

固定／伸展膝継手による大腿義足の昇段アシスト効果の実験的検討

Experimental Study on Assistive Effect of an Above Knee Prosthesis with a Fix/Extension Knee Joint

○横川蘭真（北見工大院） 鈴木聡一郎（北見工大） 星野洋平（北見工大）

曹 羸（北見工大） 楊 亮亮（北見工大）

Ramma YOKOGAWA, Graduate school of Engineering, Kitami Institute of Technology
Soichiro SUZUKI, Kitami Institute of Technology
Yohei HOSHINO, Kitami Institute of Technology
Ying CAO, Kitami Institute of Technology
Liangliang YANG, Kitami Institute of Technology

Abstract: This study developed an above-knee prosthesis with fix/extension mechanism of knee joint by using the floor reaction force. The prosthesis has a lever on the bottom of foot and a disc brake system at the knee joint of prosthesis which is active when the wire is pulled by the foot lever. The movement of the knee joint is fixed by chalking force of the brake system. Furthermore, the input cylinder is compressed by the movement of the ankle joint, and the output cylinder extends the knee joint by fluid pressure generated by the input cylinder. The purpose of this study is developmet of the above-knee prosthesis which reduces a load of a healthy leg during going up stairs. In this report, we experimentally investigate assistive effect of this prosthesis and improves the gait of the user.

Key Words: Prosthesis, Knee Joint Mechanism, Ground Reaction Force, Brake

1. 結 論

大腿部切断者にとって、膝関節を失うことによる日常生活への影響は大きく、代替機能となる義足用膝継手の機能が非常に重要となる。しかしながら、既存の膝継手では、階段の交互昇段が依然困難なものとなっている。これは、主に義足側の立脚期において膝折れが生じやすいことと、立脚期に膝の伸展を能動的に行うことができないことに起因する。電気アクチュエータにより膝の伸展を能動的に行い、交互昇段を可能とする膝継手も存在するが、価格や重量面、ならびに体格制限などの問題により普及には至っていない。

本研究では外部駆動源を用いず、小型・軽量の機構で膝の伸展を可能とする大腿義足用膝継手の開発している⁽¹⁾。これまでに、床反力を利用した固定／伸展機能を持つ大腿義足膝継手を開発し、20 cm 段差の階段の交互昇段が可能であることを確認した⁽²⁾。しかし、昇段時に健常脚での強い蹴り上げ動作がみられ、健常者の 10 倍程度の筋活動が確認された。この結果より、健常脚の負担が大きいと考えられる。

本報では、20 cm 段差の交互昇段を対象として、健常脚の負担を低減する固定／伸展膝継手の設計・製作を行い、その有効性を明らかにする。

2. 固定／伸展膝継手を有する大腿義足

2.1 固定／伸展機構

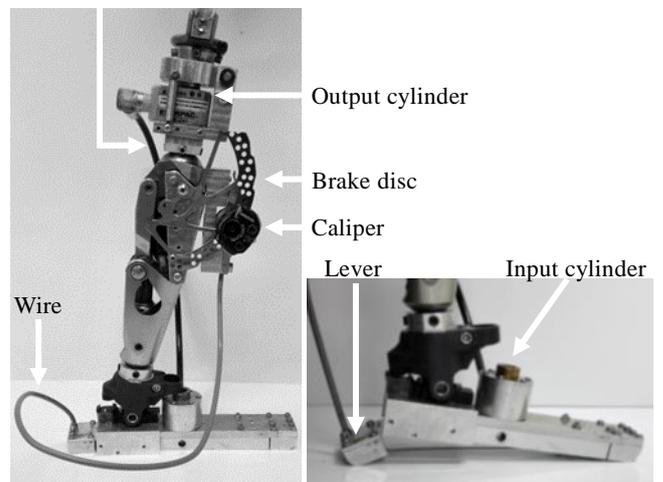
これまでに製作した膝継手を図 1 に示す。足底部には人間の足部のアーチ構造を模擬した固定機構入力部があり、接地時にアーチ形状が床反力を受けることで、伸展する足底部の長さを利用してワイヤーを牽引する。そして、ブレーキキャリパーがディスクを挟み込み、膝関節を固定する。固定後、足関節の屈曲により入力シリンダを圧縮し、油圧ホースを介して出力シリンダが伸展することにより、膝関節軸周りの伸展モーメントを発生させる。この膝継手によって、20 cm の段差を交互昇段することを可能とした⁽³⁾

