



MINISTÉRIO DA SAÚDE
SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE
INSTITUTO NACIONAL DE TRAUMATOLOGIA E ORTOPEDIA
JAMIL HADDAD

Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético

**A ARTROPLASTIA TOTAL DO COTOVELO PROVOCA DÉFICIT
PROPRIOCEPTIVO**

GLÁUCIO SALES DE LIMA SIQUEIRA

**RIO DE JANEIRO
2016**

Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético

Gláucio Sales de Lima Siqueira

A Artroplastia Total do Cotovelo Provoca Déficit Proprioceptivo

Dissertação apresentada ao Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. José Inácio Salles

**RIO DE JANEIRO
2016**

CATALOGAÇÃO NA FONTE
INTO/BIBLIOTECA SÉRGIO EDUARDO VIANNA

S618a Siqueira, Gláucio Sales de Lima.
A artroplastia total do cotovelo provoca déficit proprioceptivo / Gláucio Sales de Lima Siqueira. — 2017.
77f

Orientador: José Inácio Salles
Dissertação (Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético) — Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad, Rio de Janeiro, 2017.

1. Artroplastia do cotovelo. 2. Limiar de percepção. 3. Alta complexidade ortopédica. 4. Movimento articular passivo. 5. Ortopedia. I. Salles, José Inácio, orient. II. Título.

NLM WE 820

Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético

AUTOR: GLÁUCIO SALES DE LIMA SIQUEIRA

A ARTROPLASTIA TOTAL DO COTOVELO PROVOCA DÉFICIT PROPRIOCEPTIVO

ORIENTADOR: Prof. Dr. José Inácio Salles

EXAMINADORES:

Dr. Diego P. Aguiar - Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad

Dra. Jamila Perini - Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad

Dr. Alair Pedro Ribeiro de Souza e Silva - UFRJ

Rio de Janeiro, 17 de fevereiro de 2016

À minha querida esposa, Chaomey, que me estimula a superar todos os desafios; e ao meu pequeno Miguel, que me lembra diariamente da importância de jamais perder a curiosidade.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. José Inácio Salles, à coordenação e professores do mestrado profissional, ao Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia e sua direção, aos colegas do Centro de Cirurgia do Ombro e Cotovelo e nosso chefe, Dr. Martim Teixeira Monteiro, aos colegas do Laboratório de Pesquisa Neuromuscular que colaboraram com a trabalho, Prof. Eduardo Nicoliche, Prof. Victor Rodrigues Amaral Cossich, Prof. Maurício Negri de Almeida, à Cláudia Lopes Rodrigues Chagas da PECLIN, e à boa vontade da secretaria do mestrado, Carolina e Jacqueline.

RESUMO

SIQUEIRA, Gláucio. A Artroplastia Total do Cotovelo Provoca Déficit Proprioceptivo. Rio de Janeiro, 2016. Dissertação (Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético) – Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia, Ministério da Saúde, 2016.

A artroplastia total é necessária no tratamento de casos graves de fraturas, artrite reumatoide e osteoartrose do cotovelo. Durante o procedimento, a cápsula articular é parcialmente ressecada, levando à perda de mecanorreceptores que seriam importantes para a percepção do movimento passivo em condições normais. Acreditamos que o desenvolvimento de um equipamento capaz de realizar a medição da cinestesia, através do limiar de percepção do movimento passivo (LPMP), ajudará a esclarecer o quanto este procedimento impacta negativamente a propriocepção, e se esse efeito repercute na esfera clínica. O Propriomaq II foi criado nesse contexto, permitindo a mobilização passiva da articulação e o acionamento de um botão pelos sujeitos examinados ao perceberem o movimento, viabilizando o cálculo do seu limiar de percepção. Vinte e um pacientes hígidos foram submetidos ao teste, repetindo as medidas após ao menos um dia, visando validar o método. Com o objetivo de esclarecer o efeito da artroplastia total sobre o LPMP do cotovelo, oito pacientes portadores de prótese total foram submetidos ao exame, comparando o lado operado ao contralateral. Os resultados demonstraram latência significativamente maior para a percepção do movimento passivo nos cotovelos operados, ou seja, pior propriocepção quando comparados ao lado contralateral. Não foi encontrado, entretanto, correlação significativa entre o LPMP e os resultados funcionais no lado artroplastia. O Propriomaq II apresentou boa reprodutibilidade ($R^2=0,94$) na medição do LPMP do cotovelo, e evidenciou conclusivamente o prejuízo proprioceptivo presente em cotovelos submetidos a artroplastia total. Esses resultados demonstram a necessidade de maior preservação das partes moles periarticulares durante a artroplastia total do cotovelo, e uma ênfase da reabilitação fisioterapêutica visando recuperação da propriocepção.

Palavras chave: Artroplastia do cotovelo, Limiar de percepção, Alta complexidade ortopédica, Movimento articular passivo.

ABSTRACT

SIQUEIRA, Gláucio. *Total Elbow Arthroplasty Causes Proprioceptive Deficits*. Rio de Janeiro, 2016. Master Thesis (Master's Degree in Science Applied to the Musculoskeletal System) – National Institute of Traumatology and Orthopaedics, Ministry of Health, 2016.

Total elbow arthroplasty is necessary in the treatment of severe fractures, rheumatoid arthritis and degenerative elbow arthritis. During the procedure, the articular capsule is partially resected, leading to loss of mechanoreceptors that would be important for the perception of articular motion in normal conditions. We believe that the creation of an equipment capable of assessing kinesthesia through the measurement of threshold to detection of passive motion (TDPM) will help quantify the negative effects this procedure has on elbow proprioception, and understand if this has any relevant impact in the clinical sphere. The Propriomaq II was created in this context, allowing passive mobilization of the elbow joint and the activation of a button by the examined subjects when motion is perceived, thus providing a means of calculating its detection threshold. Twenty-one healthy patients were subjected to the test, repeating the measurements after at least one day, so the method could be validated. In order to clarify the effects of total arthroplasty on elbow TDPM, eight patients were subjected to the test, comparing the total elbow side to the contralateral side. The results revealed significantly higher thresholds to detection of motion, or worse proprioception, on the prosthesis side in comparison to the contralateral side. These results held no correlation, however, to the clinical outcome of the elbow replacement. The Propriomaq II proved reproducible ($R^2=0,94$) in the measurement of elbow TDPM and has conclusively exposed the proprioceptive deficits present in total arthroplasty elbows. These results demonstrate the need for greater preservation of peri-articular soft tissues during total elbow arthroplasty, and an emphasis of rehabilitation on the recovery of proprioception.

Keywords: *Elbow arthroplasty, Threshold to perception, High complexity orthopedics, Passive articular motion.*

ÍNDICE

RESUMO.....	I
ABSTRACT.....	I
1 INTRODUÇÃO	1
1.1. Anatomia Óssea da Articulação do Cotovelo	2
1.2. Anatomia Ligamentar.....	4
1.3. Anatomia Muscular	7
1.4. Cinemática do Cotovelo.....	10
1.5. Estabilidade do Cotovelo.....	11
1.6. Artrite Reumatoide	11
1.7. Artrose Primária do Cotovelo.....	13
1.8. História da Artroplastia do Cotovelo	14
1.9. Técnica Operatória da Artroplastia Total do Cotovelo.....	16
1.10. O Sistema Sensoriomotor	20
1.11. História do Estudo da Propriocepção	28
1.12. Métodos de Medição da Propriocepção	29
1.13. Efeito da Artroplastia sobre a Propriocepção	38
2 JUSTIFICATIVA.....	43
3 OBJETIVOS.....	44
3.1. Objetivo Geral.....	44
3.2. Objetivos Específicos	44
4 METODOLOGIA	45
4.1. Validação do Equipamento Propriomaq II.....	45
4.1.1. Sujeitos.....	45
4.1.2. Equipamento para Avaliação Proprioceptiva – Propriomaq II	45
4.1.3. Limiar de Percepção do Movimento Passivo.....	46
4.2. Avaliação dos Sujeitos submetidos à ATC	48
4.2.1. Sujeitos da pesquisa	48
4.2.2. Avaliação Clínica	49
4.2.3. Limiar de Percepção do Movimento Passivo.....	52
4.3. Análise Estatística.....	52
5 RESULTADOS.....	54
6 DISCUSSÃO	64
7 CONCLUSÃO	69
8 BIBLIOGRAFIA	70
9 ANEXO TCLE	80

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1- Ossos do cotovelo. Visão anterior (A), visão posterior (B),visão lateral (C) e visão medial (D)	4
Figura 2- Ligamentos do cotovelo. Visão anterior (A), visão lateral (B) e visão medial (C).....	6
Figura 3- Anatomia muscular do cotovelo. Visão anterior (A), Visão posterior (B).	9
Figura 4- Prótese de Coonrad-Morrey..	16
Figura 5- Técnica cirúrgica da artroplastia total do cotovelo (ATC).....	18
Figura 6- Dinamômetro Isocinético.	30
Figura 7- Equipamento com sistema de eletroinclinometria ou goniometria elétrica próprios.	31
Figura 8- Instalação experimental.....	32
Figura 9- Equipamento com um par de paletas articuladas com uma mesa para medir o SPA do cotovelo.	33
Figura 10- Eletrogoniômetro na avaliação do SPA dos tornozelos.	34
Figura 11- Medição de LPMP.....	36
Figura 12- Aparelho desenvolvido para a medição do LPMP do quadril..	37
Figura 13- Aparelho desenvolvido para a medição do LPMP do quadril com o sujeito em decúbito lateral..	37
Figura 14- Propriomaq II: Equipamento para mensuração do limiar de percepção do movimento passivo.....	46
Figura 15- Teste do Limiar de Percepção do Movimento Passivo.....	47
Figura 16- Procedimento operacional padrão para a seleção de sujeitos do estudo.	49
Figura 17- Valores de latência obtidos no teste e reteste do LPMP	54
Figura 18- Análise da regressão linear.....	55
Figura 19- Limiar de Percepção do Movimento Passivo (LPMP)	59

ÍNDICE DE QUADROS

Quadro 1- Escore de desempenho do cotovelo da clínica Mayo (<i>Mayo Elbow Performance Score</i>)	51
Quadro 2 - Resultados clínicos dos pacientes submetidos à ATC.....	56
Quadro 3- Medidas do Limiar de Percepção do Movimento Passivo do Cotovelo (em segundos).....	57
Quadro 4 - Teste de normalidade da distribuição das medidas do LPMP do cotovelo.....	60
Quadro 5 - Teste T de Student	61
Quadro 6 - Diferença relativa entre os lados	62
Quadro 7 - Correlações entre as variáveis clínicas.....	63

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

Artrop	-	Artroplastia
ATC	-	Artroplastia total do cotovelo
CRTL	-	Controle
D	-	Direita
DP	-	Desvio padrão
E	-	Esquerda
EPM	-	Erro padrão da medida
EUA	-	Estados Unidos da América
GL	-	Graus de liberdade
HLA-DR4	-	Antígeno leucocitário humano DR4 (<i>Human Leucocyte Antigen DR4</i>)
INTO	-	Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia
LPMP	-	Limiar de percepção do movimento passivo
MEPS	-	Escore de desempenho do cotovelo da clínica Mayo (Mayo Elbow Performance Score)
OTG	-	Órgão tendinoso de Golgi
PNEURO	-	Laboratório de pesquisa neuromuscular
SIG	-	Significância
SNC	-	Sistema nervoso central
SNP	-	Sistema nervoso periférico
SPA	-	Senso de posição articular
TDPM	-	<i>Threshold to detection of passive motion</i>
TNF- α	-	Fator de necrose tumoral - α (<i>Tumor necrosis factor - α</i>)

1 INTRODUÇÃO

A percepção da posição do cotovelo e do seu movimento são essenciais para as habilidades manuais, sobretudo quando não se pode visualizar as mãos (GORDON; GHILARDI; GHEZ, 1994). O cotovelo deve ser dotado de uma base estável para que as demais partes da extremidade superior possam movimentar-se de forma acurada (VAN BEERS; SITTIG; DENIER VAN DER GON, 1996), visto que erros podem ser observados na magnitude e direção do seguimento durante tarefas desempenhadas por sujeitos que carecem de informações proprioceptivas quando a visão está ocluída (GHEZ; GORDON, 1987; GORDON; GHILARDI; GHEZ, 1994, 1995). Além disso, são necessárias informações proprioceptivas para formar uma representação cortical do corpo de modo que comandos motores adequados possam ser enviados ao membro superior e atingir a mão (KANDEL, 2013, pg 650). Isso sugere que o déficit proprioceptivo no cotovelo pode alterar movimentos coordenados para outras articulações ao longo da cadeia cinética. A restrição na habilidade para tocar alvos tem sido demonstrado em indivíduos que apresentam carência proprioceptiva (GANDEVIA; MCCLOSKEY, 1976; GHEZ; GORDON; GHILARDI, 1995). O sistema proprioceptivo atua na orientação dos movimentos de flexoextensão e pronossupinação e nos permite desempenhar tarefas importantes como alimentação, trabalho, esporte e recreação (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 39).

O desempenho de habilidades manuais depende de receptores presentes na cápsula articular, nos tendões, músculos e partes moles periarticulares, que transmitem informações sobre tensão, alongamento dos tecidos e posicionamento articular, necessárias para o acionamento proporcional de nervos eferentes, levando a contração muscular adequada (PETRIE *et al.*, 1998). Doenças como artrose,

artrite reumatoide e sequelas de fratura podem comprometer a amplitude de movimentos articulares, o sistema sensoriomotor, além de causar dor crônica, limitando diretamente as atividades físicas do indivíduo. Em muitos desses casos, a artroplastia total é a única solução (PETERSON; JANES, 1971; DOHERTY; PRESTON, 1989; CUOMO; BIRDZELL; ZUCKERMAN, 2005). Apesar dos grandes avanços na técnica e no desenho dos implantes, o procedimento ainda não é recomendável para pacientes jovens de alta demanda, pois, nesses casos, pode ocorrer falha mecânica precoce (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 797). Pouca atenção foi dada na literatura, até hoje, para os efeitos da artroplastia total sobre a propriocepção do cotovelo (LUBIATOWSKI *et al.*, 2014). São necessários mais estudos para determinar o efeito de um distúrbio na propriocepção sobre o cotovelo submetido a artroplastia total, visto que os prejuízos causados pela perda cinestésica não são considerados em escores funcionais tradicionais. Preliminarmente, será apresentada uma breve revisão da literatura a respeito da anatomia e biomecânica dessa complexa articulação, seguida por uma análise das principais enfermidades tratadas pela artroplastia total, sua técnica e história, informações sobre o sistema sensoriomotor e propriocepção, técnicas e instrumentos para sua medição, e os resultados de outros estudos da propriocepção em articulações submetidas a artroplastia.

1.1. Anatomia Óssea da Articulação do Cotovelo

A extremidade distal do úmero é composta por dois côndilos que contêm as superfícies articulares da tróclea e do capítulo (DESAI *et al.*, 2014). O epicôndilo lateral serve como origem para inserção do ligamento colateral lateral e a musculatura extensora e supinadora do antebraço (MORREY, 2009, p. 11).

Medialmente, o mais proeminente epicôndilo medial sustenta a origem do ligamento colateral medial e da musculatura flexopronadora do antebraço. Anteriormente, as fossas coronoidea e radial comportam respectivamente o processo coronoide e a cabeça do rádio durante a flexão do cotovelo (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 11) **(Figura 1A)**. Posteriormente, a fossa do olécrano comporta a extremidade do olécrano durante a extensão (DESAI *et al.*, 2014) **(Figura 1B)**.

A cabeça do rádio possui formato cilíndrico e apresenta uma concavidade central que acomoda o capítulo. O ligamento anular envolve o colo do rádio, unindo-o à incisura radial da ulna. A tuberosidade do rádio serve como inserção para o tendão do músculo bíceps braquial (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 16) **(Figura 1C)**.

A extremidade proximal da ulna possui a grande incisura troclear que articula com a tróclea e funciona como principal articulação do cotovelo, responsável pela maior parte da estabilidade óssea intrínseca (ISHIZUKI, 1979). O olécrano, posteriormente, recebe a inserção do músculo tríceps braquial **(Figura 1D)**. O processo coronoide funciona como um batente anterior, sendo a sua base o principal ponto de inserção do músculo braquial. Em sua porção medial, se insere a banda anterior do ligamento colateral medial, estabilizador primário em valgo da articulação (THOMPSON; NETTER; NETTER, 2002, p. 67).

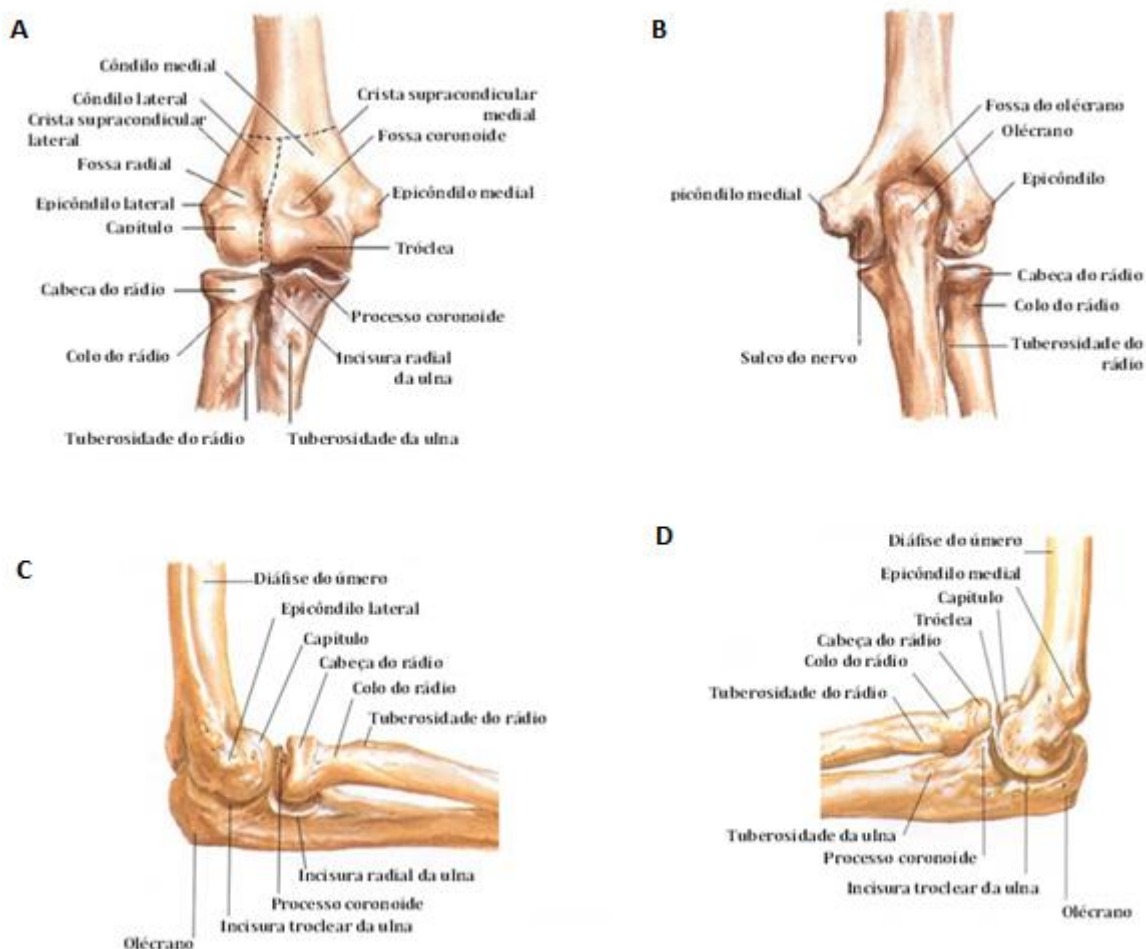


Figura 1- Ossos do cotovelo. Visão anterior (A), visão posterior (B), visão lateral (C) e visão medial (D). Modificado de (THOMPSON; NETTER; NETTER, 2002).

1.2. Anatomia Ligamentar

A cápsula articular possui inserção proximal às fossas radial e coronoidea no úmero, e proximal e anterior à margem do processo coronoide da ulna em sua porção distal. Ela é contínua ao ligamento anular lateralmente (MORREY; AN, 1985). Posteriormente, se origina proximal à fossa olecraniana e ao longo das colunas lateral e medial da extremidade distal do úmero. Distalmente, ela se insere nas margens da incisura troclear da ulna (MORREY; AN, 1985) (**Figura 2A**).

