

## Artigo Original

# AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DO TESTE DE REPOSICIONAMENTO DA CABEÇA NO PLANO SAGITAL UTILIZANDO FOTOGRAMETRIA ESTÁTICA E UMA UNIDADE DE MEDIDA INERCIAL

Arlindo Elias<sup>1,3</sup>, Roberto Melim<sup>2</sup>, Anselmo Frizzera<sup>2</sup>, Teodiano Freire Bastos Filho<sup>2,3</sup> e Fabíola Silva Santos de Souza<sup>1</sup>

## RESUMO

**Introdução:** A alta densidade e as complexas malhas de mecanorreceptores e fusos musculares presentes na coluna cervical sugerem que o desequilíbrio de tais estruturas pode alterar a informação proprioceptiva para o sistema neuromuscular e, portanto, desempenhar um papel importante na dor cervical crônica. Erros de posicionamento da cabeça podem surgir em resposta a esses desequilíbrios proprioceptivos e são considerados importantes sinais clínicos de disfunção somatosensorial.

**Objetivo:** O Objetivo desse estudo é comparar o desempenho de uma Unidade de Medida Inercial 3D (UMI) comercial com o método de fotogrametria estática na medida de precisão do teste de reposicionamento da cabeça no plano sagital.

**Metodologia:** Catorze sujeitos assintomáticos foram envolvidos na investigação. Foi conduzido um protocolo experimental baseado em observações pareadas e três parâmetros de erro (absoluto, constante e variável) foram calculados para cada método de medição.

**Resultados:** Os resultados não mostraram diferenças significativas entre as médias dos parâmetros de erro obtidas por ambos os métodos. Os diagramas de Bland e Altman revelaram bons níveis de concordância entre os erros absoluto e constante.

**Conclusão:** O estudo conclui que a UMI é um dispositivo válido para avaliação dos erros posicionais da cabeça no plano sagital e investigações futuras devem focar nas potenciais aplicações clínicas envolvendo diferentes subgrupos de pacientes com dor cervical crônica.

**Palavras chave:** cervicalgia, biomecânica, distúrbios somatosensoriais, propriocepção.

## ABSTRACT

**Introduction:** The high densities and complex arrays of joint mechanoreceptors and muscle spindles of the cervical spine suggest that disturbances of such structures may change the proprioceptive information to the neuromuscular system and thus, may play a key role in neck pain presentation. Errors in head positioning may arise in response to such proprioceptive disturbances and are considered to be a clinical sign of somatosensory impairment.

**Objective:** The objective of this study is to compare the performance of a commercial 3D inertial measurement unit (IMU) with static photogrammetry in the head relocation accuracy test in the sagittal plane.

**Methods:** Fourteen asymptomatic subjects were enrolled in the investigation. A paired observations experimental design was conducted and three error parameters (absolute, constant and variable) were calculated for each method.

**Results:** Results showed no significant difference between error parameter means obtained by both measurement methods. Bland and Altman plots were used to assess agreement levels between error estimates and showed good agreement levels among absolute and constant errors.

**Conclusion:** The study concludes that the IMU is a valid method for head error position assessment in the sagittal plane, and future studies should focus on potential clinical applications involving different subgroups of neck pain patients.

**Keywords:** neck pain; biomechanics; somatosensory disorders; proprioception.

1. Departamento de Fisioterapia, Grupo de Pesquisa em Coluna Vertebral, Faculdade Estácio de Sá de Vitória, Espírito Santo, Brasil.

2. Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil

3. Centro de Ciências da Saúde, Departamento de Biotecnologia, Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.

### Endereço para correspondência

Av. Fernando Ferrari, 512, Goiabeiras, Vitória, Espírito Santo, Brasil. CEP: 29075-910.

### E-mail

[arlindofisio@yahoo.com.br](mailto:arlindofisio@yahoo.com.br)

Submetido em 20/02/2012

Aceito em 01/03/2012

## INTRODUÇÃO

A dor cervical é uma condição musculoesquelética comum em sociedades industriais, apresentando taxas de prevalência anual variando entre 30% e 50% na população adulta geral [1]. As maiores taxas de incidência são encontradas em trabalhadores de escritórios e profissionais de informática, especialmente se baixos níveis de saúde psicossociais estão associados [1, 2, 3]. Evidências recentes também mostram que 50% a 85% dos pacientes com dor cervical na população geral não apresentam uma resolução completa dos sintomas [4]. Tais achados podem indicar que novas pesquisas que visam melhorar as estratégias de avaliação e tratamento da coluna cervical são necessárias.

