

# Reachable Workspace a partir de múltiplos kinects para análise de movimento de pacientes hemiparéticos

João Paulo Barros Silva\*, Luciano Rebouças de Oliveira\*

\* Intelligent Vision Research Lab

Universidade Federal da Bahia

**Resumo**—<sup>1</sup> O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é um agravo à saúde da população mundial, sendo a segunda principal causa de morte e uma das principais causas de deficiências físicas no mundo. Uma das sequelas do AVE é a hemiparesia, caracterizada pela fraqueza em um lado do corpo e consequente redução da capacidade muscular do indivíduo, requerendo o início imediato do tratamento fisioterápico. Estima-se que 45 a 75% dos adultos que sofreram AVE apresentem dificuldades em utilizar o membro superior nas atividades da vida diária na fase crônica. Profissionais de saúde geralmente usam escalas clínicas para avaliação da evolução do tratamento fisioterapêutico, escalas estas que comumente se baseiam em avaliações subjetivas por parte do fisioterapeuta. Outras ferramentas, como acelerômetros e plataformas de força, são usadas, porém exigem maior espaço físico, são mais sofisticadas e intrusivas no preparo dos pacientes. Nesse sentido, o presente trabalho propõe a utilização de múltiplas câmeras RGB-D, do tipo Kinect, com características de baixo custo e não intrusivas, para calcular objetivamente o *reachable workspace* (volume de movimento) dos movimentos realizados pelos membros superiores de um indivíduo, com vistas a obtenção de um índice quantitativo para avaliar a evolução de pacientes hemiparéticos durante seu tratamento fisioterápico. Apesar do cálculo do índice não ser o objetivo principal desta pesquisa, a obtenção do *reachable workspace* é um passo importante para o referido índice. Uma estratégia de fusão de esqueletos, obtidos em cada câmera, é aplicada de modo a fundir os múltiplos esqueletos obtidos numa única representação de esqueleto. Isto é feito para que a informação perdida por uma câmera seja complementada por outra, minimizando as perdas que ocorrerem devido a problemas de oclusão, auto-occlusão ou limitações de rastreamento, durante a obtenção das posições das articulações superiores responsáveis pelo movimento. Para se obter a fusão dos esqueletos, uma calibração extrínseca foi realizada entre as câmeras de modo a unificar os sistemas de coordenadas de cada câmera em um único sistema de coordenadas. Tendo o esqueleto composto, seu *reachable workspace* é calculado utilizando *alpha-shapes* de maneira a criar um polígono convexo das posições articulares obtidas. Para determinar a eficiência do esqueleto composto, a taxa de rastreamento de suas articulações juntamente com a taxa de rastreamento das articulações de cada esqueleto são calculadas. Os resultados mostram que a fusão de esqueletos demonstra ser mais robusta para a minimização das falhas de rastreamento do que a utilização das câmeras individualmente.

## I. INTRODUÇÃO

A Organização Mundial da Saúde [1], em seu “Relatório Mundial sobre a Deficiência”, aponta que em todo mundo

cerca de um bilhão de pessoas convivem com alguma forma de deficiência física. Desse total, aproximadamente 200 milhões experimentam dificuldades funcionais. Uma das principais causas de deficiências físicas no mundo (e segunda principal causa de morte) é devida ao Acidente Vascular Encefálico (AVE), também conhecido como Acidente Vascular Cerebral (AVC) ou derrame cerebral [2]. Uma das sequelas do AVE é a hemiparesia, caracterizada pela fraqueza em um lado do corpo e redução da capacidade muscular do indivíduo. Indivíduos hemiparéticos podem mover um lado do corpo, mas com capacidade muscular reduzida. A hemiparesia pode afetar braços, mãos, pernas e músculos faciais, podendo causar perda de equilíbrio, dificuldade em andar, diminuição na capacidade em alcançar objetos e precisão de movimentos, fadiga muscular e falta de coordenação [3].

Após uma lesão cerebral, a fisioterapia é indispensável, pois proporciona a reeducação dos movimentos e o equilíbrio postural. Para que a avaliação fisioterápica seja objetiva e útil, é necessário o uso de medidas e análises precisas do movimento funcional do paciente, permitindo quantificar o objetivo fisioterapêutico. Os instrumentos de avaliação precisam ser capazes de mostrar se houve uma evolução no tratamento [4]. A abordagem tradicional na avaliação clínica depende da quantidade de experiência e habilidade do terapeuta. Profissionais de saúde geralmente usam testes clínicos, como escalas de medição, as quais, por serem baseadas em respostas verbais dos pacientes, apresentam-se como subjetivas. Outros recursos também podem ser utilizados, como o *Motion Capture System* (MOCAP), que pode fornecer uma representação digital abrangente do movimento humano, com confiabilidade e robustez [5]. No entanto, esses dispositivos, de maneira geral, são intrusivos e de alto custo, além de necessitar de um grande espaço físico e de um maior tempo para preparo dos pacientes [6]. Em paralelo a esses equipamentos sofisticados, há os dispositivos de captura RGB-D, caracterizados por apresentar baixo custo e eficiência na obtenção do movimento. Esses sensores têm proporcionado oportunidades para infundir novas ideias no campo de desenvolvimento de resultados clínicos. Entre esses dispositivos, a câmera RGB-D, do tipo Kinect, tem se tornado popular na área de fisioterapia e de reabilitação desde o seu lançamento, em 2010 [7]. Para Olesh et al. [5], esse dispositivo tem o potencial de permitir o avanço significativo da avaliação motora, ao fornecer dados

