

# GoNet – A New Movement Dynamic Evaluation System in Real Time

J. S. C. Neto, V. H. C. de Albuquerque, G. P. F. Silva, N. B. C. Olegario, D. R. Pereira  
and J. M. R. S. Tavares, *Member, IEEE*

**Abstract**— The development of a hybrid solution (hardware and software) integrating a computer and the *Kinect* sensor is presents in this paper. The solution proposed, here called GoNet, is a promising prototype to be used in dynamic and automatic evaluation of biomechanical rehabilitation processes. Experimental tests concerning the assessment of the range of motion of patients, particularly for elbow flexion, elbow extension, shoulder abduction, shoulder flexion, radial deviation and ulnar deviation, are presented and discussed. Eight healthy subjects were assessed using GoNet and a goniometer. The intraclass correlation coefficient (ICC) was used to analyze the reproducibility, and the Pearson correlation test was used in the analysis of transversal validity. The significance level was defined as equal to 5%. As to the intra- and inter-examiner reproducibility, high ICC values were found for the range of motion of shoulder flexion/extension, shoulder abduction/adduction, radial deviation and ulnar deviation. When evaluated by two experts the correlation between the goniometry and GoNet, significant results were observed for the amplitude of shoulder flexion/extension ( $r = 0.74$ ;  $p = 0.03$ ) and elbow flexion/extension ( $r = 0.67$ ,  $p = 0.04$ ). Based on the results obtained, GoNet proved to have high reproducibility, except for intraexaminer assessment of elbow flexion/extension. Regarding the transverse validity, relevant measurement results were found in terms of flexion/extension of the elbow and shoulder.

**Keywords**— Arthrometry; Biomechanical rehabilitation; Kinect sensor; Dynamic evaluation; Goniometry.

## I. INTRODUÇÃO

Acidentes que causam danos à saúde e que necessitam de reabilitação são bastante rotineiros, mesmo com todo avanço na área da medicina preventiva, segurança do trabalho e dos transportes [1-4]. Neste contexto, a avaliação da amplitude de movimento (ADM) tem sido amplamente utilizada para qualificar o déficit músculo-esquelético, além de servir como base para a avaliação da eficácia de intervenções terapêuticas [5].

Portanto, um sistema que avalie de forma dinâmica e automática a ADM em diferentes estágios de reabilitação pode reduzir erros na avaliação, pois o método usual que

acompanha a evolução clínica do paciente em recuperação, denominado por goniometria, é bastante subjetivo e completamente manual.

O principal objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema, aqui nomeado de GoNet, baseado no sensor *Kinect* - capaz de fornecer várias informações em tempo real, como a distância de uma pessoa ao sensor, e possibilitar a construção de um modelo do seu esqueleto [6] para a avaliação dinâmica automatizada da amplitude de movimento. Assim, o sistema proposto é capaz de mapear e esquelizar o corpo do paciente, processar as imagens e capturar as posições dos membros corporais, calcular os ângulos desejados pelo profissional fisioterapeuta, melhorar a realização do exame com menos subjetividade por parte do especialista e possibilitar a aceleração do processo de reabilitação. Para validação do sistema proposto, dois fisioterapeutas (examinadores) avaliaram a usabilidade da ferramenta, bem como a eficiência e a eficácia foram analisadas estatisticamente.

## II. SENSORES E SOFTWARES ADOTADOS

Foi escolhido o sensor *Kinect* para analisar e processar os movimentos em tempo real. Para tornar o desenvolvimento do sistema proposto menos oneroso, um *Software Development Kit* (SDK) de domínio livre foi usado, o *Kinect for Windows SDK*, uma vez que permite desenvolver, através de bibliotecas e exemplos pré-programados, sistemas para diferentes aplicações, utilizando a linguagem de programação C# e o ambiente de desenvolvimento *Microsoft Visual Studio 2013*. Outro fator importante para a escolha do SDK referido está relacionado com a detecção preditiva de articulações, tornando o sistema menos tolerante a falhas quando comparado com outros SDK's. Isto é uma grande vantagem em situações nas quais se perde a informação relativa ao utilizador como, por exemplo, estudo de membros ocultos. Contudo, este SDK é utilizado exclusivamente para o *Kinect* usando sistema operacional *Microsoft Windows*.

Adicionalmente, foi utilizado um exemplo do SDK *Skeleton basics* como base para a detecção e captura do modelo esquelético humano.