固定／伸展膝継手を有する大腿義足は、段差高さに合わせて任意に膝関節角度をブレーキで固定し、伸展開始時に出力シリンダを用いて膝の伸展を補助し、この伸展力と健常脚の蹴り上げで昇段を可能としている。昇段時の蹴り上げに使用される内側広筋の表面筋電位 RMS 値は、健常者と比較して 10 倍程度であることが確認された。

重心位置が足関節の後方にある場合、上段側の足関節軸を中心に後方へ倒れる転倒モーメントが発生し、この転倒モーメントを防ぐため、下段側の健常脚による蹴り上げが必要となる。そのため、両脚支持中の重心位置が足関節の後方であるほど、転倒モーメントの影響を受けやすく、健常脚の負担が大きいと考えられる。

そこで、健常者の交互昇段時の階段昇段姿勢に着目し、固定／伸展膝継手を有する大腿義足による昇段と比較する。

Oil pressure pipe



(a) Knee joint (b) Arch type foot
Fig.1 A Fix/Extension mechanism of a prosthesis

2.2 交互昇段解析

健康な男子大学生 1 名を被験者として，固定/伸展膝継手を有する大腿義足と健常者の 20 cm の段差における階段昇段時の重心位置・膝関節角度・足関節角度を計測する。

2.2.1 固定/伸展膝継手と健常者の重心位置の比較

図 2 に重心位置の計測結果を示す。上段側の足関節中心を基準とした重心までの水平距離を重心位置とし，昇段時の前方を正とする。

両脚支持中，健常脚の蹴り上げ直前の重心を調べるため，下段側の足関節が最も屈曲した時点での重心位置を分析する。最大屈曲時を図中の破線で示す。この結果，健常者の重心は，蹴り上げ直前に，足関節の 46.2 mm 後方に位置することが示された。これに対し，固定/伸展膝継手の重心は，97.0mm 後方に位置しており，健常者より転倒モーメントの影響を受けやすいことが分かる。そのため，固定/伸展膝継手による交互昇段は，健常者より下段側の健常脚による強い蹴り上げが必要であると考えられる。

2.2.2 固定/伸展膝継手と健常者の膝関節角度の比較

図 3 に膝関節角度の計測結果を示す。ここで膝関節角度は屈曲方向を正とし，立脚時間で正規化した正規化立脚時間に対する変化を示す。健常者の膝関節角度は，上段側に体を移動するために約 40 deg から 70 deg 程度まで膝を屈曲させ，その後，約 0 deg まで膝関節を伸展して，昇段している。これに対し，固定/伸展膝継手では，膝関節の屈曲が小さい立脚初期でブレーキ機構によって膝関節が固定されるため，膝関節角度が約 35 deg から 40 deg 程度の軽度屈曲状態が立脚期後半まで維持されている。