<sup>1</sup>Dissertação de Mestrado.

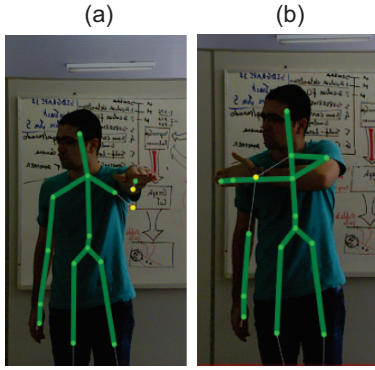


Fig. 1. Falha no rastreamento de articulações pelo Kinect. Os pontos amarelos indicam um rastreamento impreciso. a) Rastreamento impreciso para as articulações do cotovelo e do pulso quando o braço está estendido em frente a câmera; b) Auto-occlusão ocorrida no momento em que a mão está à frente do ombro, resultando em sua captura imprecisa.

cinemáticos objetivos de maneira a orientar o desenvolvimento de novas terapias. Soluções de reabilitação utilizando o Kinect foram relatadas como benefícios nas áreas de tratamento de AVE [8], Mal de Parkinson [9], Esclerose múltipla [10] e Paralisia cerebral [11].

A fim de medir o espaço que um indivíduo pode alcançar, Matthew et al. [12], Kurillo et al. [13], Han et al. [14] e Oskarsson et al. [15] propuseram a utilização do *Reachable Workspace* como forma de avaliar os efeitos da intervenção terapêutica em pacientes. Trata-se de um método desenvolvido para quantificar o espaço que uma pessoa pode alcançar utilizando, para isso, uma câmera RGB-D (Kinect). Isso permite caracterizar a capacidade do indivíduo em realizar atividades cotidianas consideradas fundamentais, como alimentação e higiene pessoal. No entanto, o uso de uma única câmera RGB-D pode fazer com que o movimento obtido não corresponda ao real movimento realizado.

#### A. Motivação

O rastreamento do movimento humano utilizando apenas uma câmera RGB-D é bastante suscetível a falhas que podem ocorrer devido a ruídos, oclusões (por outros objetos na cena), auto-occlusões (por outras partes do corpo) e limitações inerentes ao sensor. Falhas no rastreamento podem interferir na precisão das posições articulares e, consequentemente, na geração do *reachable workspace*. Obdržálek et al. [16] constatou problemas de rastreamento quando presentes outros objetos na cena, como uma cadeira. Durante a realização de um movimento, estando o usuário sentado numa cadeira, o braço da cadeira é confundido com o seu braço esquerdo. A Fig. 1, por exemplo, ilustra um momento da captura em que ocorrem falhas de rastreamento. Quando o braço é direcionado à frente da câmera, como mostrado na Fig. 1 (a), ocorre perda no rastreamento das articulações do cotovelo e pulso, e, quando a mão está à frente do ombro, há falha no rastreamento do ombro, como visto na Fig. 1 (b).

Tendo em vista esses fatores, esse trabalho propõe um método para o cálculo do *reachable workspace* utilizando,

para isso, múltiplas câmeras RGB-D de forma a minimizar a ocorrência das falhas de rastreamento decorridas de ruídos e oclusões. Um método de fusão é aplicado nos esqueletos provenientes de cada uma das câmeras presentes na cena. Então, o esqueleto composto, resultando da fusão, é utilizado para obtenção do *reachable workspace*, considerando que este contenha medidas mais confiáveis em relação aos esqueletos das demais câmeras.

#### B. Objetivos

1) *Objetivo Geral:* Calcular o *reachable workspace* relativo ao movimento realizado por um indivíduo a partir de múltiplas câmeras RGB-D de forma a minimizar a ocorrência de falhas de rastreamento que interfiram na confiabilidade do cálculo.

2) *Objetivos Específicos:*

- Realizar a fusão de esqueletos a partir dos esqueletos provenientes de cada uma das câmeras RGB-D;
- Calcular o *reachable workspace* utilizando, para isso, o esqueleto composto, resultante da fusão;
- Demonstrar a eficiência da utilização do esqueleto composto em relação aos esqueletos obtidos individualmente em cada câmera.

