movimento na extensão de joelho foram significativos ( $p < 0,05$ ) em relação ao grupo sham e controle, porém quando a outra variável dependente foi analisada estatisticamente notou-se que não havia diferença significativa na diminuição do esforço percebido na flexibilidade em nenhum dos grupos, tanto numa análise intragrupo quanto intergrupo.

Uma adequada amplitude de movimento em complexos articulares é um pré-requisito essencial para a realização das atividades de vida diária, além de sabermos que a diminuição desta variável pode levar a quadros álgicos e outros sintomas no sistema osteomioarticular, e conseqüentemente de forma crônica a outros sistemas do corpo (APTA, 2001). Algumas literaturas vêm demonstrando que vários sistemas podem ter influência direta nas amplitudes de movimento articulares, principalmente relacionando efeitos neurais e endócrinos (MOULSON e WATSON, 2006). Assim como tecidos de conexões ininterruptas, como exemplo o tecido conjuntivo fascial que pode sofrer influências mecânicas de característica vetorial de forças aplicadas em suas extremidades e a força se dissipar por toda extensão desse tecido no corpo (FINDLEY, et al., 2011).

Kuruma et al. (2012) realizou técnicas miofasciais no grupo muscular dos isquiotibiais, e por meio da utilização do goniômetro universal mensurou a amplitude de movimento de extensão do joelho em um dos seus grupos experimentais e obteve como resultado ganhos significativos no arco de movimento, coincidindo com os resultados do presente estudo que também utilizou de técnicas divergentes as de alongamento ou flexionamento muscular para ganhos no arco de movimento, onde o tecido fascial provavelmente teve sua maior influência nos ganhos de ADM.

Fernandes et al. (2013) em seu artigo de revisão sistemática sobre manipulações vertebrais a nível da coluna lombar citou, dentre as conclusões, que as manipulações na coluna lombar independente de presença de quadro

sintomático ou não causam aumento do arco de movimento na região baixa da coluna vertebral e complexos articulares adjacentes de membros inferiores. O autor justificou tal efeito principalmente por correções de falhas posicionais em articulações zigoapofisárias. Além disso, pequenos pontos de vasodilatação e aumento do fluxo sanguíneo melhorariam a artrocinemática destas articulações as quais têm alto envolvimento com nervos espinhais, além de suas raízes nervosas serem muito próximas a essas articulações, beneficiando a todos os axônios que participam da inervação periférica, por sua maior mobilidade neural e articular.

Aparicio et al. (2009) ao utilizar uma técnica de inibição de suboccipitais em jogadores de futebol que apresentavam encurtamento dos músculos isquiotibiais, promoveram no grupo que sofreu tal intervenção uma ganhos de amplitude no ângulo poplíteo assim como no teste dedo – chão. Tais resultados coincidem com o presente estudo apesar do uso de técnicas divergentes, uma com características de inibição de fuso muscular por compressão e a outra de mobilizações articulares, porém no mesmo local, a coluna cervical.

Cho et al. (2015) realizaram sua pesquisa com uma técnica miofascial da região cervical de vinte e cinco voluntários, obtendo todos, de forma significativa, ganhos de amplitude de movimento de flexão de tronco no teste distância dedo – chão. Tal estudo apesar de utilizar-se de um instrumento avaliativo não tão fidedigno quanto a goniometria radiológica para mensuração de amplitude de extensão de joelho e ainda utilizar-se de uma técnica de intervenção com características mioaponeuróticas, ao contrário do presente estudo que utilizou-se de uma técnica de oscilações articulares (NAGS), a similaridade de um possível ganho na flexibilidade dos músculos isquiotibiais leva uma relação de ganho de amplitude de extensão de joelho que colaborou na diminuição da distância dedo-chão.

A percepção de esforço percebido na flexibilidade mantida no GE revela como o resultado, que a PERFLEX pode ser amplamente utilizada como tal parâmetro avaliativo, principalmente porque no presente estudo todos os voluntários se mantiveram em níveis de flexionamento ao comando do pesquisador para realizar a extensão de joelho máxima durante a avaliação

goniométrica radiológica, na qual não obtivemos diferenças significativas em nenhum dos grupos do presente estudo.

Com uma metodologia diferente deste trabalho, Dantas, et al. (2018), ao analisarem ganhos de flexibilidade de forma crônica em jogadores de Golf, que foram submetidos a treinos periódicos de ganhos de flexibilidade, utilizaram a PERFLEX como escala maiores, 81 a 90, aumentando o risco de lesão, e por meio de análise goniométrica percebeu-se que nesse nível acima de flexionamento houve ganhos de amplitude nos movimentos de: flexão e extensão horizontal de ombro, flexão da coluna lombar e dorsiflexão de tornozelo.

Rosa et al. (2012) em seus estudos de análise bioquímica de hidroxiprolina utilizaram a PERFLEX como parâmetro orientativo aos voluntários submetidos a técnicas de alongamento dinâmico, todos mantiveram-se em níveis de flexionamento nos movimentos de abdução e adução horizontal de ombro ( $\pm 69,9$ ), similares ao presente estudo. Mafra et al. (2017) em seus estudos de verificação dos efeitos de técnicas de flexibilidade como: alongamentos estáticos e facilitações neuromuscular proprioceptivas (FNP), em análise de amplitude de movimento de extensão do joelho na eletrogoniometria, também utilizaram da PERFLEX como parâmetro de manutenção dos níveis de flexionamento pré e pós intervenção em todos os grupos, coincidindo com os parâmetros quantitativos do presente estudo.

Mafra et al., (2013), analisando os músculos bíceps femoral em voluntários que foram submetidos a intervenções de técnicas de estiramento passivo/estático e FNP nessa musculatura, por meio de análise eletromiográfica, notaram uma forte correlação entre diminuição da atividade elétrica nesse músculo e diminuição da percepção de esforço percebido na extensão de joelho utilizando-se da PERFLEX como parâmetro orientativo para manutenção do flexionamento principalmente no grupo FNP.

Os resultados do ganho de ADM e ao mesmo tempo diminuição na percepção de esforço de flexibilidade no grupo experimental NAGS podem ter respostas para alguns sistemas. Segundo Moulson e Watson (2006), as mobilizações e manipulações articulares em nível da coluna cervical causam uma maior ativação do sistema nervoso simpático ocasionando um efeito simpatoexcitatório e que induzem a níveis maiores de analgesia sistêmica, e

diminuição da percepção nociceptiva, como consequência permitiria maiores arcos de movimento em complexos articulares mais distantes da coluna cervical, como exemplo o joelho ao realizar extensão de joelho. Tal efeito pode ser justificado por estímulos aplicados aos mecanorreceptores das articulações facetárias da coluna vertebral que estimulam ou modulam o sistema somatosensorial, tais reflexos inibem a musculatura, além de poderem diminuir a percepção nociceptiva e consequentemente aumentar o limiar algico (LALANNE et al., 2009)

Kahkeshanni e Ward (2011) em sua revisão literária relatam uma interligação anatômica por meio de uma ponte mioneurodural e sua ligação com a articulação atlanto-occipital por tecido fascial. Ennix et al. (2014) alegam que implicações clínicas na região cervical na ligação entre músculos sub-occipitais e dura-máter podem resultar em sintomatologias mais distais à região cervical. Mazgajczyk et al. (2013) afirmam ainda que as propriedades de estímulos mecânicos aplicados a dura-máter se estendem por toda sua extensão, incluindo a região lombar que se conecta com a fáscia toracolombar e que por sua vez interliga-se com os músculos isquiotibiais que têm função limitadora na extensão do joelho, movimento este que foi alvo principal em nosso estudo.