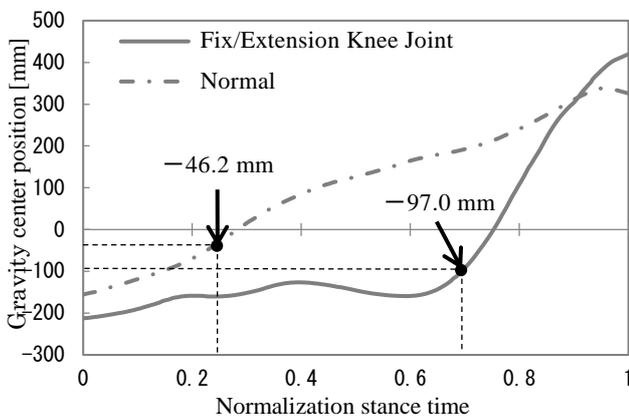


Fig.2 Comparison of the center of gravity position

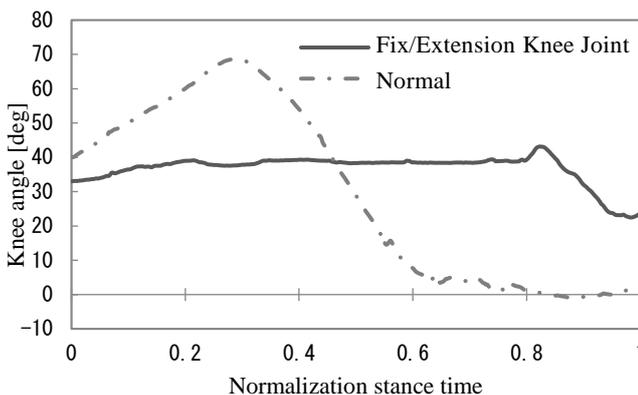


Fig.3 Comparison of the knee angle

2.2.3 固定/伸展膝継手と健常者の足関節角度の比較

図 4 は，図 3 と同条件での足関節角度の計測結果を示す。健常者は，足関節角度を膝の屈曲に合わせて約 10 deg から 30 deg 程度まで屈曲し，その後，約 -10 deg まで伸展する。これに対し，固定/伸展膝継手では，約 -5 deg から 40 deg 程度までとなり，立脚初期から後期にかけて大きく屈曲していることが分かる。これは膝関節の屈曲が小さく，重心が後方に位置するため，転倒モーメントによる後方転倒を防ぐ目的で足関節を屈曲させなければ階段昇段を行うことができないためであると考えられる。

2.2.4 固定/伸展膝継手の問題点

以上の検討から，固定/伸展膝継手による交互昇段は，膝関節が立脚期初期で固定され，重心移動のための屈曲を行うことができないことが問題である。この問題によって，重心が後方に位置するため，健常脚の EMG が増大したと考えられる。よって，健常脚の負担を減少させるために，両脚支持中の足関節と膝関節の十分な屈曲が必要であるといえる。

3. アーチ式足部の改良

これまでに開発した固定/伸展膝継手による昇段は，踵から接地し，ブレーキ入力を行うことによって，膝関節の固定を行っていた。これにより膝関節角度の小さい状態で固定される。その後，健常脚の足関節の伸展と義足の足関節の屈曲により，重心移動が行われ，床反力が最大となる。この時，床反力作用点位置が前方に位置するため，踵のブレーキレバーに十分な荷重を与えることができないと考えられる。階段昇段の際，膝関節と足関節が十分に屈曲してブレーキ入力を可能とするアーチ式足部の改良を行う。そのため，踵部に設置されていたブレーキレバーを土踏まずに設置した (図 5(a))。改良したモデルを図 5 に示す。

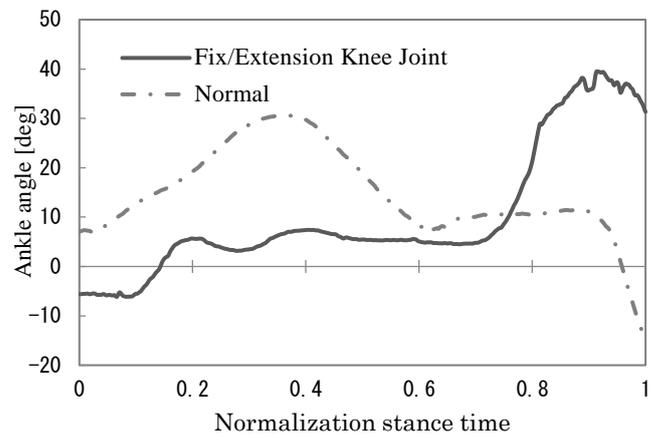


Fig.4 Comparison of the ankle angle

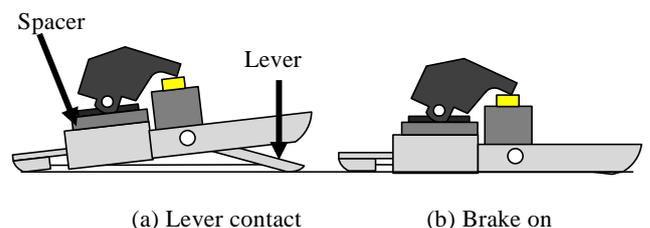


Fig.5 Direction of improved arch type foot

これにより、前方に重心を移動した場合でもブレーキレバーを押し込むことができ、足関節と膝関節の十分な屈曲を行うとともに、ブレーキ入力を可能とする(図 5(b))。この改良により、改良前よりも膝関節の屈曲を行うことが可能であると考えられる。

また、これまでの伸展機構入力部が入力シリンダに接するまでの足関節角度は 10 deg であり、足関節の可動範囲を拡大する必要がある。そのため、伸展機構入力部の下に厚さ 1 cm スペースを入れることによって、伸展機構入力部が入力シリンダに接するまでの足関節角度を 20 deg とすることによって、足関節の可動範囲を広く設計した。

