

座面の硬さの違いが起立動作中の関節角度と筋活動に与える影響

○安積 諒馬 (九州大学), 安 琪 (東京大学), 菊地 謙 (東京大学), 浅間 一 (東京大学),
山下 淳 (東京大学), 倉爪 亮 (九州大学)

Influence of different seat hardness on joint angles and muscle activity during sit-to-stand movements

○ Ryoma Azumi (Kyushu University), Qi An, Ken Kikuchi, Hajime Asama,

Atsushi Yamashita(The University of Tokyo), and Ryo Kurazume(Kyushu University)

Abstract: Today's society has an increasing need for standing support devices, and the health impact of a sedentary lifestyle is concerning. Therefore, we focused on the benefits of standing up for physical health and investigated how changing seat hardness affects standing up. Our analysis suggests that standing up from a softer seat increases muscle activity and forward bending.

1. 緒言

高齢化社会の進行する現在、介護者の不足が深刻化し、介護者に代わる介護支援動作機器の需要が高まっている。介護を行う際に、介護者の負担軽減や高齢者自身の身体機能の維持、リハビリテーションの観点から、立ち上がりに関する一連の動作支援が特に重要視されており、被介護者の身体機能を最大限に活かせる起立動作支援を介護支援機器によって実現することが課題である。これまでに、被介護者の重心位置から、被介護者の状態を推定する手法を用い、ひじ掛けロボットによる立ち上がり動作支援を行うシステム^[1]が提案されている。また、椅子型支援機器の支援条件を変化させた立ち上がり時、支援のない自然な立ち上がり動作を運動量と筋電図 (EMG) の観点から比較し、椅子型支援機器の支援効果が検証されている^[2]。

他に、健康面での課題として、座りすぎは筋肉の代謝や血行が低下し、健康に害を及ぼすことが分かってきており、生活習慣病や寿命が縮まるリスクを高める可能性も示唆されている^[3,4]。起立動作は、日常生活でもっとも行われる動作であり、身体機能の維持に効果的であるとされる。そこで、起立動作が容易に行えるようになれば、起立動作の回数が増え、年齢にかかわらず身体機能を維持することができ、健康につながるのではないかと考えた。

高齢者は筋力の低下により、膝の伸展が行いづらく、起立動作も緩やかになるという特徴がある^[5,6]。そのため、膝への負担がかかりやすい柔らかな座面からは立ち上がりにくい。さらに若年者においても、柔らかい座面からの立ち上がりは抗力を得られにくく、立ち上がりにくい。起立動作を容易に行えるようにするために、起立動作支援を行う機器として、座面の高さを調整した支援椅子^[7]や外骨格を用いた起立動作支援^[8]が存在するが、座面の硬さを変化させることでも支援を行えるのではないかと考えた。

そこで本研究では、座面の硬さを変化させることで立ち上がり支援を行う機器の開発に先立ち、起立動作に与える影響を身体関節角度、筋活動に着目し計測を行った。筋活動や関節角度に与える影響を解明することで、座面の硬さを変化させて立ち上りを支援す

る機器を使用した起立動作での筋活動と関節角度の特徴と比較を行い、効果を検証することを目的とした。

2. 解析手法

実験における評価項目として姿勢特徴を明らかにするために関節角度に着目し、起立動作における筋肉への負荷を明らかにするために筋活動に着目した。関節角度と筋活動の解析手法に関して述べる。

関節角度の計測のために Motion Analysis 社の光学式モーションキャプチャ MAC3D を使用する。マーカーセットには Helen Heyes を用い、筋骨格ソフト (Musculographics 社 SIMM) で関節角度と重心軌道の算出を行った。立ち上がり動作時の姿勢を評価するために、股関節と膝関節、足関節の水平面からの角度を用いて前傾姿勢に対する評価を行った。各関節角度の定義と、そのリンクモデルを Fig. 1 に示す。立ち上がり動作時の速度を評価するための指標として、股関節、膝関節、足関節における角速度を算出した。