Os níveis de dor e incapacidade relatados pelos indivíduos com dor cervical podem variar de leve intensidade e sem restrições funcionais até dor severa com grande limitação das atividades diárias [5]. Embora mudanças nos padrões de ativação da musculatura cervical têm sido associadas com dor [6], distúrbios somatosensoriais também desempenham importante papel na apresentação e perpetuação dos sintomas [7]. A alta densidade de mecanorreceptores nos músculos e articulações da coluna cervical sugere que as informações proprioceptivas derivadas de tais estruturas podem influenciar o comportamento somatosensorial, com impacto sobre a orientação da cabeça no espaço, movimentos dos olhos e estabilidade postural [8,9].

O senso posicional da cabeça pode ser definido como a capacidade do sujeito em perceber a posição da cabeça no espaço e avalia a habilidade em reposicionar a cabeça de volta para a posição neutra, ou para uma posição predeterminada, sem dicas visuais [5,7]. Déficits na precisão do reposicionamento cefálico são indicativos de inputs proprioceptivos anormais dos

mecanorreceptores e tem sido associada à dor cervical crônica [10].

As técnicas disponíveis para avaliação do reposicionamento da cabeça são baseadas em dispositivos que fornecem medidas angulares (graus) ou lineares (cm). Unidades angulares, entretanto, são mais comumente utilizadas para o cálculo do erro, tendo os dispositivos Fastrak e CROM dentre os instrumentos mais utilizados em investigações da precisão do reposicionamento da cabeça [8,9,10]. Entretanto, os avanços tecnológicos presentes têm permitido o desenvolvimento de microsistemas de análise de movimento que potencialmente oferecem melhores alternativas para medir os padrões de movimento cervical no ambiente clínico [11].

Nesse contexto, as Unidades de Medida Inercial (IMU) podem ser empregadas como um método inovador para a análise dos movimentos da cabeça e pescoço. Tais sensores já provaram ser viáveis e confiáveis para avaliação dos movimentos cervicais em investigações clínicas [12, 13]. Entretanto, o desempenho do UMI na avaliação da precisão do reposicionamento da cabeça ainda não foi explorada por estudos prévios.

Os objetivos do presente estudo é medir o posicionamento angular da cabeça antes e depois de um movimento ativo no plano sagital utilizando um UMI e o método de fotogrametria estática, que é um método válido para estimar os ângulos articulares em posições estáticas através de medições em fotografias digitais de alta qualidade [14]. Adicionalmente, parâmetros de erro foram calculados para cada método e comparações foram realizadas para verificar diferenças estatísticas entre essas variáveis.

Esse trabalho está organizado da seguinte forma. A Seção II descreve os métodos utilizados para o cálculo da amostra, aquisição dos dados e cálculos dos parâmetros de erro e detalhes do procedimento de processamento dos dados.

A seção III e IV apresentam os resultados e a discussão dos experimentos, seguidos pela Seção V que aborda a conclusão do estudo e propostas para investigações futuras.

## MÉTODOS

### Participantes

Cálculo prévio do tamanho da amostra indicou que 14 indivíduos deveriam ser incluídos no protocolo experimental. Tal amostra foi necessária para atingir de 90% de poder estatístico, de forma a detectar uma diferença pareada de  $1,0^\circ$ , com desvio padrão estimado de  $1,2^\circ$  e nível de significância (alfa) ajustado para 0,05.

Foram incluídos no estudo indivíduos saudáveis, sem histórico de dor cervical, respeitando os seguintes critérios de exclusão: gravidez; disfunção do sistema nervoso periférico (dor irradiada ou parestesia em membros superiores); desordens associadas à lesão por chicote; distúrbios vestibulares; doenças neurológicas sistêmicas (esclerose múltipla, parkinson); anormalidades congênitas e dor cervical desencadeada pelos movimentos do teste.

Todos os indivíduos forneceram consentimento informado para participação no estudo. O protocolo de pesquisa foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro Superior de Ciências da Santa Casa de Misericórdia de Vitória (EMESCAM).

### Instrumentação

O sensor Microsoft Kinect<sup>®</sup> (Microsoft, Inc.), utilizado neste estudo, consiste em um dispositivo auxiliar para jogos do console Xbox 360 (Microsoft inc.), apresentando uma câmera RGB (Red Blue Green) embutida, sensor de profundidade 3D, microfone e ajuste de inclinação motorizada. Nesse estudo, apenas a câmera RGB será utilizada, sendo capaz de capturar imagens de 640x480 pixels, sem interpolação, a uma taxa de

30fps. Esse sensor se conecta ao computador através de um terminal Universal Serial Bus (USB).