## III. PROCEDIMENTO DE COLETA DE DADOS

Nesta seção é explicada como foi realizada a coleta dos dados dos exames avaliados, usando o sistema proposto, relativos à: flexão de cotovelo, extensão de cotovelo, abdução de ombro, flexão de ombro, desvio radial e desvio ulnar.

Ressalta-se que para um exame ser válido usando o

---

J. S. Cunha Neto and V. H. C. de Albuquerque, Universidade de Fortaleza (UNIFOR), Programa de Pós-Graduação em Informática Aplicada (PPGIA), Fortaleza, Ceará, Brasil, [joel\\_neto@hotmail.com](mailto:joel_neto@hotmail.com)  
[victor.albuquerque@unifor.br](mailto:victor.albuquerque@unifor.br)

G. P. F. Silva and N. B. C. Olegario, Universidade de Fortaleza (UNIFOR), Fortaleza, Ceará, Brasil, [guilhermepinheiro87\\_nath\\_bitar@hotmail.com](mailto:guilhermepinheiro87_nath_bitar@hotmail.com)

D. R. Pereira, Faculdade de Informática, Universidade do Oeste Paulista, Presidente Prudente, São Paulo, Brasil, [danielopereira@unoeste.br](mailto:danielopereira@unoeste.br)

J. M. R. S. Tavares, Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, Portugal, [tavares@fe.up.pt](mailto:tavares@fe.up.pt)

sistema proposto, o paciente deve estar a uma distância mínima do sensor *Kinect* de maneira que seu corpo apareça por inteiro na tela do computador. Foi padronizada uma distância média de dois metros a dois metros e meio, estando o sensor *Kinect* posicionado a uma altura média a partir do chão de um metro.

Como já referido, dois profissionais fisioterapeutas (designados por examinador 1 e examinador 2) utilizaram a ferramenta para testar e fazer a validação. O examinador 1 fez a goniometria e utilizou o GoNet duas vezes (indicado como examinador 1.2) e o examinador 2 utilizou o GoNet uma vez.

Foram demarcados, em anteparos fixos, pontos para determinar a amplitude de movimento a ser realizada na flexão e abdução de ombro. No que se refere aos exames de flexão/extensão do cotovelo, desvio ulnar e radial foram realizados movimentos livres respeitando a amplitude de movimento máxima, solicitada pelo examinador.

Para a avaliação da amplitude de movimento são necessárias algumas preparações prévias para o reconhecimento do paciente, bem como para a correta aplicação da ferramenta. É necessário que o paciente esteja em frente ao *Kinect* na distância estabelecida durante a seleção do exame e hemisfério a ser avaliado. Para o reconhecimento corporal do paciente, é necessário que ele faça um leve movimento com qualquer parte do corpo para que o sensor o diferencie dos demais objetos presentes no ambiente.

#### IV. MÉTODOS E TÉCNICAS

##### A. Flexão e extensão de cotovelo

Após o reconhecimento do paciente pelo sensor *Kinect*, o mesmo deve ser rotacionado em 90° para o hemisfério esquerdo ou direito, fazendo com que o membro selecionado fique voltado para o sensor. Em seguida, o paciente deverá realizar o movimento de flexão ou extensão do cotovelo, em que flexão corresponde ao ato de dobrar o braço e a extensão, de esticá-lo.

Para mensurar o ângulo correspondente ao exame de flexão e extensão do cotovelo, é necessário obter as coordenadas espaciais  $x$  e  $y$  de cada uma das três juntas do paciente, sendo elas ombro, cotovelo e pulso. As coordenadas do pulso, cotovelo e ombro foram nomeadas de  $(P_x, P_y)$ ,  $(C_x, C_y)$  e  $(O_x, O_y)$ , respectivamente.

Após a obtenção dos valores das coordenadas, é possível transformar dois pontos, que estão representando virtualmente as juntas, em um vetor que representará o membro em questão, i.e., o segmento corporal. Assim, tem-se que o vetor  $\vec{A}(x, y)$  corresponde a:

$$A_x = P_x - C_x, \quad (1)$$

$$A_y = P_y - C_y, \quad (2)$$

$$\vec{A}(x, y) = [(P_x - C_x), (P_y - C_y)]. \quad (3)$$

Neste sentido, pode-se representar os vetores  $\vec{B}(x, y)$  e  $\vec{H}(x, y)$  como sendo:

$$\vec{B}(x, y) = [(O_x - C_x), (O_y - C_y)] \text{ e} \quad (4)$$

$$\vec{H}(x, y) = [(P_x - O_x), (P_y - O_y)]. \quad (5)$$

Com os dados destes vetores, tem-se a representação matemática da virtualização do membro. Porém, para mensurar o ângulo, é necessário obter o comprimento do vetor que, matematicamente, é obtido através do cálculo do módulo, considerando um vetor qualquer  $\vec{U}$  no plano  $xy$ , temos que o módulo de  $\vec{U}$  é:

$$|\vec{U}(x, y)| = \sqrt{x^2 + y^2}. \quad (6)$$

Desta forma, é possível obter os valores de distância do braço  $A$  e antebraço  $B$ , bem como a distância do pulso ao ombro  $H$ , através das equações:

$$A = \sqrt{(P_x - C_x)^2 + (P_y - C_y)^2}, \quad (7)$$

$$B = \sqrt{(O_x - C_x)^2 + (O_y - C_y)^2} \text{ e} \quad (8)$$

$$H = \sqrt{(P_x - O_x)^2 + (P_y - O_y)^2}. \quad (9)$$

Para o cálculo do  $\alpha$ , ângulo do braço em relação ao tronco, é utilizada a Lei dos cossenos, descrita como sendo:

$$H^2 = A^2 + B^2 - 2.A.B.\cos(\alpha). \quad (10)$$

Desta forma, tem-se

$$\alpha = \cos^{-1}\left(-\frac{H^2 - A^2 - B^2}{2.A.B}\right) \cdot \left(\frac{180}{\pi}\right). \quad (11)$$

Para transformar o valor de radianos para graus é necessário adicionar, na Eq. 11, a multiplicação de  $\frac{180}{\pi}$ .

##### B. Flexão de Ombro

Para avaliar a flexão de ombro, após a seleção do exame e com o corpo do paciente devidamente detectado pelo sensor, é necessário que o mesmo rotacione em 90° para o lado oposto do membro escolhido, fazendo com que o hemisfério selecionado esteja voltado para o sensor. A posição ideal para o paciente é quando, no esqueleto virtual, o ponto virtual do ombro está sobre a linha que representa a coluna.

Para a medição do ângulo no exame de flexão de ombro é necessário definir as coordenadas  $x$  e  $y$  de três juntas do paciente: o ombro, o cotovelo e a coluna. As coordenadas  $(x, y)$  da coluna, cotovelo e ombro são definidas como  $(S_x, S_y)$ ,  $(C_x, C_y)$  e  $(O_x, O_y)$ , respectivamente.

É possível transformar dois pontos que estão representando virtualmente as juntas em um vetor que representará um

membro e, assim, tem-se o vetor  $\overline{Braço}(x,y)$ , matematicamente expresso por:

$$\overline{Braço}_x = C_x - O_x, \quad (11)$$

$$\overline{Braço}_y = C_y - O_y \text{ e} \quad (12)$$

$$\overline{Braço}(x,y) = [(C_x - O_x), (C_y - O_y)]. \quad (13)$$

Sendo o vetor  $\overline{Coluna}(x,y)$  definido como:

$$\overline{Coluna}(x,y) = [(C_x - O_x), (C_y - O_y)]. \quad (14)$$

Com esses vetores em direções opostas, tem-se a representação matemática da virtualização de dois membros. Para calcular o ângulo entre estes membros é utilizada a equação do produto vetorial, que corresponde:

$$\overline{Braço} \times \overline{Coluna} = |\overline{Braço}| |\overline{Coluna}| \cos(\alpha) \text{ e} \quad (14)$$

$$\overline{Braço} \pm \overline{Coluna} = \overline{Braço}_x \cdot \overline{Coluna}_x + \overline{Braço}_y \cdot \overline{Coluna}_y, \quad (15)$$

sendo o valor do ângulo  $\alpha$ , em graus, igual a:

$$\alpha = \cos^{-1} \left( \frac{|\overline{Braço} \times \overline{Coluna}|}{|\overline{Braço}| |\overline{Coluna}|} \right) \cdot \left( \frac{180}{\pi} \right). \quad (16)$$

### C. Abdução de ombro

Para a abdução de ombro, o paciente deve executar o movimento de elevação lateral do braço, suavemente, sempre com o braço alinhado em relação ao tronco.