4. 固定／伸展膝継手の製作

固定／伸展膝継手を有する大腿義足用膝継手は、多軸膝継手である Ottobock 社の 3R60 とソケットの間に伸展機構が接続されている。3R60 には膝折れ防止機構があり、踵接地時の着地衝撃により仮想的に構成される膝関節軸は、床反力ベクトルの後方に移動する。よって、重心移動のために屈曲を行う足関節と膝関節に影響を与える可能性がある。そこで、これまでの多軸膝を廃し、固定機構による膝関節の固定と伸展機構による膝の伸展を一つの軸で行う単軸膝継手の製作を行った。改良した膝継手で製作した大腿義足を図 6 に示す。膝継手の下腿部側にブレーキキャリパー、出力シリンダにブレーキディスクが取り付けられている。出力シリンダは、ソケットと膝継手軸に接続されており、大腿部の動きに合わせて膝継手軸中心で回転する。この設計変更により、改良前の義足の重さが約 5 [kg]であったのに対し、改良後は 4.4 [kg] となっており、0.6 [kg]の軽量化を行うことができた。

改良した膝継手の概略図を図 7 に示す。交互昇段を行う際、立脚期初期で足部の接地を行い(図 7(a))、足関節の屈曲とともにブレーキ入力を行う(図 7(b))。ブレーキ入力に伴い、ソケットに接続された出力シリンダの膝継手軸中心における自由回転を固定機構によって固定することで、膝関節の屈曲を抑える。その後、さらに足関節が屈曲することによって、伸展機構入力部が入力シリンダを圧縮する(図 7(c))。出力シリンダの伸展に伴い、接続されているソケット及び大腿部が、膝継手軸中心で回転する。これにより、これまでよりも膝を屈曲した状態で、固定機構による膝関節の固定と、伸展機構による伸展補助を行いながら交互昇段が可能となる。

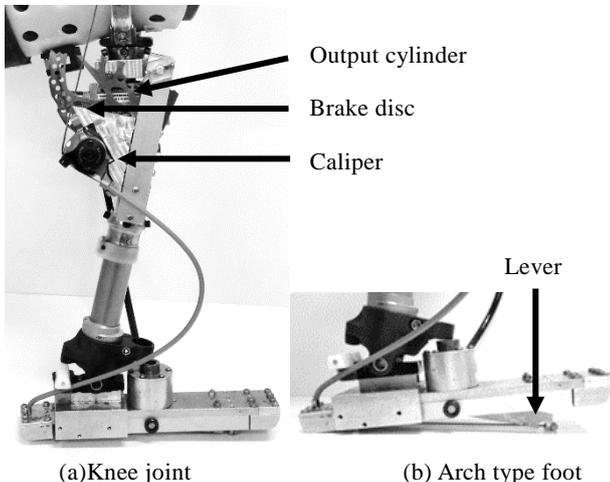


Fig.6 Improved prosthesis with a Fix/Extension mechanism

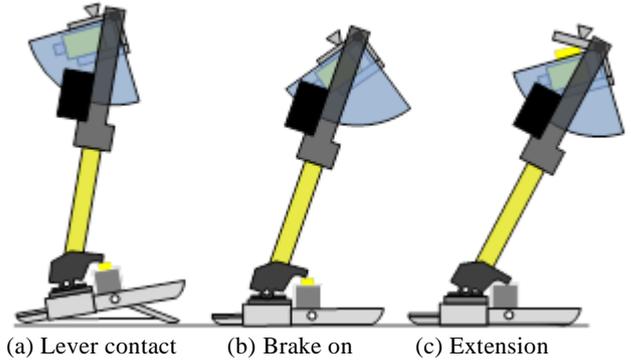


Fig.7 Direction of a single axis knee joint

5. 膝継手の性能評価

5.1 関節角度による評価

改良した固定／伸展膝継手を用いて 20 cm 段差における交互昇段実験を行った。図 8 に膝関節角度、図 9 に足関節角度の計測結果を示す。

膝関節角度については、アーチ式足部の改良によって、改良前と比べて膝関節をより屈曲した状態で接地することができている。接地後は、約 45 deg～55 deg 程度で膝関節は固定されている。膝関節の固定後、正規化立脚時間 0.6 から膝関節が約 55 deg から 30 deg 程度に伸展している。