Foi utilizada uma Unidade de Medida Inercial 3D (Technaid S.L.) comercial. O dispositivo é baseado na tecnologia de Microdispositivos Eletrônicos (MEMS), integrando giroscópio de 3 eixos, acelerômetro e magnetômetro. Apresenta dimensões de 27mm x 35mm x 13mm, pesa 27g e é capaz de perceber 2.0 Gauss, velocidade angular de 500o/s, precisão estática menor que 1o e dinâmica de aproximadamente de 2<sup>o</sup>RMS [15].

### Protocolo experimental

Para o protocolo de aquisição de dados, o sujeito permaneceu sentado confortavelmente, com 90<sup>o</sup> de flexão de joelhos e quadris. A UMI foi posicionada na altura da glabella, no osso frontal, e mantida estável por uma faixa elástica. Marcadores circulares (10mm de diâmetro) foram fixados na parte mais anterior e posterior da faixa, de forma que o marcador anterior foi posicionado sobre a UMI.

O Microsoft Kinect foi posicionado em um suporte, na mesma altura da cabeça do sujeito, de forma a evitar inclinação excessiva da câmera. A UMI foi calibrada previamente a cada teste para garantir máxima precisão de medição.

Para o procedimento de teste, os sujeitos foram instruídos a manter os olhos fechados e posicionar a cabeça na posição mais neutra possível, mantendo nessa posição por 5s. Uma leve extensão do dedo indicador da mão direita foi a dica utilizada para indicar que o sujeito posicionou a cabeça na posição correta. Nesse momento, uma fotografia correspondendo à posição inicial foi obtida através do Kinect. O sujeito, então, realizou um movimento no plano sagital com velocidade moderada e na máxima amplitude. O primeiro movimento a ser testado serão de flexão ou extensão, foi aleatoriamente escolhido ao início dos

procedimentos. Após reposicionar a cabeça na posição neutra, o sujeito a manteve estável por mais 5s antes de estender o indicador direito, indicando a posição final a ser fotografada. Para marcar o final do teste, o sujeito realizou leve inclinação lateral do pescoço para a direita e esquerda. Essa estratégia foi útil na identificação de cada teste durante a forma de onda da UMI durante a etapa de processamento dos dados.

Cada sujeito realizou 6 testes para cada movimento. Destes, 4 tentativas foram selecionadas para análise posterior, de acordo com as recomendações fornecidas por Rix e Bagust [16].

### Processamento de dados

O UMI envia dados de uma matriz de rotação, em relação à posição de calibragem, a uma taxa de 50Hz. Esta informação permite o cálculo dos ângulos de movimento da cabeça em cada plano de movimento: transverso, sagital e frontal. Tais ângulos foram calculados através das seguintes equações:

$$R_{gs} = R_s \cdot R_s^{-1} \quad (1)$$

$$\alpha = \arctan\left(\frac{-R_{gs}(2,3)}{R_{gs}(3,3)}\right) \quad (2)$$

$$\beta = \arcsin(R_{gs}(1,3)) \quad (3)$$

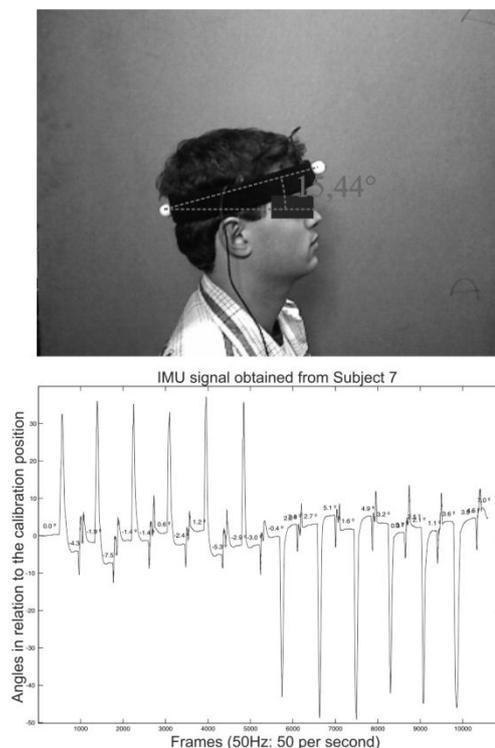
$$\gamma = \arctan\left(\frac{-R_{gs}(1,2)}{R_{gs}(1,1)}\right) \quad (4)$$

Onde,  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ,  $R_{gs}$  e  $R_s$  são os ângulos frontal, sagital e transverso, o sensor de rotação da matriz para cada amostragem e a matriz de calibragem, respectivamente.