Simmonds et al. (2012) em sua revisão de literatura descrevem que as terapias manuais, principalmente as de características articulares, ao serem aplicadas em articulações sinoviais promovem um efeito mecânico vetorial de forças por toda extensão fascial, sendo esse um tecido ininterrupto. Gracovetsky (2016) afirma ainda que a fáscia é o principal tecido conectivo do sistema osteomioarticular a sofrer interferências das terapias manuais, incluindo as manipulações e mobilizações articulares em diferentes níveis.

McDowell et al. (2014) corroboram com tal informação embasando todo o efeito da técnica NAGS nesse tecido, e que consequentemente pode se dissipar mecanicamente até regiões mais distais ao local onde o NAGS foi aplicado. Em nosso estudo a região posterior do joelho sofreu interferência pós-aplicação da técnica promovendo ganhos de arco do movimento, e diminuição da percepção de esforço de flexibilidade ao realizar a extensão do joelho.

## **CAPÍTULO VI**

### **6. CONCLUSÃO E RECOMENDAÇÕES**

De acordo com o objetivo proposto, a metodologia apresentada e os resultados obtidos nesta pesquisa, conclui-se que a técnica do conceito Mulligan/NAGS apresentou diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) no ganho de ADM, mensuradas por meio de goniometria radiológica, na extensão de joelho quando comparados aos grupos sham e controle. Já a percepção de esforço percebido na flexibilidade, mensurada pela tabela PERFLEX, não apresentou em nenhum dos três grupos de estudo diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ) na diminuição da percepção após as possíveis intervenções, nem intragrupos e tão pouco em análises intergrupos.

Os resultados desta pesquisa aliados aos estudos publicados na literatura, e citados na discussão deste texto, mostram que os tecidos neurais, e fasciais, por conexões anatômicas e por respostas simpatoexcitatorias podem ser uma possibilidade de interferir diretamente nos arcos de movimento do joelho. Essa ADM comprovadamente sofreu influências de técnicas de terapias manuais aplicadas à coluna vertebral, no estudo em questão, utilizou-se uma técnica de característica articular de mobilização oscilatória do conceito Mulligan/NAGS.

Por meio de uma análise de Co-variância entre ADM e P.E pode-se concluir que ao aplicarmos a técnica de NAGS obtivemos uma forte relação de aumento no arco de movimento e uma diminuição na percepção de esforço percebido na extensão do joelho

No presente estudo não foi possível identificar por limitações de uso de equipamento de maior precisão qual seria o tecido principal a sofrer deformações de flexibilidade ou elasticidade que incorreu nos ganhos de ADM e diminuição de EP, pôde-se apenas afirmar que houve diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ), porém seria necessário um estudo invasivo para uma análise de todos os tecidos envolvidos próximo ao complexo do joelho.

Sugere-se que sejam realizados novos estudos em diferentes amostras de variantes diferentes, como gênero e idade, além da utilização de outros exames como: eletroneuromiografia, ultrassonografia, análise de marcadores bioquímicos como hidroxiprolina, e tinina, e baseado no erro  $\beta$  do nosso estudo

um número maior de voluntários seria adequado para o aumento do poder do experimento. Também devem ser verificados, em futuros estudos, os efeitos do NAGS em níveis mais crônicos nas amplitudes de movimentos em outros complexos articulares, já que não tivemos a possibilidade de obter o tempo de influência na ADM ao aplicarmos o NAGS. Além disso, realizar comparações de intervenções de técnicas das terapias manuais com outras vertentes de tratamento como as técnicas musculares e neurais, bem como Utilizar a PERFLEX com outras técnicas de terapia manual, analisando a correlação de efeito e causa na percepção de esforço percebido na amplitude de arco de movimento e flexibilidade em tecidos periarticulares.

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

AHMAD, C. S.; REDLER, L.H.; CICOTTI, M.G.; MAFULLI, N. LONGO, U.G.; BRADLEY, J. Evaluation and management of hamstring injuries. **American Journal Sports Medicine**. v. 41, n. 12, p. 2933-2947, 2013.

ALLODI, I.; UDINA E.; AND NAVARRO, X. Specificity of peripheral nerve regeneration: interactions at the axon level. **Program Neurobiology**. v. 98, p. 16-37,2012.

ALTER, M.J. **Ciência da Flexibilidade**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2010

ALTER, M.J. **Science of Flexibility**, Human Kinetic, 2004.

AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION. Guide to Physical Therapist Practice. **Physical Therapy**. v. 81, n. 9, p.739-746, 2001.

APARICIO, E. Q.; QUIRANTE, L. B.; BIANCO, C. R.; SENDIN, F.A. Immediate Effects of The Suboccipital Muscle Inhibition Technique in Subject With Short Hamstring Syndrome. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**. v. 32, p. 262-269.2009.

BASSON, C.A.; OLIVER, B.; COPPIETERS, M.; ELLIS, R.; STEWART, A.; MUDZI, W. The effectiveness of neural mobilisation in the treatment of neuro-musculoskeletal conditions: a systematic review and meta-analysis. **Musculoskeletal Science and Practice**. v. 101, p. 127-139, 2015.

BARRETO, A. C. L. Y. G. e RIBEIRO, L. G. Determinação do tamanho amostral. **Fit. Perf. J.**, v. 3, n. 3: p. 124, 2004.

BIALOSKY J. E; BISHOP M.D.; ROBINSON M.E.; BARABAS J.A.; GEORGE S. Z. The influence of expectation on spinal manipulation induced hypoalgesia: an experimental study in normal subjects. **BMC Musculoskelet Disord**. v.12, p. 9-19, 2008.

BORDONI B. & ZANIER E. Clinical and symptomatological reflections: the fascial system. **Journal of Multidisciplinary Healthcare**, 2014.

BORG G. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine Science Sports Exercise**. v.14, n. 5,p. 377-81, 1982.

BORGES, B. L. A.; BORTOLAZZO, G. L.; NETO, H. P. Effect of spinal manipulation and myofascial techniques on heart rate variability: A systematic review. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**. v. 22, n 1, p. 203-208, 2018.

BOURNE, M. N.; OPAR, D. A.; WILLIAMS, M. D.; AL NAJJAR, A.; KERR, G. K.; SHIELD, A. J. Muscle activation patterns in the Nordic hamstring exercise:

impacto f prior strain injury. **Scand Journal Medicine Science Sports**. v. 26, n. 6, p. 666-674, 2016.

BRASIL. **Conselho Nacional de Energia Nuclear. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Norma CNEN-NN-3.01. Brasília: Diário Oficial da União, jan. 2005. p. 25.