Para a medição dos ângulos, são obtidas as coordenadas de quatro pontos específicos, correspondentes ao cotovelo, ombro, centro dos ombros e coluna, definidos, respectivamente, por  $(C_x, C_y)$ ,  $(O_x, O_y)$ ,  $(OC_x, OC_y)$  e  $(S_x, S_y)$ .

O ponto referente ao centro dos ombros é capturado pelo sensor *Kinect* próximo ao pescoço, e o ponto *Coluna* é localizado no fim da coluna, próximo ao quadril. Após a obtenção dos valores das coordenadas, são definidos os vetores dos membros virtuais através das equações:

$$\overline{Braço}(x,y) = [(C_x - O_x), (C_y - O_y)], \quad (17)$$

$$\overline{Ombro}(x,y) = [(O_x - OC_x), (O_y - OC_y)], \quad (18)$$

$$\overline{OmbInv}(x,y) = [(OC_x - O_x), (OC_y - O_y)] \text{ e} \quad (19)$$

$$\overline{Coluna}(x,y) = [(S_x - OC_x), (S_y - OC_y)]. \quad (20)$$

É necessário mensurar estes dois vetores que representam o ombro, pois, para o cálculo do ângulo do braço em relação ao tronco (ângulo  $\alpha$ ), é preciso calcular também os ângulos da inclinação do ombro em relação à coluna (ângulo  $A$ ), bem como a inclinação do braço em relação ao ombro (ângulo  $B$ ) que utilizam diferentes sentidos do vetor ombro.

Para a abdução de ombro existem dois casos distintos a serem considerados na avaliação utilizando o GoNet: (i) quando o ângulo  $A$  é maior que o ângulo  $\alpha$  e (ii) quando o ângulo  $\alpha$  é maior que o ângulo  $A$ .

Para mensurar o ângulo  $\alpha$  quando o ângulo  $A$  é maior que o ângulo  $\alpha$ , utiliza-se o triângulo formado pelo vetor ombro e as projeções dos vetores do braço e da coluna, formando um triângulo.

Sabendo que a soma dos ângulos internos de um triângulo equivale a  $180^\circ$ , tem-se:

$$\alpha + (180 - A) + (180 - B) = 180. \quad (21)$$

Para determinar o valor de  $\alpha$  é necessário calcular os valores dos ângulos  $A$  e  $B$  através das equações:

$$\overline{OmbInv} \times \overline{Coluna} = |\overline{OmbInv}| |\overline{Coluna}| \cos(A), \quad (22)$$

$$\overline{OmbInv} \times \overline{Coluna} = \overline{OmbInv}_x \cdot \overline{Coluna}_x + \overline{OmbInv}_y \cdot \overline{Coluna}_y, \quad (23)$$

$$A = \cos^{-1} \left( \frac{|\overline{OmbInv} \times \overline{Coluna}|}{|\overline{OmbInv}| |\overline{Coluna}|} \right) \cdot \left( \frac{180}{\pi} \right), \quad (24)$$

$$\overline{Ombro} \times \overline{Braço} = |\overline{Ombro}| |\overline{Braço}| \cos(B), \quad (25)$$

$$\overline{Ombro} \times \overline{Braço} = \overline{Ombro}_x \cdot \overline{Braço}_x + \overline{Ombro}_y \cdot \overline{Braço}_y \text{ e} \quad (26)$$

$$B = \cos^{-1} \left( \frac{|\overline{Ombro} \times \overline{Braço}|}{|\overline{Ombro}| |\overline{Braço}|} \right) \cdot \left( \frac{180}{\pi} \right). \quad (27)$$

Após a definição dos valores dos ângulos de  $A$  e  $B$ , obtêm-se o valor de  $X$  substituindo-os na Eq. 21.

Para o segundo caso, quando o ângulo  $\alpha$  é maior que ângulo  $A$ , são utilizadas as mesmas equações para definir os valores dos ângulos  $A$  e  $B$ . Entretanto, a equação para o cálculo de  $\alpha$  é expressa por:

$$\alpha = A + (180 - B). \quad (28)$$

O sistema realiza automaticamente a troca de caso quando o ângulo  $\alpha$  se aproxima do  $A$ , e uma sinalização é emitida na interface do mesmo para identificar qual dos casos está sendo considerado.

### D. Desvios radial e ulnar do pulso

Para efetuar este exame, o paciente precisa estar, assim como nos outros, na distância indicada anteriormente e de frente para o sensor *Kinect*. Para o cálculo do ângulo dos desvios são capturadas as coordenadas de três pontos no corpo, que são o cotovelo, o pulso e a mão, onde as coordenadas são representadas, respectivamente, por  $(C_x, C_y)$ ,  $(P_x, P_y)$  e  $(M_x, M_y)$ .