Após o cálculo do ângulo no plano sagital, um algoritmo foi aplicado, o qual utilizou uma janela móvel para identificar e caracterizar regiões onde o ângulo apresentou variações de  $\pm 0,8^\circ$  por um mínimo de 1,5s. esse procedimento permitiu na identificação de regiões no sinal onde a

oscilação do ângulo era muito pequena, representando o momento em que o sujeito manteve a cabeça parada. Devido a essas microvariações, a média desses ângulos foi considerada como as posições iniciais ou finais do teste.

Um conjunto de 16 imagens digitais para cada sujeito foi processado utilizando o Software para Análise Postural (SAPO) v.0.54, que consiste em um software livre, previamente validado para estimativas de ângulos articulares em posturas estáticas [14]. Neste estudo, o processamento da imagem foi realizado por um fisioterapeuta previamente treinado nos procedimentos do software. O ângulo correspondente à Posição Neutra da Cabeça (PNC) no plano sagital foi identificado pela interseção de uma linha cruzando o centro de ambos os marcadores e a linha horizontal. A Figura 1 mostra a detecção do posicionamento da cabeça utilizando os dois métodos.



**Figura 1.** Estimativa do posicionamento da cabeça no plano sagital utilizando a Unidade De Medida Inercial (UMI) e o método de fotogrametria estática

### Parâmetros de erro

Para a análise dos erros de posicionamento da cabeça, três parâmetros de erro foram calculados com base nas PNCs iniciais e finais. Em seguida, uma breve descrição dos parâmetros foi descrita, juntamente com as respectivas equações.

O Erro bruto (EB) corresponde a diferença entre o valor do ângulo do posicionamento inicial e o valor do ângulo do posicionamento final, dado através da equação:

$$EB = PNC_{inicial} - PNC_{final} \quad (5)$$

Erro absoluto (EA) é a média do desvio total partindo do ponto de início e as 3 tentativas, ignorando valores positivos e negativos e indica a precisão do desvio do ponto central. Para o cálculo do EA utilizaremos a seguinte equação:

$$EA = \frac{(EB \text{ abs } 1) + (EB \text{ abs } 2) + (EB \text{ abs } 3) + (EB \text{ abs } 4)}{3} \quad (6)$$

Onde abs é absoluto. Erro constante (EC): é média do erro bruto das quatro tentativas, incorporando valores positivos e negativos de cada tentativa, indicando a direção e o desvio da posição final.

$$EC = \frac{(EB 1) + (EB 2) + (EB 3) + (EB 4)}{3} \quad (7)$$

O Erro Variável (EV) se refere ao desvio padrão (DP) do EC e examina a consistência das respostas do sujeito em torno da média de respostas ao longo das tentativas [7].

$$EV = SD_{CE} \quad (8)$$

Neste estudo, todos os parâmetros de erro descritos foram abordados durante a fase de análise de dados.

### Análise estatística

Inicialmente, o Coeficiente de Correlação Intraclasse ( $ICC_{3,1}$ ) foi utilizado

para avaliar a confiabilidade dos dados obtidos através da fotogrametria estática, uma vez que as marcações dos ângulos foram realizadas manualmente.

Os valores dos parâmetros de erro foram analisados em duas etapas. Primeiramente, foram aplicados testes de hipótese paramétricos ou não-paramétricos (dependendo da distribuição dos dados entre os grupos a serem comparados) para identificar possíveis diferenças significativas entre os resultados de ambos os métodos.

Na segunda parte, o método proposto por Bland e Altman [11,19], foi utilizado para avaliar os níveis de concordância entre os dois métodos avaliados. A análise estatística foi conduzida nos programas SPSS versão 17, e Microsoft Excel versão 2010.

### RESULTADOS

Os valores obtidos para o  $ICC_{(3,1)}$  para os testes de flexão e extensão foram 0,84 e 0,88, respectivamente. Tais resultados indicam um nível de confiabilidade intra-examinador de bom a excelente para as medidas realizadas pelo fisioterapeuta treinado, no processo de fotogrametria estática.

Os parâmetros de erro calculados para a UMI e para a fotogrametria estática são apresentados na Tabela 2 para cada sujeito. Análise estatística não revelou diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos parâmetros de erro obtidos por cada método (Tabela 3).