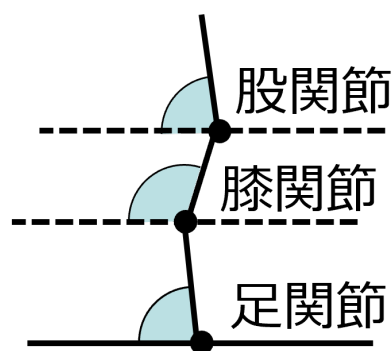


Fig.1 Definition of each joint angle

筋活動に関しては無線筋電センサ (Cometa 社 Mini Wave Infinity) を用いて計測を行った。立ち上がり動作時の筋肉の活動を評価するための指標として、筋活動電位の最大値を計測し、比較を行った。筋活動は無線筋電センサを用いて左半身の 8 つの筋肉の位置 (外腹斜筋: EO, 脊柱傍筋: ES, 大腿直筋: RF, 外側広筋: VL, 大臀筋: GMAX, 内側腓腹筋: GASM, 前脛骨筋:

TA, 外側ハムストリングス:BFL) に貼り付けを行い、起立動作中の運動に寄与する主要な筋の計測を行った。1,000 Hz で計測し、40-400 Hz の 4 次のバターワースのバンドパスフィルタ、基線を合わせて、整流化したのちに 4 Hz の 4 次のバターワースのローパスフィルタでフィルタリングを行った。

フォースプレートを用いて離臀のタイミングを計測しており、モーションキャプチャと筋電のデータと同期をとった。モーションキャプチャの周波数は 100 Hz であり、筋電の計測周波数は 1000 Hz で取得した。離臀のタイミングから 1 秒前から 2 秒後までを立ち上がり動作として定義して切り取りを行い、解析を行った。

角度、角速度、筋活動に関しては、硬い座面と柔らかい座面での立ち上がりでの違いを見るために、t 検定を行った。有意水準は 5 %とした。筋電の解析方法として、筋電の最大値の平均を、柔らかい座面条件/硬い座面条件で算出し、筋活動の変化を比較した。

3. 座面の硬さの違いによる立ち上がり動作の差異の計測実験

座面の硬さを変化させることで、起立動作時の関節角度や筋活動にどのような特徴が生じるか解析する。計測実験の様子を Fig. 2 に示す。

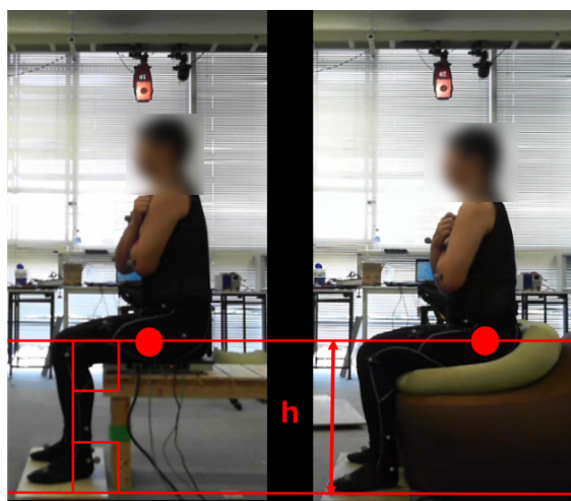


Fig.2 Measurement experiment with motion capture and myoelectric sensor (left: hard, right: soft)

被験者は 7 名（男性：24±2.14 歳）であり、モーションキャプチャのマーカー位置である大転子の高さをメジャーで測り、個人の条件間で統一し、Fig. 2 に示すような硬い座面とビーズクッションに用いられるソファのような柔らかい座面からの立ち上がり動作を 10 回ずつ行った。また、足関節と地面のなす角度と膝関節の屈曲角度を 90 度として初期姿勢を定義した。起立動作を計測した実験条件として、立ち上がりの速度を統一するためにメトロノームを用いた条件下でも行った (60 bpm)。実験条件を統一する目的で立ち上がり速度を指定した条件を追加した。立ち上がり速度を指定した場合とどうでない場合による解析結果の相違を比較することが目的である。実験条件は以下に示すとおりである。

1. 硬い座面からの通常の立ち上がり (hard1)
2. 硬い座面からの起立動作時間を指定した立ち上がり (hard2)
3. 柔らかい座面からの通常の立ち上がり (soft1)
4. 柔らかい座面からの起立動作時間を指定した立ち上がり (soft2)