O cálculo do ângulo  $\alpha$  é o mesmo tanto para o desvio radial, quanto para o ulnar. Inicialmente, são transformados os

pontos de coordenadas em vetores, representando matematicamente os membros virtuais:

$$\vec{B}(x,y) = \left[ (C_x - P_x), (C_y - P_y) \right] \text{ e} \quad (29)$$

$$\vec{M}(x,y) = \left[ (M_x - P_x), (M_y - P_y) \right]. \quad (30)$$

Com os vetores obtidos, é efetuada a multiplicação vetorial para a obtenção do ângulo desejado:

$$\vec{B} \times \vec{M} = |\vec{B}| |\vec{M}| \cdot \cos(\alpha) \text{ e} \quad (31)$$

$$\vec{B} \times \vec{M} = B_x \cdot M_y - B_y \cdot M_x. \quad (32)$$

Isolando o  $\alpha$  e multiplicando o resultado por  $\left(\frac{180}{\pi}\right)$ , temos que:

$$\alpha = \cos^{-1} \left( \frac{\vec{B} \times \vec{M}}{|\vec{B}| |\vec{M}|} \right) \cdot \left( \frac{180}{\pi} \right). \quad (33)$$

### E. Análise estatística

Participaram do estudo oito indivíduos saudáveis, sendo cinco do sexo feminino (62,5%), com idade média de  $36 \pm 17,3$  anos.

Os dados obtidos foram analisados pelo programa estatístico *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS) na versão 13.0. Para análise da reprodutibilidade do GoNet foi utilizado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI). Já para análise da validade transversal do GoNet, foi realizado o teste de correlação de Pearson. O nível de significância adotado foi de 5%.

## V. RESULTADOS

### A. Sistema Proposto

O software desenvolvido apresenta três interfaces visando a usabilidade e a segurança. A primeira interface, ilustrada na Fig. 1, condiz com a tela de identificação, onde o profissional de saúde habilitado a utilizar o exame irá inserir um usuário e senha cadastrados e, clicando no botão 'Entrar', abrirá uma nova janela; caso o usuário ou senha estiverem incorretos, aparecerá uma mensagem de erro informando-o, e impedindo o acesso ao sistema.

A segunda tela, apresentada na Fig. 2, é onde é feita a escolha do exame pretendido. Os exames foram divididos por hemisférios e subdivididos por articulações, sendo que cada exame tem o nome indicado em seu respectivo botão. Assim, esta tela consiste em 12 botões referentes aos seis exames de cada hemisfério, e as opções estão bem separadas entre si e são facilmente diferenciáveis, evitando, desta forma, potenciais erros. Ao clicar no botão do exame escolhido, abrirá a terceira e última janela, visível na Fig. 3, inicializando o exame para o paciente que deverá estar posicionado de modo correto como indicado anteriormente.

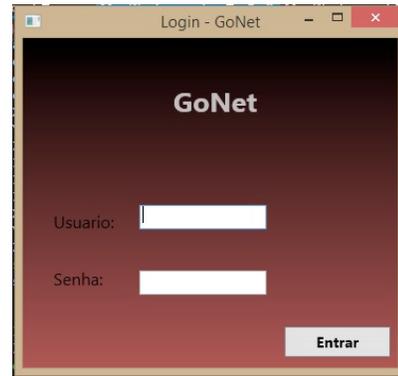


Figura 1. Interface de Login do GoNet.

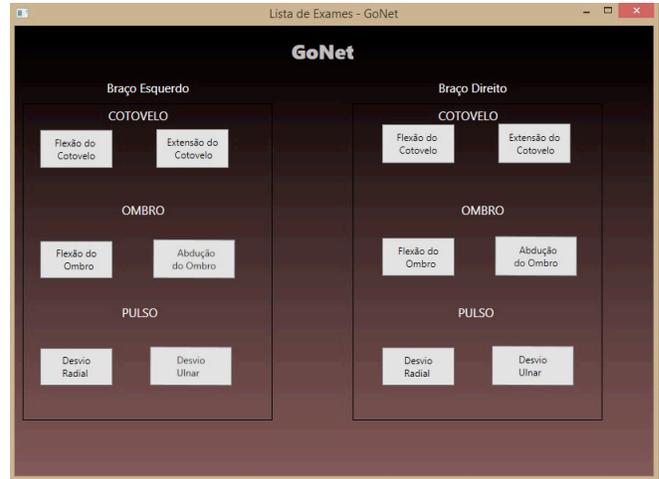


Figura 2. Interface Lista de exames do GoNet.

