

PRÓTESE DE MÃO COM MECANISMO DE DISTRIBUIÇÃO DA FORÇA DE PRENSÃO DOS DEDOS

João Eduardo Polis, Universidade Estadual de Campinas, joaopolis@fem.unicamp.br

Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia, Universidade Estadual de Campinas, zavagl@fem.unicamp.br

Carlos Alberto Cimini Junior, Universidade Federal de Minas Gerais, carlos.cimini@gmail.com

Resumo. Este projeto buscou o desenvolvimento de um modelo de prótese de mão de acionamento mioelétrico, utilizando apenas um motor, similar aos modelos do tipo pinça tridigital disponíveis no mercado. Os diferenciais buscados foram: a possibilidade de variação lateral na posição do polegar, o movimento em todos os dedos, com articulações nas falanges dos opositores, e um sistema de distribuição das forças de prensão. A tração por apenas um motor simplifica o sistema de coleta de sinais mioelétricos e controle, que trabalha apenas com os comandos de abrir e de fechar, e o mecanismo aplicado aos movimentos permite melhor ajuste ao contorno dos objetos para uma fixação mais segura. O processo de fabricação utilizado na estrutura foi o de Manufatura Aditiva, em vista da versatilidade de execução e de customização das dimensões da prótese. O protótipo obtido atingiu os objetivos de realizar os movimentos requeridos inicialmente, com funcionalidade e dimensões antropomórficas.

Palavras chave: Prótese. Mecanismo. Articulações. Manufatura Aditiva.

1. INTRODUÇÃO

Em uma busca na literatura pode-se encontrar um número considerável de pesquisas relacionadas a próteses de mão, bem como de propostas de novos modelos ou inovações que possam ser incorporadas aos modelos existentes. Peerdeman *et al* (2012) desenvolveram um modelo de prótese com acionamento dos dedos por solenoides, Stanciu & Stanciu (2009) utilizaram atuadores hidráulicos, Jiang *et al.* (2016) desenvolveram um sensor tátil utilizado para detectar e medir a distribuição espacial da força de contato entre o dedo e um objeto.

Ainda em abordagens mais abrangentes, Cordella *et al.* (2014) desenvolveram um estudo dos movimentos da mão humana no sentido de obter uma melhor fixação dos objetos pela prótese. Porém mesmo com esta diversidade de trabalhos de pesquisa acadêmica e também por fabricantes, os modelos comercialmente disponíveis de próteses de mão com comandos por sinais eletromiográficos (EMGs) se restringem a dois grupos: as pinças tridigitais com os dedos polegar, indicador e médio ativos para fixação, porém não articuláveis nas falanges, e o grupo citado por Timemy *et al.* (2013) como sendo o de dispositivos comerciais avançados, como a mão Michelangelo da Otto Bock, a mão i-Limb Ultra Touch Bionics, e a Bebionic 3 da RSL Steeper, capazes de executar posições de prensão total, bem como de controlar cada dedo de forma independente. As diferenças entre estes grupos são perceptíveis, tanto nos movimentos oferecidos, como em seus valores comerciais.

Este trabalho teve como objetivo projetar e construir um modelo de prótese de mão baseado em mecanismos, onde um atuador exerce movimento sobre os cinco dedos, sendo o polegar com posição lateral (adução e abdução) ajustável e os opositores com as falanges articuladas, para uma prensão mais precisa. O modelo obtido não permite o acionamento individual de cada dedo, mas sim um ajuste destes ao contorno dos objetos fixados, com isso sua aparência e funcionalidade são muito próximos aos das próteses do grupo mais avançado, porém o sistema de acionamento pode ser o mesmo das próteses do tipo pinça, por se utilizar de apenas um motor.

As características do modelo obtido permitem afirmar que foi atingida a proposta inicial, de desenvolver um mecanismo de prótese de mão funcional, de controle e acionamento simplificados, utilizando componentes mecânicos de baixo custo, facilmente encontrados no mercado, e que sua parte estrutural tenha processo de fabricação simplificado e flexível, independente da complexidade das formas.