Os diagramas de Bland e Altman estão apresentados na Figura 2 e mostram bons níveis de concordância entre os métodos tanto para o parâmetro de precisão (EA) quanto para o parâmetro de direção do erro (EC). A média do EV obtida para flexão foi de 2.0° e 2.2° para a UMI e a fotogrametria estática, respectivamente. A extensão média do EV apresenta padrões similares, com 1.9° para a UMI e 2.0° para a fotogrametria.

**Tabela 2:** Parâmetros de erro obtidos com a UMI e o método de fotogrametria estática

Sujeitos	Flexão (°)						Extensão (°)					
	EA <sub>imu</sub>	EC <sub>imu</sub>	EV <sub>imu</sub>	EA <sub>foto</sub>	EC <sub>foto</sub>	EV <sub>foto</sub>	EA <sub>imu</sub>	EC <sub>imu</sub>	EV <sub>imu</sub>	EA <sub>foto</sub>	EC <sub>foto</sub>	EV <sub>foto</sub>
1	2,5	1,3	2,7	1,9	1,0	3,9	3,0	-3,0	1,2	2,2	1,6	1,9
2	1,9	-0,7	2,4	2,1	-0,4	2,7	1,5	1,0	3,7	0,8	-1,0	2,0
3	1,9	1,9	1,1	1,8	1,8	1,7	1,7	1,7	0,9	1,5	1,5	0,9
4	2,3	-2,2	1,1	1,7	-1,7	1,7	1,8	-0,9	1,7	1,3	0,2	1,9
5	1,6	1,6	2,5	3,0	2,7	1,7	2,4	-2,4	1,1	1,6	-1,6	1,3
6	2,5	2,5	2,9	2,4	2,3	2,9	1,7	0,1	2,1	1,8	0,1	2,1
7	2,6	1,6	2,9	2,7	1,9	3,0	2,9	0,1	3,7	2,1	-1,6	2,3
8	1,6	1,6	0,9	1,6	1,6	0,5	1,0	-0,7	1,6	1,3	0,2	1,1
9	5,4	5,4	1,0	5,3	5,3	1,9	1,5	-0,5	2,3	2,6	-0,4	3,2
10	1,4	0,6	1,9	0,7	-0,5	0,7	1,2	1,0	1,3	3,2	-0,5	4,7
11	4,0	4,0	3,6	3,5	3,5	3,1	6,1	6,1	3,9	5,9	5,9	3,7
12	1,9	1,1	2,3	2,9	2,0	3,0	2,0	2,0	1,5	2,2	2,2	1,5
13	1,8	-1,8	0,7	1,8	-1,8	1,5	1,4	-1,4	0,9	1,8	-1,8	1,1
14	2,5	-2,0	2,2	2,5	-1,9	2,2	0,7	-0,5	1,1	0,8	-0,5	1,0
<b>Média±DP</b>	<b>2,4±1,1</b>	<b>1,1±2,2</b>	<b>2,0±0,9</b>	<b>2,4±1,1</b>	<b>1,1±2,1</b>	<b>2,2±1,0</b>	<b>2,1±1,3</b>	<b>0,2±2,2</b>	<b>1,9±1,1</b>	<b>2,1±1,3</b>	<b>0,3±2,0</b>	<b>2,0±1,1</b>

Com base nos valores de EC, a sub e sobrestimação dos ângulos iniciais entre as tentativas também puderam ser plotadas. Ambos os métodos de mensuração definem pontos de referência para o cálculo dos ângulos. Valores acima e abaixo da referência assumem sinais negativos e positivos, respectivamente. Os resultados mostraram tendência à subestimação da PNC após o reposicionamento pós-flexão, enquanto nenhuma tendência foi observada para o reposicionamento pós-extensão.

**Tabela 3:** Comparação das médias dos parâmetros de erro

Parametros	Testes	Valor-p
EA <sub>imu</sub> x EA <sub>foto</sub>	Flexão	0,687
EC <sub>imu</sub> x EC <sub>foto</sub>	Flexão	0,694
EV <sub>imu</sub> x EV <sub>foto</sub>	Flexão	0,363
EA <sub>imu</sub> x EA <sub>foto</sub>	Extensão	0,948
EC <sub>imu</sub> x EC <sub>foto</sub>	Extensão	0,779
EV <sub>imu</sub> x EV <sub>foto</sub>	Extensão	0,722

## DISCUSSÃO

Neste estudo, o desempenho da UMI no teste de precisão do reposicionamento da cabeça foi comparado à fotogrametria estática para a avaliação dos parâmetros de erros de posicionamento cefálico no plano sagital. Os movimentos de flexão e extensão permitem estiramentos capsulares de ambos os lados simultaneamente, fazendo com que os grupos musculares associados coordenem os níveis de contração para adequar a estabilidade dinâmica e a precisão do

posicionamento da cabeça. Portanto, devido a essas características, os testes de movimento no plano sagital têm sido utilizados para a avaliação de distúrbios somatosensoriais da coluna cervical [7, 16].