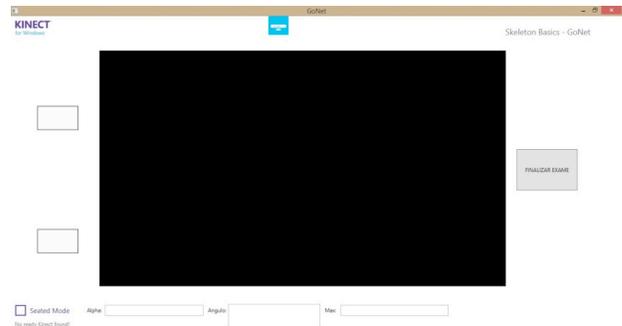
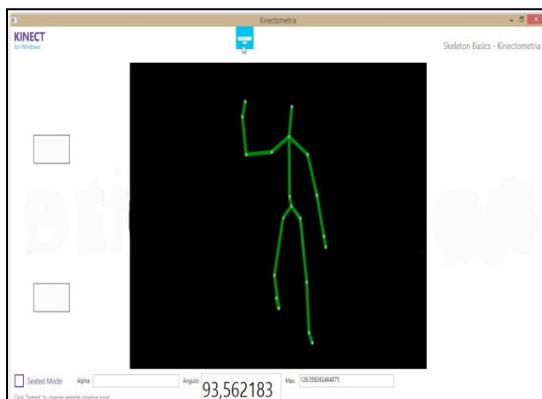


Figura 3. Interface Área do exame do GoNet.

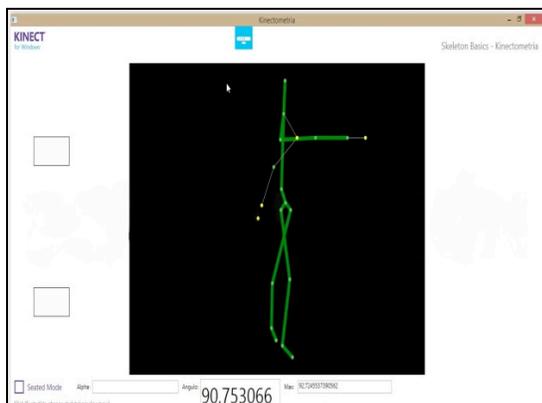
### B. Funcionamento

Com o exame em andamento, é possível visualizar, através da interface da ferramenta proposta, informações como o esqueleto totalmente virtualizado, o ângulo escolhido para o exame em tempo real, o ângulo máximo que o paciente conseguiu fazer o movimento e, no caso da abdução de ombro, qual dos dois casos está sendo calculado e o ângulo  $A$ . Exemplos de exames possíveis são apresentados na Fig. 4.

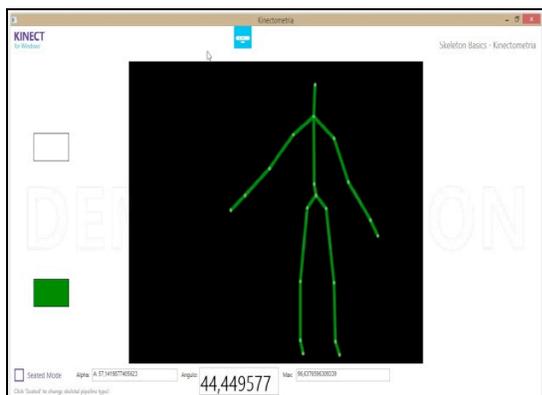
Na Fig. 4, pode-se ver abaixo do esqueleto virtualizado o ângulo atual do exame escolhido: à direita do ângulo vê-se o máximo de amplitude do paciente até o momento e, à esquerda, mostra-se, nas figuras c) e d), o valor do ângulo  $A$ .