硬い座面より柔らかい座面の方が屈曲を利用して立ち上がるため、前傾姿勢になること、勢いをつけた立ち上がりとなること、座面からの抗力が少なくなるため、筋活動を必要になるのではないかと考えた。前傾姿勢の評価項目として股関節の角度の最小値を使用した。立ち上がり動作時の速度を評価する指標として、各関節の角速度を使用した。筋活動の評価項目として、筋電センサを用いた筋活動の最大値を指標として使用した。

関節角度の最小値、関節角速度の最大および最小値、筋電の最大値において、各実験条件で被験者 1 名当たり、10 回の起立動作を行った平均値を算出した。その平均値を被験者 7 名分算出し、被験者 7 名の平均値、標準偏差を算出して比較した。実験条件間での比較対象としては hard1 と soft1, hard2 と soft2 間で比較を行った。被験者のうち 1 名の筋電データにはノイズが確認されたため、筋電のデータのみ 6 名での平均値を算出し、解析を行った。

3.1 関節角度に関する実験結果

ある被験者 1 名の 4 条件における各関節角度の平均値の時系列変化を Fig. 3 に示す。グラフ上の 1 秒が離臀のタイミングである。また、各実験条件の関節の最小角度の平均値と標準偏差を算出した結果を Fig. 4 に示す。t 検定を行った結果を Table 1 に示す。足関節の最小角度はいずれの条件間でも有意な差はみられなかった ($p=0.09$, $p=0.48$)。膝関節の最小角度は座面の硬さの違う通常立ち上がり条件間 (hard1 と soft1) では柔らかい座面からの立ち上がりで膝関節がより伸展している ($p=0.017$)。また、座面の硬さの違う、起立動作時間を指定した条件間 (hard2 と soft2) では、有意な差はみられなかった ($p=0.20$)。股関節の最小角度は通常立ち上がり条件間 (hard1 と soft1)、起立動作時間を指定した条件間 (hard2 と soft2) のどちらにおいても柔らかい座面からの立ち上がりで小さくなっていることが明らかになった ($p=0.0036$, $p=0.0018$)。この結果は、柔らかい座面からの立ち上がりでは上体をより前屈させて立ち上がりを行っていることを示す。

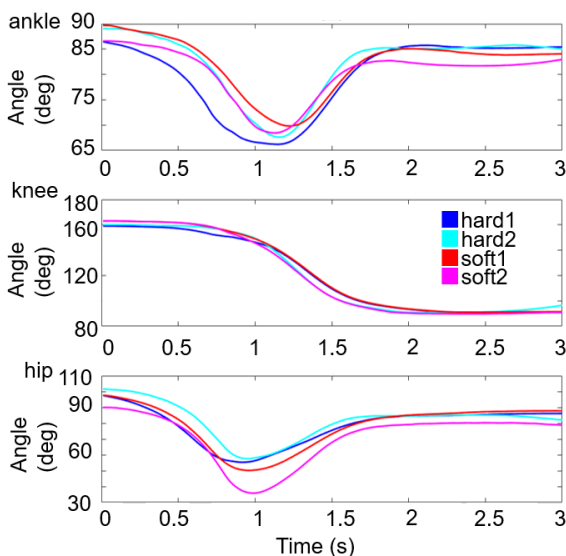


Fig.3 variation of each joint angle

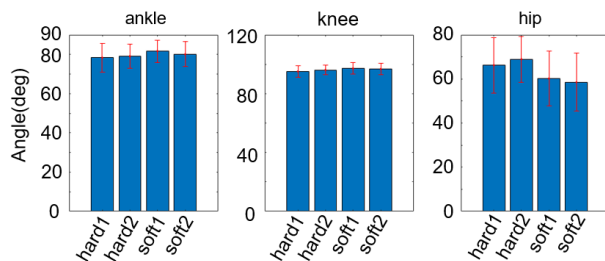


Fig.4 Minimum angle of each joint

Table 1 Angle minimum t-test results

	hard1	soft1	hard2	soft2
足関節	85.4	88.2	86.4	91.6
p 値	0.090		0.48	
膝関節	95.2	97.2	96.1	96.8
p 値	0.017		0.20	
股関節	66.2	60.3	69.0	58.6
p 値	0.0035		0.0018	