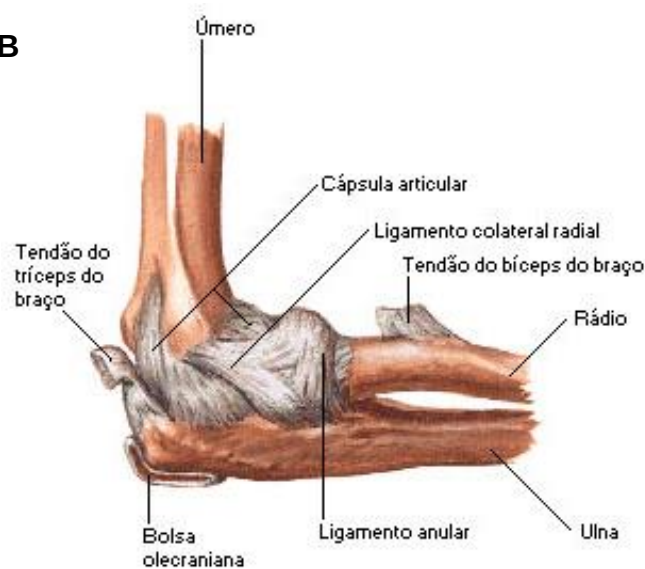
Os ligamentos do cotovelo são formados por espessamentos da cápsula articular e são fundamentais para a estabilidade da articulação (MORREY; AN,

1985). O ligamento colateral medial se origina na superfície anteroinferior do epicôndilo medial, ponto que coincide com o eixo de flexoextensão do cotovelo (O'DRISCOLL *et al.*, 1992). Ele possui três bandas: anterior, posterior e transversa. A banda anterior possui aproximadamente quatro a cinco milímetros de espessura e se insere medialmente ao processo coronoide, na tuberosidade da ulna (O'DRISCOLL *et al.*, 1992). A banda posterior possui aproximadamente cinco a seis milímetros de largura e se insere na margem medial do terço médio da incisura troclear da ulna (O'DRISCOLL *et al.*, 1992). A banda transversa, também chamada de ligamento de Cooper, pouco contribui para a estabilidade (MORREY; AN, 1985) **(Figura 2C)**. O complexo ligamentar lateral possui maior variabilidade anatômica na população, sendo composto pelos ligamentos colaterais radial e ulnar, ligamento anular e, em alguns casos, um ligamento colateral lateral acessório (SEKI *et al.*, 2002). O mais importante deles é o ligamento colateral ulnar, que se origina no epicôndilo lateral, em ponto coincidente com o fulcro do movimento de flexoextensão do cotovelo, se inserindo distalmente na ulna, na crista do músculo supinador. Ele acomoda a cabeça do rádio lateral e posteriormente, impedindo sua luxação durante a rotação lateral do antebraço (THOMPSON; NETTER; NETTER, 2002, p. 72) **(Figura 2B)**.

A



B



C

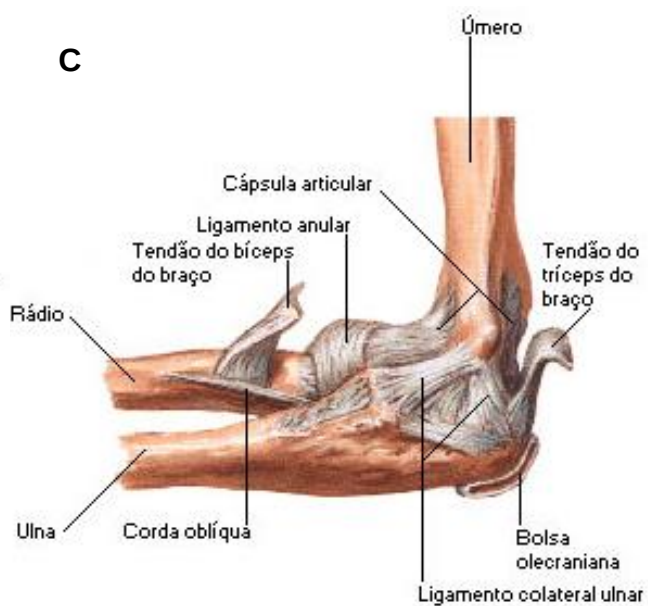


Figura 2- Ligamentos do cotovelo. Visão anterior (A), visão lateral (B) e visão medial (C). Modificado de (THOMPSON; NETTER; NETTER, 2002, p. 72).

1.3. Anatomia Muscular

O músculo bíceps braquial recobre anteriormente o músculo braquial. Ele segue anteriormente à fossa cubital e se insere na porção posterior da tuberosidade do rádio. A aponeurose bicipital é um prolongamento oblíquo da fáscia muscular que recobre a artéria braquial e o nervo mediano, se inserindo medialmente na fáscia profunda do antebraço (CONGDON; FISH, 1953) **(Figura 3A)**.

O músculo braquial é o flexor do cotovelo com a maior área transversa. Sua inserção fica 2mm distal à ponta do processo coronoide na ulna (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 31).

O músculo braquiorradial, observado na, se origina ao longo da crista supraepicondilar lateral, entre o ventre lateral do tríceps posteriormente e o músculo braquial anteriormente. Sua inserção fica na base do processo estiloide do rádio (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 31) **(Figura 3A)**. Distalmente à origem do músculo braquiorradial, se originam os músculos extensor radial longo do carpo, extensor radial curto do carpo, extensor ulnar do carpo e o músculo supinador (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 31-32).

A cabeça longa do músculo tríceps braquial se origina no tubérculo infraglenoidal. A cabeça lateral se origina proximalmente no septo intramuscular na face posterior do úmero. Mais profunda e distalmente, a cabeça medial se origina na diáfise posteromedial do úmero, limitada lateralmente pelo sulco do nervo radial e medialmente pelo septo intramuscular. As cabeças se fundem na linha medial, se inserindo no olécrano (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 33-34) **(Figura 3B)**.

Com a origem na face posterior do epicôndilo lateral, o músculo ancôneo se insere na superfície proximal da diáfise da ulna (THOMPSON; NETTER; NETTER, 2002, p. 79) **(Figura 3B)**.

O músculo pronador redondo é o mais proximal do grupo flexopronador. Ele se origina na face anterossuperior do epicôndilo medial e no processo coronoide, se inserindo entre os terços proximal e médio da diáfise do rádio (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 34-35) **(Figura 3A)**. Distalmente ao músculo pronador redondo, se originam os músculos flexor radial do carpo, palmar longo, flexor ulnar do carpo e flexor superficial dos dedos (NETTER, 2010, p. 428).

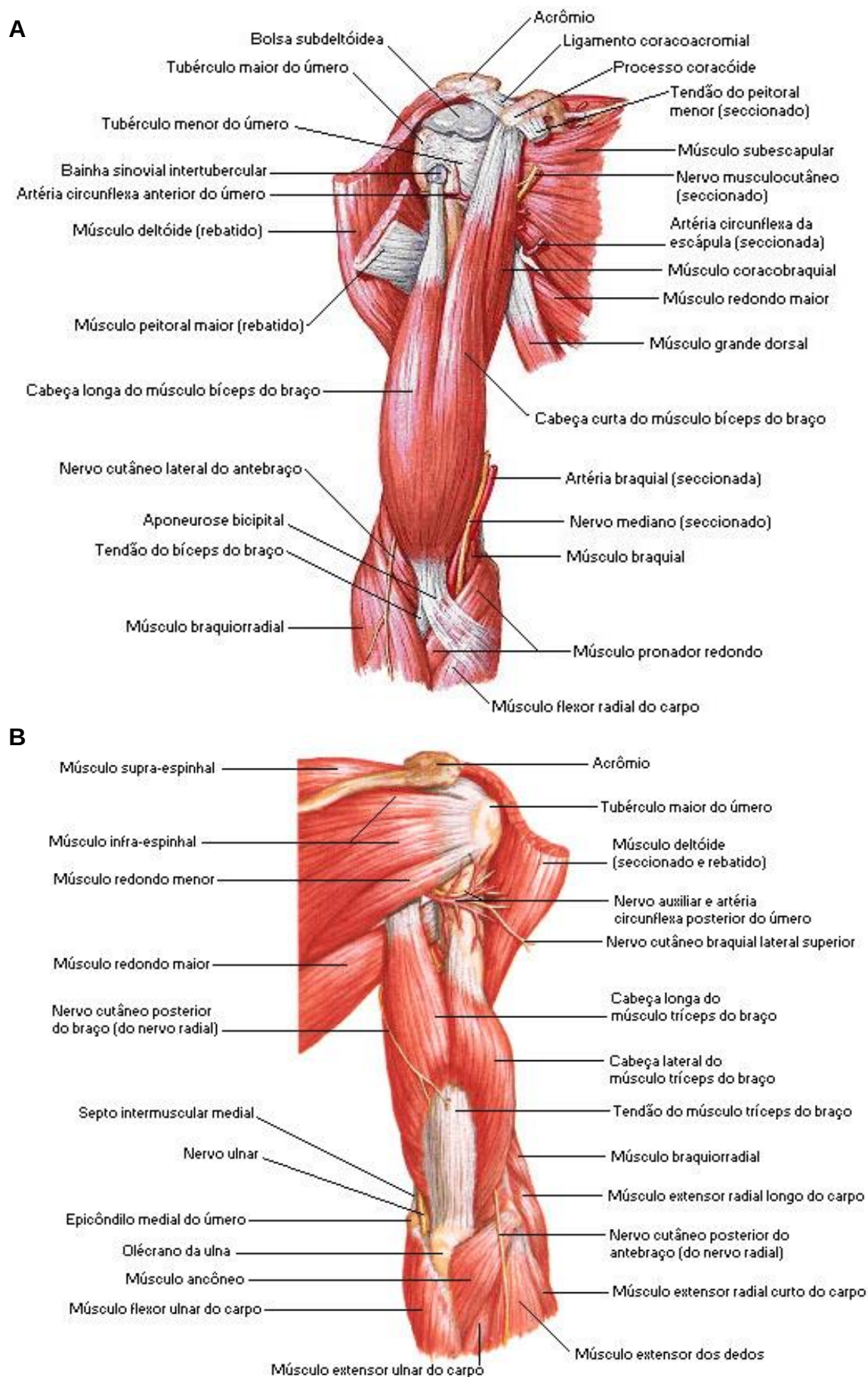


Figura 3- Anatomia muscular do cotovelo. Visão anterior (A), Visão posterior (B). Modificado de (THOMPSON; NETTER; NETTER, 2002, p.79).

1.4. Cinemática do Cotovelo

O cotovelo é uma articulação trocoginglimoide complexa, composta pelas articulações umerorradial, umeroular e radioular proximal. Ele possui liberdade de movimento principalmente em dois planos: trocoide na articulação umerorradial, que permite rotação do rádio em torno de um eixo oblíquo no antebraço; e ginglimoide através da flexoextensão umeroular e umerorradial (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 39). Entretanto, a mobilidade em flexoextensão, não pode ser definida como uma articulação ginglimoide simples. O antebraço segue uma trajetória irregular durante o movimento e o eixo da flexoextensão se altera principalmente nos extremos do arco de movimento. A articulação possui uma ligeira lassidão que permite três a quatro graus de liberdade de movimento em varo e valgo no plano coronal (MORREY; CHAO, 1976a; ISHIZUKI, 1979).

O eixo de flexoextensão umeroular passa pelo centro da tróclea e é rodado medialmente três a oito graus em relação ao eixo interepicondiliano. O eixo de flexoextensão passa pelos arcos formados pelo sulco troclear e capitulum. No plano coronal, uma linha perpendicular a ele forma um ângulo de quatro a oito graus lateralmente ao eixo do úmero (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 39). O seu fulcro de rotação, está no centro da tróclea, alinhado com a cortical anterior do úmero visto em perfil. Um estudo recente concluiu que a alteração do fulcro de rotação da flexoextensão em 5mm para proximal, distal, anterior ou posterior ao centro da tróclea pouco influencia a cinemática do cotovelo. Essa observação teve grande relevância clínica no desenho de implantes prostéticos e fixadores externos articulados (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 39-40).

O ângulo de carregamento do cotovelo é formado pelos eixos longos do úmero e da ulna. Em média, é de 10 a 15 graus em homens, e 15 a 20 graus em mulheres (AMIS *et al.*, 1977).

A amplitude de flexoextensão do cotovelo, em circunstâncias normais, é da extensão completa ou ligeira hiperextensão até 150 graus de flexão. A rotação do antebraço varia, em média, de 75 graus de pronação até 85 graus de supinação (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 43).

1.5. Estabilidade do Cotovelo

O cotovelo é uma das articulações mais congruentes do corpo humano. O contato ósseo na articulação contribui tanto para a estabilidade quanto a integridade de suas partes moles adjacentes (MORREY; CHAO, 1976b). Os ligamentos colaterais laterais ulnar e medial se originam nos pontos por onde passa o eixo de flexoextensão do cotovelo (MORREY; AN, 1985). O ligamento colateral medial é o estabilizador primário em valgo do cotovelo. Ele possui bandas anterior e posterior, sendo a primeira mais tensa durante a extensão e a segunda mais tensa durante a flexão. O ligamento colateral lateral, por outro lado, tem tensão bem melhor distribuída ao longo de todo o arco de movimento. Sua porção ulnar, se insere na crista do músculo supinador na ulna e ajuda na estabilização umeroulnar lateral, impedindo a luxação posterolateral da cabeça do rádio (O'DRISCOLL *et al.*, 1992). A cápsula articular assume importante papel estabilizador tanto em varo quanto em valgo quando o cotovelo encontra-se em extensão (MORREY; AN, 1985).

1.6. Artrite Reumatoide

A artrite reumatoide é uma doença inflamatória crônica, de causa desconhecida. Apresenta uma prevalência de 0,5 a 2% na população, acometendo de duas a quatro mulheres para cada homem (DIEPPE, 2002). O mecanismo de ativação da doença é imunológico, visto que responde à terapêutica com imunossupressores e há associação com o gene de histocompatibilidade do antígeno leucocitário humano DR4 (HLA-DR4) (WEYAND; GORONZY, 1997). A doença é caracterizada por inflamação, acometendo principalmente a membrana sinovial, que encontra-se infiltrada por células inflamatórias incluindo macrófagos, neutrófilos, linfócitos B e T e, ocasionalmente, plasmócitos. Ocorre aumento da permeabilidade vascular e edema. Com a progressão da doença, ocorre aparecimento de nódulos reumáticos, aumento da angiogênese, e a inflamação começa a acometer o tecido sadio, levando a erosões e diminuição do espaço articular, culminando com a destruição da articulação. A produção local de citocinas é aumentada, dentre elas, o fator de necrose tumoral alfa (TNF- α) (FELDMANN; BRENNAN; MAINI, 1996).

As pequenas articulações das mãos e punhos são as mais acometidas, geralmente de maneira simétrica e migratória, associada à rigidez matinal com duração superior a uma hora (ARNETT *et al.*, 1988). O cotovelo está acometido em 20 a 65% dos casos e a alteração mais precocemente detectável é a perda da extensão (PETERSON; JANES, 1971).

O diagnóstico depende da presença de quatro dos sete critérios segundo o Colégio Americano de Reumatologia (*American College of Rheumatology*). São eles: Rigidez matinal com duração superior a uma hora por dia, artrite de três ou mais articulações, artrite das articulações das mãos, artrite simétrica, nódulos reumatoides, fator reumatoide sérico positivo e alterações radiográficas, tais como: erosões ou desmineralizações periarticulares. Para que os quatro primeiros critérios

sejam válidos, são necessários, no mínimo, seis semanas de duração (ARNETT *et al.*, 1988).

A artrite reumatoide não possui, até o momento, tratamento curativo. O objetivo das drogas utilizadas é controlar a inflamação, prevenir ou adiar o progresso da doença visando manter a função articular e de outros órgãos o máximo possível (DIEPPE, 2002). Dentre elas, anti-inflamatórios não esteroides, hidroxicloroquina, metotrexato e corticoides. Mais recentemente, o bloqueio farmacológico do TNF- α através do etanercept, infliximab e adalimumab constitui importante estratégia de tratamento, levando a uma grande mudança do prognóstico da doença nos últimos 15 anos (WEINBLATT *et al.*, 1999; ST CLAIR *et al.*, 2004; BREEDVELD *et al.*, 2006).

1.7. Artrose Primária do Cotovelo

As alterações degenerativas do cotovelo, ao contrário da artrite reumatoide, são mais comuns em homens, com razão de aproximadamente quatro para um (KASHIWAGI, 1978). O relato de sobrecarga mecânica ou uso repetitivo das articulações estão presentes em 60% dos pacientes. O membro dominante está acometido em 80 a 90% dos casos, com bilateralidade em 25 a 60% (DOHERTY; PRESTON, 1989). A limitação da amplitude dos movimentos costuma ser mais pronunciada do que a dor, principalmente na extensão (DOHERTY; PRESTON, 1989).

Radiograficamente, as alterações são clássicas da osteoartrose, com formação marginal de osteófitos e redução da fenda articular. A articulação umerorradial pode estar acometida em 85% dos casos e a tomografia

computadorizada pode ser útil para a detecção de osteófitos menores e corpos livres intra-articulares (DALAL; BULL; STANLEY, 2007).

O tratamento sintomático está indicado no estágio inicial da doença. A orientação para mudança de hábitos, evitando sobrecarga articular também está recomendada. Em casos refratários, a artroscopia para desbridamento articular e retirada de corpos livres é o tratamento de escolha (CLASPER; CARR, 2001). Os casos com osteófitos volumosos, contratura capsular e dor por impacto podem ser tratados com artroplastia total do cotovelo (ATC) (DEE, 1972).

1.8. História da Artroplastia do Cotovelo

O primeiro registro de artroplastia de substituição é de 1891, quando o professor alemão Themistocles Glück apresentou resultados da substituição da cabeça femoral por prótese de marfim no décimo congresso médico internacional (BANKES; EMERY, 1995).

Após o marfim, outros materiais foram utilizados como implante. Marius Smith-Petersen utilizou vidro para próteses de quadril em 1925. Apesar de biocompatível, o material quebrava quando submetido a carga excessiva. O mesmo cirurgião utilizou próteses de aço inoxidável, fixadas com parafusos (WILES, 1958; SMITH-PETERSEN, 1978).

Em 1953, o cirurgião Inglês, George Mckee, já utilizava regularmente próteses com interface metal-metal no quadril. As partículas geradas pelo atrito da interface metal-metal geravam reação tecidual local e soltura do implante (MCKELLOP *et al.*, 1996; BROWN *et al.*, 2002).

No início dos anos 60, o cirurgião Inglês Sir John Charnley, considerado o pai da artroplastia moderna, introduziu o conceito de prótese de baixa fricção, com

cabeça metálica de menor diâmetro e acetábulo de polietileno, muito semelhante aos utilizados atualmente (WROBLEWSKI; SINEY; FLEMING, 2007).

Relatos de artroplastias do cotovelo apareceram bem mais tarde, apenas no final dos anos 40. Esses procedimentos tinham resultados insatisfatórios, principalmente pela insuficiente fixação óssea dos implantes (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 705).

Com o início do uso do cimento ósseo nas próteses articuladas para o cotovelo, como as realizadas por Dee no início dos anos 70, o procedimento entrou em uma nova era, possibilitando alívio da dor e ganho de amplitude de movimento em pacientes com artrite reumatoide, fraturas articulares graves e artroses pós-traumáticas (DEE, 1972). Mesmo assim, a durabilidade do implante era baixa, pois a soltura persistia em praticamente 100% dos casos com o tempo, se tornando um problema previsível devido ao desenho constricto da articulação, que transferia muita carga para a prótese, levando a falhas do implante, fraturas periprotéticas e solturas na interface cimento osso, o que motivou a tendência ao desenvolvimento de implantes não constrictos. Esses, porém, apresentaram problemas como instabilidade, desgaste precoce das superfícies e também não resolveram os problemas das prótese constrictas. (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 706).