足関節角度については、改良後、約 -5 deg から 30 deg 程度まで、徐々に足関節が屈曲していることが分かる。また、膝関節が伸展し始める正規化立脚時間 0.6 では、足関節角度が 20 deg となっており、両脚支持中に足関節の十分な屈曲を行っていることが示された。

これらの検討結果より、改良したことによって両脚支持中に膝関節が屈曲した状態で接地し、その後、足関節の屈曲を利用してブレーキ入力を行い、昇段することが示された。

5.2 重心位置による評価

両脚支持中の膝関節と足関節の屈曲を可能としたことによって、重心位置が改善されているか検証する。上段側の足関節を基準とした場合の重心位置を図 10 に示す。改良後は、健常者の蹴り上げまでに約 50.9 mm 後方に重心を位置させることができ、健常者の重心位置に近い値を示していることが明らかになった。この結果より、膝関節と足関節の屈曲によって、重心位置が改善されることが示された。

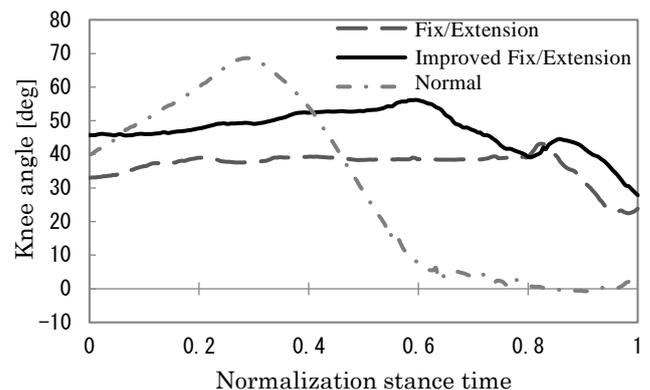


Fig.8 Comparison of the knee angle

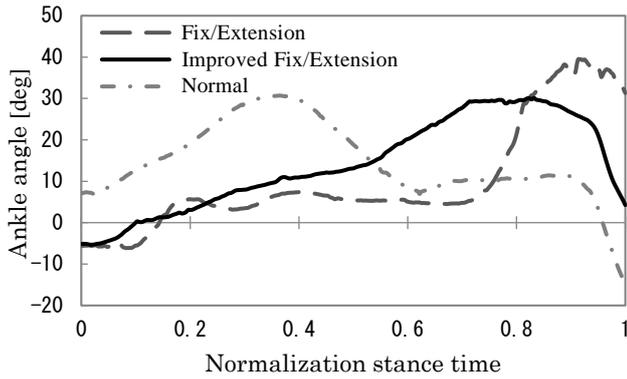


Fig.9 Comparison of the ankle angle

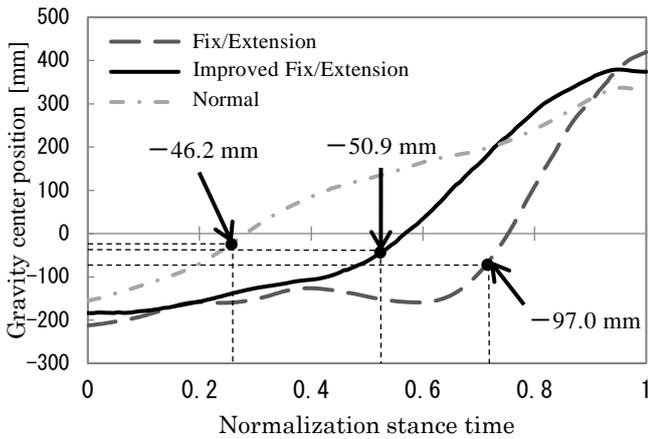


Fig.10 Comparison of the gravity center position

5.4 表面筋電位 RMS 値による評価

健全脚への負担が低減出来ているか明らかにするため、EMG を用いて下段側の健全脚の内側広筋の表面筋電位を計測し、RMS 値を算出する。計測範囲は上段側の接地から健全脚の離地までの両脚支持中に健全脚が働いている間とした。また、上段側の大殿筋と内側広筋の表面筋電位を計測し、RMS 値を算出して、改良前、健全者と比較する。計測範囲は、下段側の健全脚が離地しはじめてから接地するまでの義足側が片足で支持している間とした。