次に、ある被験者 1 名の 4 条件におけるの各関節角速度の平均値の時系列変化を Fig. 5 に示す。グラフ上の 1 秒が離臀のタイミングである。また、各実験条件の関節の最大および最小となる角速度の平均値と標準偏差を算出した結果を Fig. 6 に示す。さらに、最小角速度においての t 検定結果を Table 2 に示す。Fig. 6 の上段の各関節の最大角速度に着目すると、足関節の角速度の最大値はいずれの条件間でも有意な差はみられなかった。($p=0.82$, $p=0.55$)。膝関節の最大角速度はいずれの条件間でも有意な差はみられなかった。($p=0.88$, $p=0.85$)。また、今回の実験では膝関節角度を水平面からの角度で算出しているために膝関節の角速度の最大値は膝関節の屈曲方向への速度を表す。立ち上がり動

作時には膝を伸展させる方向へ動かすために、評価指標にならないと判断できる。股関節の最大角速度は、いずれの条件間でも柔らかい座面で大きくなっている傾向がみられた。t 検定結果から、座面の硬さの違う通常立ち上がり条件間 (hard1 と soft1) では有意な傾向にとどまったが ($p=0.051$)、座面の硬さの違う起立動作時間を指定した条件間 (hard2 と soft2) では、有意な差がみられた ($p=0.00071$)。股関節の角速度の最大値は、前屈を行い離臀してから立ち上がり完了までの股関節の伸展の速度を表し、柔らかい座面でのほうが立ち上がり完了までの股関節の伸展速度が大きかったことを示す。

次に、Fig. 6 の下段の各関節の最小角速度に着目する。角速度の最小値の絶対値が大きいほうが角度の減少方向への速度が大きいことを示しているため、絶対値に注目して各関節に関して述べる。足関節の最小角速度の絶対値は、座面の硬さの違う通常立ち上がり条件間 (hard1 と soft1) では有意な差はみられなかったが ($p=0.30$)、起立動作時間を指定した条件間 (hard2 と soft2) では、柔らかい座面からの立ち上がりで大きくなっており、有意な差がみられた ($p=0.012$)。足関節の最小角速度は足関節の背屈方向の速度を示すために、立ち上がり開始時の背屈速度の指標となる。柔らかい座面での立ち上がり速度が速く、勢いのある立ち上がりの傾向がみられることを示す。膝関節の最小角速度の絶対値は、いずれの条件間でも優位な差はみられなかった ($p=0.56$, $p=0.46$)。膝関節の角速度の最小値は離臀直後の膝関節の伸展速度を表す。座面の硬さの違いによる膝関節の伸展速度に有意な傾向はみられなかった。股関節の最小角速度の絶対値に着目すると、いずれの条件間でも柔らかい座面で大きくなっている ($p=0.021$, $p=0.0043$)。股関節の角速度は離臀直前に小さくなることから、股関節の角速度の最小値は立ち上がり開始時の上体の前屈速度を表す指標となる。この結果は、柔らかい座面での立ち上がり開始時に勢いをつけて上体を前屈させていることを示す。