#### C. Contribuições

As principais contribuições desse trabalho são:

- A obtenção do *reachable workspace* a partir de múltiplas câmeras RGB-D;
- Uma estimativa mais robusta e confiável do *reachable workspace* para análise de movimento.
- Análise objetiva do movimento humano como proposta de medida para futura avaliação de pacientes hemiparéticos a partir de um instrumento de baixo custo, não intrusivo e que ocupa pouco espaço.

### II. CONSTRUÇÃO DO SISTEMA PARA CAPTURA DE MOVIMENTO

Três câmeras RGB-D,  $C_1$ ,  $C_2$  e  $C_3$ , foram dispostas no espaço, em uma topologia de arco, como representado na Fig. 2, de modo a rastrear os movimentos do usuário. A criação do esqueleto composto implica numa transformação dos sistemas de coordenadas de uma câmera para outra, de modo que os

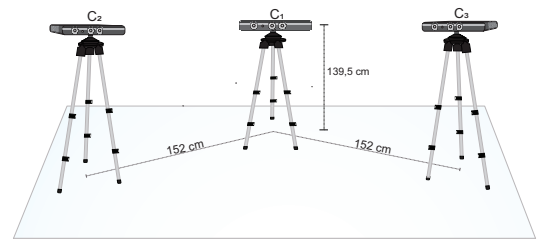


Fig. 2. Setup utilizado no sistema. As câmeras  $C_2$  e  $C_3$  foram posicionadas a 152 cm da câmera  $C_1$ , a uma altura de 139,5 cm, em uma topologia de arco. As câmeras  $C_2$  e  $C_3$  foram posicionadas em um ângulo que permitisse a recuperação das articulações que viessem a ser perdidas pela câmera principal durante a obtenção dos movimentos.

esqueletos obtidos por cada câmera estejam localizados em um mesmo sistema de coordenadas (nesse caso, o sistema de coordenadas do sensor tido como referência).

Desse modo, como em Carmo et al. [17], uma calibração extrínseca é realizada. Assim, a câmera  $C_1$  é tida como sensor principal, para o qual os outros sistemas de coordenadas das câmeras  $C_2$  e  $C_3$  são convertidos. Carmo et al. [17] aplicam o método de calibração extrínseco proposto por Zhang [18], que utiliza um padrão de xadrez capturado em várias visualizações 2D em diferentes ângulos e posições para estimar as posições relativas de duas câmeras, processo conhecido como calibração estéreo. Dessa forma, foram obtidos os parâmetros de translação e rotação das câmeras  $C_2$  em relação a  $C_1$ , e  $C_3$  em relação a  $C_1$ . A partir desses parâmetros, os sistemas de coordenadas das câmeras  $C_2$  e  $C_3$  são convertidos para o sistema de coordenadas do sensor principal.

### III. OBTENDO O REACHABLE WORKSPACE COM MÚLTIPLAS CÂMERAS RGB-D

O primeiro passo para o cálculo do *reachable workspace* é obter as posições das articulações do indivíduo, posições estas que são providas pelo algoritmo de esqueletonização encontrado em [19]. Como cada esqueleto obtido de cada câmera RGB-D apresenta uma quantidade considerável de ruído, um filtro de suavização de movimento do tipo *holt double exponential smoothing* (HDES) [20] é aplicado nas posições articulares do esqueleto durante a captura. Uma estratégia de fusão de dados provenientes das câmeras foi desenvolvida para também tratar a questão da imprecisão durante o rastreamento dos esqueletos individuais. A combinação dos esqueletos para dar origem a um só esqueleto composto tem também por objetivo reparar falhas provenientes da oclusão de juntas, durante o rastreamento. A partir do esqueleto composto, o *reachable workspace* é estimado utilizando *alpha shape* [21], juntamente com o método de triangulação de Delaunay [22], apenas sobre as articulações do lado direito do membro superior. O processo de fusão bem como a estimação do *reachable workspace* são descritos a seguir.

#### A. Estratégia para a fusão dos esqueletos

A partir de cada esqueleto, já com as posições das juntas suavizadas pelo filtro HDES, obtido por cada câmera  $c$ , uma estratégia de fusão foi desenvolvida. Em cada articulação  $J_{ic}$ , há um indicador de seu rastreamento, ou seja, se a articulação está sendo rastreada ou se sua posição está sendo inferida, levando-se em consideração as posições anteriores e suposições da geometria do corpo. Utilizando-se desse indicador, a reposição das posições articulares, em caso de perda, é realizada. Em primeiro momento, é estabelecido o esqueleto base, sobre o qual as articulações são repostas, em caso de perda, utilizando-se das posições das articulações obtidas nos esqueletos remanescentes. Para isso, o nível de confiança de cada esqueleto, calculado conforme o número de articulações rastreadas durante a captura, é utilizado para ordenar todos os esqueletos. Para os esqueletos remanescentes, foram atribuídos dois pesos: o peso 2, para o esqueleto cujo