Com o advento de próteses articuladas semiconstrictas, ou seja, implantes articulados que permitem liberdade de movimento no plano coronal semelhante à articulação sadia, o papel das partes moles na estabilidade da articulação ficou preservado, poupando a interface cimento osso de parte do estresse durante o movimento articular, sem apresentar a instabilidade das próteses não constrictas. A artroplastia total do cotovelo começou, assim, a se aproximar dos modelos mais atuais (MORREY *et al.*, 1981). A prótese de Coonrad começou a ser desenvolvida na clínica Mayo em 1971 e era composta de componentes umeral e ulnar,

separadas por um casquilho de polietileno (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 709). O conceito do flange, desenvolvido por Morrey, para agregar estabilidade ao componente umeral, foi incorporado à prótese de Coonrad, existindo um trabalho publicado em 1981 já com uma experiência de 80 casos (MORREY *et al.*, 1981). Desde então, melhoramentos foram obtidos na técnica de cimentação, no acesso cirúrgico e nas superfícies de fixação do implante. Com a evolução, o modelo atual apresenta taxas de sobrevida compatíveis com os implantes mais modernos utilizados nas artroplastias dos membros inferiores (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 788). Porém, ainda não é a solução definitiva em pacientes jovens, de mais alta demanda, portadores de artrite reumatoide juvenil ou fraturas (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 797) **(Figura 4)**.



Figura 4- Prótese de Coonrad-Morrey. Modificado de (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 770).

1.9. Técnica Operatória da Artroplastia Total do Cotovelo

A utilização de uma boa técnica é fundamental para obtenção de um bom resultado clínico. Ela é baseada na descrição original da técnica pelo autor que dá nome ao implante (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 765-781).

O paciente é posicionado em decúbito dorsal com um coxim sob a escápula ipsilateral ao membro a ser operado. O membro superior é posicionado sobre o tórax e um garrote pneumático é aplicado e insuflado. A incisão cirúrgica é posterior e longitudinal, fornecendo um acesso global à articulação **(Figura 5A)**.

O nervo ulnar, é identificado, liberado e reparado. O tendão do tríceps pode ser rebatido em continuidade ao periósteo da ulna ou pode ter sua inserção preservada. O importante é obter uma boa exposição da articulação e que o acesso selecionado seja do conhecimento do cirurgião **(Figura 5B)**.

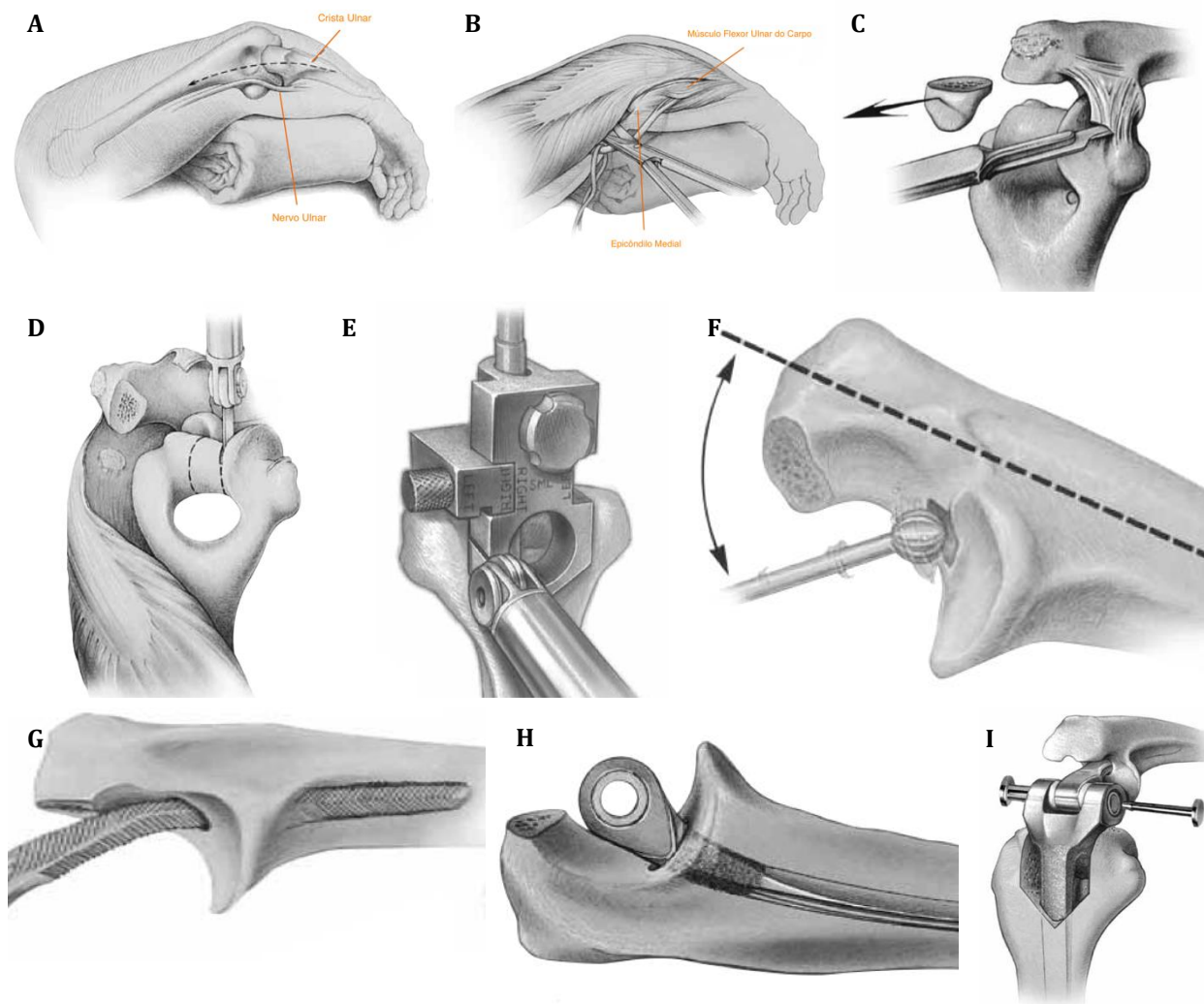


Figura 5- Técnica cirúrgica da artroplastia total do cotovelo (ATC). Modificado de (*The Elbow and its Disorders*, Morrey, Sanchez-Sotelo, 4a edição, 2009, p. 765-781).

A cápsula posterior é incisada e os ligamentos colaterais liberados de sua inserção proximal (**Figura 5C**). Uma capsulectomia é realizada em pacientes portadores de artrite reumatoide e naqueles que apresentam restrição marcante da amplitude dos movimentos. Nessas condições, já é possível luxar a articulação com facilidade e expor a extremidade distal do úmero. Posteriormente, mesmo quando se preserva a inserção do tríceps no olécrano, a porção central da tróclea é removida cuidadosamente, utilizando uma serra oscilatória e um osteótomo (**Figura 5D**). Em seguida, é realizada a punção e fresagem do canal medular umeral. Uma haste de

alinhamento é inserida, permitindo o encaixe de um guia de corte, que se apoia posteriormente sobre as colunas da extremidade distal do úmero (**Figura 5E**).

A serra oscilatória é utilizada novamente para remover a quantidade exata de osso necessária para permitir um encaixe justo do componente umeral. Cuidado deve ser tomado para não causar fratura das colunas lateral ou medial.

O canal medular ulnar é exposto utilizando-se um *burr* de alta rotação na grande incisura troclear da ulna a um ângulo de 45 graus posteriormente à base do processo coronoide (**Figura 5F**). Em geral, a ressecção da ponta do olécrano é realizada para facilitar o acesso.

Utilizando uma fresa com curvatura semelhante à da ulna para alargar o canal medular (**Figura 5G**), os componentes testes são inseridos no úmero e ulna, e conectados com um pino central (**Figura 5H e I**). Nesse momento, é avaliada a amplitude dos movimentos e a estabilidade da prótese teste. Os componentes são, então, removidos e os canais medulares do úmero e ulna lavados com soro fisiológico. Coloca-se restritores no canal medular do úmero e da ulna para evitar migração excessiva do cimento. Do osso removido anteriormente, confecciona-se um enxerto que será inserido entre a cortical anterior do úmero e a "flange" do componente umeral.

O cimento ósseo é preparado e inserido nos canais medulares, os componentes umeral e ulnar definitivos são inseridos e acoplados com um eixo oco e um pino central inseridos transversalmente e em sentidos opostos. O enxerto ósseo reservado é instalado anteriormente no flange, contribuindo para a estabilidade do componente umeral. Aguarda-se a polimerização do cimento ósseo. Caso o tríceps tenha sido rebatido, ele é reinserido no olécrano com pontos transósseos. O garrote é, então, desinflado. É realizada hemostasia rigorosa para

posterior fechamento da ferida operatória. Pode ser utilizado dreno, que deve ser removido após 24 horas (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009, p. 765-781).

1.10. O Sistema Sensoriomotor

O sistema nervoso central (SNC) contém a maior parte dos neurônios do corpo humano. Anatomicamente, suas funções estão localizadas no encéfalo, no interior da caixa craniana, e na medula espinhal, contida no interior do canal da coluna vertebral (LENT, 2010, p. 73). A medula espinhal é a porção mais caudal do SNC e se estende da base do crânio até a primeira vértebra lombar, recebendo informação sensorial da pele, das articulações, e dos músculos do tronco e dos membros (GRIGG, 1994; KANDEL, 2013). Ela contém os neurônios motores responsáveis pelos movimentos voluntários e involuntários. A divisão sensorial conduz informações dos músculos e da pele à medula espinhal e termina na região dorsal da medula. A divisão motora surge da região ventral e compreende os axônios dos neurônios motores que inervam os músculos (KANDEL, 2013).

O córtex cerebral é a região periférica do cérebro, composta de giros e sulcos. Nele, acontecem as funções neurais de alta complexidade (LENT, 2010, p. 74). O neurônio é a unidade fundamental do sistema nervoso e o gliócito é a unidade de apoio, que alimenta e garante sua saúde. Os neurônios operam em grandes conjuntos formando as redes neurais (LEPHART; HENRY, 1995; LEPHART, 1996; LENT, 2010, p. 84). Eles possuem membrana plasmática que envolve um citoplasma que contém organelas que desempenham diferentes funções. Dentre elas estão o núcleo, as mitocôndrias e o retículo sarcoplasmático. O corpo neuronal possui prolongamentos ramificados, chamados dendritos (LENT, 2010, p. 88).

Os dendritos transmitem informação sensorial para outros neurônios e recebem informações aferentes. O axônio, caracterizado por ser mais longo e fino, é um dos prolongamentos do neurônio, que se ramifica pouco no trajeto e mais no final (LENT, 2010, p. 90). Cada neurônio possui um axônio por onde passam as informações eferentes pela porção terminal. Longas ramificações transmitem impulsos nervosos a outros neurônios (ASTRAND; RODAHL, 1987; LENT, 2010, p. 94). Algumas células nervosas se associam a células gliais que estabelecem em torno da fibra uma camada isolante conhecida como bainha de mielina. Isso permite condução ultrarrápida dos sinais elétricos. A sinapse é a região de contato entre um dendrito e um terminal de fibra nervosa (LOEB; BROWN; CHENG, 1999; LENT, 2010, p. 111). Ela pode ser química ou mecânica e é composta pelo terminal axônico que envia o potencial de ação, receptores de neurônios que o recebem, e o espaço entre eles (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008).

O potencial de ação é caracterizado pela inversão momentânea na polaridade da célula nervosa, e é gerado pela abertura dos canais na membrana plasmática permitindo a passagem de íons de dentro para fora e de fora para dentro. A célula nervosa pode gerar centenas de impulsos elétricos a cada segundo. Os impulsos são gerados no corpo neuronal e conduzidos pelo axônio (LENT, 2010, p. 115). O neurônio pré-sináptico envia o potencial de ação, que é recebido pelo pós-sináptico. Para que ocorra sua transmissão, o impulso chega aos terminais pré-sinápticos, levando à liberação de neurotransmissores que são despejados na fenda sináptica. Em seguida, os receptores pós-sinápticos se ligam aos neurotransmissores e o impulso segue pelo neurônio seguinte (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008).

O sistema nervoso periférico (SNP) pode ser separado em divisões sensitiva (ou aferente) e motora (ou eferente). Enquanto a divisão sensitiva tem a função de informar ao SNC o que está ocorrendo dentro e fora do corpo, a divisão motora

envia, em sentido inverso, informações às partes do corpo como resposta ao estímulo aferente (VANGSNESS *et al.*, 1995; WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008). Os nervos são os principais componentes do SNP. Cada um deles possui uma extremidade situada em determinado órgão e a outra no SNC, fazendo a conexão entre eles através de impulsos nervosos (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008; LENT, 2010, p. 118). Ramificações são formadas através da bifurcação e confluência de alguns feixes. Próximo ao SNC, os nervos são mais calibrosos e possuem mais fibras, enquanto que próximo aos órgãos, os nervos são mais finos. Algumas fibras se ramificam tanto que terminam em estruturas microscópicas especializadas (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008; LENT, 2010, p. 121).

Existem conjuntos de células nervosas agrupadas próximo ao SNC chamadas gânglios. Algumas fibras nervosas se originam de neurônios ganglionares, enquanto outras têm origem em células nervosas dentro do SNC (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008; LENT, 2010, p. 78). Os nervos podem ser divididos em espinhais e cranianos. Os espinhais seguem seus trajetos através de orifícios da coluna, enquanto os cranianos percorrem orifícios no crânio. Tanto nervos espinhais quanto cranianos fornecem informações sensitivas, motoras, somáticas ou viscerais (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008; LENT, 2010, p. 125). Os nervos espinhais vêm da extremidade de um órgão em finas ramificações. Essas ramificações vão se unindo à medida que o nervo vai se distanciando da extremidade, tornando-o mais calibroso. Nesse percurso, algumas ramificações voltam a deixar o nervo principal e outras se juntam a ele (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008; LENT, 2010, p. 126).

Ao se aproximar da coluna vertebral e medula espinhal, as fibras sensitivas se separam das motoras formando duas raízes chamadas dorsal (sensitiva) e ventral (motora) (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008; LENT, 2010, p. 421). Na entrada da raiz dorsal estão os gânglios espinhais onde ficam os neurônios

sensitivos. Os receptores sensoriais se distribuem pela pele, músculos, ossos, articulações e vísceras (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008; LENT, 2010, p. 425).

Receptores associados aos corpos celulares dos neurônios sensoriais fornecem informações sobre os músculos, posição dos membros, tato e pressão na superfície corporal. A divisão autônoma do SNP intermedia as sensações viscerais, assim como controle motor visceral e sistema cardiovascular (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008; KANDEL, 2013).

Receptores sensoriais são terminações nervosas ou células especializadas que convertem estímulos provenientes do ambiente em impulsos nervosos aferentes (GRIGG, 1994; MARTINI, 1997; LEPHART; PINCIVERO; ROZZI, 1998). A informação sensorial proveniente do ambiente é convertida em impulsos bioelétricos, que são a linguagem do SNC. Os receptores sensoriais são ligados às fibras nervosas e os nervos conduzem o impulso elétrico até o SNC e vice-versa. Quando o caminho é inverso, esse impulso elétrico é transformado em ações que liberam energia como a contração muscular (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008; LENT, 2010, p. 140). Os impulsos passam pelo SNC onde iniciam respostas apropriadas voluntárias ou involuntárias. Fusos musculares e órgãos tendinosos de Golgi (OTG) formam parte do sistema proprioceptivo que provê informação consciente ou inconsciente a respeito da orientação, posição, tensão muscular e movimento (GOWITZKE; MILNER, 1999). Estes receptores podem ser chamados genericamente de mecanorreceptores (KANDEL, 2013).

Os mecanorreceptores são receptores sensoriais especializados responsáveis por converter a informação proveniente de um evento mecânico em sinal neural (RIEMANN; GUSKIEWICZ, 2000; RIEMANN; LEPHART, 2002a). Estão localizados dentro da cápsula articular, ligamentos, tendões, músculos e pele. A deformação ou estimulação dos tecidos em que estão presentes esses

mecanorreceptores provoca liberação de sódio para gerar o potencial de ação (ANDREWS; HARRELSON; WILK, 2012).

Os receptores articulares de Ruffini, também chamados de tipo I, são numerosos em tecidos capsulares em todas as articulações, assim como na apófise espinhosa da coluna vertebral (KANDEL, 2013). Eles estão mais concentrados nas porções proximais das articulações do que nas regiões distais, e encontram-se tipicamente nas camadas superficiais das cápsulas articulares (SCHUTTE *et al.*, 1987; HOGERVORST; BRAND, 1998). Fisiologicamente, os receptores articulares são de baixo limiar e de adaptação lenta. São sempre ativos durante toda posição articular (SCHUTTE *et al.*, 1987; HOGERVORST; BRAND, 1998). O nível de atividade de repouso do receptor articular permite ao corpo saber onde o membro está localizado, e receber constante informação sobre o posicionamento em qualquer angulação (SCHUTTE *et al.*, 1987; HOGERVORST; BRAND, 1998; KANDEL, 2013). Ele é categorizado como mecanorreceptor estático e dinâmico, e sinaliza a posição de uma articulação estática, mudanças na pressão intra-articular; e a direção, amplitude e velocidade dos movimentos (SCHUTTE *et al.*, 1987; HOGERVORST; BRAND, 1998).

Os receptores articulares do tipo II são corpúsculos cônicos alongados, com cápsulas de tecido conectivo multilaminado espessas (KANDEL, 2013). Esses corpúsculos do tipo II são presentes na capsula fibrosa de todas as articulações, estando presentes em maior número na porção distal das mesmas. Eles são localizados nas camadas mais profundas da capsula articular fibrosa na articulação menisco femoral e em ligamentos cruzados e colaterais do joelho, e são de baixo limiar, de adaptação rápida, e relatados como inativos em articulações imóveis (BARRACK, 1994; GRIGG, 1994; KANDEL, 2013). Esses receptores são ativados em momentos muito breves (um segundo ou menos) durante o movimento articular.

Receptores do tipo II são considerados mecanorreceptores dinâmicos que disparam sinais de alta velocidade durante movimentos ativos e passivos (ANDREWS; HARRELSON; WILK, 2012).

Os receptores articulares do tipo III estão localizados nas estruturas ligamentares. Também são encontrados em meniscos, ligamentos cruzados e colaterais e outros ligamentos intra e extra-articulares. São similares aos OTG encontrados nos tendões por serem de estrutura idêntica. Receptores do tipo III são encontrados predominantemente nas camadas superficiais dos ligamentos, próximo às inserções ósseas (KANDEL, 2013). São receptores de alto limiar, estruturas de adaptação lenta, assim como os OTG. São completamente inativos durante a imobilidade e ativam-se quando as estruturas ligamentares tornam-se tensas (ASTRAND; RODAHL, 1987; FOX; BOWERS; FOSS, 1991; ANDREWS; HARRELSON; WILK, 2012).

Os receptores articulares do tipo IV, ou terminações livres de fibras nervosas sem mielina, são abundantes nos ligamentos e cápsulas articulares, e em partes do menisco do joelho. Elas mediam a dor quando a articulação está sob estiramento e operam um reflexo excitatório visando proteção. A cápsula anterior do punho, por exemplo, é innervada pelos nervos ulnar e mediano; caso sofra estiramento súbito por uma força extensora, fibras ligadas a esses nervos são reflexamente ativadas, causando flexão do punho. Modelos animais mostraram que, quando uma articulação está inflamada, mais terminações livres dos nervos são excitadas (KANDEL, 2013). Algumas terminações nervosas aparentemente são estimuladas apenas por inflamação (FITZGERALD *et al.*, 2012).

Os fusos musculares são órgãos receptores de estiramento dentro do músculo esquelético responsáveis pela regulação do tônus através do reflexo de estiramento espinhal (ANDREWS; HARRELSON; WILK, 2012). Estudos divergem

quanto ao tamanho do fuso muscular. Há relatos de que comprimentos máximos podem chegar a até um centímetro (FITZGERALD *et al.*, 2012) ou até apenas seis milímetros, mas não menos que um milímetro de diâmetro (KANDEL, 2013). Eles variam em quantidade de dezenas a até centenas em diversos músculos (FITZGERALD; GRUENER; MTUI, 2012). Os fusos musculares encontram-se em paralelo às fibras musculares, embutidos no endomísio ou perimísio (ANDREWS; HARRELSON; WILK, 2012). São abundantes em músculos ricos em fibras lentas e oxidativas antigravidade que acompanham a coluna vertebral, fêmur e tíbia; nos músculos do pescoço e em músculos intrínsecos da mão. Eles são escassos onde predominam fibras do tipo IIX ou fibras do tipo IIa (WILMORE; COSTILL; KENNEY, 2008).