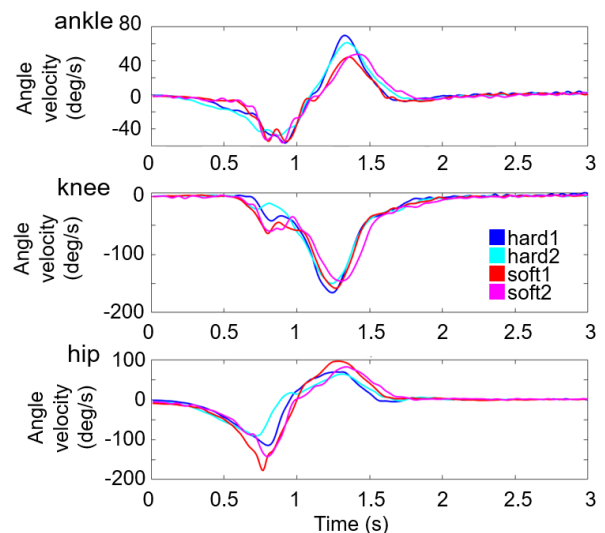


Fig.5 variation of angular velocity at each joint

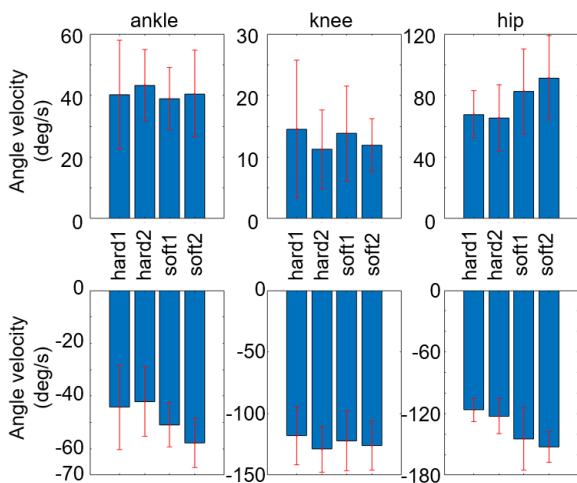


Fig.6 Maximum (upper) and minimum (lower) angular velocity of each joint

Table 2 Minimum angular velocity t-test results

	hard1	soft1	hard2	soft2
足関節	-44.2	-50.6	-42.1	-57.8
p 値	0.30		0.012	
膝関節	-117.9	-122.1	-128.9	-125.9
p 値	0.56		0.46	
股関節	-116.4	-144.7	-122.6	-152.4
p 値	0.021		0.0043	

3.2 筋活動に関する実験結果

ある被験者 1 名の 4 条件におけるの各筋肉の平均値の時系列変化を Fig. 7 に示す。また、各実験条件の筋肉の最大筋電値の平均値と標準偏差を算出した結果を Fig. 8 に示す。Fig. 7 を見ると、EO, ES, RF, VL, TA においては、離臀の直前から筋活動が活性化し、離臀のタイミング付近でピークに達している。一方、GMAX, BFL においては、離臀前から緩やかに筋活動が活性化し、ピークに達していることがわかる。GASM に関しては、離臀直前と離臀後にピークが 2 つあるような計測結果が得られた。そこで、それぞれの筋肉のピークに着目し筋電の最大値を soft1/hard1, soft2/hard2 で筋活動の倍率を算出して比較した結果を以下の Table 3 に示す。

Table 3 Myoelectric maximum mean and t-test results

	soft1/hard1	p ₁	soft2/hard2	p ₂
EO	1.03	0.37	1.24	0.068
ES	1.03	0.24	1.01	0.37
RF	1.45	0.075	1.59	0.062
VL	0.96	0.70	1.17	0.15
GMAX	1.09	0.18	1.04	0.23
GASM	0.94	0.76	0.78	0.97
TA	1.12	0.18	1.19	0.12
BFL	1.09	0.13	1.20	0.056

Table 3 を見ると、内側腓腹筋 (GASM) 以外での筋肉で、少なくともいずれかの条件間では硬い座面からの立ち上がりより、柔らかい座面からの立ち上がりのほうが筋活動が大きくなる傾向があった。しかし、t 検定結果を比較すると、いずれの条件下においても、各筋肉の筋活動の有意差を示す結果とはならなかった。

3.3 考察

座面の硬さの違いによる立ち上がり特徴を関節角度と筋活動に着目して解析を行ったところ、座面の高さを被験者内で統一した条件下では、当初、筋活動においては、最大値が柔らかい座面のほうが大きくなると予想していたが、実験結果から $p=0.05$ 以下の有意な差はみることができなかった。しかし、特に、大腿直筋 (RF) や大臀筋 (GMAX)、前脛骨筋 (TA)、外側ハムストリングス (BFL) においては、より筋力を必要とする傾向がみられた。大腿直筋と前脛骨筋は離臀の直前にピークを迎えていることから、起立開始時に必要とされていると考えられる。また、大臀筋や外側ハムストリングスは離臀から身体を進展させるまでにピークを迎えていることから、起立完了までに必要とされていることが分かった。座面の硬さを変化させ、起立動作を支援する機器を開発するにあたっては、柔らかい座面からの立ち上がりよりもこれらの筋肉の筋活動が減少すれば、起立動作支援としての効果があると検証できる。どの筋肉に関しても、被験者をより増やした検証が必要であると考えられる。

柔らかい座面での立ち上がり時に股関節の最小角度が小さいことや、足関節と股関節の最小角速度から、硬い座面での立ち上がりと比較すると、より上体を前屈させ、その前屈の速度が速いことが分かった。その結果から、柔らかい座面からの立ち上がりでは立ち上がり開始時に勢いをつけて立ち上がる必要があり、運動量を必要とすることが考えられる。これは、座面の硬さの違いによる受ける抗力の違いが関係していると考えられ、より効力を得にくい柔らかい座面での立ち上がりで、運動量を利用して立ち上がっているのではないかと考えられる。