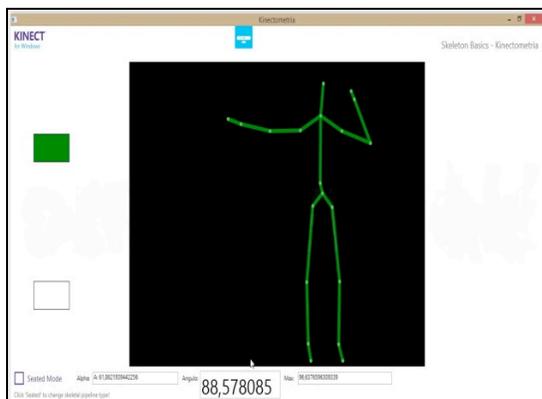
a)



b)



c)



d)

Figura 4. Exemplos da utilização do GoNet em exames de: a) Flexão/Extensão de cotovelo; b) Flexão de ombro; c) Caso 1 da abdução de ombro; d) Caso 2 da abdução de ombro.

Para diferenciar o primeiro do segundo caso da abdução de ombro são utilizados dois retângulos ao lado do esqueleto para representar, visualmente, qual dos casos está sendo calculado no momento. Para o primeiro caso ( $A > \alpha$ ), o retângulo inferior fica verde e, para o segundo caso ( $\alpha > A$ ), o retângulo superior fica verde, como representado nas Figs. 4c e 4d.

### C. Análise da reprodutibilidade

Quando analisada a reprodutibilidade intraexaminador e interexaminador, foram observados altos valores de Coeficiente de Correlação Intraclassa para as amplitudes articulares de flexão/extensão de ombro, abdução/adução de ombro, desvio radial e desvio ulnar, conforme Tabela I.

Tabela I. Análise da reprodutibilidade intraexaminador e interexaminador por meio do Coeficiente de Correlação Intraclassa.

| Amplitude Articular                | Intra | Inter |
|------------------------------------|-------|-------|
| <b>Flexão/Extensão de ombro</b>    | 0,79  | 0,91  |
| <b>Abdução/Adução de ombro</b>     | 0,71  | 0,73  |
| <b>Flexão/Extensão de cotovelo</b> | 0,69  | 0,78  |
| <b>Desvio Radial</b>               | 0,82  | 0,86  |
| <b>Desvio Ulnar</b>                | 0,81  | 0,88  |

### D. Análise da validade transversal

Quando avaliada a correlação dos valores encontrados na mensuração das amplitudes articulares por goniometria e pelo GoNet, foram observados resultados significantes para as amplitudes de flexão/extensão de ombro ( $r=0,74$ ;  $p=0,03$ ) e flexão/extensão de cotovelo ( $r=0,67$ ;  $p=0,04$ ), de acordo com a Tabela II.

Tabela II. Análise da validade transversal entre a goniometria e o GoNet.

|                                    | GoNet |       |
|------------------------------------|-------|-------|
|                                    | r     | p     |
| <b>Flexão/Extensão de ombro</b>    | 0,74  | 0,03* |
| <b>Abdução/Adução de ombro</b>     | 0,44  | 0,4   |
| <b>Flexão/Extensão de cotovelo</b> | 0,67  | 0,04* |
| <b>Desvio Radial</b>               | 0,4   | 0,2   |
| <b>Desvio Ulnar</b>                | 0,1   | 0,7   |

### E. Tempo de aplicação entre a goniometria e o GoNet

Também foi avaliado o tempo da realização do exame de goniometria e dos diferentes tempos de aplicação do GoNet, havendo diferença significativa somente entre o tempo de aplicação da goniometria e o fisioterapeuta (examinador 1) do GoNet ( $1,9 \pm 0,4$  versus  $2,6 \pm 1,2$  minutos;  $p < 0,05$ ), conforme Tabela III.

Tabela III. Tempo de aplicação entre a goniometria e o GoNET inter- e intra-examinadores.

| Tipo de avaliação da amplitude articular | Tempo de Aplicação (min) |
|--|--------------------------|
| Goniometria                              | 1,9 ± 0,4                |
| GoNet Examinador 1                       | 2,6 ± 1,2*               |
| GoNet Examinador 2                       | 2,2 ± 1,5                |
| GoNet Examinador 1.2                     | 2,4 ± 1,4                |

## VII. CONCLUSÃO

Com base nos resultados descritos, o GoNet mostrou-se reprodutível, com exceção da avaliação intraexaminador da flexão/extensão de cotovelo. Em relação à validade transversal, observaram-se resultados relevantes para a medição de flexão/extensão do cotovelo e ombro.

## AGRADECIMENTOS

À FUNCAP pelo apoio financeiro, bem como ao CNPq *via* projetos de números 470501/2013-8 e 301928/2014-2.