Cada fuso contém duas a dez fibras musculares esqueléticas modificadas, denominadas intrafusais, que são muito menores do que fibras musculares esqueléticas (extrafusais) (ANDREWS; HARRELSON; WILK, 2012). As maiores delas emergem dos polos (terminações) dos fusos e são ancoradas ao tecido conectivo (perimísio). As menores são ancoradas na cápsula de colágeno do fuso. As fibras intrafusais têm uma área central não estriada onde os núcleos, na forma de sacos (nas fibras largas) ou em cadeias (nas fibras finas), tendem a ser concentrados (FITZGERALD; GRUENER; MTUI, 2012). Existem dois tipos de fibras intrafusais: as conhecidas como fibras com bolsa nuclear, que possuem a área nuclear central dilatada, e as fibras com cadeia nuclear, onde não há dilatação, e os núcleos estão dispostos em uma única linha, o que dá origem ao nome (ANDREWS; HARRELSON; WILK, 2012).

Os fusos musculares são supridos por nervo motor e sensorial. As fibras motoras chamadas fusimotoras, estão na faixa de tamanho de A γ , enquanto as fibras que suprem músculos extrafusais estão na faixa de tamanho A α . Os axônios

fusimotORES se dividem para suprir as duas terminações do músculo intrafusar. (FITZGERALD; GRUENER; MTUI, 2012). Associadas às fibras intrafusais, existem ramificações de terminações não mielinizadas de grandes fibras sensoriais mielinizadas que envolvem a área central não estriada, formando terminações anuloespirais. Adicionalmente, terminações *flower-spray* de nervos sensoriais mielinizados menores estão localizadas nas porções estriadas das fibras intrafusais (CAREW; DHEZ, 1985).

Fusos musculares são receptores de estiramento ativos ou passivos. Canais iônicos na superfície da membrana das terminações sensoriais são abertos pelo estiramento, criando ondas elétricas positivas que disparam impulsos nervosos quando atingem o limiar de excitação (FITZGERALD; GRUENER; MTUI, 2012). A sensibilidade do fuso neuromuscular é modulada por meio de pequenos neurônios motores (gama), controlados pelo sistema motor extrapiramidal. Esses neurônios inervam as porções estriadas das fibras intrafusais. São chamados de motoneurônios α porque se originam dos axônios de diâmetro $A\alpha$ (FITZGERALD; GRUENER; MTUI, 2012).

Os OTGs são encontrados nas junções musculotendinosas. Uma única fibra nervosa calibre Ib possui ramificações que entrelaçam com a fibra tendínea encapsulada por tecido conectivo. Uma dúzia ou mais fibras musculares se inserem nas fibras tendíneas intracapsulares, que estão em série com a fibra muscular. As terminações nervosas são ativadas pela tensão que se desenvolve durante a contração muscular. Devido à relação entre a taxa de descarga de impulso ao longo da fibra pai com a tensão aplicada, terminações tendíneas sinalizam a força de contração muscular (FITZGERALD; GRUENER; MTUI, 2012).

Músculos são ricos em terminações nervosas livres, distribuídas no tecido intramuscular conectivo e envolta da fáscia. Eles são responsáveis pela sensação

de dor causada pela lesão aguda ou por acúmulo de metabólitos incluindo ácido láctico (FITZGERALD; GRUENER; MTUI, 2012).

O aporte de informações provenientes desse conjunto de mecanorreceptores permite a percepção consciente e inconsciente do posicionamento articular do cotovelo, fenômeno denominado propriocepção (PETRIE *et al.*, 1998).

1.11. História do Estudo da Propriocepção

Propriocepção foi o termo proposto por SHERRINGTON (1906), para a capacidade de reconhecimento e localização espacial do corpo em relação à sua posição e orientação, provenientes de informações dos sensores aferentes. Atualmente, é definida como uma função sensorial especializada que inclui a sensação de movimento (cinestesia), a posição articular, e a força muscular (SIMON; FERRIS, 2008; SALLES *et al.*, 2011b). Ela possui papel crucial para a estabilidade articular, controle postural e motor (RIEMANN; LEPHART, 2002a, 2002b), sendo essencial para o funcionamento adequado das estruturas articulares durante a realização de atividades do cotidiano e para a prática de esportes (SAFRAN *et al.*, 2001).

A propriocepção resulta de um processo no qual o SNC recebe entradas de diversas fontes de estímulo, tais como a visão, audição, bem como fontes de estímulos vestibulares, cutâneos, articulares e musculares. Todas elas interagem para definir o movimento, a posição articular ou a força (RIEMANN; LEPHART, 2002a). Estes estímulos providenciam informação em três níveis distintos do controle motor: medula espinal, células do tronco cerebral e centros superiores (cerebelo, gânglios basais e córtex motor) (RIEMANN; LEPHART, 2002b). Contudo, a entrada proprioceptiva não é necessariamente percebida conscientemente, pois a

informação proveniente do fuso muscular e das aferências articulares podem interferir nos reflexos da medula espinal (LEPHART; RIEMANN; FU, 2000).

Os mecanorreceptores são os responsáveis pelos estímulos neurais para o SNC (VOIGHT *et al.*, 1996; LEPHART *et al.*, 1997; CARPENTER; BLASIER; PELLIZZON, 1998), detectando e realizando a transdução de estímulos mecânicos relacionados ao estiramento da cápsula articular, comprimento das fibras musculares, da força de tensão gerada pela contração muscular e pressões sobre a pele (LEPHART; PINCIVERO; ROZZI, 1998; BAGESTEIRO; SARLEGNA; SAINBURG, 2006). Esta informação é integrada na programação motora requerida para movimentos de precisão e contribui para a contração muscular reflexa, contribuindo para estabilidade dinâmica da articulação (LEPHART *et al.*, 1997).

A medição da propriocepção já foi extensivamente abordada na literatura desde 1906. Atualmente, os métodos mais utilizados podem ser agrupados em testes de posição, força ou percepção do movimento (HILLIER; IMMINK; THEWLIS, 2015).

1.12. Métodos de Medição da Propriocepção

Existe uma grande quantidade de equipamentos de avaliação da propriocepção descritos na literatura, que variam de acordo com a submodalidade da propriocepção avaliada e à articulação envolvida. Alguns são equipamentos mais rebuscados como o dinamômetro isocinético (**Figura 6**), ou equipamentos com sistema de eletroinclinometria ou goniometria elétrica próprios (**Figura 7**), com

medidas muito confiáveis e reprodutíveis. Outros são estruturas extremamente simples, com medição feita manualmente através de goniômetro (**Figura 8**).



Figura 6- Dinamômetro Isocinético. Modificado de (ALLEN; PROSKE, 2010).

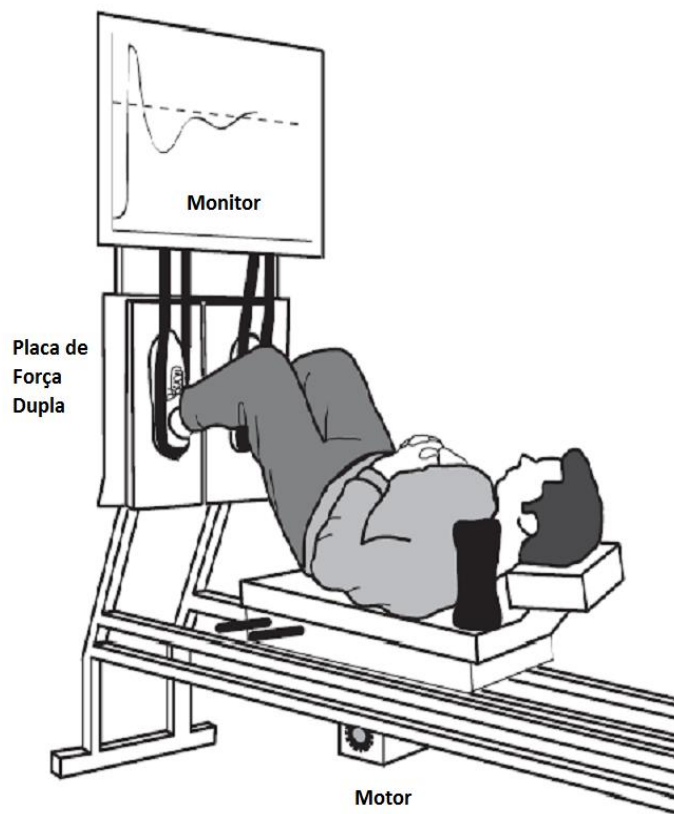


Figura 7- Equipamento com sistema de eletroinclinometria ou goniometria elétrica próprios. Modificado de (SIMON; FERRIS; KELLY, 2010)

O senso de posição articular (SPA) pode ser testado de forma ativa, com a reprodução da posição de alguma articulação, do próprio membro avaliado ou no membro contralateral; (DUKELOW *et al.*, 2010; DEBERT *et al.*, 2012); ou de forma passiva, através do reconhecimento da posição de uma articulação que se movimenta com o auxílio de alguma máquina (FU; HUI-CHAN, 2007; BECKMANN; ÇIFTÇI; ERTEKIN, 2013). Ambas medidas têm em comum a unidade de medição: o erro angular articular, que consiste na diferença entre a angulação vivenciada e a angulação percebida ou reproduzida.

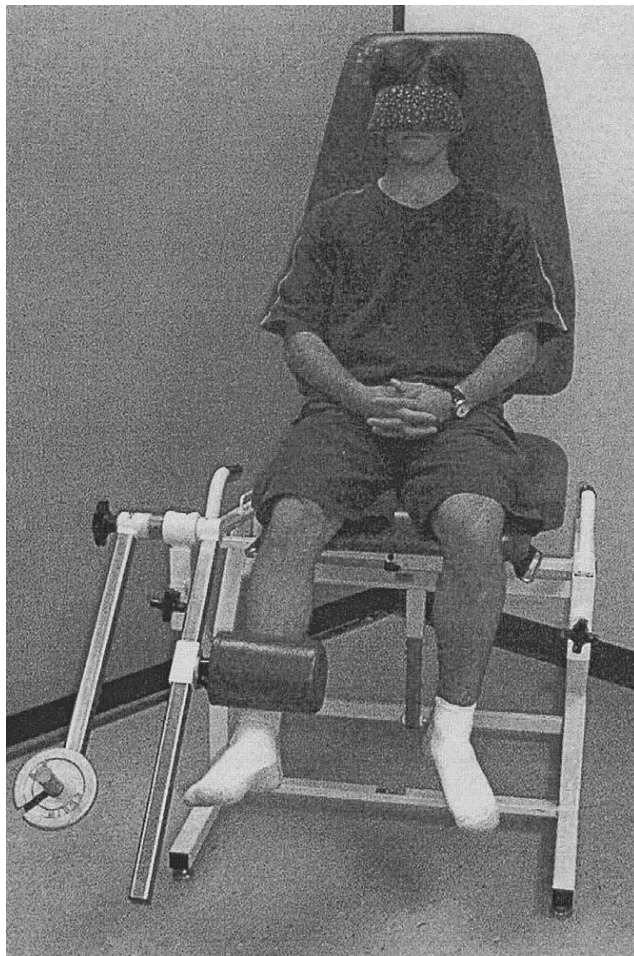


Figura 8- Instalação experimental. Modificado de (HÉROUX; TREMBLAY, 2005)

Como exemplo de teste de SPA, podemos citar o trabalho de Allen e Proske em 2006, que utilizaram um par de paletas articuladas com uma mesa para medir o SPA do cotovelo de seus sujeitos (**Figura 9**). Um dos antebraços é posicionado em três angulações (15, 30 ou 45° a partir da horizontal). Com os olhos vendados, eles são orientados a reproduzir a angulação com o membro contralateral. Os sujeitos se manifestam verbalmente quando acreditam que os braços se encontram pareados. Erros de posição são calculados como a diferença no ângulo entre as duas paletas com a mesa. Cada medição é repetida cinco vezes, apresentando ângulos diferentes em ordem aleatória (ALLEN; PROSKE, 2006).

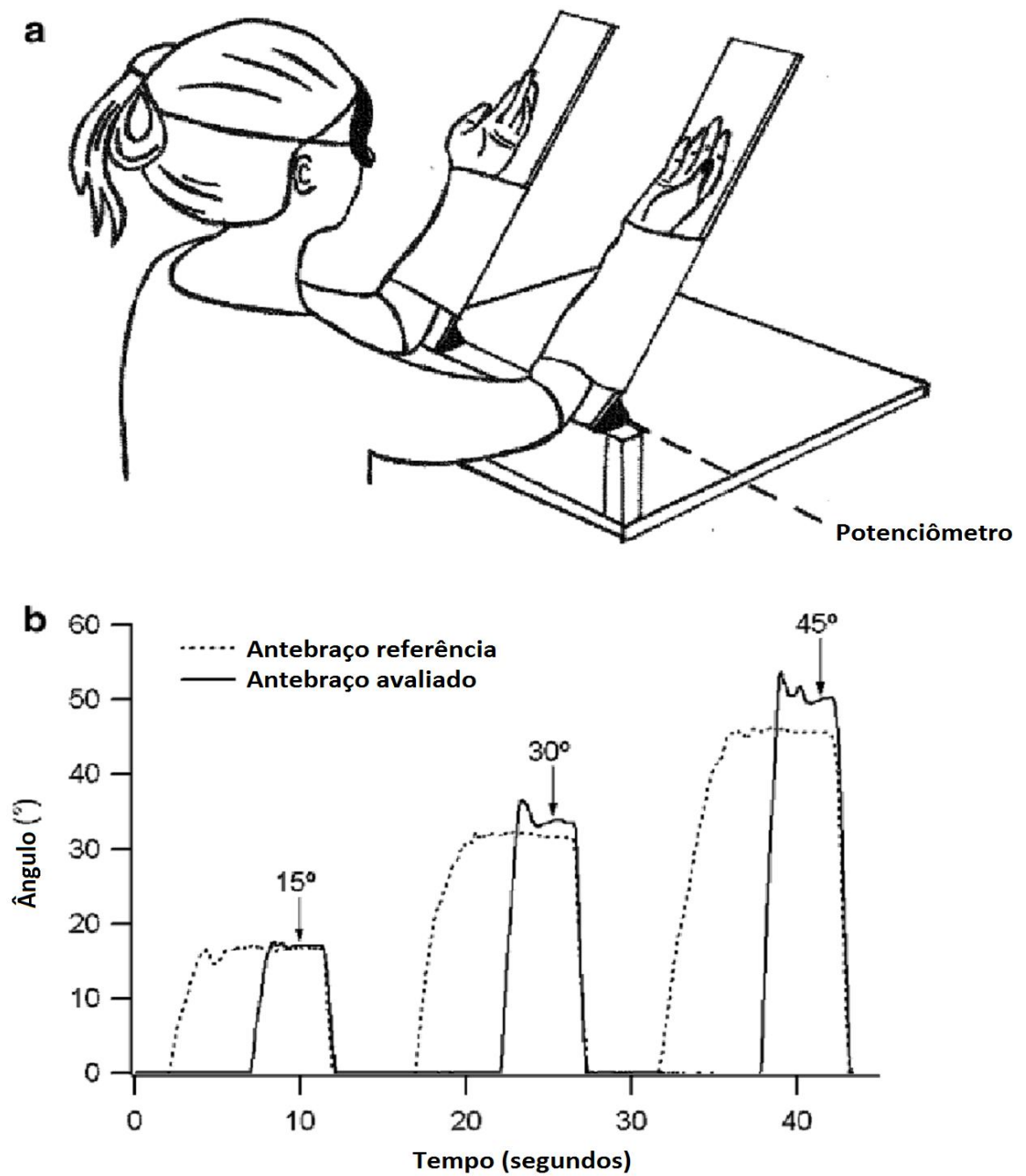


Figura 9- Equipamento com um par de paletas articuladas com uma mesa para medir o SPA do cotovelo. Modificado de (ALLEN; PROSKE, 2006).

Outro exemplo é o estudo de Docherty e colaboradores em 2004, que utilizaram eletrogoniômetro na avaliação do SPA dos tornozelos de seus sujeitos (**Figura 10**). O aparelho foi construído de modo a permitir apenas movimentos de inversão e eversão. Um bloco, utilizado para posicionar o tornozelo em uma angulação específica, é retirado em seguida, e o sujeito orientado a reproduzir a posição experimentada previamente. O erro angular é calculado com precisão de décimos de graus pelo eletrogoniômetro (DOCHERTY *et al.*, 2004).

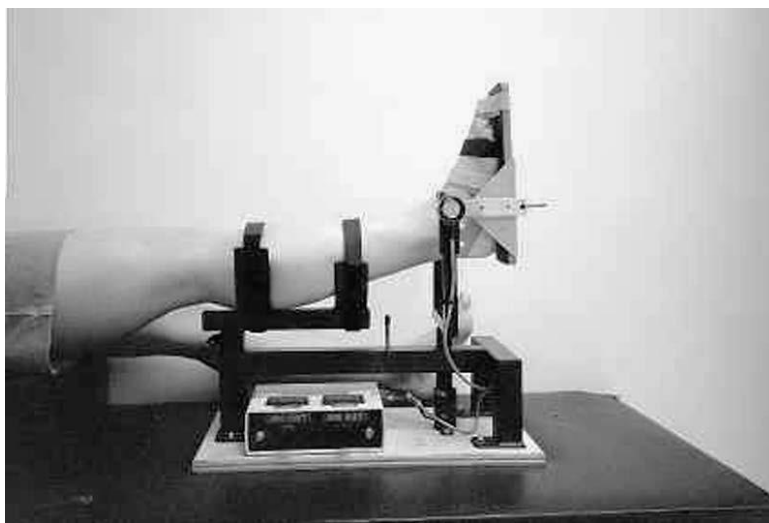


Figura 10- Eletrogoniômetro na avaliação do SPA dos tornozelos. Modificado de (DOCHERTY *et al.* 2004)

No caso do LPMP, a avaliação é feita com o membro do sujeito posicionado em um equipamento responsável pelo movimento angular uniforme. Ao perceber o movimento articular, o teste é interrompido pelo sujeito, que pressiona o botão de um cabo conectado ao equipamento responsável pelo movimento. Nos equipamentos mais completos, são utilizados métodos de redução da influência dos outros sentidos sobre sua execução. Na maioria, são utilizadas vendas, para eliminar estímulos visuais, manguitos pneumáticos, para evitar o discernimento tátil do movimento e tampões de ouvido para evitar a percepção sonora do acionamento

do equipamento (HILLIER; IMMINK; THEWLIS, 2015). Nestes casos, é medido o tempo decorrido ou a angulação percorrida pelo membro até o acionamento do mecanismo de interrupção do teste pelo sujeito quando o movimento é percebido (HILLIER; IMMINK; THEWLIS, 2015). Como exemplo recente, temos o de Nagai e colaboradores, que desenvolveram um aparelho para a medição do LPMP do joelho em 2013. O teste é realizado com o sujeito sentado na cadeira do dinamômetro com os pés e quadril posicionados a 90° de flexão (**Figura 11**). Uma cinta acolchoada é utilizada para estabilizar a perna, enquanto o dinamômetro a movimenta passivamente. São utilizados fones de ouvido e vendas nos olhos para eliminar pistas auditivas e visuais durante o teste. Uma bota pneumática é utilizada na perna avaliada, sendo inflada com o tornozelo posicionado em flexão neutra para minimizar a percepção tátil. A mobilidade máxima das articulações no aparelho é determinada inicialmente, permitindo um movimento livre do joelho. Durante cada repetição, o dinamômetro move-se aleatoriamente em rotação interna ou externa para cada posição inicial. O sujeito é instruído a pressionar um botão de parada, logo que perceba o movimento no joelho e possa identificar a direção na qual o membro está se movendo. A identificação de direção do movimento é utilizada para minimizar falsas respostas. Em um momento sem aviso prévio (de zero a 30 segundos após a passagem das instruções), os joelhos são movidos passivamente a uma taxa de 0,25 graus por segundo (NAGAI *et al.*, 2013).