BREIG A. **Biomechanics of the Central Nervous System**. Year Book Pub. 1960.

BROSSEAU, L.; BALMER, S.; TOUSIGNANT, M.; O'SULLIVAN, J. P.; GOUDREAU, C.; GOUDREAU, M.; GRINGRAS, S. Intra and inter-tester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for measuring maximum active knee flexion and extension of patients with knee restrictions. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**. v. 82, n. 7, p. 396 – 402, 2001.

BRUKNER, P. Hamstring injuries: prevention and treatment-an update. **British Journal Sports Medicine**. v. 49, n. 19, p. 1241-1244, 2015.

BUTLER D.; **Mobilização do Sistema Nervoso**. São Paulo: Manole, 2003.

CARVALHO, Y.M., FREITAS, F.F. Atividade física, saúde e comunidade. **Cadernos saúde coletiva**. v.14, n. 3, p. 489 – 506. 2006

CATTELAN, A. V.; MOTA, C. B. **Estudos das Técnicas de alongamento estático e por facilitação neuromuscular proprioceptiva no desenvolvimento da flexibilidade em jogadores de futsal**. Disponível em **World Gate Brasil**: <<http://www.wgate.com.br/fisioweb>>. v. 6, n.4, 2002. Acesso em: 24 set. 2016.

CHO, S. H.; KIM, S. H.; PARK, D. J. The comparassion of the immediate effects os aplication of the suboccipital muscle inhibition and self-myofascial release techniques in the suboccipital region on short hamstring. **Journal Physical Therapy**. v. 27, p. 195-197, 2015.

CLARKSON, H. M. **Avaliação Musculoesquelética: Amplitude Articular de Movimento e Força Muscular Manual**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

COELHO, R.R. Validade e reprodutibilidade de um protocolo de avaliação de amplitude movimento da articulação do joelho pela biofotogrametria computadorizada [Dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Castelo Branco, Laboratório de Biociências da Motricidade Humana; 2006.

DANTAS, E.H.M. **Alongamento e Flexionamento**. 6. Ed. São Paulo : Manole, 2018.

DANTAS, E.H.M.; CONCEIÇÃO. M. C. S.C. Flexibilidade: Mitos e Fatos. **Revista de Educação Física**. v. 86, n. 4, p. 279-283, 2017.

DANTAS, E.H.M.; DAOUD, R.; TROTT, A.; NODARI JUNIOR, R. J.; COCEIÇÃO, M. C.S.C. Flexibility: componentes, proprioceptive mechanisms and methods. **Biomedical Human Kinetics**. v. 3, p. 39-43, 2011.

DANTAS, E.H.M.; PEREIRA, S.A.M.; ARAGÃO, J.C.; OTA, A.H. A preponderância da diminuição da mobilidade articular ou da elasticidade muscular na perda da flexibilidade no envelhecimento. **Fitness & Performance Journal**. v.1, n.3, p.12-20, 2002.

DANTAS, E.H.M.; SALOMÃO, P.T.; VALE, R.G.S.; JUNIOR, A.A.; SIMÃO, R.; FIGUEIREDO, N.M.A. Escala de esforço percebido na flexibilidade (PERFLEX): um instrumento adimensional para se avaliar intensidade? **Fitness & Performance Journal**. v. 7, p. 289-294, 2008.

DANTAS, E. H. M.; SCUDESE, E. VALE, R. G. S.; SENNA, G. W.; ALBUQUERQUE, A. P. A.; MAFRA, O.; SCARTONI, F. R.; CONECEIÇÃO, M. C. S. Flexibility Adaptations in Golf Players during a Whole Season. **Journal of Exercise Physiologyonline**. v. 21, n. 2, p. 193-201, 2018.

Da SILVA, C.R.L.; CARVALHO, V.; FIGUEIREDO, N.M.A. Aspectos epistemológicos do cuidado e conforto como objetos de conhecimento em enfermagem. **Cogitare Enfermem**. v.14,n.4, p.769-72, 2009.

DAY M.L.; MCGUIGAN M.R.; BRICE G.; FOSTER C. Monitoring exercise intensity during resistance training using the session RPE scale. **Journal Strength Conditioning Research**. v.18, n.2, p. 353-358, 2004.

DEENIK, A. R.; VISSER, E.; LOUWERENS, J-W. K.; MALEFIJT, M. W.; DRAIJER, F. F.; BIE, R. A. Hallux valgus angle as main predictor for correction of hallux valgus. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 9, p. 70 – 74, 2008.

DENNIS, E. E.; FRANK, S.D.C.; MATTHEW, E.P. The cervical myodural bridge, a review of literature and clinical implications. **Journal Canadian Chiropractic Association**. v. 58, n. 2, p. 184- 192, 2014.

DITROILO, M.; DE VITO, G.; DELAHUNT, E. Kinematic and electromyographic analysis of the Nordic Hamstring Exercise. **Electromyografic Kinesiology**. v. 23, n. 5, p. 1111-1118, 2013.

ENGELHARDT, B. Cluster : barriers of the central nervous system. **Acta Neuropathologica**. v. 10, p. 1816-1820, 2018.

ENIX, D. E.; SCALI, F.; PONTELL, M. E. The cervical myodural bridge, a review of literature and clinical implications. **Journal Canadian Chiropractic Association**. v. 58, n. 2, p. 184-192, 2014.

ERNLUND, L.; VIEIRA, L. A. Lesões dos isquiotibiais :artigo de atualização. **Revista Brasileira de Ortopedia.** v. 52, n. 4, p. 373-382, 2017.

FARINATTI P.T.V.; ARAÚJO C.G.S.; VANFRAECHEM J.H.P. Influence of passive flexibility on the ease for swimming learning in pre-pubescent and pubescent children. **Science et Motricité.** v. 31, p. 16-20, 1997.

FERNADES, W. V. B.; BICALHO, E.; MANFFRA, E. F. CAPOTE, A. E. Manipulação vertebral em indivíduos com dor lombar crônica. Artigo de Revisão. **Terapia Manual.** v. 11, n. 51, p. 117-122, 2013.

FEUCHT, M. J.; PLATH, J. E.; SEPPEL, G.; HINTERWIMMER, S.; IMHOFF, A. B.; BRUCKER, P. U. Gross anatomical and dimensional characteristics of the proximal hamstring origin. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.** v. 23, n. 9, p. 2576-2582, 2015.

FIGUEIREDO, N.M.A.; MACHADO, W.C.A. **Corpo & Saúde: condutas clínicas de cuidar.** Rio de Janeiro: Águia Dourada, 2009.

FINDLEY, T.; CHAUNHRY, H.; STECCO, A.; ROMAN, M. Fascia research- A narrative review. **Journal of Bodywork & Movement Therapies.** v. 16, p. 67-75, 2011.

FUCHS-WINKELMANN, S.; PETERLEIN, C-D.; TIBESKU, C. O.; WEINSTEIN, S.L. Comparison of pelvic radiographs in weightbearing and supine positions. **Clinical Orthopaedics and Related Research.** v. 466, p. 809 - 812. 2008.