2. METODOLOGIA

Para realização deste projeto foram utilizados vários componentes mecânicos, cada um com sua aplicação e importância no conjunto como um todo. O motor está acoplado linearmente a um Trem de Engrenagens Planetário (T.E.P.). Na extremidade oposta deste redutor está um fuso roscado, que movimentará linearmente uma porca, conectada a balancins articulados, que distribuem estes movimentos a tensores ligados aos dedos, que por sua vez possuem tensores internos e rolamentos nas juntas rotacionais dos dedos opositores, três em cada dedo. O sistema de articulação das falanges é baseado em mecanismos de quatro barras.

Neste capítulo será abordado o embasamento teórico relativo a estes componentes, que motivou a utilizá-los.

2.1. Transmissões por engrenagens planetárias.

Um mecanismo contendo uma ou mais engrenagens centrais, denominadas assim por girarem somente em torno do centro do mecanismo, um ou mais planetas e um braço conduzindo esses planetas, pode ser chamado de “Trem de Engrenagens Planetário” (Scuro e Dedini, 1999). Segundo Sun e Hu (2003), os sistemas de engrenagens planetárias são amplamente utilizados na engenharia devido a vantagens como pouco espaço exigido, grande relação da transmissão e eficiência elevada. Uma das aplicações mais populares é em transmissões automáticas de automóveis.

A Figura (1) mostra duas engrenagens centrais (Sol e Coroa), uma com dentes externos (Sol) e outra internos (Coroa ou Anel). As engrenagens planetárias são ligadas ao eixo por meio de braços.

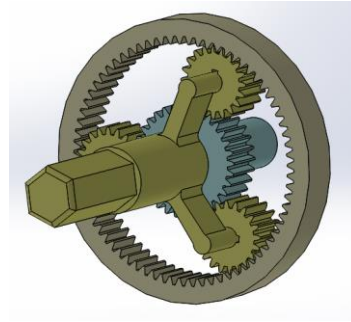


Figura 1. Trem de Engrenagens Planetário (T.E.P.), projeto em software 3D. (acervo do autor).

Normalmente um dos três componentes rotacionais, nas posições sol, anel ou braços das planetárias é fixado, e os dois componentes restantes atuam um como entrada e outro saída. De acordo com esta configuração e do número de dentes das engrenagens, serão obtidas diferentes relações de transmissão, para ganho em torque com diminuição da rotação, ou mesmo o contrário.

O sistema utilizado no projeto tem a configuração com o anel (coroa) fixo à carcaça, entrada pela engrenagem central (sol) e saída pelo eixo que tem os braços ligados aos planetas, como indicado na Fig. (2), onde R_p , R_s e R_c são os raios primitivos dos planetas, do sol e da coroa, respectivamente, e R_b o raio do braço que descreve a trajetória circular do eixo dos planetas.

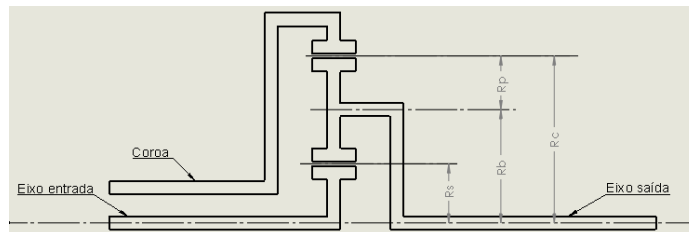


Figura 2. Representação esquemática do T.E.P. utilizado (acervo do autor).

As Equações (1) e (2) relacionam a variação da velocidade angular (W) em função da variação dos raios, nos engrenamentos Sol-Planeta e Planeta-Corôa, respectivamente:

$$R_s W_s = R_b W_b - R_p W_p \quad (\text{Sol-Planeta}) \quad (1)$$

$$R_c W_c = R_b W_b + R_p W_p \quad (\text{Planeta-Corôa}) \quad (2)$$

A soma das duas equações permite eliminar a rotação dos Planetas, tendo como resultado a Eq. (3):

$$R_s W_s + R_c W_c = 2R_b W_b \quad (3)$$

No T.E.P. utilizado pode-se considerar a velocidade angular do eixo de entrada (Sol) como conhecida e isolar a velocidade angular dos braços como incógnita, como indica a Eq. (4). Uma vez que a corôa fica fixa à carcaça, $W_c = 0$, a Eq. (5) passa a representar a configuração.

