

色距離画像センサを用いた床反力可視化による義足荷重訓練支援システム

Training Support System of Prosthetic Limb Load Visualizing Floor Reaction Force using Color-Depth Sensor

○尾形邦裕(埼玉大) 三田友記 清水健 山崎伸也(国リハ)

Kunihiro OGATA, Saitama University, Tomoki MITA, Takeshi SHIMIZU and Nobuya YAMASAKI, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

Abstract: The lower limb amputees tend to increase the foot reaction force of the healthy leg. Asymmetric gait with a prosthetic leg may also negatively affect the musculoskeletal health of the healthy side leg. Therefore, it is important for these amputees how to adjust a balance of each foot load in training. We aim to develop a training support system visualizing floor reaction force by color-depth sensor. A whole body pose of the amputee is measured by the depth sensor, and the floor reaction force is estimated based on ZMP that is calculated by the center of mass of the amputee. We did evaluation experiments of the proposal method, confirmed the effectiveness of the estimation method and the training with visualizing the reaction force.

Key Words: Rehabilitation, Image Processing, ZMP

1. 序論

1-1 研究背景

切断者にとって、切断後の義足の適合及び装着訓練は社会復帰後の日常生活に大きく影響する。片足下肢切断者の義足歩行において、義足への荷重が十分になされない場合、健側下肢への負担が増大し、疲労、腰痛などの疼痛、足部や膝関節での変形を引き起こす。また、義足に用いられている足部や継手は十分な荷重がかかることで、その機能を発揮する。これらのことから義足に十分な荷重をかける必要がある。切断後のリハビリテーションにおける義足への荷重訓練指導は、理学療法士や義肢装具士が主に口頭で行う。それ以外に、鏡を用いて姿勢を調整する方法、2つの体重計を用いて左右の荷重量を合わせる方法がある。しかし、各足裏の荷重調整には姿勢と荷重量を同時に提示する必要がある。

1-2 研究目的

本研究では、義足歩行中の姿勢と荷重量をリアルタイムで切断者に視覚フィードバック可能な訓練支援システムの開発を目指す。これによって、切断者は健側への負担を軽減し、義足への適切な荷重をかける姿勢の獲得が可能になる。

1-3 視覚フィードバック訓練に関する従来研究

Davisらはトレッドミル上での義足の荷重量をリアルタイムで提示する装置を開発し、荷重量の左右対称性が高いほどエネルギー消費が少ないことを示した⁽¹⁾。このように荷重量を視覚的に提示することで訓練効果が向上することが知られている。また、手すりや義足にかかる力を計測及び提示することで、高齢下肢切断者の歩行訓練が実現されている⁽²⁾。

2. 義足荷重訓練支援システムの実現方法

歩行訓練においては力の提示以外に自己の姿勢を同時に提示することが重要であると考えている。また、日常的に訓練に用いることを想定すると、従来と比較して簡易的な装置であることが重要である。そこで本研究では、色画像と距離画像を同時に計測することで、切断者の姿勢と荷重量を同時に提示可能なシステムを提案する。

従来研究にもあるように、手すりや足裏の荷重量を計測するには直接接触面から力を計測する必要がある。しか

し、人が環境から受ける力は身体の慣性力と釣り合うため、手すりをういず左右の足のみで立脚している場合、切断者の運動を計測することで足裏にかかる力を推定することは可能である。Vukobratovicらは慣性力と床反力が釣り合う点をZMP(Zero Moment Point)と定義している⁽³⁾。このZMPと単質点で近似した身体の慣性力との関係は式(1)で得られる。

$$p_y = y - \frac{z}{\ddot{z} + g} \ddot{y} \quad (1)$$

ここで、 (y, z) は重心位置、 p_y はZMPとする。式から分かるように、ZMPは重心位置と加速度から推定することが可能である。切断者の各関節及び体節の位置から重心の位置を算出し、この重心位置から差分によって重心加速度を得ることでZMPの位置を算出する。立脚時において床に及ぼす力は各足裏の床反力である。ZMPに働く慣性力と釣り合う床反力はこれらの総和であると言える。そこで、各足裏に働く力をZMPと足部の位置の比率から推定する。各足裏の力を f_R, f_L 、各足部の位置を y_{Rfoot}, y_{Lfoot} 、鉛直方向に働く慣性力を F_z とすると、各足裏に働く力は式(2)によって得られる。実際には、推定された力の大きさではなく、左右にかかる力の割合が示されれば良いので、 F_z は任意の定数で良い。

$$\begin{aligned} f_R &= \frac{p_y - y_{Lfoot}}{y_{Rfoot} - y_{Lfoot}} F_z \\ f_L &= \frac{-p_y + y_{Rfoot}}{y_{Rfoot} - y_{Lfoot}} F_z \end{aligned} \quad (2)$$

上述の手法によって得られた各足裏の荷重値を縦に伸びるバーとして表示し、切断者の画像に重畳して提示する。このバーの長さが長いほど強い力がかかると教示し、切断者は左右の荷重量を調整する。

3. 検証実験

提案手法によって可視化した床反力を提示したことによる訓練の検証実験を行った。Fig. 1に提案システムの構成と提示される画像を示す。色距離画像センサによる関節位置の取得にはマイクロソフト社が開発したKINECT®及びそのSDK(Software Development Kit)を用いた⁽⁴⁾。計算された床反力はプロジェクトを用いてスクリーンに表