また、柔らかい座面での股関節の最大角速度が大きく股関節の伸展が速いことから、柔らかい座面での立ち上がりでは、立ち上がり完了までに上体を早めに起き上がらせて立ち上がっていると考えられる。上体を早く起き上がらせることで不安定な姿勢から安定した姿勢である立位への移行を円滑に行っていると考えられる。あるいは、最小角度が股関節では小さかったため、前屈姿勢から立位に至るまでの股関節の伸展する幅が大きかったためにこのような結果になったとも考えられる。

柔らかい座面からの立ち上がりは、離臀の直前とその後の筋活動が大きくなっている傾向があることや勢いを必要としていること、立位への移行を円滑に行うといった立ち上がり特徴から、膝の筋力が低下している高齢者にとっても、若年者にとっても、負担のかかる立ち上がりであると考えられる。柔らかい座面からの立ち上がり支援機器を開発するにあたっては、離臀直前の支援を手厚く行い、筋活動を抑えつつ、上体の前屈を最小限にとどめるような立ち上がり支援を行うことが重要であると考えられる。

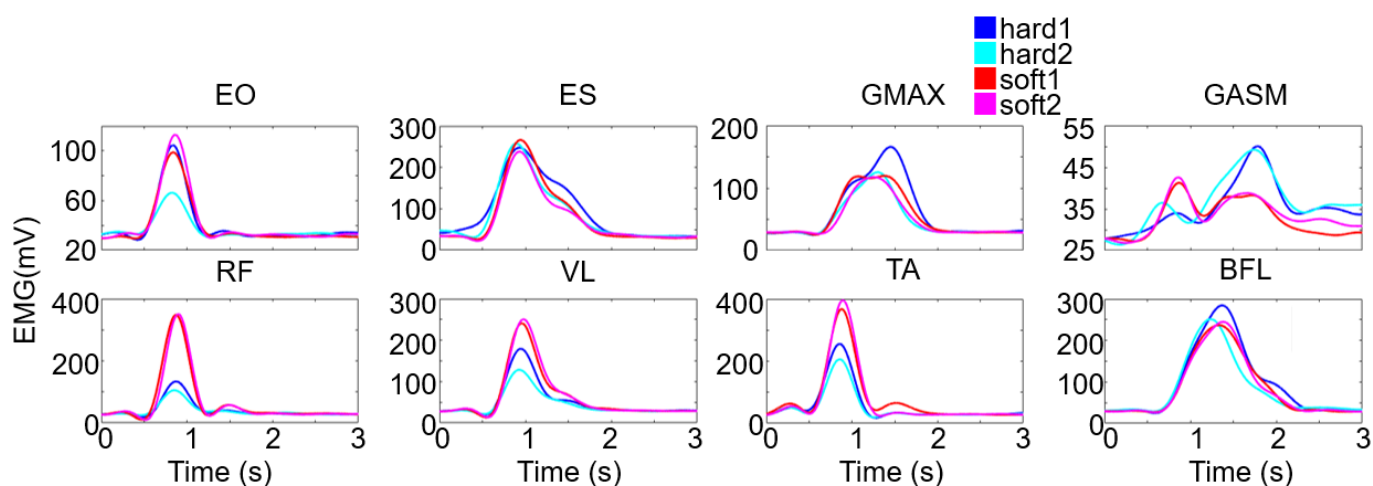


Fig.7 changes in EMG values of each muscle

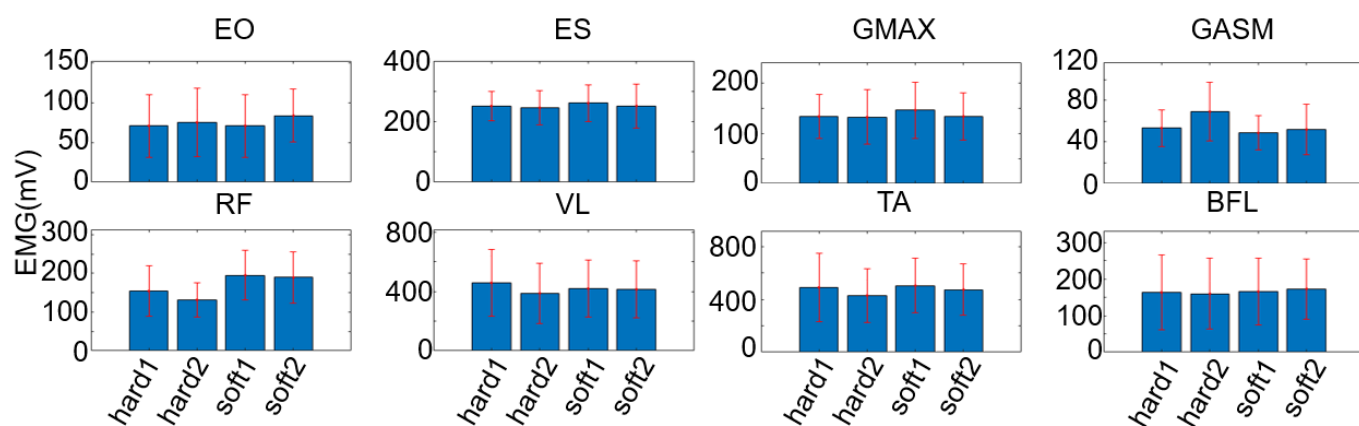


Fig.8 Maximum EMG value of each muscle

4. 結言

本研究では、座面の硬さが起立動作に与える影響を筋活動、関節角度に着目して解析した結果を報告した。着席時の高さを統一した条件下では、座面の硬さの違いによる筋活動の最大値には大きな差はみられなかったが、一定の筋では柔らかい座面からの離臀前後に筋活動が活性化している傾向がみられた。柔らかい座面での立ち上がりで離臀直前に、上体を前屈させ勢いをつけ、素早く立位姿勢に移行するような立ち上がりを行っていると考えられた。このことから、立ち上がり開始時の支援を手厚く行い、身体の前屈を最小限にとどめるような立ち上がり支援を行うことのできる機構の開発の方向性を定めることができた。これにより、身体への負担を減少させ、日常での起立回数を増加し、身体機能の維持に効果的であるような支援機器の開発に役立てることができると考える。今後の展望としては、被験者数を増やすことで、座面の硬さが起立動作に与える筋活動への影響をさらに明確にすることと、今回得られた立ち上がり特徴をもとに立ち上りを支援しつつ、自らの能力を生かして立ち上がることで、身体機能を維持できるような支援機器の制御手法の考案を目指す。

謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP21H04894, JP22H01452 の助成を受けたものです。

参考文献

- [1] Mizuki Takeda et al.: "Standing, Walking, and Sitting Support Robot Based on User State Estimation Using a Small Number of Sensors". *IEEE Access* 9, pp. 152677–152687, (2021). doi: 10.1109/ACCESS.2021.3127275.