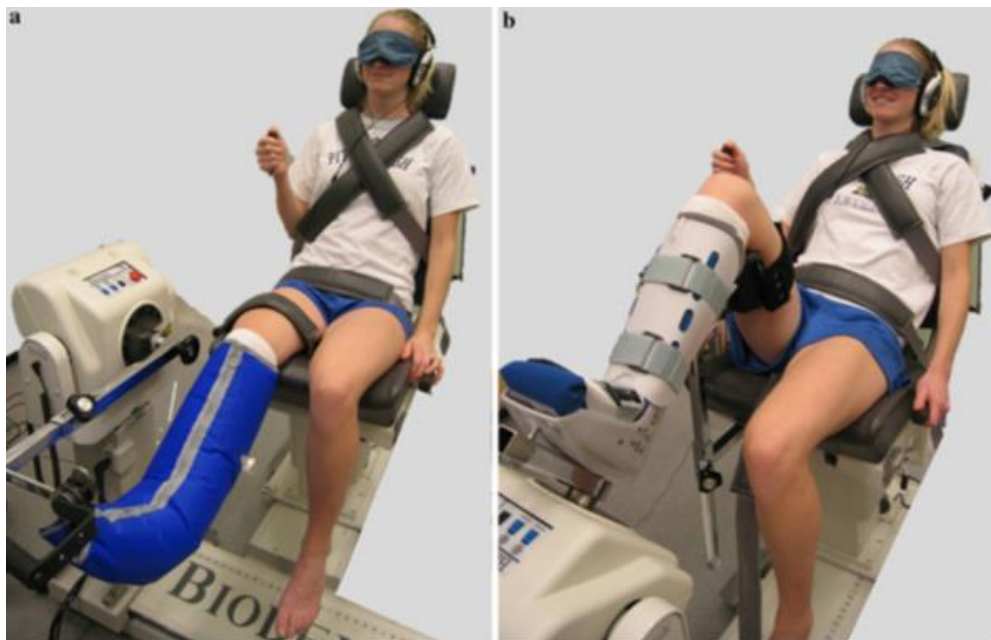


Figura 11- Medição de LPMP. Modificado de (NAGAI, 2013).

Outro exemplo é o trabalho de Benjaminse e colaboradores, que desenvolveram um aparelho para a medição do LPMP do quadril (BENJAMINSE et al., 2009b) (**Figura 12**). O teste é iniciado com o quadril em 45° de flexão e com o joelho mantido em extensão. Em um momento, sem aviso prévio (de zero a 30 segundos após a passagem das instruções), o quadril é movido passivamente em flexão ou extensão a uma velocidade de 0.25° / segundo. O sujeito é instruído a pressionar um botão de parada, logo que perceba o movimento e seja capaz de identificar a direção (flexão ou extensão). O processo é repetido com o sujeito em decúbito lateral para avaliação da abdução e adução (**Figura 13**).



Figura 12- Aparelho desenvolvido para a medição do LPMP do quadril.
Modificado de (BENIAMINSE et al., 2009).



Figura 13- Aparelho desenvolvido para a medição do LPMP do quadril com o sujeito em decúbito lateral. Modificado de (BENIAMINSE et al., 2009).

1.13. Efeito da Artroplastia sobre a Propriocepção

Considerando pesquisas na língua inglesa presentes nos bancos de dados do pubmed, 27 trabalhos nos últimos 38 anos foram publicados com o objetivo de entender o efeito das artroplastias de substituição sobre a propriocepção. A grande variedade de testes, avaliando diferentes tipos de artroplastia, com diferentes métodos de aferição de propriocepção, em diferentes articulações, a falta de padronização da metodologia e aparelhos, além de diferenças nas técnicas cirúrgicas utilizadas geraram uma enorme variedade nos resultados obtidos, muitas vezes contraditórios, que serão discutidos a seguir.

O primeiro artigo que avaliou a propriocepção em uma articulação após artroplastia foi publicado em 1973, no qual foram avaliados 16 casos e concluído que a substituição da superfície articular e componentes intra-articulares após a artroplastia não prejudicava o SPA do quadril (GRIGG; FINERMAN; RILEY, 1973). Em 1983, outros dois artigos importantes foram publicados, nos quais foi testado independentemente o SPA em joelhos e quadris submetidos à artroplastia total (BARRACK *et al.*, 1983; KARANJIA; FERGUSON, 1983). Barrack e colaboradores concluíram que o SPA do joelho naturalmente piora com a idade e ainda mais com o aparecimento de artrose, porém não há maior agravamento após a artroplastia total (BARRACK *et al.*, 1983). Karanjia e Ferguson avaliaram 10 pacientes submetidos à artroplastia total do quadril (ATQ), e concluíram que o lado operado possui SPA passivo ligeiramente reduzido quando comparado ao lado contralateral (KARANJIA; FERGUSON, 1983). No ano seguinte, foi realizado um estudo com 17 sujeitos, avaliando o SPA dos joelhos após artroplastia total, e chegaram às mesmas conclusões que Barrack, de que o SPA piora com a idade e com o aparecimento da

artrose; Porém também não encontrou piores resultados nos paciente submetidos à artroplastia (SKINNER *et al.*, 1984).

O assunto não apareceu nos periódicos de 1984 até 1991, ano no qual um importante estudo foi realizado no qual avaliaram o SPA de 81 joelhos normais, 45 portadores de osteoartrose, 11 com próteses constritas e 10 com próteses semiconstritas (BARRETT; COBB; BENTLEY, 1991). O trabalho chegou a diversas conclusões, confirmando que o SPA do joelho reduz com a idade em joelhos normais, que está prejudicado em todas as idades em caso de osteoartrose, e que melhora levemente após a artroplastia, com melhora mais pronunciada nas artroplastias semiconstritas em relação às constritas. Também foi concluído que o uso de uma bandagem elástica no joelho melhorou dramaticamente o SPA, principalmente dos casos pós artroplastia (BARRETT; COBB; BENTLEY, 1991). Warren e colaboradores estudaram o efeito da ressecção do ligamento cruzado posterior sobre o SPA do joelho após artroplastia total, e concluíram que os joelhos nos casos em que o ligamento foi preservado, apresentavam melhor propriocepção com esse teste (WARREN *et al.*, 1993). Três anos depois, Cash realizou um estudo similar; porém avaliando o LPMP em 60 pacientes ao invés do SPA. Não encontraram diferenças significativas entre o grupo com e sem ligamento cruzado posterior preservado (CASH *et al.*, 1996). Seus achados foram confirmados por outro estudo, dois anos depois, no qual também não encontraram diferenças significativas em um estudo do SPA do joelho com 20 sujeitos (LATTANZIO; CHESS; MACDERMID, 1998). Um estudo realizado em 1996 avaliou a recuperação da propriocepção após a artroplastia total do joelho (ATJ). Foi concluído que o balanceamento cirúrgico das partes moles em extensão e flexão levou a uma melhor recuperação quando comparados ao balanceamento realizado apenas em extensão (ATTFIELD *et al.*, 1996).

Em 1997, dois trabalhos foram publicados avaliando o efeito da ATJ sobre o SPA (FUCHS *et al.*, 1997; ISHII *et al.*, 1997). O primeiro observou que o SPA do joelho operado não apresentava diferença significativa em relação ao joelho contralateral não operado; Porém ambos apresentavam SPA prejudicado em comparação a sujeitos controles hígidos em 28 casos (FUCHS *et al.*, 1997). O segundo concluiu que a artroplastia não influenciou significativamente essa variável em 55 pacientes (ISHII *et al.*, 1997). Dois anos depois, um experimento similar foi repetido em pacientes submetidos à ATQ. Também não foi observado diferença em relação ao lado contralateral. Foi concluído que os componentes intracapsulares não influenciavam tanto o SPA quanto os tendões (ISHII *et al.*, 1999).

Também em 1999, um trabalho foi publicado com a maior casuística até então sobre o assunto. Em uma população de 94 pacientes submetidos à ATJ com dois anos de seguimento, e ainda comparou o uso de eletrocautério com dissecação a frio (WAIKAKUL; UN-NANUNTANA; JAISUE, 1999). Foi concluído que os pacientes submetidos à artroplastia apresentaram SPA melhor que o lado contralateral. Os casos nos quais foi utilizado dissecação a frio apresentaram resultados melhores que os que foram submetidos a dissecação por eletrocautério com um ano de evolução. Após dois anos, não houve diferença. No ano seguinte, o mesmo autor conduziu um estudo similar com 47 casos, comparando a substituição ou não da superfície articular patelar (WAIKAKUL; VANADURONGWAN; BINTACHITT, 2000). Foi encontrado SPA melhor nos casos nos quais a patela não foi abordada. No mesmo ano, resultados piores foram encontrados do LPMP em casos de ATJ quando comparados aos contralaterais (PAP *et al.*, 2000). Não encontraram associação, porém, com os resultados clínicos.

Em 2002, os joelhos de 17 pacientes submetidos a artroplastia unicompartmental de joelho foram avaliados e comparados a um grupo controle.

Não encontrou diferença significativa ou correlação com os resultados clínicos (FUCHS *et al.*, 2002). Também em 2002, outro estudo foi publicado no qual não se encontrou diferença significativa entre o SPA pré e pós-operatório no joelho de 38 pacientes submetidos à artroplastia total. A presença ou ausência do ligamento cruzado também não influenciou o resultado; porém descreveu que houve associação com a lassidão em varo e valgo do joelho operado (WADA *et al.*, 2002).

Dois trabalhos prospectivos importantes foram publicados em 2004. Swanik e colaboradores compararam o SPA, o equilíbrio e o LPMP em 20 joelhos submetidos a artroplastia total. Observaram discreta melhora após a cirurgia, e melhores resultados nos casos em que não foi preservado o ligamento cruzado posterior (prótese constrita) (SWANIK; LEPHART; RUBASH, 2004). Collier e colaboradores, no mesmo ano, avaliaram o LPMP em 119 casos de artroplastia total e unicompartmental do joelho. Encontraram associação negativa do teste com a idade e a intensidade dos sintomas dos pacientes. Não encontraram diferença entre casos de artroplastia total e unicompartmental (COLLIER *et al.*, 2004).

Em 2005, Cuomo e colaboradores publicaram um trabalho com 20 sujeitos, avaliando o SPA e o LPMP em ombros portadores de artrose, submetidos a artroplastia total. Chegaram à conclusão de que o controle da dor obtido com o procedimento proporcionou uma melhora da propriocepção (CUOMO; BIRDZELL; ZUCKERMAN, 2005). Quatro anos mais tarde, Kasten e colaboradores publicaram um trabalho com 26 casos de artroplastia parcial, total ou reversa do ombro e concluíram que o SPA pós-operatório foi reduzido em relação ao pré-operatório (KASTEN *et al.*, 2009).

Em outro estudo sobre o SPA, envolvendo 34 pacientes submetidos a artroplastia total e unicompartmental do joelho, foi encontrada propriocepção

superior à pré-operatória em ambas modalidades, com resultados da artroplastia unicompartmental ainda superiores aos da total (ISAAC *et al.*, 2007).

Em 2008, Conti comparou o SPA de tornozelos submetidos a artroplastia total com o lado contralateral em 13 pacientes. Não encontrou diferença significativa (CONTI *et al.*, 2008).

Em 2014, Lubiatowski publicou o primeiro artigo avaliando o SPA em pacientes submetidos a ATC. Com 16 casos, encontrou piora significativa da propriocepção, quando comparado a um grupo controle e ao lado contralateral. O achado foi atribuído ao dano causado aos tecidos periarticulares pelo intenso trauma cirúrgico (LUBIATOWSKI *et al.*, 2014). Não encontramos artigos de revisão sobre o tema, ou trabalho que avaliasse o LPMP após a ATC.

2 JUSTIFICATIVA

A propriocepção possui papel fundamental na execução das funções motoras do membro superior. Diversos trabalhos já relataram que danos articulares geram carência proprioceptiva. Cotovelos submetidos a artroplastia total têm a superfície articular removida junto a grande parte da cápsula articular, sacrificando mecanorreceptores importantes para a preservação da propriocepção. A consequência da ATC no âmbito do sistema sensoriomotor ainda não foi adequadamente elucidada. Apenas um trabalho avaliou o desempenho proprioceptivo, tendo encontrado déficit no SPA após ATC quando comparado a cotovelos saudáveis. Desenvolver um método capaz de monitorar o seu acometimento sobre os mecanorreceptores do cotovelo após a cirurgia é um primeiro passo no caminho para elucidar a importância da propriocepção e da função motora do cotovelo. Nós acreditamos que testes proprioceptivos através do LPMP possuem reprodutibilidade superior ao SPA especificamente para análises na articulação do cotovelo. Consideramos importante o preenchimento dessa lacuna na literatura, pois a ATC é um procedimento relativamente novo quando comparado às artroplastias de outras articulações como o joelho e o quadril e, apesar dos excelentes resultados obtidos em pacientes idosos e de baixa demanda, o método ainda não é o ideal para pacientes muito jovens devido ao desgaste precoce do implante. Neste contexto, o desenvolvimento de estratégias de análise da cinemática do LPMP permite investigar o desempenho proprioceptivo e seu papel nos resultados deste procedimento.

3 OBJETIVOS

3.1. Objetivo Geral

O objetivo do trabalho foi avaliar o limiar de percepção do movimento passivo em cotovelos de indivíduos submetidos a artroplastia total, comparando-os com o de controles contralaterais.

3.2. Objetivos Específicos

- I. Desenvolver e validar um equipamento que permita medir limiar de percepção do movimento passivo do cotovelo, avaliando sua replicabilidade através de regressão linear.
- II. Avaliar o efeito da artroplastia total sobre o limiar de percepção do movimento passivo do cotovelo.
- III. Descrever as correlações estatísticas entre o limiar de percepção do movimento passivo dos cotovelos avaliados, idade e resultados funcionais da artroplastia.

4 METODOLOGIA

4.1. Validação do Equipamento Propriomaq II

4.1.1. Sujeitos

Foram avaliados 21 voluntários de ambos os sexos com idade entre 20-40 anos e sem qualquer histórico de lesão nos dois cotovelos.

4.1.2. Equipamento para Avaliação Proprioceptiva – Propriomaq II

Foi desenvolvido no Laboratório de Pesquisa Neuromuscular (PNEURO) do INTO, um equipamento para avaliação da propriocepção (Propriomaq II). Essa tecnologia foi desenvolvida para atender a necessidade de mensuração da propriocepção da articulação do cotovelo utilizando o paradigma de avaliação conhecido como LPMP. O Propriomaq II foi desenvolvido com a capacidade de movimentar de forma passiva(sem atividade contrátil muscular do sujeito) a articulação do cotovelo para flexão e extensão.

O Propriomaq II combina partes mecânicas e elétricas: (1) um moto-redutor, que reúne em uma única montagem um motor elétrico (12V, 12 Watts, 7A, 14Nm torque) e um redutor; (2) polias e correia sincronizadas, responsáveis pelo movimento do braço de alavanca; (3) um braço de alavanca para posicionamento do braço e antebraço; (4) talas de ar anexadas para fornecer compressão uniforme (30 mmHg) e diminuir a atividade de mecanorreceptores cutâneos, (5) um botão para resposta motora (acionado pelo sujeito), (6) um potenciômetro conectado ao eixo do braço de alavanca e interfaceado a um computador que convergirá movimento

angular em sinais elétricos, através de processamento digital, fornecendo valores de deslocamento angular diretamente (**Figura 14**).

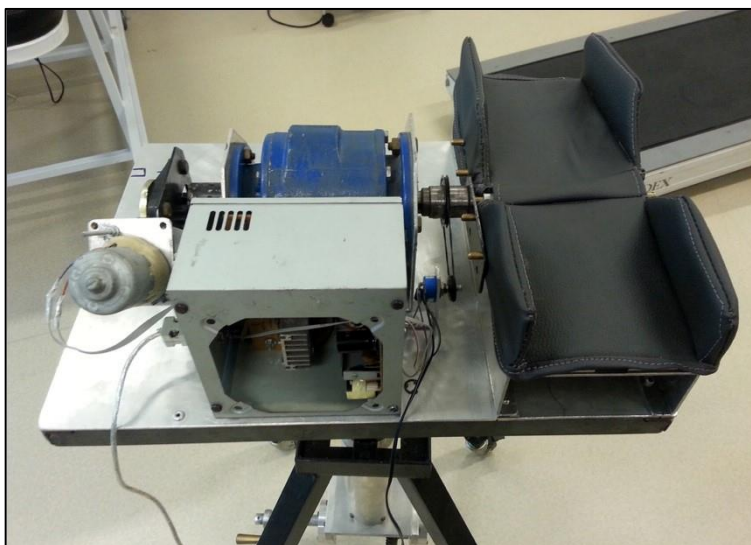


Figura 14- Propriomaq II: Equipamento para mensuração do limiar de percepção do movimento passivo

4.1.3. Limiar de Percepção do Movimento Passivo

Para a avaliação do LPMP os sujeitos foram instruídos a permanecer relaxados e a se sentarem confortavelmente, com o ombro do lado avaliado abduzido a 45° e o antebraço supinado (**Figura 15**). O eixo de rotação da articulação foi alinhado ao eixo do Propriomaq II. Durante o procedimento, os sentidos auditivo e visual foram atenuados através de protetores auriculares e uma venda, respectivamente. A posição inicial do teste foi estabelecida em 0° de extensão do cotovelo e o sentido do movimento de extensão para flexão. Cada trilha começou com 15 segundos de repouso e em seguida o eixo Propriomaq II foi acionado e movimentava o cotovelo a uma velocidade de $0,5^\circ.s^{-1}$. Os sujeitos foram instruídos a

responder através do pressionamento do botão quando o movimento do cotovelo for percebido. Todos os sujeitos foram submetidos a 10 repetições.

O LPMP foi medido através do tempo de deslocamento angular, entre o momento do acionamento do motor e o pressionamento do botão pelo indivíduo (momento da percepção). Para calcular o valor de latência média foi realizada a média aritmética das latências individuais de cada tentativa. Somente o membro dominante foi avaliado (teste) e reavaliação ocorrendo em prazo máximo de uma semana e mínimo de 24 horas (reteste).



Figura 15- Teste do Limiar de Percepção do Movimento Passivo

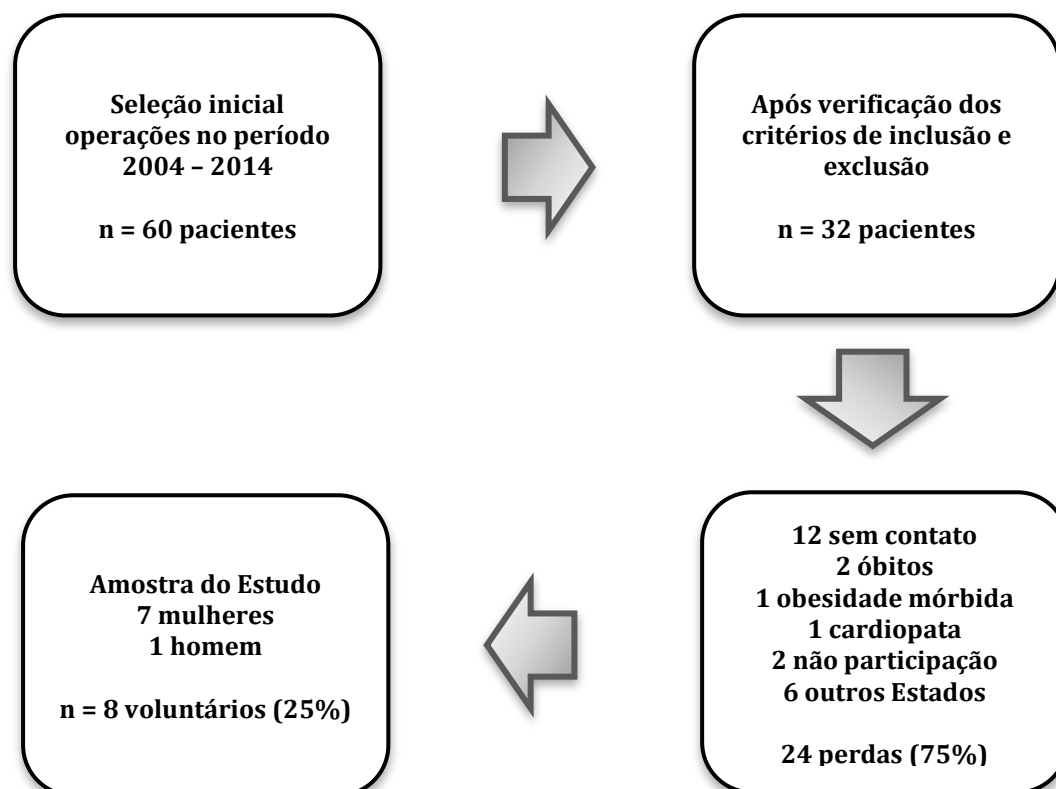
4.2. Avaliação dos Sujeitos submetidos à ATC

4.2.1. Sujeitos da pesquisa

Para a seleção dos sujeitos, foi realizado levantamento do registro de ATC realizadas pelo Centro de Cirurgia do Ombro e Cotovelo do INTO do ano de 2004 a 2014, resultando na identificação de um total de 60 pacientes. Os critérios de inclusão foram: Idade entre 47 e 80 anos; seguimento mínimo de um ano pós-operatório, e no máximo 10 anos; não apresentar complicações mecânicas e/ou infecciosas da artroplastia; não possuir artroplastia bilateral, não apresentar rigidez articular incompatível com a realização do teste do LPMP; possibilidade e desejo de participar no estudo. Os critérios de exclusão foram: Complicações mecânicas ou infecciosas da artroplastia, paciente portadores de artroplastia bilateral e impossibilidade física ou cognitiva para realização do teste. Após verificação dos critérios supracitados foram identificados 28 pacientes para o experimento. Em sequência, foram estabelecidos contatos telefônicos para convidar os indivíduos a participarem no estudo. Foram identificados: 12 pacientes sem possibilidade de contato, dois óbitos, uma incapacidade de locomoção devido à obesidade mórbida, um paciente que desenvolveu cardiopatia e não obteve liberação médica para realizar o procedimento, dois pacientes não concordaram em participar do experimento e seis moravam em outros estados, o que impossibilitou a locomoção até o centro de avaliações. Sendo assim, a amostra foi composta por oito voluntários (sete mulheres e um homem; idade = $69,1 \pm 9,93$ anos; tempo de cirurgia = $58,9 \pm 23,8$ meses) **(Figura 16)**.