GALI, J. C.; CAMARGO, B. C., OLIVEIRA, F. A.M.; PEREIRA, R. H. N.; SILVA, P.A.C. Anatomia descritiva da inserção femoral do ligamento cruzado anterior. **Revista Brasileira de Ortopedia.** v. 3, n. 12, p. 1-6, 2017.

GARCIA, E. A. C. **Física dos Raios X e Técnicas Radiográficas.** In: **Biofísica.** 1. ed, São Paulo: Savier, 2002, p. 275 - 290.

GRACOVETSKY, S. Can fascia's characteristics be influenced by manual therapy? **Journal Bodywork and Movement Therapies.** v. 20, p. 893-897, 2016.

GRASSI, C. A.; FRUHELING, V.M.; ABDO, J.C.; MOURA, M.F.A.; NAMBA, M.; SILVA, J.L.V.; CUNHA, L.A.M.; FRANCO, A.P.G.O.; COSTA, I.Z.; FILHO, E.S. Estudo anatômico da inserção dos tendões flexores do joelho. **Revista Brasileira de Ortopedia.** v. 48, p. 417-420, 2013.

GRINNELL F. Fibroblast mechanics in three-dimensional collagen matrices. **J Bodywork Moviment Therapy.** v. 12, n. 3, p.191–193, 2008.

HACK G. D, KORITZER R.T, ROBINSON W. L. Anatomic relation between the rectus capitis posterior minor muscle and dura mater. **Spine.** 1995.

HEARN, A.; RIVETT, A. Cervical SNAGs: a biomechanical analysis. **Manual Therapy**. v. 7, p. 71-79, 2002.

HERMANN, D. B. Validity study of head and neck flexion-extension motion comparing measurement of pendulum goniometer and roentgenograms. **Journal of Orthopaedics and Physical Therapy**. v. 11, n. 9, p. 414 - 418, 1990.

HINCKEL, B. B.; GOBBI, R. G.; KALEKA, C. C.; CAMANHO, G. L.; ARENDT, E. A. Medial patellotibial ligament and medial patellomeniscal ligament: anatomy, imaging, biomechanics, and clinical review. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**. v. 8, n. 18, p. 1-12, 2017.

HOLLMANN, W.; HETTINGER, T. **Medicina do Esporte**. São Paulo. Ed. Manole. 2005.

JAPIASSU, H. **INTERDISCIPLINARIDADE e a PATOLOGIA do SABER**. Rio de Janeiro-RJ, Ed. Imago, 1976.

JOTZ, G. P.; MARRONE, A. C. H.; STEFANI, M. A.; BIZZI, J.J.; AQUINI, M. G. **Neuroanatomia Clínica e Funcional**. Rio de Janeiro: Elsevier. 2017.

JÚNIOR, I. P. NERY, C. A. S. Goniometria radiográfica na incidência de perfil dos pés normais de crianças. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v. 29, n. 7, p. 479-482, 1994.

JUNIOR, H.F.O.; TEIXEIRA, A.H. Mobilização do Sistema Neural, Avaliação e Tratamento. **Fisioterapia em Movimento**. v.20, n.3, p.115-122, 2007.

KAHKESHANI K.& AND WARD P. J. Connection between the spinal dura mater and suboccipital musculature: Evidence for the myodural bridge and a route for its dissection—A review. **Clinical Anatomy**. v. 25, n. 4, p. 415-422, 2011.

KISNER, C; COLBY, L. **Exercícios Terapêuticos – Fundamentos e Técnicas**. São Paulo: Manole, 2015.

KOCH, G. A.; RIBEIRO, E. C. O.; TONOMURA, E. T. **Radiologia na Formação do Médico Geral**. Rio de Janeiro: Revinter, 1997, 257p.

KURUMA, H.; TAKEI, H.; NITTA, O.; FURUKAWA, Y.; SHIDA, N.; KAMIO, H.; YANAGISAWA, K. Effects of Myofascial Release and Stretching Technique on Range of Motion and Reaction Time. **Journal Physical Therapy Science**. V. 25, p. 169-171, 2012.

LALANNE, K.; LAFOND, D.; DESCARREUX, M. Modulation of Flexion-Relation Responses by Spinal Manipulative Therapy. A Control Group Study. **Journal manipulative Physio Therapy**. v. 32, n.1, p.123- 129, 2009.

LEDERMAN, E. **Fundamentos da Terapia Manual**. São Paulo: Manole, 2001.

LUSO, M. V. M.; FRANCIOZI, C. E. S.; REZENDE, F. C.; GRACITELLI, G. C.; DEBIEUX, P.; COHEN, M. Ligamento cruzado anterior – Artigo de atualização. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v. 51, n. 4, p. 385-3995, 2016.

MAFRA, O.; SENNA, G.W.; LEAL, S.M.O.; CONCEIÇÃO, M.C.S.; MEZA, E.A.; GUIMARÃES, A.C.; MAIA, B. L. C.; DANTAS, E. H. M. Hidroxiprolina Concentration, Electrogoniometry, EMG Responses, and Correlations after Different Stretching Methods. **Journal of Exercise Physiologyonline**. v. 20, n. 6, p. 55-65, 2017.

MAFRA, O. R.; SOARES, R. J.; FILHO, J. A. M.; MEDRANO, I. C.; COLADO, J. C. S.; DANTAS, E. H. M. Análisis electromiográfico del efecto de relajación en el bíceps femoral en sujetos sometidos a estiramientos vs. Facilitación neuromuscular propioceptiva. **FISIOTERAPIA**. v. 35, n. 2, p. 47-51, 2013.

**MAHEL, E. Conceptos e historia de la terapia manual ortopédica. EMC - Kinesiterapia - Medicina Física. v. 35, p. 1–11, 2014.**

MARQUES, A. P. **Cadeias Musculares. Um programa para ensinar avaliação fisioterapêutica global**. 2. Ed. São Paulo: Manole, 2005.

MAZGAJCZYK, M.; SCIGALA, K.; CZY, M. Mechanical properties of cervical dura mater. **Acta Bioengineering and Biomechanics**. v. 14, n. 1 p. 30-35, 2013.

McDOWELL, J. M.; JOHNSON, G. M.; HETHERINGTON, B. H. Mulligan Concept manual therapy: Standardizing annotation. **Manual Therapy**. v. 19, p. 499-503, 2014.

MENDES, L. C. G.; FONSECA, L. M. B.; CARVALHO, A, C. P. Proposta de método de inspeção de radioproteção aplicada em instalações de medicina nuclear. **Radiologia Brasileira**. v. 37, p. 115 - 123, 2004.

MOULSON, A.; WATSON, T. A preliminary investigation into the relationship between cervical snags and sympathetic nervous system activity in the upper limbs of an asymptomatic population. **Manual Therapy**. v. 11, p. 214-224, 2006.

MULLIGAN, Brian. R. **Terapias Manuais**. 5. Ed. São Paulo: Editorial Premier, 2009.

NAYLOR, J.M.; KO, V.; ADIE, S.; GASKIN, C.; WALKER, R.; HARRIS, I.A.; MITTAL, R. Validity and Reliability of using protography for measuring knee range of motion a methodological study. **BMC Musculoskeletal Disorders**. v. 12, p. 1-10, 2011.