下段側の内側広筋の表面筋電位 RMS 値の算出結果を図 11 に示す。表面筋電位 RMS 値は、改良前は、0.20 mV であるのに対し、改良後は、0.062 mV となり、健全脚側の筋活動を 68.6 % 低減した。この結果より、改良した固定／伸展膝継手によって、健全脚の負担を低減できることが明らかとなった。

上段側の大殿筋と内側広筋の表面筋電位 RMS 値の算出結果を図 12 に示す。健全者は、両脚支持から片足支持までの間に、上段側の大殿筋による股関節伸展と内側広筋による膝関節伸展によって体を上方へ移動させる。これに対し、固定／伸展膝継手では、膝関節の伸展筋が存在しないため内側広筋の活動はないとした。よって、内側広筋は健全者のみ測定を行った。固定／伸展膝継手を有する大腿義足の上段側の大殿筋の活動は、0.30 mV となっている。これに対し健全者は、上段側の大殿筋と内側広筋の表面筋電位 RMS 値がそれぞれ 0.17 mV と 0.10 mV となっている。よって、固定／伸展膝継手は、内側広筋の代わりに大殿筋の活動によって昇段を可能としていることを明らかとした。

6. 結 論

本研究では、膝関節と足関節の屈曲を行うことによって、重心位置の改善および健全脚の負担低減を行うことを目的とし、固定／伸展膝継手の製作を行った。その結果、20 cm 段差における交互昇段中の膝関節と足関節の屈曲によって、重心位置の改善を可能とした。

また、下段側の内側広筋における表面筋電位 RMS 値を算出し、健全脚の負担を定量化した。その結果、改良後では健全脚への負担を 68.6 % 低減しており、改良した固定／伸展膝継手の有効性が確認された。

参考文献

- (1) 鈴木聡一郎，“外部駆動源を必要としない能動型膝継手の実験的検討”，日本機械学会論文集 C 編，Vol. 75, No. 756, pp. 2274-2279, 2009.
- (2) 晴山貴人，鈴木聡一郎，星野洋平，小林寛和，横川蘭真，“固定／伸展機能を有する大腿義足膝継手の昇段アシスト効果”，第 35 回バイオメカニズム学術講演会 (SOBIM2014) 予稿集，pp. 167-170, 2014.
- (3) 小林寛和，鈴木聡一郎，星野洋平，晴山貴人，横川蘭真，“アーチ式足部による膝関節の効率的な固定／伸展を可能とした大腿義足の昇段アシスト効果”，日本機械学会 2015 年度年次大会講演論文集，No.J2410304, 2015

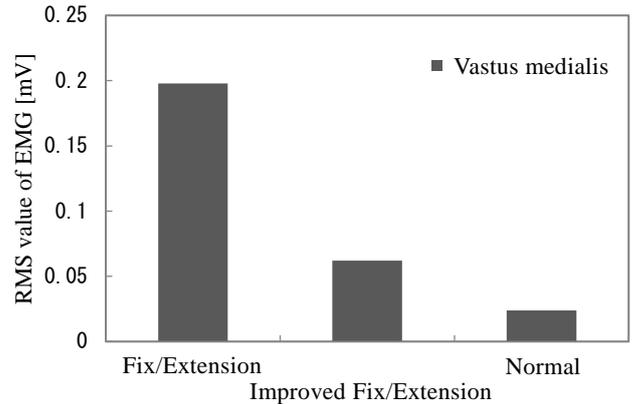


Fig.11 Comparison of EMG of vastus medialis of ahealthy leg

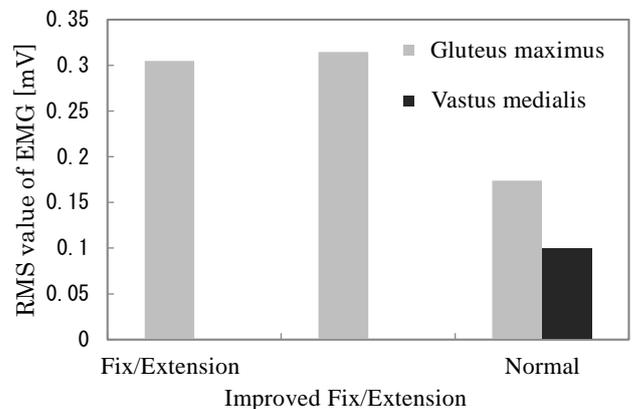


Fig.12 Comparison of EMG on the upper side