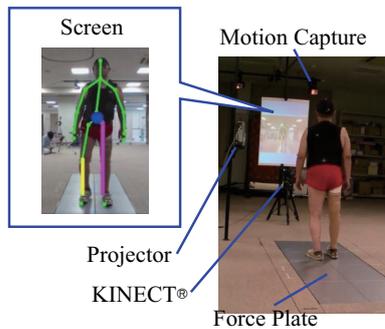


Fig. 1 Proposal System and Measurement System

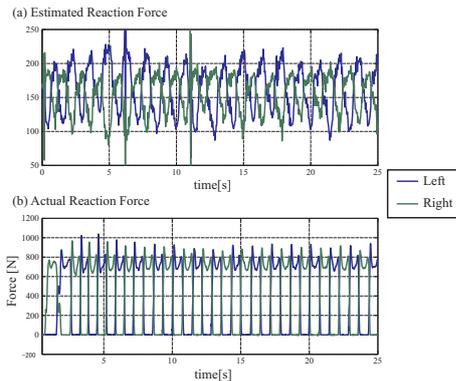


Fig. 2 Floor Reaction Force (a) Estimated value, (b) Actual measured value

示した。本システムの評価のために光学式モーションキャプチャーシステム (Motion Analysis) 及びフォースプレート (KISTLER 社製) を用いた。

実験被験者として健常被験者 6 名 (男性 3 名, 女性 3 名) と切断者 3 名 (男性 2 名, 女性 1 名) から協力を得た。切断者は下腿切断 2 名 (被験者 7, 8) と大腿切断 1 名 (被験者 9) である。本実験では, 静止立位, ステップ動作, 歩行動作の 3 種類を視覚提示なしとありでそれぞれ行った。

3-1 力可視化手法の検証

Fig. 2 に提案する床反力推定手法によって得られた左右の床反力とフォースプレートから得られた床反力をそれぞれ示す。提案手法による床反力と実際の床反力を比較すると, 相対的な力の増減は適切に推定されていることが分かる。しかし, 推定値は完全にゼロになることはない。これは ZMP がどちらかの足部にまで到達していないため, 計算上, 遊脚側にも力が残ってしまうためである。

3-2 視覚フィードバックの検証

被験者 9 における視覚提示なしとありでの静止立位での床反力の変化を Fig. 3 に示す。左は提案手法による推定結果, 右はフォースプレートによる計測値である。視覚提示ありでは左右の床反力が等しくなるように指示をした。被験者 9 は視覚提示なしでは健側に力が偏っていたが, 視覚提示によって義足側にも荷重がかかっていることが分かる。このことから, 本提案手法による荷重調整が可能であることが示された。

また, ステップ動作時の体幹の姿勢を比較した。Fig. 4 に体幹の鉛直方向からの傾き角度を示す。その結果, 被験者 7 はステップを行うたびに体幹がやや曲がっており, くの字の姿勢で歩行を行っていることが分かる。

3-3 考察

切断者の実験において, 被験者 8 は義足側に力が十分かかっており, また姿勢も曲がっている様子が見られなかつ

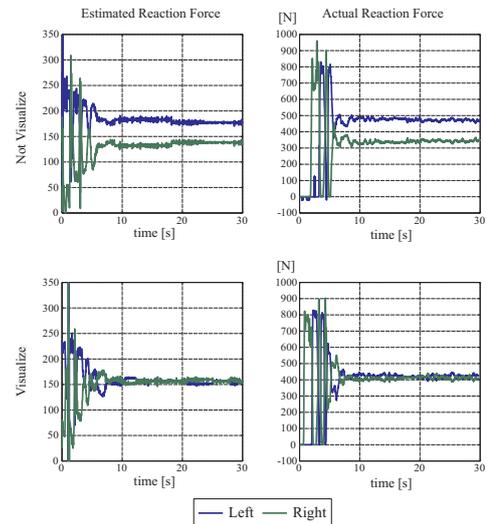


Fig. 3 Result of Visual Feedback

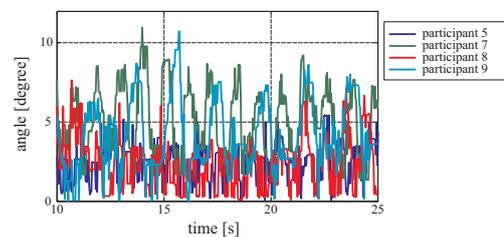


Fig. 4 Trunk Posture

た。一方で, 被験者 9 は視覚提示なしでは健側側に偏っていた。これは切断肢の長さによるものである。被験者 8 は下腿切断で長断端である。一方, 被験者 9 は大腿切断であり, 残存能力が異なる。このことから, 本提案訓練手法は主に大腿切断者において有効である。但し, 下腿切断でも短断端である被験者 7 は歩行時に体幹がくの字の姿勢になっている。荷重バランスが左右均等でも姿勢が崩れている場合があり, このような切断者に対しては適切な姿勢を同時に提示する必要がある。

4. 結論

本研究では, 自己の姿勢と荷重量をリアルタイムで視覚提示するシステムを構築し, 義足荷重訓練を支援することを目的とした。色距離画像センサ KINECT®を用いることで非接触で足裏の荷重量推定を実現した。今後は, 力のみならず目標姿勢を同時に提示することでより効率良く適切な姿勢を教示できるシステムの構築を目指す。

参考文献

- (1) B. L. Davis, et al, Realtime Visual Feedback Diminishes Energy Consumption of Amputee Subjects During Treadmill Locomotion, AAOP, vol. 16, no. 2, pp. 49-54, 2004.
- (2) 中川ら, 高齢下肢切断者用義足歩行訓練装置の開発, 平成 15 年度兵庫県立福祉のまちづくり工学研究所報告書, pp. 181-186, 2002.
- (3) M. Vukobratovic, et al, On the stability of anthropomorphic systems, Mathematical Biosciences, Mathematical Biosciences, vol. 15, pp. 1-37, 1972.
- (4) J. Shotton, et al, Real-Time Human Pose Recognition in Parts from Single Depth Images, CVPR '11, pp. 1297-1304, 2011.