O implante utilizado em todos os procedimentos foi a prótese Coonrad-Morrey, semiconstrita, que possui uma articulação com superfície de polietileno,

permitindo flexoextensão e de oito a 10 graus de mobilidade em varo e valgo entre os componentes umeral e ulnar (MORREY; SANCHEZ-SOTELO, 2009). Em todos os casos, o tendão do tríceps foi rebatido em continuidade ao periósteo da ulna e posteriormente reparado com pontos transósseos. Todos participantes foram informados sobre os procedimentos experimentais através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (**Anexo**), o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética do INTO – conforme a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde



(23724013.1.0000.5273).

4.2.2. Avaliação Clínica

Os pacientes foram submetidos a anamnese e exame físico, visando obter dados sobre dor, função e amplitude dos movimentos, de forma a calcular o escore de desempenho do cotovelo da clínica Mayo (*Mayo Elbow Performance Score - MEPS*), instrumento de avaliação clínica do cotovelo validado e consagrado na literatura (CUSICK *et al.*, 2014) **(Quadro 1)**.

Quadro 1- Escore de desempenho do cotovelo da clínica Mayo (*Mayo Elbow Performance Score*)

Dor	nenhuma	45
	leve	30
	moderada	15
	grave	0
Movimento	arco > 100°	20
	arco 50-100°	15
	arco < 50°	5
Estabilidade	estável	10
	instabilidade moderada	5
	instabilidade grave	0
Função	pentear o cabelo	5
	alimentar-se	5
	realizar higiene	5
	vestir camisa	5
	vestir calçado	5
Total		100

Classificação: excelente, >90; bom, 75-89; ruim, <60.

4.2.3. Limiar de Percepção do Movimento Passivo

Foram utilizados os mesmos parâmetros utilizados nos sujeitos que foram avaliados com objetivo de validação do equipamento, porém não foi necessário realização de teste e reteste. Os pacientes foram submetidos à avaliação do LPMP em ambos os braços, sendo o membro contralateral saudável avaliado primeiramente.

4.3. Análise Estatística

Primeiramente, foi realizada estatística descritiva (média $\pm$ DP) dos dados. A variável dependente foi à latência média necessária para o acionamento do botão no teste de LPMP. Todos os dados foram submetidos ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk, sendo considerados normais.

Em seguida, foi aplicado o teste t pareado para a comparação entre as médias obtidas no teste e no reteste, visando validação do equipamento Propriomaq II. É esperado, em estudos de confiabilidade, que não exista diferença significativa entre os momentos ($p > 0,05$). Foi então calculado o erro padrão da medida (EPM) para estimar a partir da análise de regressão linear a magnitude do erro sistemático que ocorreu durante as aferições. Depois, foi calculado o coeficiente de determinação (R^2) que verifica a capacidade de uma variável estimar a outra, determinado através da análise de regressão linear. Finalizando, foi utilizada correlação de Pearson (r) para determinar o nível de associação entre as duas variáveis.

Dando sequência, foram analisados os dados referentes aos sujeitos submetidos à ATC, os pacientes foram avaliados separadamente, uma vez que o

experimento se deu com oito sujeitos, cada qual com dez observações tomadas pareadamente em um contexto bipolar, visando comparar os lados artroplastia e controle. Optamos pela análise da hipótese de diferenças significativas entre os respectivos lados, segundo a soma de evidências ratificadoras tomadas no conjunto de pacientes. Nessa perspectiva, evita-se a limitação do tamanho amostral, garante-se a independência das observações e preserva-se o aspecto das medidas pareadas não contaminadas.

Em sequência, foi realizado teste para cálculo de tamanho de amostra. Foi utilizada a fórmula para tamanho amostral para populações finitas (<10000) e pareadas (MIOT, 2011):

$$nP = \left(\frac{(Z_{\alpha/2} + z\beta) \cdot Sd}{\bar{D}} \right)^2$$

onde, nP = número de pares; $Z_{\alpha/2}$ = valor do erro $\alpha = 5\%$ (1,96); $z\beta$ = valor do erro β , (0,84)(20%); Sd = desvio padrão da diferença entre os pares; (5%; 0,05); $\bar{D}$ = média da diferença entre os pares. O resultado final evidenciou tamanho amostral necessário de seis pares.

Foi utilizado um teste t para medidas pareadas para comparar o membro operado e o contralateral saudável. Para avaliar correlações, foi utilizado o teste de Spearman, não paramétrico, pois esse não faz suposições sobre as distribuições de frequências das variáveis.

Os cálculos foram realizados no software *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS Inc. Chicago, IL, EUA). A significância estatística estabelecida foi de $p \leq 0,05$.

5 RESULTADOS

Em relação à validação do equipamento Propriomaq II os valores encontrados de latência no teste e reteste foram (média $\pm$ DP) $3,61 \pm 0,95$ e $3,51 \pm 0,80$ segundos (**Figura 17**), respectivamente. Os dados de ambos os momentos (teste e reteste) demonstram distribuição normal ($p = 0,573$ e $p = 0,833$, respectivamente). Sendo assim, o teste t foi conduzido demonstrando que os valores médios obtidos não foram significativamente diferentes ($p > 0,05$). Foi encontrado um valor de EPM = 0,19 segundos, $R^2 = 0,94$ e $r = 0,97$ (**Figura 18**). Esses valores indicam boa correlação entre os dois grupos, ou seja, boa replicabilidade do teste.

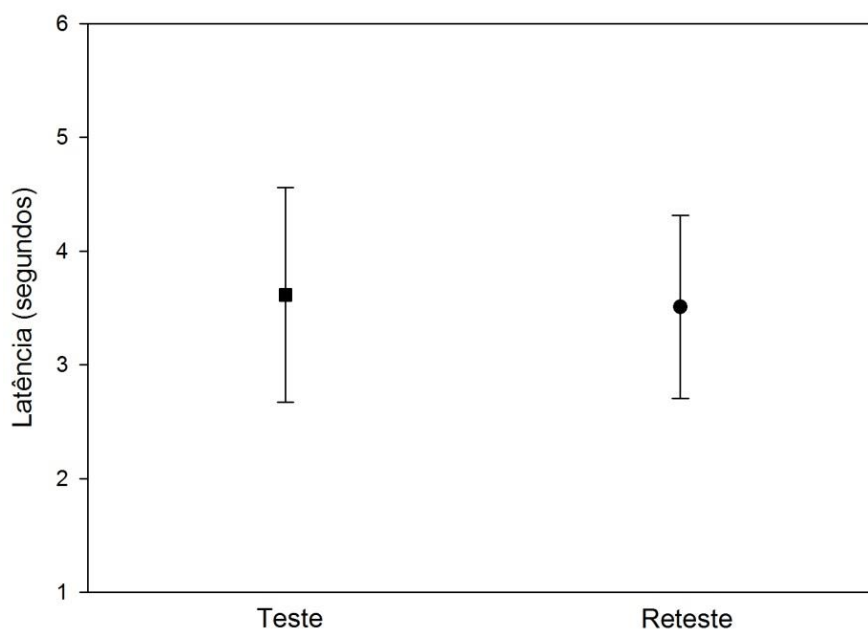


Figura 17- Valores de latência obtidos no teste e reteste do LPMP (média $\pm$ DP)

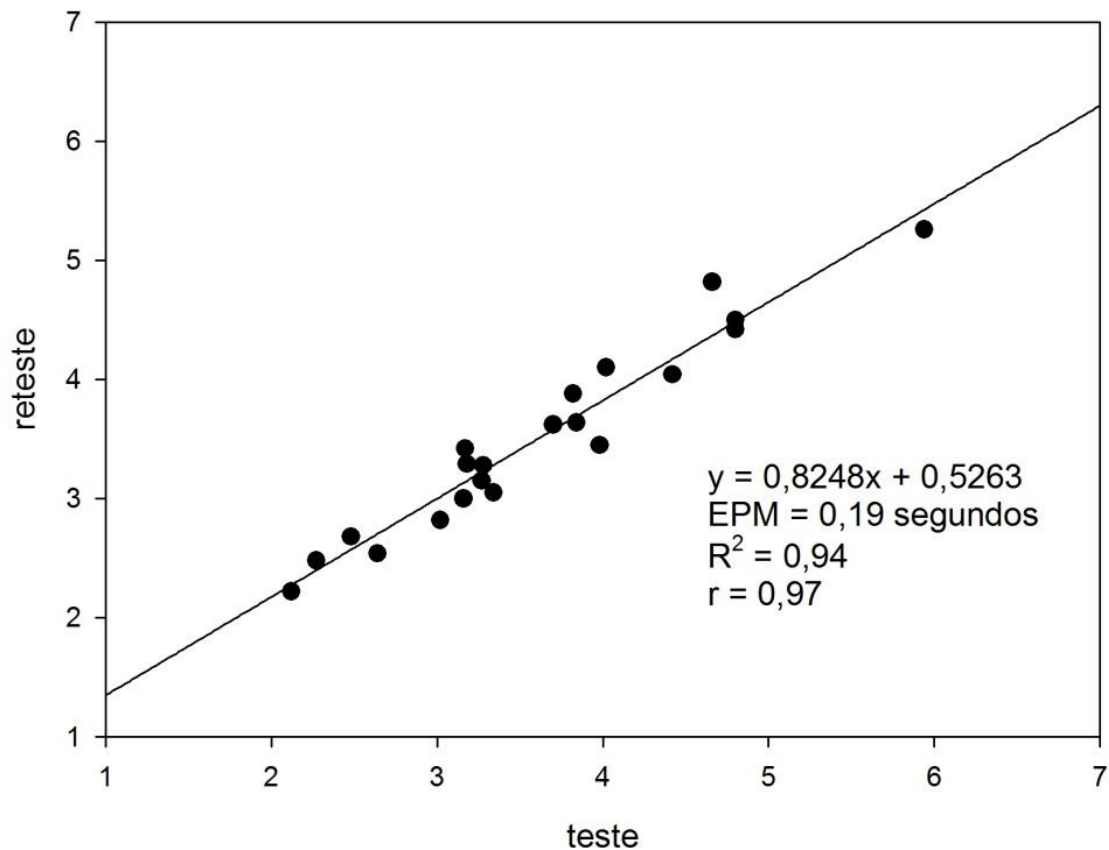


Figura 18- Análise da regressão linear

Para a amostra final do grupo submetido à ATC foi composta por oito sujeitos, de idades entre 47 e 79 anos, com média $69,1 \pm 9,93$ (média $\pm$ DP). Sete deles possuíam membro superior direito dominante, sendo que em cinco casos, o lado não dominante foi o submetido à ATC. Foram obtidos quatro resultados excelentes (50%), dois resultados bons (25%) e dois resultados ruins (25%), segundo avaliação clínica do MEPS. Os resultados clínicos individuais estão representados no **Quadro 2**.

Quadro 2 - Resultados clínicos dos pacientes submetidos à ATC

Sujeito	Idade em anos	Seguimento Em meses	Indicação da artroplastia	Membro dominante	Membro artroplastia	Amplitude de flexoextensão (°)	Dor	MEPS
1	64	47	artrite reumatoide	D	E	110	não	100
2	70	53	sequela de trauma	D	D	90	leve	80
3	75	92	sequela de trauma	E	E	130	não	100
4	74	82	sequela de trauma	D	D	50	moderada	45
5	71	64	artrite reumatoide	D	E	140	moderada	50
6	73	35	artrite reumatoide	D	E	110	não	100
7	79	75	sequela de trauma	D	E	140	não	85
8	47	23	artrose	D	E	130	não	100

D - direito, E - esquerdo, MEPS - Escore de desempenho do cotovelo da clínica Mayo

Os resultados dos testes de LPMP estão representados no **Quadro 3**. Foi encontrado, no lado artroplastia, o valor de latência de $15,6 \pm 6,9$ segundos (média $\pm$ DP), enquanto no membro contralateral, $7,2 \pm 2,6$ segundos (**Figura 19**). A diferença entre os lados foi grande, e estava presente em todos os casos. O lado artroplastia apresentou latência mais que o dobro do lado contralateral, o que foi significativo segundo o Teste t de Student pareado. ($p=0,01$).

Quadro 3- Medidas do Limiar de Percepção do Movimento Passivo do Cotovelo (em segundos)

Sujeito	1		2		3		4		5		6		7		8	
	Lado															
Testes	Prótese	Controle	Prótese	Controle	Prótese	Controle	Prótese	Controle	Prótese	Controle	Prótese	Controle	Prótese	Controle	Prótese	Controle
1	24	8	21	7	12	11	22	8	9	7	15	11	11	6	15	7
2	22	5	17	5	9	8	19	9	8	4	9	9	9	7	6	4
3	28	4	17	6	12	9	24	7	7	6	13	9	11	6	6	5
4	27	5	22	5	16	10	23	10	8	7	17	10	13	5	6	4
5	26	7	22	7	15	8	27	8	9	5	15	9	14	5	7	3
6	22	5	21	7	16	13	24	9	6	4	16	14	10	7	7	4
7	29	4	17	5	16	10	23	9	6	4	16	11	9	7	6	3
8	27	6	22	6	17	12	19	8	7	6	18	13	9	6	7	3
9	25	7	21	7	18	14	27	7	6	5	19	14	10	5	8	4
10	24	7	22	6	14	11	25	9	6	4	19	13	11	8	7	5
Média	25,4	5,8	20,2	6,1	14,5	10,6	23,3	8,4	7,2	5,2	15,7	11,3	10,7	6,2	7,5	4,2
Diferença	19,6		14,1		3,9		14,9		2		4,4		4,5		3,3	
Diferença %	337,90%		231,10%		36,80%		177,40%		38,50%		38,90%		72,60%		78,60%	

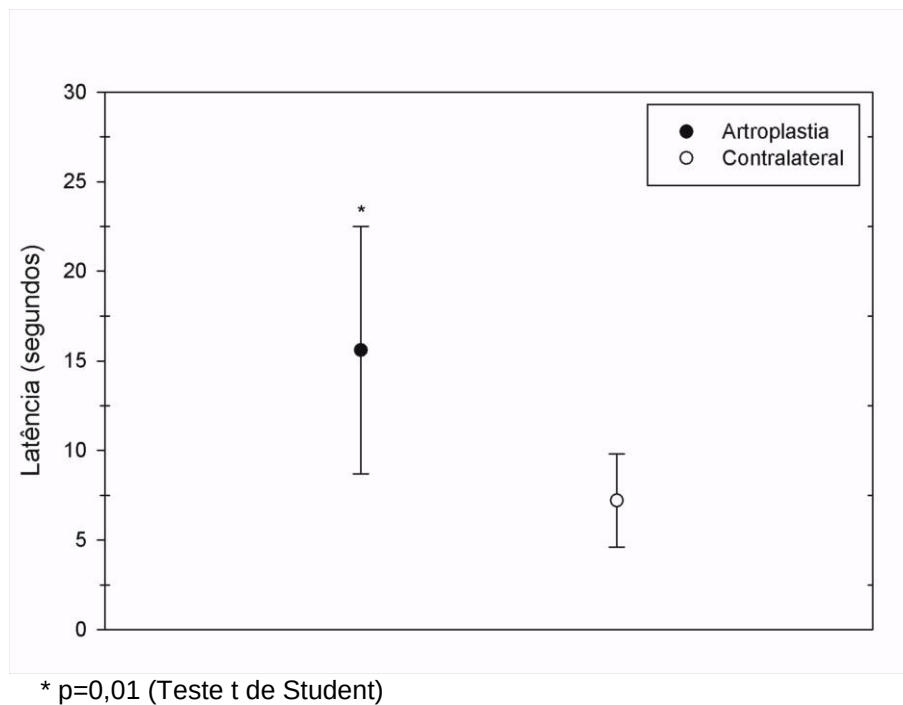


Figura 19- Limiar de Percepção do Movimento Passivo (LPMP) - Latência (média ± DP)

A grande maioria das séries de medidas não diferenciou significativamente da distribuição normal, permitindo o uso de testes paramétricos na avaliação estatística dos resultados (**Quadro 4**).

Quadro 4 - Teste de normalidade da distribuição das medidas do LPMP do cotovelo

Sujeito		Shapiro-Wilk		
		Estatística	gl	Sig.
Artroplastia	1	0,946	10	0,62
	2	0,714	10	0,00
	3	0,923	10	0,38
	4	0,919	10	0,35
	5	0,841	10	0,05
	6	0,901	10	0,22
	7	0,874	10	0,11
	8	0,570	10	0,00
Controle	1	0,907	10	0,26
	2	0,805	10	0,02
	3	0,954	10	0,72
	4	0,904	10	0,24
	5	0,841	10	0,05
	6	0,865	10	0,09
	7	0,895	10	0,19
	8	0,841	10	0,05

gl - graus de liberdade, sig. - significância

O teste de hipótese T de Student pareado com variâncias não diferentes evidencia diferenças significativas entre os lados estudados em todos os pacientes observados, com o lado operado apresentando valores médios significativamente maiores que os observados no lado controle ($p=0,01$). Foi realizada a comparação das médias na perspectiva intrassujeito com medidas repetidas (**Quadro 5**).

Quadro 5 - Teste T de Student

	Artroplastia		Controle		Teste t par	
	Média	D.P	Média	D.P	Sig. p	
1	25,4	2,4	5,8	1,4	0,00000001	Artrop > Ctrl
2	20,2	2,3	6,1	0,9	0,00000000	Artrop > Ctrl
3	14,5	2,8	10,6	2,0	0,00022014	Artrop > Ctrl
4	23,3	2,8	8,4	1,0	0,00000014	Artrop > Ctrl
5	7,2	1,2	5,2	1,2	0,00039157	Artrop > Ctrl
6	15,7	3,0	11,3	2,1	0,00008498	Artrop > Ctrl
7	10,7	1,7	6,2	1,0	0,00023139	Artrop > Ctrl
8	7,5	2,7	4,2	1,2	0,00045562	Artrop > Ctrl

D.P - desvio padrão; Artrop - lado artroplastia; Ctrl - lado controle; Sig. p - significância

Uma vez admitido que as diferenças entre os lados de um mesmo sujeito são significativas, foram calculadas as razões entre os respectivos lados (artroplastia / controle), visando quantificar de modo relativo o tamanho da diferença já evidenciada (**Quadro 6**).