NETO, P.; PITANCE, L. El enfoque del concepto Mulligan en el tratamiento de los trastornos musculoesqueléticos. **EMC - Kinesiterapia - Medicina Física**. v. 36, p.1-8, 2015.

NETTER, F.H. **Atlas de Anatomia**. 6 Ed. São Paulo: Elsevier, 2015.

NOBLE B.J.; ROBERTSON R.J. **Perceived exertion. Human Kinetics**: Champaign, 1996.

NORKIN, C.C.; WHITE, D.J. **Mensurement of Joint Motion: a guide to goniometry**. 3 ed. Philadelphia : Davis, 2003.

NUNES, L. A. S.; FIGUEIRA, L. R.; GONDIN, F. F.; GONÇALVES, E. G.; BANDEIRA, A. C. B.; NAGATO, A. C.; BEZERRA, F. S. The knee joint muscle: a morphological analysis. **Journal Morphologic Science**. v. 28, n. 4, p. 265-267, 2011.

OLIVEIRA, J. P.; LOPES, M. M. S.; DA ROSA, L. A. R.; FONSECA, L. M. B.; CORBO, R. Análise dosimétrica de acompanhantes de pacientes de medicina nuclear internados em quarto terapêutico. **Radiologia Brasileira**. v. 41, n. 1, p. 35 - 38, 2008.

OSTLERE, S. The extensor mechanism of the knee. **Radiologic Clinic North American**. v. 51, n. 3, p. 393-411, 2013.

PATWARDHAN, A.G.; KHAYATZADEH, S.; HAVEY, R.M.; VORONOV, L. I.; SMITH, Z. A.; KALMANSON, O.; GHANAYEM, A.J.; SEARS, W. Cervical sagittal balance : a biomechanical perspective can help clinical practice. **European Spine Journal**. v. 32, n. 8, p. 1-14, 2017.

PEARMAN, L.; LAST, J.; FITZGERALD, O.; VEALE, D.; JOYCE, M.; RAINFORD, L.; MCENTEE, M.; MCNULTY, J.; THOMAS, E.; RYAN, J.; MCGEE, A.; D'HELFT, R. T.; LOWE, J.; BRENNAN, P. C. Rheumatoid arthritis: a novel radiographic projection for hand assessment. **British Journal of Radiology**. v.4, n. 2, p. 223-226. 2009.

POLACHINI, L. O.; FUSAKAL, L.; TAMOSO, M.; TELLING, G. G.; MASIERO, D. Estudo comparativo entre três métodos de avaliação de encurtamento de musculatura posterior da coxa. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 9, p. 187-193, 2005.

REID, S. A.; CALLISTER, R.; SNODGRASS, S. J.; KATEKAR, M. G. Manual therapy for cervicogenic dizziness: long-term outcomes of randomised trial. **Manual Therapy**. v. 20, p. 148-156, 2015.

REID, S. A.; RIVETT, D. A.; KATEKAR, M. G.; CALLISTER, R. Sustained natural apophyseal glides (SNAGs) are an effective treatment for cervicogenic dizziness. **Manual Therapy**. v. 13, p. 357-366, 2008.

ROSA, G.; VALE, R.G.S.; JUNIOR, R. N.; FILHO, J. A. M.; DANTAS, E. H. M. EFECTO DE UM ENTRENAMIENTO DINÁMICO DE FLEXIBILIDAD SOBRE

LAS CONCENTRACIONES DE HIDROXIPROLINA EM MILITARES ACTIVOS. **Archivos de Medicina Del Deporte.** v. 29, n. 152, p. 959-966, 2012.

SANTANA, L.A.; RAIMUNDO, A. K.; SOUZA, D.M. **Manual Fotográfico de Goniometria e Fleximetria.** 2 ed. Brasília: Thesaurus, 2010.

SATO, K.; NIMURA, A.; YAMAGUCHI, K.; AKITA, K. Anatomical study of the proximal origin of hamstring muscles. **Journal Orthopaedic Science.** v. 17, n. 5, p. 614-618, 2012.

SCAPINELLI, R.; STECCO, C.; POZZUOLI, A.; PORZINATO, A.; MACCHI, V. DE CARO, R. The Lumbar Interspinous Ligaments in Humans Anatomical Study and Review of the Literature. **Cell, Tissues, Organs.** v. 183, n.1, p. 1-11, 2006.

SCHEER, J.K.; TANG, J.A.; ACOSTA, F.L.JR.; PROTOPSALITIS, T.S.; BIONDEL, B.; BESS, S.; SHANFFREY, C.I.; DEVIREN, V.; LAFAGE, V.; SCHAWAB, F.; AMES, C.P. Cervical spine alignment, sagittal deformity, and clinical implications: a review. **Journal Neurosurgical Spine.** v. 19, n. 2, p. 141- 159, 2013.

SILVA, J. M.C. Modelo Biomecânico do Joelho Humano [Dissertação]. Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; 2015.

SILVA, L.; CHAVES, T.B.; ROCHA, M.A.M.; MALAGOLLI, C.A.; CARVALHO, T. G.M.L.C.; JUNIOR, N. G.B. Pontos de marcação anatômica vertebral e os programas utilizados na biofotogrametria : uma revisão sistemática. **Revista Biomotriz.** v. 9, n.1, p. 1-15, 2015.

SILVA, R.L.F.; COELHO, R.R.; VALE, R.G.S.; DANTAS, E. Correlação entre Fleximetria e goniometria radiológica para avaliações de amplitude articular estática de cotovelo. **Fisioterapia Brasil.** v.12, n. 5, p. 359-363, 2011.

SIMMOND, N.; MILLER, M. P.; GEMMELL, D.H. A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. **Journal Bodywork and Movement Therapies.** v. 16, p. 83-93, 2012.

SMITH, P. N.; REFSHAUGE, K. M.; SCARVELL, J. M. Development of the concepts of knee kinematics. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation.** V.12, n. 84, p. 1895 – 1902, 2003.

SOBOTTA, J. **Sobotta. Atlas de Anatomia Humana.** 23 Ed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 2013.

SONIA, V. **Introdução a Bioestatística.** 5 ed. Rio de Janeiro : Elsevier. 2016.

SOSA, M.A.; VIDAL, G.A.; SOSA, E.A.; SANTOS, N.M. Revision of variety of biceps femoris muscle. **Brazilian Journal Morphology Science.** v. 25, n. 4, p. 157-180, 2008.

SPRIGLE, S.; FLINN, N.; WOOTTEN, M.; MCCORRY, S. Development and testing of a pelvic goniometer designed to measure pelvic tilt and hip flexion. **Clinical Biomechanics**. v. 18, p. 462 – 465, 2003.

STERLINH, M.; JULL, G.; VINCENZINO, B.; KENARDY, J.; DARNELL, R. Development of motor system dysfunction following whiplash injury. **Pain**. v. 103, p. 65-73, 2003.

STOLL G.; MÜLLER H.W. Nerve injury, axonal degeneration and neural regeneration: basic insights. **Brain Pathology**. v.9; p. 313-25, 1999.