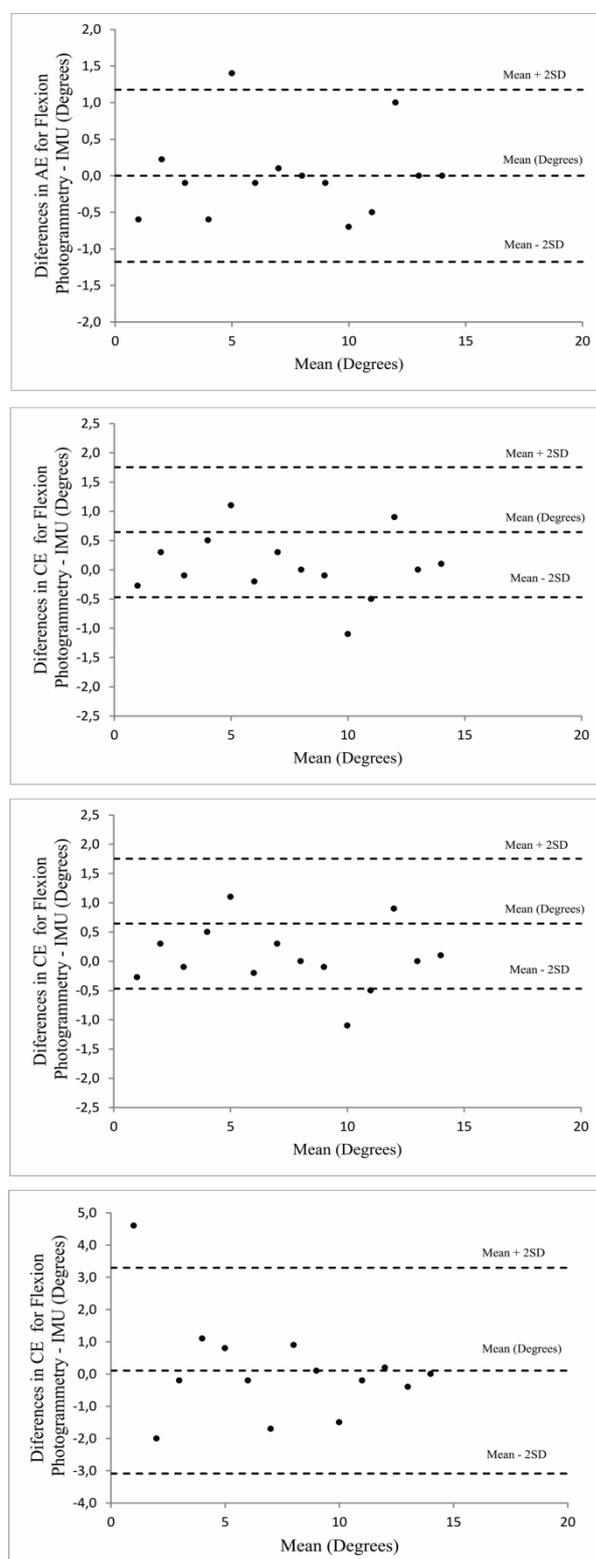
A preparação e o posicionamento do sujeito foram conduzidos para minimizar os efeitos de movimentos compensatórios indesejados da coluna torácica e da cintura escapular durante os testes. Nenhuma fixação do tórax do sujeito foi realizada e uma pequena quantidade de movimento torácico pode ter ocorrido. Entretanto, uma vez que o desenho do experimento foi uma observação pareada de ambos os métodos, a ocorrência de tais compensações (caso tenham ocorrido) foi percebida por ambos os dispositivos e não impactaram nas estimativas finais dos erros. Nenhuma indicação de velocidade foi fornecida para os sujeitos durante os testes, mas a realização dos movimentos em uma velocidade confortável foi recomendada para evitar influências do sistema vestibular [20].