Quadro 6 - Diferença relativa entre os lados

	Razão	
	Média	D.P
1	4,7	1,46
2	3,4	0,47
3	1,4	0,24
4	2,8	0,56
5	1,4	0,29
6	1,4	0,21
7	1,8	0,54
8	1,8	0,40
Geral	2,3	1,28

D.P - desvio padrão

Dessa forma, no geral, temos um erro padrão igual a 0,28. Assim, o valor médio observado com um intervalo de confiança de 95% é igual a:

$$[2,052 < X < 2,611]$$

Em outras palavras, a diferença relativa entre os lados é da ordem de 105,2% a 161,1%.

E finalmente, das seis correlações testadas utilizando o teste de Spearman, apenas a entre idade e LPMP foi significativa (**Quadro 7**).

Quadro 7 - Correlações entre as variáveis clínicas

Correlação	ρ	p
LPMP (artroplastia) x MEPS	0,012	0,976
LPMP (artroplastia) x idade	-0,071	0,866
LPMP (controle) x idade	0,714	0,047
MEPS x Idade	-0,241	0,565
LPMP% x MEPS	-0,114	0,788
LPMP% x Idade	-0,520	0,182

6 DISCUSSÃO

Os resultados do estudo de reprodutibilidade denotam de modo robusto e autorratificador que o equipamento Propriomaq II foi capaz de medir de forma confiável o LPMP dos sujeitos avaliados (**Quadro 3**), validando o equipamento. Além disso, o Propriomaq 2 é uma extensão do Propriomaq I para atuar na articulação do cotovelo. Esse mesmo equipamento, com sua estrutura elétrica, mecânica e o software, estão consolidados pela sua eficiência e reprodutibilidade abordadas em experimentos anteriores, discutidos pelo nosso grupo (SALLES *et al.*, 2011a, 2011b, 2013, 2015).

Os resultados do teste do LPMP em pacientes submetidos à ATC apontaram diferenças significativas entre os lados com prótese e controle, para todos os pacientes avaliados. Neste sentido, o lado operado apresentou valores médios significativamente maiores que os observados no lado controle. O membro submetido à ATC gerou o valor de latência médio de $15,6 \pm 6,9$ segundos (média $\pm$ DP), enquanto no membro contralateral foi de $7,2 \pm 2,6$ segundos e, portanto, com a diferença entre a média dos lados de 8,4 segundos destacando-se por ser mais que o dobro no lado operado. Esses achados corroboraram a pesquisa de Lubiatowski e colaboradores, que avaliaram o SPA realizado de forma ativa e passiva em sujeitos com características semelhantes aos nossos pacientes, e concluíram que os cotovelos submetidos a artroplastia apresentavam maior erro de reprodução angular que os controles em todos os ângulos estudados (LUBIATOWSKI *et al.*, 2014).

Como o LPMP depende da ativação de mecanorreceptores presentes em diversos tecidos que compõem a articulação, incluindo tendões, ligamentos e cápsula articular (HILLIER; IMMINK; THEWLIS, 2015), acreditamos que a causa do

déficit proprioceptivo observado seja devido ao comprometimento da integridade da cápsula articular, removida em grande parte durante o procedimento cirúrgico, gerando perda de mecanorreceptores, presentes em grande concentração nesse tecido, como já descrito por Petrie e colaboradores em um trabalho histológico específico sobre a cápsula articular e ligamentos do cotovelo (PETRIE *et al.*, 1998).

Muitos trabalhos já foram publicados medindo a propriocepção após artroplastia, a maioria deles avaliando as articulações do quadril e joelho (GRIGG; FINERMAN; RILEY, 1973; ISHII *et al.*, 1999; ISAAC *et al.*, 2007). Alguns poucos estudos avaliaram ombros, cotovelos e tornozelos (CUOMO; BIRDZELL; ZUCKERMAN, 2005; CONTI *et al.*, 2008; LUBIATOWSKI *et al.*, 2014). Dentre resultados bastante diversos e ocasionalmente contraditórios, esses trabalhos observaram que a substituição da superfície articular pouco influencia os testes de propriocepção (ISHII *et al.*, 1999). Muitos trabalhos que avaliaram quadris, joelhos e ombros evidenciaram melhora nos testes proprioceptivos após a artroplastia (BARRETT; COBB; BENTLEY, 1991; WAIKAKUL; UN-NANUNTANA; JAISUE, 1999; CUOMO; BIRDZELL; ZUCKERMAN, 2005). Os autores atribuíram esse fato à melhora da dor causada pela doença de base. O mesmo não foi observado para o cotovelo no nosso estudo e no estudo de Lubiowski, onde a propriocepção encontrava-se reduzida, independente da melhora da dor (LUBIATOWSKI *et al.*, 2014). As características mecânicas do implante do cotovelo, semiconstrito, poderia ter influenciado os resultados. Uma menor solicitação ou distensão dos tecidos periarticulares poderiam privar mecanorreceptores do estímulo necessário para detecção do movimento. Ao contrário do cotovelo, implantes não constritos, como alguns utilizados para o ombro, preservam a grande liberdade de movimento dessa articulação, possivelmente gerando uma abundância de estímulos proprioceptivos

durante a distensão do manguito rotador (CUOMO; BIRDZELL; ZUCKERMAN, 2005). Quanto ao caso da artroplastia do joelho, ligamentos colaterais, e ocasionalmente cruzados, são poupados durante o procedimento, levando a uma preservação de seus receptores e possivelmente a melhores resultados nos testes proprioceptivos, quando comparados ao cotovelo (CASH *et al.*, 1996; LATTANZIO; CHESS; MACDERMID, 1998).

Outro resultado significativo encontrado no presente estudo foi à correlação positiva entre idade e latência para percepção do movimento passivo no membro controle ($p = 0,714$, $p = 0,046$), o que sugere que a propriocepção do cotovelo normal declina naturalmente com a idade, conforme já estabelecido em outros trabalhos (GRIGG; FINERMAN; RILEY, 1973; BARRACK *et al.*, 1983; LUBIATOWSKI *et al.*, 2014). A mesma correlação não foi observada entre a idade e o LPMP dos cotovelos operados. Uma possível explicação para isso seria que o efeito da idade sobre a propriocepção do cotovelo se daria através de alterações na cápsula articular, e que a sua remoção durante o procedimento anularia esse efeito, porém ainda não existem dados na literatura que sustentem esta hipótese.

Quanto aos resultados clínicos, medidos pelo MEPS, não foi encontrada uma correlação significativa com os resultados dos testes proprioceptivos, ou seja, um melhor resultado funcional não necessariamente garantiu uma melhor propriocepção, e vice-versa. Lubiowski e colaboradores encontraram resultados semelhantes realizando testes de SPA ativo e passivo em pacientes submetidos a ATC (LUBIATOWSKI *et al.*, 2014). Alguns trabalhos que avaliaram a propriocepção após artroplastia do ombro e joelho relataram melhora do SPA e redução do LPMP após a intervenção cirúrgica (CUOMO; BIRDZELL; ZUCKERMAN, 2005; ISAAC *et al.*, 2007). Esses atribuíram essa melhora ao controle da dor pré-existente, que

interferiria no sistema sensoriomotor. Os resultados que obtivemos corroboram com o estudo citado, pois também evidenciaram supressão da dor pré-operatória.

Uma limitação do trabalho foi o tamanho reduzido da amostra. Por tratar-se de uma condição rara, acometendo sujeitos idosos e debilitados em um centro de referência nacional com pacientes procedentes de outros estados. Portanto, muitos não puderam retornar para a pesquisa devido a problemas clínicos e de locomoção. Entretanto, devido às exuberantes diferenças observadas entre os lados, a análise estatística provou de forma robusta a significância dos resultados. Por outro lado através do teste de tamanho amostral para populações finitas (MIOT, 2011), identificamos que o número de sujeitos utilizado foi suficiente para expressar adequadamente o tamanho da amostra relacionado a população submetida a artroplastia total de cotovelo no INTO. Outra limitação do trabalho foi a sua natureza retrospectiva, e consequente impossibilidade de realizar um exame controle pré-operatório no membro operado. O estudo retrospectivo foi o mais adequado nesse caso, pois a ATC não é um procedimento comum. O INTO, centro de referência nacional, realizou apenas 60 casos nos últimos 10 anos, o que faria com que um estudo prospectivo levasse muito tempo. Outro motivo que favorece o desenho escolhido foi que o exame pré-operatório, caso o estudo fosse prospectivo, seria ocasionalmente inviável devido aos casos em fraturas agudas ou com dor intensa e rigidez. Apesar da falta do estudo pré-operatório, o uso da articulação contralateral como controle pareado foi positiva, pois eliminou o viés relacionado à idade e à presença de artrite reumatoide.

Apesar de ser fundamental para todas as funções motoras, a propriocepção não é usualmente medida ou empregada por ortopedistas como critério de avaliação de resultados em artroplastias. Este trabalho alerta para a importância da realização

de mais estudos nessa área e de uma melhor apreciação da cápsula articular durante o procedimento, especificamente no cotovelo, visando melhor preservação dessa estrutura e, conseqüentemente, da cinestesia, que afeta diretamente a função do membro superior e a qualidade de vida dos pacientes.

7 CONCLUSÃO

Nosso estudo provou a existência de déficit proprioceptivo em sujeitos submetidos à ATC, quando comparado ao cotovelo não operado. A latência média para percepção do movimento foi maior que o dobro da do lado contralateral, o que foi estatisticamente significativo.

Com base nos resultados obtidos neste estudo de validação interna foi possível verificar que os valores mensurados nos dois momentos não foram diferentes, demonstraram alto grau de correlação, previsibilidade e ínfimo erro nas aferições. Sendo assim, o Propriomaq II pode ser considerado um instrumento de medida do LPMP confiável e reprodutível. A validação do Propriomaq II, viabiliza a realização de inúmeros estudos na mesma linha de pesquisa avaliando a influência de técnicas com e sem desinserção do tendão do tríceps; ou com e sem o uso do eletrocautério para dissecação.

Foi encontrada correlação estatística positiva significativa entre o LPMP de cotovelos não operados e a idade. Não foi encontrado correlação significativa do LPMP de cotovelos submetidos a ATC com o resultado clínico medido pelo MEPS.

Aqui apresentamos um estudo proprioceptivo inédito em pacientes submetidos a um procedimento raro e de alta complexidade.

Finalmente, seria interessante avaliar, em trabalhos futuros, se os pacientes submetidos à ATC com resultados diversos nos testes proprioceptivos apresentam, também, diferenças na incidência de complicações. Isso poderia esclarecer se a preservação da propriocepção teria algum efeito protetor, e se haveria aplicabilidade clínica para a realização do teste em condições não experimentais.

8 BIBLIOGRAFIA

ALLEN, T. J.; PROSKE, U. Effect of Muscle Fatigue on the Sense of Limb Position and Movement. **Experimental Brain Research**, v. 170, n. 1, p. 30–38, mar. 2006.

AMIS, A. A.; DOWSON, D.; UNSWORTH, A.; MILLER, J. H.; WRIGHT, V. An examination of the elbow articulation with particular reference to variation of the carrying angle. **Archive: Engineering in Medicine 1971-1988 (vols 1-17)**, v. 6, n. 3, p. 76–80, 1 jul. 1977. . Acesso em: 17 abr. 2015.

ANDREWS, J. R.; HARRELSON, G. L.; WILK, K. E. (ed.). **Physical rehabilitation of the injured athlete**. 4th ed. Philadelphia: Elsevier/Saunders, 2012.

ARNETT, F. C.; EDWORTHY, S. M.; BLOCH, D. A.; MCSHANE, D. J.; FRIES, J. F.; COOPER, N. S.; HEALEY, L. A.; KAPLAN, S. R.; LIANG, M. H.; LUTHRA, H. S. The American Rheumatism Association 1987 Revised Criteria for the Classification of Rheumatoid Arthritis. **Arthritis and Rheumatism**, v. 31, n. 3, p. 315–324, mar. 1988.

ASTRAND, P.-O.; RODAHL, K. **Tratado de fisiologia do exercício**. Rio de Janeiro (RJ): Guanabara, 1987.

ATTFIELD, S. F.; WILTON, T. J.; PRATT, D. J.; SAMBATAKAKIS, A. Soft-Tissue Balance and Recovery of Proprioception after Total Knee Replacement. **The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume**, v. 78, n. 4, p. 540–545, jul. 1996.

BAGESTEIRO, L. B.; SARLEGNA, F. R.; SAINBURG, R. L. Differential Influence of Vision and Proprioception on Control of Movement Distance. **Experimental Brain Research**, v. 171, n. 3, p. 358–370, maio 2006.

BANKES, M. J.; EMERY, R. J. Pioneers of Shoulder Replacement: Themistocles Gluck and Jules Emile Péan. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]**, v. 4, n. 4, p. 259–262, ago. 1995.

BARRACK, R. L. Knee Joint Proprioception Revisited. v. 3, n. 1, p. 18–42, fev. 1994.

BARRACK, R. L.; SKINNER, H. B.; COOK, S. D.; HADDAD, R. J. Effect of Articular Disease and Total Knee Arthroplasty on Knee Joint-Position Sense. **Journal of Neurophysiology**, v. 50, n. 3, p. 684–687, set. 1983.

BARRETT, D. S.; COBB, A. G.; BENTLEY, G. Joint Proprioception in Normal, Osteoarthritic and Replaced Knees. **The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume**, v. 73, n. 1, p. 53–56, jan. 1991.

BECKMANN, Y. Y.; ÇİFTÇİ, Y.; ERTEKİN, C. The Detection of Sensitivity of Proprioception by a New Clinical Test: The Dual Joint Position Test. **Clinical Neurology and Neurosurgery**, v. 115, n. 7, p. 1023–1027, jul. 2013.

BENJAMINSE, A.; SELL, T. C.; ABT, J. P.; HOUSE, A. J.; LEPHART, S. M. Reliability and Precision of Hip Proprioception Methods in Healthy Individuals:.

Clinical Journal of Sport Medicine, v. 19, n. 6, p. 457–463, nov. 2009a. . Acesso em: 21 nov. 2015.

BENJAMINSE, A.; SELL, T. C.; ABT, J. P.; HOUSE, A. J.; LEPHART, S. M. Reliability and Precision of Hip Proprioception Methods in Healthy Individuals. **Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine**, v. 19, n. 6, p. 457–463, nov. 2009b.

BREEDVELD, F. C.; WEISMAN, M. H.; KAVANAUGH, A. F.; COHEN, S. B.; PAVELKA, K.; VAN VOLLENHOVEN, R.; SHARP, J.; PEREZ, J. L.; SPENCER-GREEN, G. T. The PREMIER Study: A Multicenter, Randomized, Double-Blind Clinical Trial of Combination Therapy with Adalimumab plus Methotrexate versus Methotrexate Alone or Adalimumab Alone in Patients with Early, Aggressive Rheumatoid Arthritis Who Had Not Had Previous Methotrexate Treatment. **Arthritis and Rheumatism**, v. 54, n. 1, p. 26–37, jan. 2006.

BROWN, S. R.; DAVIES, W. A.; DEHEER, D. H.; SWANSON, A. B. Long-Term Survival of McKee-Farrar Total Hip Prostheses. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 402, p. 157–163, set. 2002.

CAREW, T. J.; DHEZ, Z. Muscles and musculereceptors. In: **Principles of neural sciences**. 2. ed. New York: Elsevier, 1985. p. 443–456.

CARPENTER, J. E.; BLASIER, R. B.; PELLIZZON, G. G. The Effects of Muscle Fatigue on Shoulder Joint Position Sense. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 26, n. 2, p. 262–265, abr. 1998.

CASH, R. M.; GONZALEZ, M. H.; GARST, J.; BARMADA, R.; STERN, S. H. Proprioception after Arthroplasty: Role of the Posterior Cruciate Ligament. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 331, p. 172–178, out. 1996.

CLASPER, J. C.; CARR, A. J. Arthroscopy of the Elbow for Loose Bodies. **Annals of the Royal College of Surgeons of England**, v. 83, n. 1, p. 34–36, jan. 2001.

COLLIER, M. B.; MCAULEY, J. P.; SZUSZCZEWICZ, E. S.; ENGH, G. A. Proprioceptive Deficits Are Comparable before Unicdylar and Total Knee Arthroplasties, but Greater in the More Symptomatic Knee of the Patient. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 423, p. 138–143, jun. 2004.

CONGDON, E. D.; FISH, H. S. The Chief Insertion of the Bicipital Aponeurosis Is on the Ulna. A Study of Collagenous Bundle Patterns of Antebrachial Fascia and Bicipital Aponeurosis. **The Anatomical Record**, v. 116, n. 4, p. 395–407, ago. 1953. . Acesso em: 17 abr. 2015.

CONTI, S. F.; DAZEN, D.; STEWART, G.; GREEN, A.; MARTIN, R.; KUXHAUS, L.; CARL MILLER, M. Proprioception after Total Ankle Arthroplasty. **Foot & Ankle International**, v. 29, n. 11, p. 1069–1073, nov. 2008. . Acesso em: 17 abr. 2015.

CUOMO, F.; BIRDZELL, M. G.; ZUCKERMAN, J. D. The Effect of Degenerative Arthritis and Prosthetic Arthroplasty on Shoulder Proprioception. **Journal of**

Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.], v. 14, n. 4, p. 345–348, ago. 2005.

CUSICK, M. C.; BONNAIG, N. S.; AZAR, F. M.; MAUCK, B. M.; SMITH, R. A.; THROCKMORTON, T. W. Accuracy and Reliability of the Mayo Elbow Performance Score. **The Journal of Hand Surgery**, v. 39, n. 6, p. 1146–1150, jun. 2014.

DALAL, S.; BULL, M.; STANLEY, D. Radiographic Changes at the Elbow in Primary Osteoarthritis: A Comparison with Normal Aging of the Elbow Joint. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]**, v. 16, n. 3, p. 358–361, jun. 2007.

DEBERT, C. T.; HERTER, T. M.; SCOTT, S. H.; DUKELOW, S. Robotic Assessment of Sensorimotor Deficits after Traumatic Brain Injury. **Journal of neurologic physical therapy: JNPT**, v. 36, n. 2, p. 58–67, jun. 2012.

DEE, R. Total replacement arthroplasty of the elbow for rheumatoid arthritis. v. 54B, p. 88, 1972.

DESAI, S. J.; DELUCE, S.; JOHNSON, J. A.; FERREIRA, L. M.; LECLERC, A. E.; ATHWAL, G. S.; KING, G. J. W. An Anthropometric Study of the Distal Humerus. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]**, v. 23, n. 4, p. 463–469, abr. 2014.

DIEPPE, P. Epidemiology of the Rheumatic Diseases Second Edition. AJ Silman, MC Hochberg (eds). Oxford: Oxford University Press, 2001, pp. 377, pound95.00. ISBN: 0192631497. **International Journal of Epidemiology**, v. 31, n. 5, p. 1079–a–1080, 1 out. 2002. . Acesso em: 17 abr. 2015.

DOCHERTY, C. L.; ARNOLD, B. L.; ZINDER, S. M.; GRANATA, K.; GANSNEDER, B. M. Relationship between Two Proprioceptive Measures and Stiffness at the Ankle. **Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 14, n. 3, p. 317–324, jun. 2004.

DOHERTY, M.; PRESTON, B. Primary Osteoarthritis of the Elbow. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 48, n. 9, p. 743–747, set. 1989.

DUKELOW, S. P.; HERTER, T. M.; MOORE, K. D.; DEMERS, M. J.; GLASGOW, J. I.; BAGG, S. D.; NORMAN, K. E.; SCOTT, S. H. Quantitative Assessment of Limb Position Sense Following Stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 24, n. 2, p. 178–187, 1 fev. 2010. . Acesso em: 14 nov. 2015.

FELDMANN, M.; BRENNAN, F. M.; MAINI, R. N. Role of Cytokines in Rheumatoid Arthritis. **Annual Review of Immunology**, v. 14, p. 397–440, 1996.

FITZGERALD, M. J. T.; GRUENER, G.; MTUI, E. **Clinical neuroanatomy and neuroscience**. [Edinburgh?]: Saunders/Elsevier, 2012.

FITZGERALD, M. J. T.; GRUENER, G.; MTUI, E.; RENDE, M.; SMERALDI, C.; LESCHIERA, P. **Neuroanatomia: con riferimenti funzionali e clinici**. [s.l: s.n.]

FOX, E. L.; BOWERS, R. W.; FOSS, M. L. **Bases fisiológicas da educação física e dos desportos**. Rio de Janeiro (RJ): Guanabara Koogan, 1991.