- [2] Zlatko Matjačić, Matjaž Zadavec, and Jakob Oblak: "Sit-to-stand trainer: an apparatus for training "normal-like" sit to stand movement". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 24.6, pp. 639–649, (2015).
- [3] Marc T Hamilton et al.: "Too little exercise and too much sitting: inactivity physiology and the need for new recommendations on sedentary behavior". *Current cardiovascular risk reports* 2.4, pp. 292–298, (2008).
- [4] David W Dunstan et al.: "Too much sitting—a health hazard". *Diabetes research and clinical practice* 97.3, pp. 368–376, (2012).
- [5] R Ganea et al.: "Multi-parametric evaluation of sit-to-stand and stand-to-sit transitions in elderly people". *Medical engineering & physics* 33.9, pp. 1086–1093, (2011).

- [6] Tom J Overend et al.: “Knee extensor and knee flexor strength: cross-sectional area ratios in young and elderly men”. *Journal of gerontology* 47.6, pp. M204–M210, (1992).
- [7] Takuya Furusawa et al.: “Practical assistive device for sit-to-stand tasks”. *2017 IEEE 6th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE)*, pp. 1–3, (2017). URL: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:3617224>.
- [8] Joel Hernandez Hernandez et al.: “Standing Mobility Exoskeleton Device”. *2019 16th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE)*, pp. 1–6, (2019). URL: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:204940872>.