## REFERÊNCIAS

- [1] S. B. O'Sullivan, T. J. Schmitz, *Fisioterapia: Avaliação e Tratamento*, 5 ed., Editora Manole, São Paulo, São Paulo, 2010.
- [2] A. F. Mannion, G. N. Klein, J. Dvorak, C. Lanz, Range of global motion of the cervical spine: intraindividual reliability and the influence of measurement device, *European Spine Journal*, vol. 9, no. 5, pp. 379-385, 2000.
- [3] K. Jordan, K. L. Haywood, K. Dziedzic, A. M. Garratt, P. W. Jones, B. N. Ong, P. T. Dawes, Assessment of the 3-dimensional Fastrak measurement system in measuring range of motion in ankylosing spondylitis, *The Journal of Rheumatology*, vol. 31, no. 11, pp. 2207-2215, 2004.
- [4] N. Strimpakos, V. Sakellari, G. Gioftos, M. Papathanasiou, E. Brountzos, D. Kelekis, E. Kapreli, J. Oldham, Cervical spine ROM measurements: optimizing the testing protocol by using a 3D ultrasound-based motion analysis system, *Cephalalgia*, vol. 25, no. 12, pp. 1133-1145, 2005.
- [5] T. Urtasun, T. Darrell, Sparse probabilistic regression for activity-independent human pose inference, *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 23-28 June, Anchorage, AK, pp. 1-8, 2008.
- [6] MICROSOFT SDK. Disponível em < <https://dev.windows.com/en-us/kinect>> Acesso em: 21 de novembro de 2014.



**Joel Sotero da Cunha Neto** é Engenheiro de Controle e Automação pela Universidade de Fortaleza e bolsista da FUNCAP atuando na área de Automação Biomédica, Sistemas biomédicos inteligentes e robótica.



**Victor Hugo Costa de Albuquerque** é Doutor em Engenharia Mecânica com ênfase em Materiais pela Universidade Federal da Paraíba (UFPB, 2010), Mestre em Engenharia de Teleinformática pela Universidade Federal do Ceará (UFC, 2007), Graduado em Tecnologia em Mecatrônica pelo Centro Federal de Educação Tecnológica do Ceará (CEFETCE, 2006), Técnico em Mecânica pelo Centro Federal de Educação Tecnológica do Ceará (CEFETCE, 2004). Atualmente, é Professor Adjunto I do Programa de Pós-Graduação em Informática Aplicada da Universidade de Fortaleza (UNIFOR). Tem experiência na área de Sistemas Inteligentes, Visualização e Interação, com interesse específico em Realidade Virtual, Realidade Aumentada e Realidade Mista.



**Guilherme Pinheiro Ferreira da Silva** é Graduado em Fisioterapia pela Universidade de Fortaleza (2009), Pós-Graduado em Fisioterapia Respiratória e Cardiovascular pela Universidade de Fortaleza (2011), Título de Especialista profissional em Fisioterapia Respiratória pela ASSOBRAFIR/COFFITO (2014) e Mestre em Ciências Médicas pela Universidade Federal do Ceará (2013). Atualmente, é Doutorando em Ciências Médicas pela Universidade Federal do Ceará, Professor da Universidade de Fortaleza (UNIFOR) e da Faculdade Ateneu (FATE).



**Natália Bitar da Cunha Olegario** é fisioterapeuta graduada pela Universidade de Fortaleza (2012), Pós-graduada em Fisioterapia Respiratória e Cardiovascular pela Universidade de Fortaleza (2014) e Mestre em Saúde Coletiva pela Universidade de Fortaleza (2014). Atualmente, é Fisioterapeuta da Prefeitura Municipal de Fortaleza.



**João Manuel R. S. Tavares** licenciou-se em Engenharia Mecânica na FEUP em 1992. Obteve os graus de Mestre e de Doutor em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores, também na FEUP, em 1995 e 2001. Em 2015 obteve a Agregação em Engenharia Mecânica pela Universidade do Porto. Tem organizado numerosas conferências e simpósios, bem como participado em comitês de vários eventos. É coeditor de mais de 30 livros, (co-)autor de mais de 30 capítulos de livros e de 550 artigos em revista e conferência. É co-fundador e editor da série de livros "Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics" publicada pela Springer, e fundador e editor-chefe da revista "Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization" publicada pela Taylor & Francis. Para mais, ver: [www.fe.up.pt/~tavares](http://www.fe.up.pt/~tavares).