TAYLOR, D. C; DALTON J. D; SEABER, A. V; GARRET W.E. Viscoelastic properties os muscle tendon units. The biomechanical effects of stretching. **The American Journal of Sports Medicine**, 1990.

TEIXEIRA, T.; SOUSA, L.C.; PARENTE, M.; NATAL, R.; GONÇALVES, J.M.; FREITAS, R. Estudo biomecânico da coluna cervical com patologia. **Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería**. v. 33, n. 1, p. 72-78, 2017.

THOMAS, J.R.; NELSON, J.K.; SILVERMAN, S.J. **Métodos de Pesquisa em Atividade Física**. 6 ed. São Paulo: ARTMED, 2012.

VACCARO, A. R.; KOERNER, J. D.; RADCLIFF, K.E.; ONER, C.; REINHOLD, M.; SCHNAKE, F.K.; FEHLING, M. G.; AARABI, B.; RAJASEKARAN, S.; SCHROEDER, G. D.; KEPLER, C. K.; VIALLE, L.R. AOSpine subaxial cervical spine injury classification system. **European Spine Journal**. v. 25, n. 7, p. 2173-2184, 2016.

VAN DER MADE, A. D.; WIELDRAAIJER, T.; KERKHOFFS, G. M.; KLEIPOOL, R.P.; ENGBRETSSEN, L.; DIJK, C. N.; GOLANO, P. The hamstring muscle complex. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**. v. 23, n. 7, p. 2115-2122, 2015..

ZHANDAROV, K.A.; NIKOLAEV, A.V.; TEL PUOKHOV, V. I.; NELIPA, M.V. Structural Organization and Morphometric Characteristic of the Vertebral Canals en the Cervical Segment of the Spine. **Neuroscience and Behavioral Physiology**. v. 31, n. 4, p. 1-4, 2018.

WILLARD F.H.; VLEEMING A.; SCHUENKE M.D.; DANNEELS L.; SCHLEIP R. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. **Journal Anatomy**. v. 22, n. 6, p. 507–536, 2012.

WHO 2010. Global recommendations on physical activity for health. Geneva: World Health Organization, 2010.

## ANEXO I

UNIRIO - UNIVERSIDADE  
FEDERAL DO ESTADO DO RIO  
DE JANEIRO



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Efeito da terapia manual nos níveis de flexibilidade muscular.

**Pesquisador:** ANDRE FARIA RUSSO

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 68959617.0.0000.5285

**Instituição Proponente:** Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro - UNIRIO

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.213.862

#### Apresentação do Projeto:

Introdução: A flexibilidade é definida como a habilidade do músculo de alongar-se, permitindo a uma articulação movimentar-se através da amplitude de movimento (ADM) disponível, sem atingir demasiado estresse musculotendíneo. Contrariamente, sua diminuição implica na redução da capacidade do músculo deformar-se, implicando em ADM limitada. Desse modo, a busca por técnicas que possam melhorar a flexibilidade de músculos como os isquiotibiais e conseqüentemente melhorar a amplitude de movimento de extensão de joelho tem aumentado. Objetivo: Assim, o presente estudo tem o objetivo de avaliar o efeito de técnicas de terapia manual na flexibilidade dos músculos isquiotibiais por meio da goniometria radiológica e da percepção de esforço do movimento de extensão de joelho. Materiais e métodos: 60 indivíduos do sexo masculino serão divididos randomicamente em quatro grupos: osteopatia, mulligan, controle e sham, com 15 indivíduos em cada grupo. Todos serão submetidos a uma avaliação inicial da amplitude de movimento, por meio da goniometria radiológica e percepção de esforço, por meio da escala PERFLEX, do movimento de extensão de joelho. Na sequência serão realizados os protocolos de intervenção nos

**Endereço:** Av. Pasteur, 296

**Bairro:** Urca

**UF:** RJ

**Telefone:** (21)2542-7796

**CEP:** 22.290-240

**Município:** RIO DE JANEIRO

**E-mail:** cep.unirio09@gmail.com

Continuação do Parecer: 2.213.862

grupos: osteopatia (aplicação de técnica de inibição dos músculos suboccipitais), grupo mulligan (aplicação da técnica NAGS), grupo controle (repouso por 5 minutos) e sham (toque suave da mão do pesquisador na nuca do voluntário). Após as respectivas intervenções, os voluntários serão submetidos à avaliação final. Será realizada uma comparação intra e intergrupos por meio do pacote estatístico SPSS, versão 17.0 com nível de significância de 5%. Resultados esperados: Espera-se que os resultados obtidos contribuam de maneira esclarecedora acerca dos reais benefícios dessas técnicas no desempenho muscular e que os resultados sejam utilizados como embasamento não só por fisioterapeutas, mas também por outros profissionais da área da saúde, que poderão avaliar melhor a necessidade de utilizá-las, ou até mesmo para melhor aplicabilidade, prescrição e rendimento dessas técnicas. Palavras-chaves: flexibilidade, inibição de suboccipitais, NAGS.

**Objetivo da Pesquisa:**

Objetivo Primário:

O objetivo do presente estudo é avaliar o efeito da terapia manual na amplitude de movimento e na percepção de esforço do movimento de extensão de joelho.

Objetivo Secundário:

Avaliar o efeito de técnicas de terapia manual na amplitude de movimento de extensão de joelho; Avaliar o efeito de técnicas de terapia manual na percepção de esforço do movimento de extensão de joelho.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Riscos:

A anamnese será realizada de forma individualizada sem exposição entre os voluntários da amostra em salas individualizadas para a manutenção do anonimato. Em casos de maior desconforto na região posterior da coxa será disponibilizada a crioterapia (utilização de bolsas de gel geladas) na região em que o voluntário relatar o sintoma. Os voluntários serão submetidos a duas avaliações radiológicas para coleta de imagem do joelho avaliado, todas as Radiografias serão realizadas em clínica de radiologia credenciada pelo CRM,

Endereço: Av. Pasteur, 296

Bairro: Urca

CEP: 22.290-240

UF: RJ

Município: RIO DE JANEIRO

Telefone: (21)2542-7796

E-mail: cep.unirio09@gmail.com

Continuação do Parecer: 2.213.862

onde o voluntário será exposto aos raios X ionizantes em apenas dois momentos, sendo mínima a exposição à radioatividade. Apenas o técnico em radiologia terá toda proteção de vestimentas de chumbo devido ao tempo prolongado de exposição, fato que se deve a profissão. Durante a realização desse projeto, pode ocorrer algum caso de imagem radiológica inadequada ou pode ocorrer impedimento da presença do voluntário no dia do agendamento da pesquisa na clínica Neuroscan.