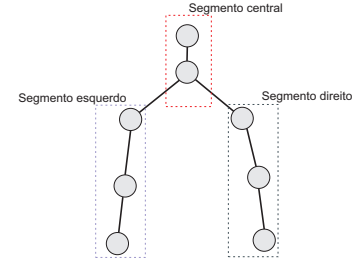


Fig. 3. O esqueleto de cada câmera RGB-D foi dividido em três segmentos: os segmentos direito e esquerdo, compostos pelas mãos, cotovelos e ombros e o segmento central, composto pela cabeça e centro do ombro.

o nível de confiança é maior, e o peso 1, para o esqueleto de menor nível de confiança. De modo geral, o esqueleto proveniente da câmera posicionado no centro é tido como o esqueleto base, pelo fato da câmera estar voltada frontalmente ao usuário e ter um melhor índice de rastreamento das articulações. Então, as articulações do esqueleto base, a cada *frame*, são verificadas e, em caso de perda, são repostas pelos esqueletos remanescentes, levando-se em conta o nível de confiança desses últimos esqueletos. Uma fusão utilizando a posição de  $J_{ic}$ , como maneira de recuperar individualmente a posição de uma articulação, pode fazer com que estas posições articulares não coincidam perfeitamente com seus ligamentos a articulações vizinhas, podendo gerar poses disformes do esqueleto e ocasionar uma representação que não corresponda ao mundo real. Por conta disso, cada esqueleto de cada câmera  $c$  é dividido em três segmentos, como representado na Fig. 3: os segmentos direito e esquerdo, compostos pelas mãos, cotovelos e ombros, e o segmento central, composto pela cabeça e centro dos ombros. Ao invés de reposicionar apenas uma articulação, o segmento em que se encontra essa articulação é reposicionado. Assim sendo, a cada *frame*, no esqueleto base, o indicador de rastreamento das articulações presentes nos segmentos é verificado. Caso haja uma articulação como inferida, os segmentos dos esqueletos remanescentes são utilizados para a reposição. Se, nos esqueletos remanescentes, os segmentos possuem todas as suas articulações como rastreadas, a média das posições articulações de ambos segmentos é utilizada para repor o segmento do esqueleto base. De outro modo, caso em um dos segmentos dos esqueletos remanescentes se encontre uma articulação inferida, o segmento em que se encontra a articulação no esqueleto base é substituído pelo segmento do esqueleto com maior nível de confiança. Somente em último caso, de modo a não perder a informação de movimento, a recuperação de maneira individual da articulação é realizada. Neste caso, quando não há articulações rastreadas, realiza-se a média das posições articulares inferidas.

A partir da fusão dos esqueletos de cada câmera RGB-D, um esqueleto composto é obtido com as posições articulares dos membros superiores e cabeça. Essa fusão utiliza-se das posições das articulações dos esqueletos remanescentes para compor um esqueleto principal, quando há perda no rastreamento das posições deste último referido esqueleto. Para obter

o *reachable workspace* do movimento, as posições articulares dos membros superiores direitos são rastreadas em cada *frame*,  $n$ :  $\vec{o}_n$ , vetor de posição do ombro,  $\vec{e}_n$ , vetor de posição do cotovelo e  $\vec{m}_n$ , vetor de posição da mão. Dessa forma, uma tupla  $\Psi = \{\vec{o}_n, \vec{e}_n, \vec{m}_n\}$ , em  $R^3$ , é definido para construir um *convex hull* definido pelo rastreamento dos pontos de movimentação em  $\Psi$ , triangulados pelo método de Delaunay [23] parametrizados por um *alpha shape*. Os passos para criação do *reachable workspace* são descritos a seguir.

### B. Criação do Reachable Workspace

Em cada *frame*, tendo os vetores  $n$ ,  $\vec{o}_n$ ,  $\vec{e}_n$  e  $\vec{m}_n$ , correspondentes às coordenadas em  $R^3$  das articulações do ombro direito, cotovelo direito e mão direita, respectivamente, o conjunto de pontos em  $\Psi$  é utilizado para construir o *reachable workspace* resultante do rastreamento das articulações presentes no lado direito do membro superior. Para tanto, de maneira a obter uma representação gráfica desses pontos e o seu volume correspondente (a partir do cálculo do *reachable workspace*), é utilizado o método de Delaunay parametrizado por um *alpha-shape*. O *alpha-shape*, também chamado de *alpha-hull*, é uma generalização da triangulação de Delaunay. Uma triangulação qualquer em três dimensões é constituída de uma composição de unidades básicas, isto é, vértices, arestas, triângulos e tetraedros, chamadas *simplexos*.