FUCHS, S.; FRISSE, D.; TIBESKU, C. O.; LAASS, H.; ROSENBAUM, D. Proprioceptive Function, Clinical Results, and Quality of Life after Unicondylar Sledge Prostheses. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists**, v. 81, n. 7, p. 478–482, jul. 2002.

FUCHS, S.; THORWESTEN, L.; NIEWERTH, S.; JEROSCH, J. [Proprioceptive capacities of the knee joint with and without endoprosthesis]. **Zeitschrift Für Orthopädie Und Ihre Grenzgebiete**, v. 135, n. 4, p. 335–340, ago. 1997.

FU, S. N.; HUI-CHAN, C. W. Y. Are There Any Relationships among Ankle Proprioception Acuity, Pre-Landing Ankle Muscle Responses, and Landing Impact in Man?. **Neuroscience Letters**, v. 417, n. 2, p. 123–127, 1 maio 2007.

GANDEVIA, S. C.; MCCLOSKEY, D. I. Joint Sense, Muscle Sense, and Their Combination as Position Sense, Measured at the Distal Interphalangeal Joint of the Middle Finger. **The Journal of Physiology**, v. 260, n. 2, p. 387–407, set. 1976.

GHEZ, C.; GORDON, J. Trajectory Control in Targeted Force Impulses. I. Role of Opposing Muscles. **Experimental Brain Research**, v. 67, n. 2, p. 225–240, 1987.

GHEZ, C.; GORDON, J.; GHILARDI, M. F. Impairments of Reaching Movements in Patients without Proprioception. II. Effects of Visual Information on Accuracy. **Journal of Neurophysiology**, v. 73, n. 1, p. 361–372, jan. 1995.

GORDON, J.; GHILARDI, M. F.; GHEZ, C. Accuracy of Planar Reaching Movements. I. Independence of Direction and Extent Variability. **Experimental Brain Research**, v. 99, n. 1, p. 97–111, 1994.

GORDON, J.; GHILARDI, M. F.; GHEZ, C. Impairments of Reaching Movements in Patients without Proprioception. I. Spatial Errors. **Journal of Neurophysiology**, v. 73, n. 1, p. 347–360, jan. 1995.

GOWITZKE, B. A.; MILNER, M. **El cuerpo y sus movimientos, bases científicas**. [s.l.] Paidotribo, 1999.

GRIGG, P. Peripheral neural mechanism in proprioception. **Peripheral neural mechanism in proprioception**, v. 3, p. 2–17, 1994.

GRIGG, P.; FINERMAN, G. A.; RILEY, L. H. Joint-Position Sense after Total Hip Replacement. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v. 55, n. 5, p. 1016–1025, jul. 1973.

HILLIER, S.; IMMINK, M.; THEWLIS, D. Assessing Proprioception: A Systematic Review of Possibilities. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 29, n. 10, p. 933–949, 1 nov. 2015. . Acesso em: 11 nov. 2015.

HOGERVORST, T.; BRAND, R. A. Mechanoreceptors in Joint Function. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v. 80, n. 9, p. 1365–1378, set. 1998.

ISAAC, S. M.; BARKER, K. L.; DANIAL, I. N.; BEARD, D. J.; DODD, C. A.; MURRAY, D. W. Does Arthroplasty Type Influence Knee Joint Proprioception? A Longitudinal Prospective Study Comparing Total and Unicompartamental Arthroplasty. **The Knee**, v. 14, n. 3, p. 212–217, jun. 2007.

ISHII, Y.; TERAJIMA, K.; TERASHIMA, S.; BECHTOLD, J. E.; LASKIN, R. S. Comparison of Joint Position Sense after Total Knee Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v. 12, n. 5, p. 541–545, ago. 1997.

ISHII, Y.; TOJO, T.; TERAJIMA, K.; TERASHIMA, S.; BECHTOLD, J. E. Intracapsular Components Do Not Change Hip Proprioception. **The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume**, v. 81, n. 2, p. 345–348, mar. 1999.

ISHIZUKI, M. Functional Anatomy of the Elbow Joint and Three-Dimensional Quantitative Motion Analysis of the Elbow Joint. **Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi**, v. 53, n. 8, p. 989–996, ago. 1979.

KANDEL, E. R. (ed.). **Principles of neural science**. 5th ed. New York: McGraw-Hill, 2013.

KARANJIA, P. N.; FERGUSON, J. H. Passive Joint Position Sense after Total Hip Replacement Surgery. **Annals of Neurology**, v. 13, n. 6, p. 654–657, jun. 1983.

KASHIWAGI, D. Intra-articular changes of the osteoarthritic elbow, especially about the fossa olecrani. v. 52, p. 1367, 1978.

KASTEN, P.; MAIER, M.; RETTIG, O.; RAISS, P.; WOLF, S.; LOEW, M. Proprioception in Total, Hemi- and Reverse Shoulder Arthroplasty in 3D Motion Analyses: A Prospective Study. **International Orthopaedics**, v. 33, n. 6, p. 1641–1647, dez. 2009.

LATTANZIO, P. J.; CHESS, D. G.; MACDERMID, J. C. Effect of the Posterior Cruciate Ligament in Knee-Joint Proprioception in Total Knee Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v. 13, n. 5, p. 580–585, ago. 1998.

LENT, R. **Cem bilhoes de neurônios: conceitos fundamentais de neurociência**. São Paulo (SP): Atheneu, 2010.

LEPHART, S. M. The Physiological Basis for Open and Closed Kinetic Chain Rehabilitation for the Upper Extremity. v. 5, n. 1, p. 71–87, 1996.

LEPHART, S. M.; HENRY, T. J. Functional Rehabilitation for the Upper and Lower Extremity. **The Orthopedic Clinics of North America**, v. 26, n. 3, p. 579–592, jul. 1995.

LEPHART, S. M.; PINCIVERO, D. M.; GIRALDO, J. L.; FU, F. H. The Role of Proprioception in the Management and Rehabilitation of Athletic Injuries. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 25, n. 1, p. 130–137, fev. 1997.

LEPHART, S. M.; PINCIVERO, D. M.; ROZZI, S. L. Proprioception of the Ankle and Knee. **Sports Medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 25, n. 3, p. 149–155, mar. 1998.

LEPHART, S. M.; RIEMANN, B.; FU, F. Introduction to the sensorimotor system. In: **Proprioception and neuromuscular control in joint stability**. Champaign: Human Kinetics. [s.l: s.n.]p. 12–24.

LOEB, G. E.; BROWN, I. E.; CHENG, E. J. A Hierarchical Foundation for Models of Sensorimotor Control. **Experimental Brain Research**, v. 126, n. 1, p. 1–18, maio 1999.

LUBIATOWSKI, P.; OLCZAK, I.; LISIEWICZ, E.; OGRODOWICZ, P.; BRĘBOROWICZ, M.; ROMANOWSKI, L. Elbow Joint Position Sense after Total Elbow Arthroplasty. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]**, v. 23, n. 5, p. 693–700, maio 2014.

MARTINI, F. **Fundamentals of anatomy and physiology**. 4. ed. [s.l.] Prentice Hall, 1997.

MCKELLOP, H.; PARK, S. H.; CHIESA, R.; DOORN, P.; LU, B.; NORMAND, P.; GRIGORIS, P.; AMSTUTZ, H. In Vivo Wear of Three Types of Metal on Metal Hip Prostheses during Two Decades of Use. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 329 Suppl, p. S128–140, ago. 1996.

MIOT, H. Tamanho da amostra em estudos clínicos e experimentais. v. 10, n. 4, p. 275–278, dez. 2011.

MORREY, B. F. Anatomy of the Elbow joint. In: **The Elbow and its Disorders**. 4. ed. [s.l: s.n.]1p. 11.

MORREY, B. F.; AN, K. N. Functional Anatomy of the Ligaments of the Elbow. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 201, p. 84–90, dez. 1985.

MORREY, B. F.; BRYAN, R. S.; DOBYNS, J. H.; LINSCHIED, R. L. Total Elbow Arthroplasty. A Five-Year Experience at the Mayo Clinic. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v. 63, n. 7, p. 1050–1063, set. 1981.

MORREY, B. F.; CHAO, E. Y. Passive Motion of the Elbow Joint. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v. 58, n. 4, p. 501–508, jun. 1976a.

MORREY, B. F.; CHAO, E. Y. Passive Motion of the Elbow Joint. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v. 58, n. 4, p. 501–508, jun. 1976b.

MORREY, B. F.; SANCHEZ-SOTELO, J. (ed.). **The elbow and its disorders**. 4th. ed. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier, 2009.

NAGAI, T.; HEEBNER, N. R.; SELL, T. C.; NAKAGAWA, T.; FU, F. H.; LEPHART, S. M. Restoration of Sagittal and Transverse Plane Proprioception Following Anatomic

Double-Bundle ACL Reconstruction. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 21, n. 9, p. 2048–2056, set. 2013. . Acesso em: 21 nov. 2015.

NETTER, F. H. **Atlas of human anatomy**. 5th ed. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier, 2010.

O'DRISCOLL, S. W.; JALOSZYNSKI, R.; MORREY, B. F.; AN, K. N. Origin of the Medial Ulnar Collateral Ligament. **The Journal of Hand Surgery**, v. 17, n. 1, p. 164–168, jan. 1992.

PAP, G.; MEYER, M.; WEILER, H. T.; MACHNER, A.; AWISZUS, F. Proprioception after Total Knee Arthroplasty: A Comparison with Clinical Outcome. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 71, n. 2, p. 153–159, abr. 2000.

PETERSON, L. F.; JANES, J. M. Surgery of the Rheumatoid Elbow. **The Orthopedic Clinics of North America**, v. 2, n. 3, p. 667–677, nov. 1971.

PETRIE, S.; COLLINS, J. G.; SOLOMONOW, M.; WINK, C.; CHUINARD, R.; D'AMBROSIA, R. Mechanoreceptors in the Human Elbow Ligaments. **The Journal of Hand Surgery**, v. 23, n. 3, p. 512–518, maio 1998.

RIEMANN, B.; GUSKIEWICZ, K. M. Contribution of peripheral somatosensory system to balance and postural equilibrium. In: **Proprioception and neuromuscular control in joint stability. Champaign: Human Kinetics**. [s.l: s.n.]p. 37–62.

RIEMANN, B.; LEPHART, S. The sensorimotor system. Part I: The physiologic basis of functional joint stability. v. 37, n. 1, p. 71–79, 2002a.

RIEMANN, B.; LEPHART, S. The sensorimotor system. Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. v. 37, n. 1, p. 80–84, 2002b.

SAFRAN, M. R.; BORSA, P. A.; LEPHART, S. M.; FU, F. H.; WARNER, J. J. Shoulder Proprioception in Baseball Pitchers. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]**, v. 10, n. 5, p. 438–444, out. 2001.

SALLES, J. I.; ALVES, H.; AMARAL, M. V.; CAGY, M.; CUNHA-CRUZ, V.; PIEDADE, R.; RIBEIRO, P. Study of Proprioceptive Function in Professional Volleyball Athletes with Atrophy of the Infrapinatus. **British Journal of Sports Medicine**, v. 45, n. 6, p. 535–535, 1 maio 2011a. . Acesso em: 12 jan. 2016.

SALLES, J. I.; COSSICH, V. R. A.; AMARAL, M. V.; MONTEIRO, M. T.; CAGY, M.; MOTTA, G.; VELASQUES, B.; PIEDADE, R.; RIBEIRO, P. Electrophysiological Correlates of the Threshold to Detection of Passive Motion: An Investigation in Professional Volleyball Athletes with and without Atrophy of the Infrapinatus Muscle. **BioMed Research International**, v. 2013, p. 634891, 2013.

SALLES, J. I.; COSTA, F.; CUNHA-CRUZ, V.; CAGY, M.; PIEDADE, R.; RIBEIRO, P. Electrophysiological Analysis of the Perception of Passive Movement. **Neuroscience Letters**, v. 501, n. 2, p. 61–66, 26 ago. 2011b.

SALLES, J. I.; VELASQUES, B.; COSSICH, V.; NICOLICHE, E.; RIBEIRO, P.; AMARAL, M. V.; MOTTA, G. Strength Training and Shoulder Proprioception. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 3, p. 277–280, mar. 2015.

SCHUTTE, M. J.; DABEZIES, E. J.; ZIMNY, M. L.; HAPPEL, L. T. Neural Anatomy of the Human Anterior Cruciate Ligament. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v. 69, n. 2, p. 243–247, fev. 1987.

SEKI, A.; OLSEN, B. S.; JENSEN, S. L.; EYGENDAAL, D.; SØJBJERG, J. O. Functional Anatomy of the Lateral Collateral Ligament Complex of the Elbow: Configuration of Y and Its Role. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]**, v. 11, n. 1, p. 53–59, fev. 2002.

SHERRINGTON, C. **The integrative action of the nervous system**. [s.l.] New York, C Scribner's sons, 1906.

SIMON, A. M.; FERRIS, D. P. Lower Limb Force Production and Bilateral Force Asymmetries Are Based on Sense of Effort. **Experimental Brain Research**, v. 187, n. 1, p. 129–138, maio 2008.

SKINNER, H. B.; BARRACK, R. L.; COOK, S. D.; HADDAD, R. J. Joint Position Sense in Total Knee Arthroplasty. **Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 1, n. 3, p. 276–283, 1984.

SMITH-PETERSEN, M. N. The Classic: Evolution of Mould Arthroplasty of the Hip Joint by M. N. Smith-Petersen, J. Bone Joint Surg. 30B:L:59, 1948. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 134, p. 5–11, ago. 1978.

ST CLAIR, E. W.; VAN DER HEIJDE, D. M. F. M.; SMOLEN, J. S.; MAINI, R. N.; BATHON, J. M.; EMERY, P.; KEYSTONE, E.; SCHIFF, M.; KALDEN, J. R.; WANG, B.; DEWOODY, K.; WEISS, R.; BAKER, D.; ACTIVE-CONTROLLED STUDY OF PATIENTS RECEIVING INFLIXIMAB FOR THE TREATMENT OF RHEUMATOID ARTHRITIS OF EARLY ONSET STUDY GROUP. Combination of Infliximab and Methotrexate Therapy for Early Rheumatoid Arthritis: A Randomized, Controlled Trial. **Arthritis and Rheumatism**, v. 50, n. 11, p. 3432–3443, nov. 2004.

SWANIK, C. B.; LEPHART, S. M.; RUBASH, H. E. Proprioception, Kinesthesia, and Balance after Total Knee Arthroplasty with Cruciate-Retaining and Posterior Stabilized Prostheses. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v. 86-A, n. 2, p. 328–334, fev. 2004.

THOMPSON, J. C.; NETTER, F. H.; NETTER, F. H. **Netter's concise atlas of orthopaedic anatomy**. 1st. ed. Teterboro, NJ: Icon Learning Systems, 2002.

VAN BEERS, R. J.; SITTIG, A. C.; DENIER VAN DER GON, J. J. How Humans Combine Simultaneous Proprioceptive and Visual Position Information. **Experimental Brain Research**, v. 111, n. 2, p. 253–261, set. 1996.

VANGSNESS, C. T.; ENNIS, M.; TAYLOR, J. G.; ATKINSON, R. Neural Anatomy of the Glenohumeral Ligaments, Labrum, and Subacromial Bursa. **Arthroscopy: The**

Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association, v. 11, n. 2, p. 180–184, abr. 1995.

VOIGHT, M. L.; HARDIN, J. A.; BLACKBURN, T. A.; TIPPETT, S.; CANNER, G. C. The Effects of Muscle Fatigue on and the Relationship of Arm Dominance to Shoulder Proprioception. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 23, n. 6, p. 348–352, jun. 1996.

WADA, M.; KAWAHARA, H.; SHIMADA, S.; MIYAZAKI, T.; BABA, H. Joint Proprioception before and after Total Knee Arthroplasty. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 403, p. 161–167, out. 2002.

WAIKAKUL, S.; UN-NANUNTANA, A.; JAISUE, N. Recovery of Joint Position Sense after Total Knee Replacement: The Effects of Soft Tissue Dissection. **Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmai het Thangphaet**, v. 82, n. 12, p. 1187–1192, dez. 1999.

WAIKAKUL, S.; VANADURONGWAN, V.; BINTACHITT, P. The Effects of Patellar Resurfacing in Total Knee Arthroplasty on Position Sense: A Prospective Randomized Study. **Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmai het Thangphaet**, v. 83, n. 9, p. 975–982, set. 2000.

WARREN, P. J.; OLANLOKUN, T. K.; COBB, A. G.; BENTLEY, G. Proprioception after Knee Arthroplasty. The Influence of Prosthetic Design. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 297, p. 182–187, dez. 1993.

WEINBLATT, M. E.; KREMER, J. M.; BANKHURST, A. D.; BULPITT, K. J.; FLEISCHMANN, R. M.; FOX, R. I.; JACKSON, C. G.; LANGE, M.; BURGE, D. J. A Trial of Etanercept, a Recombinant Tumor Necrosis Factor receptor:Fc Fusion Protein, in Patients with Rheumatoid Arthritis Receiving Methotrexate. **The New England Journal of Medicine**, v. 340, n. 4, p. 253–259, 28 jan. 1999.

WEYAND, C. M.; GORONZY, J. J. Pathogenesis of Rheumatoid Arthritis. **The Medical Clinics of North America**, v. 81, n. 1, p. 29–55, jan. 1997.

WILES, P. The Surgery of the Osteo-Arthritic Hip. **British Journal of Surgery**, v. 45, n. 193, p. 488–497, mar. 1958. . Acesso em: 17 abr. 2015.

WILMORE, J. H.; COSTILL, D. L.; KENNEY, W. L. **Physiology of sport and exercise**. 4th ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008.

WROBLEWSKI, B. M.; SINEY, P. D.; FLEMING, P. A. Charnley Low-Friction Arthroplasty: Survival Patterns to 38 Years. **The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume**, v. 89, n. 8, p. 1015–1018, ago. 2007.

9 ANEXO TCLE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(De acordo com as normas da Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466 de 12/12/2012)

Você está sendo convidado para participar da pesquisa: **“Validação de equipamento para a mensuração da propriocepção em pacientes submetidos à artroplastia total do cotovelo”**. Você foi selecionado por não apresentar doença na articulação do cotovelo e sua participação não é obrigatória. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição.

O objetivo deste estudo é: Validar um equipamento para avaliação da propriocepção do cotovelo. A propriocepção é um sentido especial que permite a percepção do posicionamento das articulações, independente do tato e da visão.

Sua participação nesta pesquisa consistirá em participar de um teste que avaliará a propriocepção no cotovelo dominante e em um prazo de 48 horas a 1 semana este teste será repetido. Você ficará sentado (a), com visão e audição ocluídas para que não interfiram no exame. O aparelho movimentará seu cotovelo lentamente e você será instruído a acionar um botão, uma vez que perceber o movimento. O teste irá durar aproximadamente meia hora. Não há riscos relacionados à sua participação.

O benefício relacionado à sua participação é: Contribuir para o avanço da tecnologia em relação ao desenvolvimento de equipamentos de avaliação da propriocepção.

As informações obtidas através dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Os dados da pesquisa serão divulgados de forma a não possibilitar sua identificação. O seu nome será trocado por um número no texto da pesquisa, e não haverá imagem do seu rosto.

Este Termo foi redigido em duas vias, sendo uma para o participante e outra para o pesquisador, onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal e do Comitê de Ética em Pesquisa – CEP. Você poderá esclarecer suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento através dos números dos telefones ou endereço de e-mail disponível neste Termo.

Rio de Janeiro, _____ de _____ de _____

Pesquisador responsável: Gláucio Sales de Lima Siqueira

Contato com o pesquisador responsável:

Endereço: Av. Brasil, 500, centro, Rio de Janeiro – RJ Telefone: (21)2134-5000
e-mail: glasig@yahoo.com.br

**Responsável pela aplicação do termo
Assinatura e carimbo**

Em caso de dúvida quanto à condução ética do estudo, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa do INTO.

Endereço: Avenida Brasil nº 500, 9º andar – sala nº 4 – São Cristóvão – Rio de Janeiro – RJ
– CEP: Telefone: 21 2134-5000 e-mail: cep.into@into.saude.gov.br

Declaro que entendi os objetivos e condições de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

Participante da pesquisa: _____

Assinatura do participante da pesquisa