$$W_b = (R_s W_s + R_c W_c) / 2R_b \quad (4)$$

$$W_b = R_s W_s / 2R_b \quad (5)$$

Por fim, pode-se considerar os dados de entrada e saída em função das rotações por minuto (r.p.m.), representados por “ n ”, uma vez que existe uma relação direta entre esta e a velocidade angular, como indica a Eq. (6) (Melconian, 2009). A relação de transmissão final poderá ser conhecida em função dos dados em r.p.m., Eq. (7).

$$W = n \cdot \pi / 30 \quad (6)$$

$$n_b = (R_s n_s) / 2R_b \quad (7)$$

2.2. Sistema de Balancins tracionados pelo fuso.

O projeto foi desenvolvido de modo a utilizar apenas um atuador. Para isso foi utilizado um fuso roscado acoplado ao motor, transformando movimentos rotativos em lineares, aplicados a uma porca, que traciona um conjunto de balancins interligados.

O conjunto fuso/porca é do tipo utilizado normalmente na fabricação de impressoras 3D de pequeno porte, tem comprimento de 300mm e diâmetro externo do fuso de 8mm, com passo da rosca de 8mm, pois embora os filetes tenham espaçamento de 2mm, a rosca possui 4 entradas, para um maior avanço, compensando a baixa rotação na saída do T.E.P.. Para aplicação na prótese, o fuso foi encurtado e usinado um encaixe sextavado para acoplamento ao atuador em uma extremidade, e em outra um rebaixo com diâmetro 5mm, para encaixe de um rolamento de esferas de diâmetro externo 8mm, do tipo utilizado em aeromodelismo. A porca é fornecida em Bronze para diminuição do atrito, sendo que seu deslocamento linear, além dos balancins, aciona um braço ligado ao eixo do polegar, com amortecimento do esforço por mola de compressão.

Para acionamento dos dedos opositores, um balancim ligado à porca, com grau de liberdade para movimentos rotacionais traciona dois balancins secundários, também articulados, um ligado aos dedos indicador e médio, e outro aos dedos anelar e mínimo. Nas extremidades dos balancins, tensores com encaixes esféricos de modo a permitir ajustes de posicionamento quando do movimento dos dedos onde atuam.

Esta característica do projeto permite que todos os dedos se acomodem ao objeto fixado e exerçam força de preensão, que pode ser controlada utilizando recursos como sensores do tipo FSR nas extremidades dos dedos (Patsko, 2006) ou ainda pela variação da corrente elétrica do motor (Sono e Menegaldo, 2009). Quando o motor da prótese interrompe seu movimento, a força de preensão permanece atuando, em função da alta relação de transmissão do T.E.P. em sua extremidade. A inversão do sentido da rotação do fuso permite a abertura dos dedos.

No projeto desenvolvido, os balancins utilizaram dimensões simétricas, porém existe a possibilidade de modificar as dimensões entre os pontos de fixação do balancim ligado à porca, devido à sua atuação como alavanca interfixa, com o princípio de Força X Braço, onde o braço menor proporciona maior força. Tal recurso pode ser utilizado no lado ligado aos dedos indicador e médio, o que causaria que se aproximassem primeiro, com maior força de preensão que os demais. Tal modificação pode ser uma opção do usuário da prótese, que tem o recurso de escolher, de acordo com sua utilização, comprovando experimentalmente sua preferência.

2.3. Articulações das falanges dos dedos opositores.

Pode-se observar que a qualidade e confiabilidade da preensão dos objetos requer um ajuste ao contorno destes, como por exemplo em uma garrafa de 2 litros ou em um pequeno frasco de medicamento, bem como do toque das extremidades dos dedos em objetos planos. Para atender a esta necessidade foi desenvolvido um sistema mecânico com tensores internos, baseados no sistema de mecanismo de 4 barras articuladas, como indicado na Fig. (3), onde o dedo indicador foi mostrado em corte, para identificação dos pontos das barras.