O posicionamento e fixação da UMI sobre a glabella dos sujeitos foram baseados no trabalho de Jasiewicz et al. [12]. Marcadores circulares foram fixados em uma faixa elástica para fornecer as bases para análise off-line das imagens e cálculo dos ângulos. Embora tal estratégia de colocação dos marcadores possa ser facilmente

realizada em ambientes clínicos, a variabilidade dos formatos das cabeças dos sujeitos requerem pequenos ajustes individuais da faixa, tornando impossível a comparação de ângulos absolutos obtidos por ambos os métodos. Estudos futuros envolvendo dispositivos padronizados de posicionamento dos sensores (capacetes customizados, por exemplo) são recomendados para comparar os ângulos exatos, especialmente se os objetivos envolvem comparação dos padrões de movimentos nos 3 planos de movimento, simultaneamente.

As variações entre os sujeitos não influenciaram as comparações dos parâmetros de erros, pois tais variações correspondem às diferenças entre as posições iniciais e finais dos testes. Variações (erros) simétricas de ambos os métodos de medição eram esperadas, uma vez que as medidas foram realizadas simultaneamente (observações pareadas). Essa hipótese foi confirmada pelos resultados dos testes estatísticos, os quais não revelaram diferenças significativas entre os parâmetros de erros obtidos pelos diferentes métodos. Entretanto, tais resultados não puderam fornecer uma estimativa de concordância entre as medidas individuais. Sendo assim, os diagramas de Bland e Altman foram calculados para o EA e EC, de forma a observar os níveis de concordância entre o parâmetro de precisão (EA) e a estimativa de direção do erro (EC). Como observado na Figura 1, os valores de EA e o EC obtidos pelos diferentes métodos apresentaram boa concordância. A maioria dos plotes EA relativos às tentativas de flexão e extensão revelaram níveis de concordância dentro dos limites de relevância clínica de  $\pm 1^\circ$ . Os plotes EC permaneceram dentro dos limites de  $\pm 2$  SD da média e também foram considerados satisfatórios. Ambos os métodos apontaram para uma tendência à subestimação da PNC após os testes de reposicionamento de flexão, os quais também foram observados

em estudos prévios e parecem ser um comportamento comum em sujeitos assintomáticos [20].



**Figura 2.** Diagramas de Bland e Altman para avaliação dos níveis de concordância entre os erros absoluto e constante. Legenda: AE (erro absoluto); CE (erro constante)

Nenhuma conclusão definitiva foi possível de ser realizada em relação à direção do erro nos testes envolvendo extensão, mas as variações do EC de extensão tenderam a ser menores do que as variações do EC de flexão. A magnitude dos valores de EA e EC obtidos por ambos os métodos permaneceram dentro do limite de  $\pm 5^\circ$ , o qual era esperado ser obtido em amostras assintomáticas [7].

O EV, derivado dos valores de EC, é uma medida de consistência. Nenhuma diferença estatística foi observada entre os dados do EV obtidos pela UMI e fotogrametria estática para ambos os movimentos de flexão e extensão. Portanto, os níveis de concordância para essa variável não foram necessários ser computados.

Embora o sistema SAPO seja um método validade cientificamente para estimativas de posicionamento articular, erros derivados dos ajustes do protocolo experimental (por exemplo, altura irregular da câmera) podem refletir na imprecisão dos dados. Este estudo incluiu um indivíduo treinado para realizar os ajustes técnicos do protocolo experimental. Pequenas diferenças angulares obtidas com a fotogrametria estática podem ser parcialmente explicadas por erros humanos na aquisição dos dados ou na seleção manual do ponto central dos marcadores no software de processamento de imagem.

## CONCLUSÃO

Baseado nos achados deste estudo, a utilização da UMI como dispositivo de medição da precisão do reposicionamento da cabeça no plano sagital é válida. A validação e adequação do dispositivo para utilização clínica foram baseadas nas seguintes características:

- Medidas angulares em tempo real e nos três planos de movimento simultaneamente

- Medidas precisas, com boa concordância com o método de fotogrametria estática.
- Os parâmetros de EA e EC dos sujeitos assintomáticos estão dentro de  $\pm 5^\circ$ , corroborando achados de estudos prévios [17, 20].
- Análises de movimento sem marcadores, independente de instrumentação do ambiente
- O dispositivo é pequeno, leve e fácil de posicionar em regiões anatômicas de interesse.
- Previamente validado para avaliação de movimentos globais da coluna cervical [13].

Todos os três parâmetros abordados nesse estudo devem ser levados em consideração durante a realização do teste de reposicionamento da cabeça com a UMI, pois cada parâmetro pode fornecer informações distintas que se somam para caracterizar a disfunção somatosensorial. O EA informa a quantidade absoluta de erro de cada tentativa. O EC considera a direção do erro e informa se a posição de referência foi sub ou sobre estimada, enquanto o EV (desvio padrão de EC), fornece a consistência das respostas do sujeito em relação à média das respostas.