Tendo  $\Psi$  o conjunto finito de pontos 2D ou 3D, um ponto é chamado 0-*simplexo* ou vértice. O *convex hull* de:

- dois pontos distintos é um 1-*simplexo* ou aresta;
- três pontos não colineares é um 2-*simplexo* ou triângulo;
- quatro pontos não coplanares em  $R^3$  é um 3-*simplexo* ou tetraedro.

Se  $O$  é o conjunto de pontos definindo um  $k$ -*simplexo*, então qualquer conjunto apropriado de  $O$  define um  $l$ -*simplexo*,  $l < k$ . Esses  $l$ -*simplexos* são chamados de faces. Um 2-*simplexo* tem três 1-*simplexos*, sendo três 0-*simplexos* como faces. O tetraedro tem seis 1-*simplexos* e quatro 0-*simplexos*, sendo três 2-*simplexos* como faces. O conjunto de todos os *simplexos* de uma triangulação é chamado *complexo simplicial*. Sendo  $\Psi$  um conjunto finito em  $R^3$  (ou seja, um conjunto de pontos 3D), uma coleção  $K$  de  $k$ -*simplexos*,  $0 \leq k \leq 3$ , tendo como vértices os pontos de  $\Psi$ , é um *complexo simplicial* se seus *simplexos* possuem as seguintes propriedades:

- Se  $\sigma$  é um *simplexo* em  $K$ , então todas as suas faces são também *simplexos* em  $K$ ;
- Se  $\sigma$  e  $\tau$  são dois *simplexos* em  $K$ , então sua intersecção é vazia ou é uma face em ambos os *simplexos*.

A Fig. 4 traz um exemplo do conceito de *complexo simplicial*. O espaço subjacente de um *complexo simplicial*  $K$ , denotado  $|K|$ , é a união de seus *simplexos*. O subcomplexo do *complexo simplicial*  $K$  é uma coleção,  $L$ , de *simplexos* em  $K$  que também formam um *complexo simplicial*. Uma triangulação de um conjunto finito de pontos  $\Psi \subset R^2$  é uma coleção  $\eta$  de tetraedros, tal que:

- A união de todos os tetraedros em  $\eta$  é o *convex hull* de  $\Psi$ ;

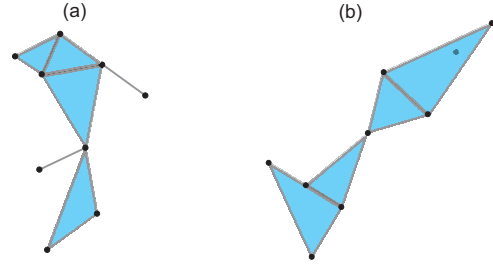


Fig. 4. Em (a), um *complexo simplicial* e, em (b), uma coleção de  $k$ -*simplexos*  $0 \leq k \leq 2$  que não formam um *complexo simplicial* por conta de sua segunda propriedade não ser atendida.

- A união de todos os vértices do tetraedro em  $\eta$  é o conjunto  $\Psi$ ;
- Para cada par distinto  $\sigma, \tau \in \eta$ , a intersecção  $\sigma \cap \tau$  ou é vazia ou uma é uma face comum de  $\sigma$  e  $\tau$ .

A triangulação de Delaunay  $TD$  para o conjunto  $\Psi \subset R^3$  é uma triangulação tal que nenhum vértice de  $\Psi$  permanece dentro da circunferência de qualquer tetraedro em  $TD(\Psi)$ . Algumas propriedades da triangulação de Delaunay são [22]:

- Se quatro pontos de  $\Psi$  não são cocirculares, então há uma triangulação de Delaunay (composto exclusivamente de triângulos).
- A triangulação de Delaunay (visualizada como um conjunto definido por triângulos) é o *convex hull* dos pontos.
- O interior de cada triângulo não contém elementos de  $\Psi$ .
- Para qualquer triângulo, o círculo definido por três pontos não contém elementos de  $\Psi$ .

O *convex hull* de um conjunto de pontos é o menor conjunto convexo contendo os pontos. O conjunto  $\Psi$  é chamado de convexo se e somente se para qualquer par dos pontos  $p, q \in S$  o segmento de linha  $\overline{pq}$  está completamente contido em  $\Psi$ . O *convex hull*  $CH(\Psi)$  de um conjunto  $\Psi$  é o menor conjunto convexo que contém  $\Psi$ . Mais precisamente, é a intersecção de todos conjuntos convexos contendo o conjunto de pontos. Em  $R^3$ , a triangulação de Delaunay de um conjunto de pontos  $\Psi$  consiste na decomposição do *convex hull* em tetraedros, de tal forma que a esfera que circunscreve cada tetraedro não contém nenhum outro ponto de  $\Psi$ .