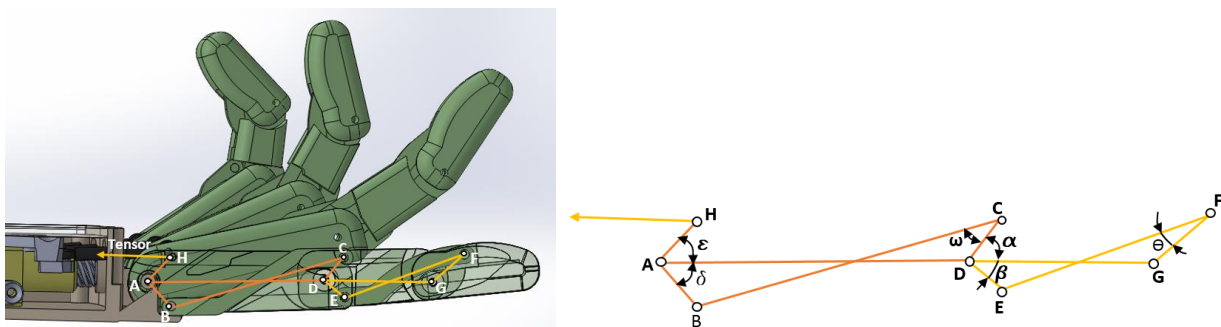


Figura 3. Localização do sistema de 4 barras, atuando nas falanges, e dos ângulos relativos entre as barras.

Cada uma das falanges dos dedos opositores, proximal, medial e distal, possui em sua base articulações com rolamentos de esferas, de diâmetro externo de 6mm, de modo a permitir movimentos mais leves e justos, além da maior durabilidade dos componentes, em virtude da diminuição do atrito. As barras $\overline{AH}$ e $\overline{AD}$ são fixas à falange proximal, interligando pontos de articulações. A barra $\overline{AB}$ representa os pontos articulados da base ou chassi da prótese, e a barra $\overline{BC}$ tem sua função exercida pelo tensor que liga o chassi à falange medial, para seu acionamento simultâneo à falange proximal, quando o tensor atua no ponto “H”.

As barras $\overline{CD}$ e $\overline{DG}$ são fixas à falange medial, interligando pontos de articulações. A barra $\overline{DE}$ representa os pontos articulados da extremidade da falange proximal, sendo que a barra $\overline{EF}$ tem sua função exercida pelo tensor que liga a falange proximal à falange distal, para seu acionamento quando esta atua no ponto “C”.

Os ângulos ϵ e α tem valores fixos, por serem parte construtiva das falanges proximal e medial, quando acionadas nos pontos “H” e “C”, respectivamente. As barras estão representadas na posição inicial de dedo estendido e à medida que ocorre o movimento de flexão há uma variação para maior do ângulo δ , da falange proximal e ω , da falange medial. Consequentemente o aumento do ângulo Θ , que atua na barra $\overline{FG}$, ligada à falange distal.

A seguir será apresentado o desenvolvimento da relação matemática entre a variação dos ângulos δ e ω , denominada “Relação Proximal-Medial”, Eq. (8) e (9). O estudo realizado baseou-se nos triângulos BAD e BCD, que tem em comum o segmento $\overline{BD}$.

$$\overline{AB}^2 + \overline{AD}^2 - 2 \overline{AB} \overline{AD} \cos \delta = \overline{CD}^2 + \overline{CB}^2 - 2 \overline{CD} \overline{CB} \cos \omega \quad (\text{igualdade do segmento } \overline{BD}) \quad (8)$$

$$\omega = \arccos[(\overline{CD}^2 + \overline{CB}^2 - \overline{AB}^2 - \overline{AD}^2 + 2 \overline{AB} \overline{AD} \cos \delta) / (2 \overline{CD} \overline{CB})] \quad (\text{relação entre os ângulos } \delta \text{ e } \omega) \quad (9)$$

O mesmo cálculo aplicado à relação matemática entre a variação dos ângulos δ e ω , é utilizado para determinar a variação dos ângulos β e Θ , denominada “Relação Medial- Distal”, Eq. (10) e (11). O estudo realizado baseou-se nos triângulos DEG e FEG, que tem em comum o segmento $\overline{EG}$.

$$\overline{DE}^2 + \overline{DG}^2 - 2 \overline{DE} \overline{DG} \cos \beta = \overline{FE}^2 + \overline{FG}^2 - 2 \overline{FE} \overline{FG} \cos \Theta \quad (\text{igualdade do segmento } \overline{EG}) \quad (10)$$

$$\Theta = \arccos[(\overline{FE}^2 + \overline{FG}^2 - \overline{DE}^2 - \overline{DG}^2 + 2 \overline{DE} \overline{DG} \cos \beta) / (2 \overline{FE} \overline{FG})] \quad (\text{relação entre os ângulos } \beta \text{ e } \Theta) \quad (11)$$

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

O protótipo relativo ao projeto foi montado tendo suas peças estruturais construídas pelo processo de Manufatura Aditiva, utilizando Nylon PA 2200 em pó (fabricante EOS) para utilização pelo processo SLS, em parceria com o INCT Biofabris Unicamp. O desenho em CAD das peças gerou arquivos em STL (Standard Template Library), para interface com o equipamento. A Figura (4) mostra o desenho de montagem do projeto em CAD e depois o protótipo construído a partir deste.