Estudos futuros devem abordar o desempenho da UMI em ambientes clínicos, ao mensurar parâmetros de erros de indivíduos com dor cervical. O enfoque não só deve ser dado ao movimento primário em si, mas também ao comportamento dos movimentos secundários associados. Adicionalmente, o dispositivo pode ser utilizado para monitorar os padrões do movimento antes e após abordagens terapêuticas, tais como manipulações vertebrais, séries de exercícios ou programas de correções ergonômicas.

## REFERÊNCIAS

- [1] Hogg-Johnson S, van der Velde G, Carroll LJ, Holm LW, Cassidy JD, Guzman J, et al. The burden and determinants of neck pain in the general population: results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2009 Feb;32(2 Suppl):S46-60.
- [2] Hoy DG, Protani M, De R, Buchbinder R. The epidemiology of neck pain. *Best practice & research. Clinical rheumatology*. 2010 Dec;24(6):783-92.
- [3] Carroll LJ, Hogg-Johnson S, Côté P, van der Velde G, Holm LW, Carragee EJ, et al. Course and prognostic factors for neck pain in workers: results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2009 Feb;32(2 Suppl):S108-16.
- [4] Carroll LJ, Hogg-Johnson S, van der Velde G, Haldeman S, Holm LW, Carragee EJ, et al. Course and prognostic factors for neck pain in the general population: results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2009 Feb;32(2 Suppl):S87-96.
- [5] Jull G, Sterling M, Falla D, O'Leary S, Treleaven J. *Whiplash, Headache and Neck Pain*. Elsevier; 2008.
- [6] Falla D, Jull G, Rainoldi A, Merletti R. Neck flexor muscle fatigue is side specific in patients with unilateral neck pain. *European journal of pain (London, England)*. 2004 Feb;8(1):71-7.
- [7] Armstrong B, McNair P, Taylor D. Head and neck position sense. *Sports medicine*. 2008 Jan;38(2):101-17.
- [8] Treleaven J. Sensorimotor disturbances in neck disorders affecting postural stability, head and eye movement control. *Manual therapy*. 2008 Feb;13(1):2-11.
- [9] Treleaven J, Jull G, Sterling M. Dizziness and unsteadiness following whiplash injury: characteristic features and relationship with cervical joint position error. *Journal of rehabilitation medicine : official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2003 Jan;35(1):36-43.
- [10] Sterling M, Jull G, Vicenzino B, Kenardy J, Darnell R. Development of motor system dysfunction following whiplash injury. *Pain*. 2003 May;103(1-2):65-73.
- [11] Saber-Sheikh K, Bryant EC, Glazzard C, Hamel A, Lee RYW. Feasibility of using inertial sensors to assess human movement. *Manual therapy*. 2010 Feb;15(1):122-5.
- [12] Jasiewicz JM, Treleaven J, Condie P, Jull G. Wireless orientation sensors: their suitability to measure head movement for neck pain assessment. *Manual therapy*. 2007 Nov;12(4):380-5.
- [13] Theobald PS, Jones MD, Williams JM. Do inertial sensors represent a viable method to reliably measure cervical spine range of motion? *Manual therapy*. 2011 Jul 22;:1-5.
- [14] Ferreira, EAG, Duarte, M., Maldonado, EP., Burke, TN, Marques, AP. Postural assessment software (PAS/SAPO): Validation and reliability. *Clinics*. 2010, Jul 65(7):675-681.
- [15] Raya R, Roa JO, Rocon E, Ceres R, Pons JL. Wearable inertial mouse for children with physical and cognitive impairments. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2010 Aug;162(2):248-259.
- [16] Rix GD, Bagust J. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with chronic, nontraumatic cervical spine pain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001 Jul;82(7):911-9.
- [17] Lagumen N, Butterwick D, Paskevich D, Fung TS, Donnon TL. The Intra-rater Reliability of Nine Content-Validated Technical Skill Assessment Instruments (TSAI) for Athletic Taping Skills. *Athletic Training Education Journal*. 2008;3:91-101.
- [18] Hill R, Jensen P, Baardsen T, Kulvik K, Jull G, Treleaven J. Head repositioning accuracy to neutral: a comparative study of error

calculation. Manual therapy. 2009  
Feb;14(1):110-4.

- [19] Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet. 1986 Feb 8;1(8476):307-10.
- [20] Hallgren RC, Andary MT. Undershooting of a neutral reference position by asymptomatic subjects after cervical motion in the sagittal plane. Journal of manipulative and physiological therapeutics. 2008 Sep;31(7):547-52.