O *alpha shape* é uma generalização do *convex hull* e um subgráfico da triangulação de Delaunay. Em outras palavras, o *convex hull* é apenas um tipo de *alpha shape* e toda família de *alpha shape* pode ser derivada da triangulação de Delaunay. A partir do parâmetro  $\alpha$  é possível obter diferentes formas, da mais refinada à mais grosseira. A Fig. 5 ilustra o *alpha shape* para o conjunto  $\Psi$ , em  $R^2$ : em (a) tem-se a triangulação de Delaunay de  $\Psi$ ; em (b), o seu *alpha shape* correspondente, com o valor de  $\alpha$  tendendo ao infinito (um maior valor de  $\alpha$  irá produzir o *convex hull*). Nas demais figuras, (c) e (d), o *alpha shape* é definido com  $\alpha = 0.1$  e  $\alpha = 0.065$ , respectivamente. Portanto, o *alpha shape* do conjunto finito  $\Psi$  é o poliedro cuja estrutura depende somente do conjunto  $\Psi$  e do parâmetro  $\alpha$ .

Tendo  $\Psi$  um conjunto finito de pontos em  $R^3$ ,  $D$  é a triangulação de Delaunay e  $\alpha$  um número positivo. Selecciona-

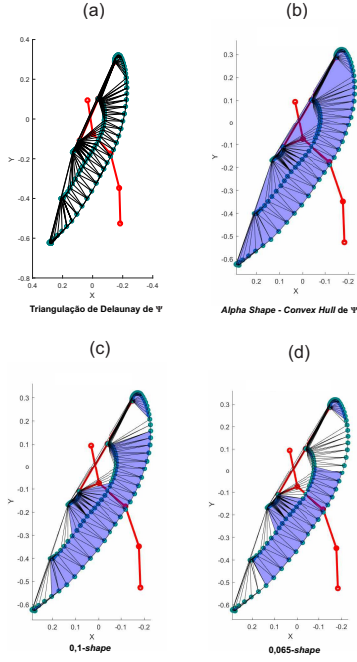


Fig. 5. Triangulação de Delaunay do conjunto  $\Psi$  e seu  $\alpha$  shape correspondente. Pela variação de um número real positivo  $\alpha$  pode-se obter diferentes formas, da mais refinada à mais grosseira. Enquanto  $\alpha$  aumenta, a forma cresce pela adição de *simplexos* desenvolvendo cavidades que podem se juntar ou se separar. A forma mais grosseira é a triangulação de Delaunay que é obtida para grandes valores de  $\alpha$ .

se os  $d$ -*simplexos* de  $D$  (tetraedros) cuja a circunsfera tem o raio menor que  $\alpha$ . Esses *simplexos* e suas faces formam um *subcomplexo simplicial* da triangulação de Delaunay,  $D$ . Sua denotação é  $C_\alpha$  e é chamado de  $\alpha$ -complexo. De forma geral, o  $\alpha$ -complexo possui a seguinte definição:

Para  $\Psi \subset \mathbb{R}^3$  e  $X \subset \Psi$  com  $\#X \leq n$ , onde  $\#$  denota cardinalidade, sejam  $b_x$  e  $\mu_x$  a menor bola que contém os pontos de  $X$  e seu raio respectivamente. Dado  $0 \leq \alpha \leq \infty$  o  $\alpha$ -complexo  $C_\alpha(\Psi)$  de  $\Psi$  é o subcomplexo de  $D(\Psi)$  onde o *simplexo*  $\sigma_x \in D(\Psi)$  está em  $C_\alpha(\Psi)$  se:

- $\sigma_x < \alpha$  e  $b_x \cap \Psi = \emptyset$ , ou
- $\sigma_x$  é uma face de outro *simplexo* em  $C_\alpha(\Psi)$ .

A partir da definição, deduz-se que:

- Se  $\alpha_1 \leq \alpha_2$  então  $C_{\alpha_1} \subset C_{\alpha_2}$ ,
- $C_\alpha \subset D(\Psi)$ ,  $\forall \alpha > 0$  e
- $C_\infty = D(\Psi)$ .

O  $\alpha$ -shape de  $\Psi$  é definido, de acordo com Edelsbrunner and Mücke [21], como o espaço subjacente do  $\alpha$ -complexo, isto é, a união de todos os seus *simplexos*, ou como o limite do  $\alpha$ -complexo. Na Fig. 5, a região preenchida com cor azul é o espaço subjacente para cada  $C_\alpha$ . O limite do  $\alpha$ -complexo é o subcomplexo consistindo de todos  $k$ -*simplexos*, com  $0 \leq k$ . Cada  $\alpha$ -complexo é obtido da triangulação de Delaunay, removendo os tetraedros cuja circunsfera tem o raio maior ou igual a  $\alpha$ . Portanto, em uma família de  $\alpha$  shape, o parâmetro  $\alpha$  controla o nível de detalhe do  $\alpha$  shape associado. Se  $\alpha$  diminui à zero, o  $\alpha$  shape correspondente