**Benefícios:**

O presente estudo traz consigo o benefício do esclarecimento sobre as conexões entre diversos sistemas do corpo humano, principalmente a influência do sistema nervoso no sistema muscular. Aos voluntários participantes desta pesquisa serão fornecidas informações das causas dos seus respectivos encurtamentos e em caso de necessidade de tratamento os mesmos serão orientados na escolha da terapia mais adequada para ganhos na flexibilidade muscular

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Relevante

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Adequados após atender o parecer anterior

**Recomendações:**

-

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

-

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_854484.pdf	17/07/2017 12:12:13		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento /	TCLE_unificado_para_os_grupos.pdf	17/07/2017 12:10:58	ANDRE FARIA RUSSO	Aceito

**Endereço:** Av. Pasteur, 296

**Bairro:** Urca

**CEP:** 22.290-240

**UF:** RJ

**Município:** RIO DE JANEIRO

**Telefone:** (21)2542-7796

**E-mail:** cep.unirio09@gmail.com

UNIRIO - UNIVERSIDADE  
FEDERAL DO ESTADO DO RIO  
DE JANEIRO



Continuação do Parecer: 2.213.862

Justificativa de Ausência	TCLE_unificado_para_os_grupos.pdf	17/07/2017 12:10:58	ANDRE FARIA RUSSO	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_plataforma_Brasil.pdf	21/05/2017 20:33:57	ANDRE FARIA RUSSO	Aceito
Outros	termo_de_garantia.pdf	21/05/2017 19:37:38	ANDRE FARIA RUSSO	Aceito
Outros	oficio.pdf	21/05/2017 19:34:28	ANDRE FARIA RUSSO	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	termo_de_anuencia.pdf	21/05/2017 19:33:45	ANDRE FARIA RUSSO	Aceito
Outros	termo_de_compromisso.pdf	21/05/2017 19:32:38	ANDRE FARIA RUSSO	Aceito
Orçamento	ORCAMENTO.pdf	21/05/2017 19:29:28	ANDRE FARIA RUSSO	Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	21/05/2017 19:28:06	ANDRE FARIA RUSSO	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

RIO DE JANEIRO, 11 de Agosto de 2017

---

**Assinado por:**  
**Paulo Sergio Marcellini**  
(Coordenador)

**Endereço:** Av. Pasteur, 296

**Bairro:** Urca

**CEP:** 22.290-240

**UF:** RJ

**Município:** RIO DE JANEIRO

**Telefone:** (21)2542-7796

**E-mail:** cep.unirio09@gmail.com

## APÊNDICE I

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Declaro que fui satisfatoriamente esclarecido pelo pesquisador **André Faria Russo**, em relação a minha participação no projeto de pesquisa intitulado **“Efeito da terapia manual nos níveis de flexibilidade muscular”**. A pesquisa será realizada, no período de **setembro a outubro de 2017**, com o objetivo geral de mensurar o efeito da terapia manual na amplitude de movimento e na percepção de esforço do movimento de extensão de joelho; específicos: a) avaliar o efeito de técnicas de terapia manual na amplitude de movimento de extensão de joelho; b) avaliar o efeito de técnicas de terapia manual na percepção de esforço do movimento de extensão de joelho. Os resultados não serão passados para outras pessoas e meu nome também não será revelado.

**Estou ciente e autorizo a realização dos procedimentos referentes a qualquer grupo ao qual eu venha a fazer parte, conforme a randomização.** Os procedimentos inerentes a todos os grupos são:

- **Avaliação Diagnóstica:** serão avaliadas as variáveis dependentes do presente estudo: amplitude de movimento e percepção de esforço, conforme abaixo descrito:
  - Amplitude de movimento: Será realizada com a goniometria radiológica. Primeiro o sujeito é deitado em decúbito dorsal, com flexão de quadril em 90° e orientado a estender o joelho o máximo que conseguir (SANTANA et al., 2010), nesse instante é feita uma radiografia de perfil do joelho do voluntário.
  - Percepção de esforço: Aplicação da Escala de esforço percebido (Dantas et al, 2008). O voluntário visualizará a PERFLEX e será orientado a estender o joelho o máximo que conseguir, e será solicitado ao mesmo que quantifique a sensação percebida durante a realização do movimento solicitado.

Imediatamente após a avaliação inicial, os voluntários serão divididos em 4 grupos e cada grupo será submetido às seguintes intervenções:

- **Intervenção:**
  - **Aplicação da técnica de terapia manual articular (NAGS):** O voluntário se encontra na posição sentada, o Pesquisador 2 se posiciona ântero-lateralmente ao voluntário (do lado mais confortável para o pesquisador), a parte inferior do tronco do pesquisador estará em contato com superfície anterior do ombro do voluntário. O voluntário deve permanecer com o pescoço e cabeça na posição neutra, enquanto o pesquisador posiciona a falange proximal ou intermédia do dedo mínimo na região da vértebra C2, especificamente nas facetas que se articulam com a vértebra C1, com a outra mão o terapeuta utiliza a margem lateral da eminência ténar e posiciona na falange proximal ou intermédia da mão contralateral do próprio examinador que já está em contato com o pilar articular de C2. A partir desse momento são aplicados movimentos lentos e oscilatórios numa direção pósterio-anterior destas facetas, fazendo com que ocorra uma pequena mobilização articular na articulação atlantoaxial. O tempo de

oscilação aplicado pelo pesquisador deve ser de 60 segundos (MULLIGAN, 2009).

- **Aplicação da técnica osteopática de inibição dos músculos suboccipitais:** o voluntário estará em decúbito dorsal com olhos fechados e o Pesquisador 2 estará sentado próximo à cabeça do voluntário. O pesquisador 2 coloca as mãos, em posição supino, abaixo do osso occipital, apoiando a polpa dos dedos na musculatura suboccipital, na região do atlas, com posterior elevação dos dedos a fim de provocar pressão em direção ao nariz do voluntário. É solicitado ao participante que relaxe sua cabeça, até que o pesquisador possa sentir o peso da cabeça do voluntário, sobre suas mãos (CHAITOW, 1999; RICARD, 2000; LIEM, 2002; PILAT, 2003; UPLEDGER, VREDVOOGD, 2011; APARICIO et al., 2009).
- **Grupo controle:** nenhuma intervenção. O voluntário ficará em repouso por 1 minuto.
- **Grupo sham:** O voluntário receberá um toque suave na nuca.

### **Riscos e Dificuldades Esperadas**

A anamnese será realizada de forma individualizada sem exposição entre os voluntários da amostra em salas individualizadas para a manutenção do anonimato. Em casos de maior desconforto na região posterior da coxa será disponibilizada a crioterapia (utilização de bolsas de gel geladas) na região em que o voluntário relatar o sintoma. Os voluntários serão submetidos a duas avaliações radiológicas para coleta de imagem do joelho avaliado, todas as Radiografias serão realizadas em clínica de radiologia credenciada pelo CRM, onde o voluntário será exposto aos raios X ionizantes em apenas dois momentos, sendo mínima a exposição à radioatividade. Apenas o técnico em radiologia terá toda proteção de vestimentas de chumbo devido ao tempo prolongado de exposição, fato que se deve a profissão. Durante a realização desse projeto, pode ocorrer algum caso de imagem radiológica inadequada ou pode ocorrer impedimento da presença do voluntário no dia do agendamento da pesquisa na clínica Lotty Iris.