Figura 4. Protótipo construído a partir do projeto em CAD.

Para efeito de testes de acionamento foram utilizados componentes de uma chave de fenda elétrica tipo parafusadeira 3,5volts, por motivo de possuir peças compactas e características de torque que atendem plenamente a funcionalidade da prótese. De um produto nacional, a um custo de R\$ 90,00, foi possível utilizar motor, T.E.P., baterias, carregador e botão de acionamento.

Para esta etapa dos testes, como o foco foi nos mecanismos que permitem a funcionalidade com apenas um motor, foi utilizado o sistema de acionamento via botão. Em etapa futura poderá ser utilizado um sistema de captação de sinais mioelétricos e tratamento destes via micro controlador para acionamento do atuador.

Vários componentes, como fuso roscado, terminais esféricos e rolamentos foram adquiridos de fornecedores nacionais via internet, todos com nota fiscal e regularidade no fornecimento dos itens, de modo a possibilitar a reposição das peças e continuidade de fabricação. A Figura (5) mostra alguns destes componentes.

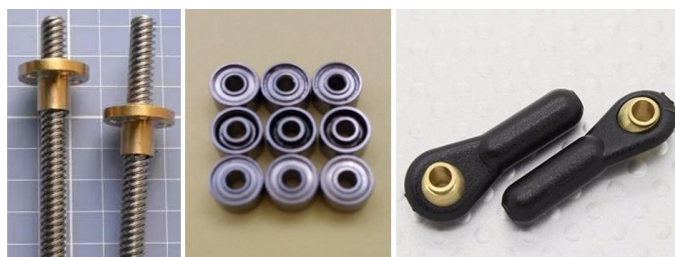


Figura 5. Peças adquiridas para utilização no mecanismo da prótese. (http://produto.mercadolivre.com.br/MLB-734049270-rolamento-2x6x3-hobby-losi-hpi-exceed-redcat-kyosho-traxxas-_JM)

Quanto ao movimento relativo entre as falanges por meio dos tensores internos, foi possível observar, com base nas Eq. (9) e (11), já citadas, que possibilitaram elaborar a Tab. (1), relacionando os ângulos das barras das falanges dos dedos para valores pré-determinados de δ , entre a base palmar e a falange proximal, e do ângulo β , na base da falange medial, cuja variação atua sobre a falange distal.

Tabela 1. Valores dos ângulos das barras das falanges do dedo indicador.

Relação Proximal-Medial			Relação Medial-Distal	
Ângulo δ	Ângulo ω		Ângulo β	Ângulo Θ
45°	32°55'	Posição inicial - estendido	40°	20°33'
60°	52°13'		55°	34°08'
75°	69°36'		70°	45°48'
90°	86°17'		85°	56°23'
105°	102°38'		100°	66°01'
120°	118°53'		115°	74°34'
135°	135°14'	Posição de fechamento total	130°	81°50'

Observando-se os valores da tabela, entre a posição inicial e a posição final de δ , na base proximal, houve uma variação de 90°, já o ângulo ω , na base medial teve uma variação de 102°19'. Para variações de β de 90°, o ângulo Θ , na base distal, teve deslocamento de 61°17'. Estas variações são decorrentes das distâncias entre pontos e dos ângulos iniciais dos mecanismos de 4 barras, onde procurou-se obter resultados baseados nos ângulos de deslocamento das falanges do dedo humano, de 90° para a proximal, 100° para a medial e 60° para a distal, valores medidos pelos autores.