degenera para o conjunto de pontos  $\Psi$ , ao passo que, se  $\alpha$  tende ao infinito, o  $\alpha$  shape tende a ser o *convex hull* do conjunto  $\Psi$ . Para obter o *convex hull* do conjunto  $\Psi$ , os pontos de  $\Psi$  são então normalizados de maneira a comparar os diferentes volumes obtidos a partir do rastreamento do movimento de cada pessoa. Para a normalização, o valor mínimo,  $L_{min}$  e o valor máximo,  $L_{max}$ , de  $\Psi$  são obtidos, e tendo

$$\Delta = \frac{1}{L_{max} - L_{min}}, \quad (1)$$

a normalização é dada por

$$\Psi_i = (\Delta \cdot S_i) - (L_{min} \cdot \Delta). \quad (2)$$

Tendo o *convex hull* dos pontos de  $\Psi$ , o poliedro correspondente com faces poligonais  $F$ , sendo  $Q_F$  um ponto arbitrário na face  $F$ , e  $N_F$  o vetor unitário perpendicular a  $F$  apontando para fora do sólido, seu volume é dado por:

$$Volume = \frac{1}{3} \left| \sum_F (Q_F \cdot N_F) area(F) \right| \quad (3)$$

Dessa forma, o volume do poliedro convexo, resultante da aplicação do  $\alpha$  shape, é obtido. Esse volume caracteriza quantitativamente o movimento realizado.

#### IV. ANÁLISE EXPERIMENTAL

Uma análise experimental é conduzida com a finalidade de demonstrar a eficiência da estratégia de fusão para geração do esqueleto composto. Como não houve possibilidade de acesso a um dispositivo do tipo MOCAP – a fim de utilizá-lo como *ground truth* – a taxa de rastreamento proveniente de cada câmera RGB-D, fornecida pelo algoritmo de esqueletonização do Kinect, foi definida como referência de qualidade para estabelecer o nível de confiança do uso de cada esqueleto. Para avaliação da eficiência do esqueleto composto na tarefa de construção do *reachable workspace*, seis tipos de movimento para o membro superior foram utilizados, tomando-se por base o método de tratamento fisioterápico denominado de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) [24]. A FNP é um método de exercícios conduzidos pelo Fisioterapeuta que permite analisar e avaliar o movimento do paciente, enquanto, ao mesmo tempo, facilita o ensino de estratégias de movimentos funcionais mais eficientes ao paciente. Dez indivíduos saudáveis (7 homens e 3 mulheres, com variação de idade de 24 a 44 anos), foram orientados a realizar 6 tipos de movimentos com o braço direito, sendo cada movimento constituído por três repetições. Os resultados mostram, para os 6 tipos de movimento, que o esqueleto composto é eficiente na minimização de ruídos e oclusões, possuindo a maior taxa de rastreamento para articulações em todos os movimentos capturados. Dessa maneira, dentre todos os esqueletos obtidos, o referido esqueleto é o mais robusto a ruídos e oclusões, viabilizando a construção do *reachable workspace* mais confiável do que nos demais esqueletos. Em um trabalho futuro, é necessária uma análise mais acurada sobre os erros

de rastreamento possíveis sobre o movimento realizado por um mesmo indivíduo.