Autorizo a utilização dos dados originados destes procedimentos para fins didáticos e de divulgação em revistas científicas brasileiras ou estrangeiras contanto que sejam mantidas em sigilo informações relacionadas à minha privacidade, bem como garantido meu direito de receber resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento de dúvidas acerca dos procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, além de que se cumpra a legislação em caso de dano. Informo também que sua participação na pesquisa não acarretará em nenhum benefício financeiro e não acarretarão riscos biológicos, moral, econômico ou de ordem física ou psicológica, conforme a Resolução 466/12 para saúde; podendo ser retirado o seu consentimento a qualquer hora e deixar de participar do estudo sem que isso traga qualquer prejuízo para o participante. Desta forma, concordo voluntariamente e dou meu consentimento, sem ter sido submetido a qualquer tipo de pressão ou coação. Caso eu não queira participar ou se quiser desistir em qualquer momento, isso não vai implicar em nenhum prejuízo de qualquer natureza para minha pessoa ou de meus familiares. Eu concordo em participar deste estudo, assinando esse

termo em duas vias, ficando uma cópia comigo. Esta pesquisa está sendo realizada no **Estado de Roraima**. Possui vínculo com a Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro – UNIRIO através do **PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENFERMAGEM E BIOCÊNCIAS (PPGENFBIO)** sendo o aluno de doutorado **André Faria Russo** o pesquisador principal, sob a orientação do **Prof. Dr. Estélio Henrique Martin Dantas**. Os investigadores estão disponíveis para responder a qualquer dúvida que você tenha. Caso seja necessário, contate **André Faria Russo no telefone (95) 98119-1817**, ou o Comitê de Ética em Pesquisa, CEP-UNIRIO no telefone 2542-7796 ou e-mail cep.unirio09@gmail.com. Você terá uma via deste consentimento para guardar com você. Você fornecerá nome, endereço e telefone de contato apenas para que a equipe do estudo possa lhe contatar em caso de necessidade.

Eu concordo em participar deste estudo.

Eu, \_\_\_\_\_, após ter lido e entendido as informações e esclarecido todas as minhas dúvidas referentes a este estudo com André Faria Russo, CONCORDO VOLUNTARIAMENTE, participar do mesmo assinando esse termo em duas vias, ficando uma cópia comigo.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Participante

\_\_\_\_\_  
Pesquisador Responsável

Boa Vista/RR, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_\_.

Eu, André Faria Russo, declaro que forneci todas as informações referentes ao estudo: “**Efeito da terapia manual nos níveis de flexibilidade muscular**”.

## APÊNDICE II



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO - UNIRIO  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENFERMAGEM E BIOCÊNCIAS –  
PPGENFBIO

### FICHA DE ANAMNESE

Nº \_\_\_\_\_

Data da avaliação: \_\_\_/\_\_\_/18

Grupo: ( ) W ( ) X ( ) Y

Nome: \_\_\_\_\_ CPF \_\_\_\_\_

Telefone: \_\_\_\_\_ e-mail: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Massa corporal: \_\_\_\_\_ kg Altura: \_\_\_\_\_ m

Praticou atividade física nas últimas 48h: ( ) Não ( ) Sim

Dominância do membro inferior: ( ) Esquerdo ( ) Direito

Faz uso de algum medicamento? ( ) Não ( ) Sim Qual? \_\_\_\_\_

História de lesão, trauma ou doença na coluna e/ou MMII: ( ) Não ( ) Sim

Presença de dor na coluna e MMII ou em alguma parte do corpo?

( ) Não ( ) Sim

Local: \_\_\_\_\_

DADO COLETADO	PRÉ	PÓS
Amplitude de movimento		
Percepção de esforço		

### APÊNDICE III

#### DADOS BRUTOS COLETADOS CARACTERÍSTICA DESCRITIVA DA AMOSTRA

VOLUNTÁRIOS	IDADE (anos)	ESTATURA(cm)	MASSA (kg)
GE 1	18	170	66
GE 2	18	171	79
GE 3	19	180	67
GE 4	21	178	65
GE 5	21	177	78
GE 6	22	176	77
GE 7	23	172	72
GE 8	24	160	72
GE 9	25	166	73
GE 10	19	167	76
GE 11	19	166	76
GE 12	20	162	72
GE 13	21	161	72
GE 14	21	161	71
GE 15	23	167	71
GS 1	22	181	68
GS 2	22	181	68
GS 3	21	181	69
GS 4	20	177	67
GS 5	21	167	66
GS 6	21	166	69
GS 7	21	161	66
GS 8	23	161	71
GS 9	21	165	70
GS 10	23	164	77
GS 11	21	178	76
GS 12	23	176	75
GS 13	21	175	78
GS 14	24	172	77
GS 15	24	170	72
GC 1	23	179	77
GC 2	22	172	76
GC 3	23	172	77
GC 4	23	167	78
GC 5	24	166	77
GC 6	23	162	77
GC 7	24	175	73
GC 8	24	172	77
GC 9	25	171	78
GC 10	25	170	72
GC 11	25	170	77

GC 12	24	170	73
GC 13	24	165	73
GC 14	23	161	76
GC 15	23	162	77

DADOS BRUTOS DA ADM DA AMOSTRA

GE- ADM	PRÉ	PÓS	$\Delta$
1	140	160	20
2	152	170	18
3	138	152	14
4	120	132	12
5	154	160	6
6	142	150	8
7	156	164	10
8	130	136	6
9	134	138	4
10	138	152	14
11	140	154	14
12	166	176	10
13	160	166	6
14	158	168	10
15	154	166	12

GS- ADM	PRÉ	PÓS	$\Delta$
1	130	136	6
2	138	142	4
3	160	160	0
4	170	170	0
5	166	176	10
6	162	168	6
7	156	160	4
8	154	162	8
9	146	154	8
10	148	154	6
11	146	146	0
12	140	144	4
13	142	148	6
14	146	154	8
15	160	168	8

GC- ADM	PRÉ	PÓS	$\Delta$
1	134	136	2
2	150	148	-2
3	166	166	0
4	170	176	6
5	162	166	4
6	166	170	4
7	144	142	-2
8	130	130	0
9	126	130	4
10	132	134	2
11	136	140	4
12	144	140	-4
13	150	158	8
14	134	142	8
15	158	160	2

#### DADOS BRUTOS DA PE DA AMOSTRA

GE- PE	PRÉ	PÓS	$\Delta$
1	80	60	20
2	75	70	5
3	85	70	15
4	80	75	10
5	70	70	0
6	85	80	5
7	75	75	0
8	85	75	10
9	70	70	0
10	80	80	0
11	85	80	5
12	70	65	5
13	75	70	5
14	75	65	10
15	80	75	5

GS- PE	PRÉ	PÓS	$\Delta$
--------	-----	-----	----------

1	90	85	5
2	85	80	5
3	80	80	0
4	75	75	0
5	75	65	10
6	70	60	10
7	60	60	0
8	70	70	0
9	60	60	0
10	80	70	10
11	85	75	10
12	85	80	5
13	80	80	0
14	70	70	0
15	85	80	5

GC- PE	PRÉ	PÓS	$\Delta$
1	70	70	0
2	80	75	5
3	80	80	0
4	90	85	5
5	90	85	5
6	90	80	10
7	90	90	0
8	80	80	0
9	75	70	5
10	75	65	10
11	80	70	10
12	70	70	0
13	70	65	5
14	85	80	0
15	75	75	0