4. CONCLUSÕES

O projeto desenvolvido utilizou recursos de desenho em CAD, de modo a definir dimensões e detalhes de montagem que puderam passar por simulações que permitiram a validação dos movimentos requeridos e auxiliaram na prevenção de falhas como colisões de componentes, e validação de características construtivas como o “ângulo de distração” entre os dedos opositores, onde existe um espaçamento lateral entre as extremidades destes na posição de abertura total, e aproximação no fechamento. Outras características funcionais atingidas foram o pré-posicionamento do polegar, a possibilidade de posição espalmada, para apoio em superfícies planas, e da posição ajustável dos dedos ao objeto, como observado na Fig. (6).



Figura 6. Posições atingidas, de abertura total a fechamento ajustável, no caso o aperto de mão em uma luva cosmética, que pode ser confeccionada sob medida (fotos do autor).

Embora o protótipo desenvolvido tenha atingido a funcionalidade necessária para esta etapa de desenvolvimento do projeto, etapas futuras devem agregar melhorias como dimensões arredondadas na região palmar, procurando antropomorfismo e melhor fixação dos objetos, instalação de um sistema de acionamento mioelétrico funcional, similar aos das próteses do tipo pinça, e a incorporação de jupa para fixação ao coto, customizada por meio de scanner tridimensional das dimensões do usuário, o que tornaria o modelo funcional para o uso.

5. REFERÊNCIAS

CORDELLA, F et al. Human Hand Motion Analysis and Synthesis of Optimal Power Grasps for a Robotic Hand.

International Journal of Advanced Robotic Systems DOI: 10.5772/57554, 2014

PA2200 EOS – Material data sheet. Disponível em <http://www.crpm.co.za/wp-content/uploads/2017/07/EOS-Plastic-PA2200_Material_data_sheet_12-08_en%C2%A7.pdf>. Acesso em: 21 dez. 2017.

JIANG, H.; ZHU, X.; XIE, W.; GUO, F.; ZHANG, C.; WANG, Z. Vision-based tactile sensor using depth from defocus for artificial finger in hand prosthesis. **Electronics Letters**, Vol.52(20), pp.1665-1667, 2016

MELCONIAN, S. Movimento Circular. **Elementos de Máquinas**. 9ª Ed.. Rio de Janeiro: Editora Érica, 2009 cap. 1, p. 17-25.

MERCADO LIVRE. Disponível em: http://produto.mercadolivre.com.br/MLB-734049270-rolamento-2x6x3-hobby-losi-hpi-exceed-redcat-kyosho-traxxas-_JM. Acesso em: 20 abr. 2017.

PATSKO, L. F. Tutorial Aplicações, Funcionamento e Utilização de Sensores. **Manual técnico de aplicação Maxwell Bohr Instrumentação Eletrônica**, 2006. Disponível em: <http://www.maxwellbohr.com.br/downloads/robotica/mec1000_kdr5000/tutorial_eletronica__aplicacoes_e_funcionamento_de_sensores.pdf> Acesso em: 25 ago. 2014.

PEERDEMAN, B. et al. Design of Joint Locks for Underactuated Fingers. **International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics**. The Fourth IEEE RAS/EMBS. Roma, Italy. June 24-27, 2012

SCURO, E. S.; DEDINI, F. G.. Estudo sobre Transmissões Planetárias Complexas. **XV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica**. Cobem 99. Águas de Lindóia, São Paulo, Brasil. Junho 22-26, 1999

SONO TSP, MENEGALDO LL. Myoelectric hand prosthesis force control through servo motor current feedback. **Artificial Organs**, Vol. 33 Nº 10, 2009: 871 – 876.

STANCIU, L.; STANCIU, A. Designing and Implementing a Human Hand Prosthesis. **Politechnica” University of Timisoara/Automation and Applied Informatics Department, Timisoara, Romania**. S. Vlad, R.V. Ciupa, and A.I. Nicu (Eds.): MEDITECH 2009, IFMBE Proceedings 26, pp. 399–404, 2009.

SUN, T.; HU, H. Nonlinear dynamics of a planetary gear system with multiple clearances. **Mechanism and Machine Theory** 38 (2003) www. Science Direct.com. 1371–1390

TIMEMY, A. H. A. et al, Introd_Models EMG. Classification of Finger Movements for the Dexterous Hand Prosthesis Control With Surface Electromyography. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, Vol. 17, No. 3, May 2013.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Universidade Estadual de Campinas, Universidade Federal de Minas Gerais e INCT Biofabris Unicamp.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.