## REFERÊNCIAS

- [1] Organização Mundial da Saúde, *Relatório mundial sobre a deficiência*, 2012.
- [2] V. L. Feigin, M. H. Forouzanfar, R. Krishnamurthi, G. A. Mensah, M. Connor, D. A. Bennett, A. E. Moran, R. L. Sacco, L. Anderson, T. Truelsen *et al.*, “Global and regional burden of stroke during 1990–2010: findings from the global burden of disease study 2010,” *The Lancet*, vol. 383, no. 9913, pp. 245–255, 2014.
- [3] N.S.Association. (2016) Paralysis. hemiparesis - national stroke association. [Online]. Available: <http://www.stroke.org/site/PageServer?pagename=hemiparesis>
- [4] A. C. Carvalho, L. C. Vanderlei, T. C. Bofi, J. Pereira, and V. A. Nawa, “Projeto hemiplegia—um modelo de fisioterapia em grupo para hemiplégicos crônicos,” *Arq Ciênc Saúde*, vol. 14, no. 3, pp. 161–8, 2007.
- [5] E. V. Olesh, S. Yakovenko, and V. Gritsenko, “Automated assessment of upper extremity movement impairment due to stroke,” *PLoS ONE*, vol. 9, no. 8, 2014.
- [6] N. D. Pereira, A. C. Ovando, S. M. Michaelsen, S. M. D. Anjos, R. C. M. Lima, L. R. Nascimento, and L. F. Teixeira-Salmela, “Motor Activity Log-Brazil: reliability and relationships with motor impairments in individuals with chronic stroke,” *Arquivos de neuro-psiquiatria*, vol. 70, no. 3, pp. 196–201, 2012.
- [7] H. Mousavi Hondori and M. Khademi, “A Review on Technical and Clinical Impact of Microsoft Kinect on Physical Therapy and Rehabilitation,” *Journal of Medical Engineering*, vol. 2014, pp. 1–16, 2014.
- [8] H. Sin and G. Lee, “Additional Virtual Reality Training Using Xbox Kinect in Stroke Survivors with Hemiplegia,” *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 92, no. 10, pp. 871–880, 2013.
- [9] B. Galna, D. Jackson, G. Schofield, R. McNaney, M. Webster, G. Barry, D. Mhiripiri, M. Balaam, P. Olivier, and L. Rochester, “Retraining function in people with Parkinson’s disease using the Microsoft kinect: game design and pilot testing,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 11, no. 1, p. 60, 2014.
- [10] R. Ortiz-Gutiérrez, R. Cano-de-la Cuerda, F. Galán-del Río, I. M. Alguacil-Diego, D. Palacios-Ceña, and J. C. Miangolarra-Page, “A telerehabilitation program improves postural control in multiple sclerosis patients: a spanish preliminary study,” *International journal of environmental research and public health*, vol. 10, no. 11, pp. 5697–5710, 2013.
- [11] L. Luna-Oliva, R. M. Ortiz-Gutiérrez, R. Cano-de la Cuerda, R. M. Piédrola, I. M. Alguacil-Diego, C. Sánchez-Camarero, and M. d. C. Martínez Culebras, “Kinect xbox 360 as a therapeutic modality for children with cerebral palsy in a school environment: a preliminary study,” *NeuroRehabilitation*, vol. 33, no. 4, pp. 513–521, 2013.
- [12] R. P. Matthew, G. Kurillo, J. J. Han, and R. Bajcsy, “Calculating reachable workspace volume for use in quantitative medicine,” *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, vol. 8927, pp. 570–583, 2015.
- [13] G. Kurillo, A. Chen, R. Bajcsy, and J. J. Han, “Evaluation of upper extremity reachable workspace using Kinect camera,” *Technology and Health Care*, vol. 21, no. 6, pp. 641–656, 2013.
- [14] J. J. Han, G. Kurillo, R. T. Abresch, E. De Bie, A. Nicorici, and R. Bajcsy, “Upper extremity 3-dimensional reachable workspace analysis in dystrophinopathy using Kinect,” *Muscle and Nerve*, vol. 52, no. 3, pp. 344–355, 2015.
- [15] B. Oskarsson, N. C. Joyce, E. De Bie, A. Nicorici, R. Bajcsy, G. Kurillo, and J. J. Han, “Upper extremity 3-dimensional reachable workspace assessment in amyotrophic lateral sclerosis by Kinect sensor,” *Muscle and Nerve*, vol. 53, no. 2, pp. 234–241, 2016.
- [16] Š. Obdržálek, G. Kurillo, F. Ofli, R. Bajcsy, E. Seto, H. Jimison, and M. Pavel, “Accuracy and robustness of kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population,” in *Engineering in medicine and biology society (EMBC), 2012 annual international conference of the IEEE*. IEEE, 2012, pp. 1188–1193.
- [17] D. Carmo, Y. Jovita, R. Ferrari, and L. Oliveira, “A study on multi-view calibration methods for RGB-D cameras,” in: *CONFERENCE ON GRAPHICS, PATTERNS AND IMAGES, 28. (SIBGRAPI)*, 2015.
- [18] Z. Zhang, “A flexible new technique for camera calibration,” *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol. 22, no. 11, pp. 1330–1334, 2000.
- [19] J. Shotton, A. Fitzgibbon, A. Blake, A. Kipman, M. Finocchio, B. Moore, and T. Sharp, “Real-time human pose recognition in parts from a single depth image.” IEEE, June 2011.
- [20] M. Edwards and R. Green, “Low-latency filtering of kinect skeleton data for video game control,” in *Proceedings of the 29th International Conference on Image and Vision Computing New Zealand*. ACM, 2014, pp. 190–195.
- [21] H. Edelsbrunner and E. P. Mücke, “Three-dimensional alpha shapes,” *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, vol. 13, no. 1, pp. 43–72, 1994.
- [22] D. J. Marchette, *Random Graphs for Statistical Pattern Recognition*. Wiley, 2004.
- [23] M. d. Berg, O. Cheong, M. v. Kreveld, and M. Overmars, *Computational Geometry: Algorithms and Applications*, 3rd ed. Santa Clara, CA, USA: Springer-Verlag TELOS, 2008.
- [24] S. Adler, D. Beckers, and M. Buck, *PNF in Practice: An Illustrated Guide*. Springer Berlin Heidelberg, 2007.