

アシスト装置開発のための股関節角度の最小可知差異の測定

Qi An(東京大学) 石川雄己(東京大学) 中川純希(東京大学) 岡敬之(東京大学)
山川博司(東京大学) 山下淳(東京大学) 浅間一(東京大学)

1. 序論

現在の我が国の65歳以上の高齢者の割合は23%を越え、高齢社会となっている。加齢による身体機能の衰弱は、要介護の原因の3位であり、身体機能の改善は喫緊の課題である[1]。起立動作は日常動作の起点である重要な動作であるが、多くの高齢者は転倒の恐怖などからくる運動への委縮があり、日常動作に消極的になってしまう。著者らはこの問題を解決するために、起立動作アシスト装置の開発を行ってきた[2]。

図1に著者らが開発したアシスト装置を示す。本装置はダンピング制御によって上下に動くベッドと上下前後に動くバーから構成されており、ユーザーの上体と臀部を動かすことで起立動作を達成させる。

しかしこのようなアシスト装置では、機器への依存心を強めてしまい、起立性低血圧などの症状を生じさせることがある[3]。また高齢者のトレーニング・リハビリでは、既に染みついてしまった自身の運動習慣や自らの身体能力を自身で決定してしまい、トレーニング効果が阻害されるという報告もある[4][5]。それに対して能動的な動作トレーニングを行うためには自己効力感(self-efficacy: 自分に目標を達成する能力があるという感覚)が有効である[6]。

従来の医療現場では、自己効力感は主として理学療法士等による経験に基づく誘導によって与えてきた。しかしこれを工学による正確な計測・反復可能な介入によって達成することができれば、医療現場の負担を減らすことができ、高齢者の身体的・心理的な健康を向上させることができる。

自己効力感を与えることができるシステムを作るためには、動作中は自身が実際に困難な課題に直面していることを明示的に自覚させず、弁別できない範囲(最小可知差異)で徐々に動作域を拡張させ、最終的に目標とする動作を達成させるという方法がある。

このような研究の例として、指先の位置と発揮する力の最小可知差異を導出し、指の伸展・屈曲動作を有

効に訓練することができることが報告されている[7]。この先行研究のリハビリ・トレーニングシステムでは、試行が進むにつれて、被験者は同様の課題を解くために必要とされる指先の伸展・屈曲運動が徐々に気付かない範囲で増加され、最終的には効果的なトレーニングを達成し、自己効力感を得ることができる。

本研究では、このシステムを起立動作において援用し、起立動作において徐々に気付かない範囲で身体の可動域を広げる。先の研究では、指の開閉動作が対象であったために、指先の位置覚と力覚の最小可知差異が調査されていた。しかしながら、起立動作は動的な姿勢の変化を伴う動作で、駆動する関節が異なるため、本アシスト装置に有効な関節の最小可知差異を測定する必要がある。

前述の通り、起立動作は動的な動作で主に股関節、膝関節、足首関節の伸展・屈曲を含むが、本研究では、股関節に着目をした。その理由として、著者らの先行研究により、高齢者は若年者と比較して、起立開始時の前屈動作と起立後の姿勢安定化制御が苦手だということが挙げられる[8]。特に体幹の前屈は、身体重心の前方と下方への移動を助け、臀部が離床する際の股関節や膝関節への負担を減らす役割を担う重要な動作である[9]。そこで本研究では、起立開始時にダイナミクスを与える前屈動作と起立後の姿勢制御を行う股関節に着目し、被験者実験により起立開始時の座位と起立終了後の立位時における、股関節の最小可知差異を定量的に測定することを目的とする。

2. 解析手法

2.1 最小可知差異

本研究では、人の感覚情報に対する知覚を確率分布として表現することで、最小可知差異の導出を行う。人は通常、自身の身体角度 θ を知覚する時には、視覚や関節・筋などに存在する関節受容器、筋紡錘等の固有受容器からの感覚情報 S を統合して判断している。そのため人が感覚情報 S を受けた時に、 θ と判断する確率分布は、 $f_{\theta}(S)$ と表し、知覚分布と呼び、正規分布に従っているとするとする。そのため、同様の感覚情報 S を受けた時に、異なる身体角度 θ 、 $\theta + \Delta\theta$ と判断する知覚分布 $f_{\theta}(S)$ と $f_{\theta + \Delta\theta}(S)$ は互いに重複しており、明確に区別することはできない。

2.2 導出方法

本研究では2つの異なる知覚分布 $f_{\theta}(S)$ と $f_{\theta + \Delta\theta}(S)$ をもとに、最小可知差異の導出を行う。この2つの知覚分布の例を図2に示す。前述の通り、2つの知覚分布は重複しており、ある感覚情報 S を受け取った時に、 θ と正しく認識できる確率 p は、 $f_{\theta}(S)/(f_{\theta}(S) + f_{\theta + \Delta\theta}(S))$ と表せる。2つの知覚分布間の距離を感度 d' とした時

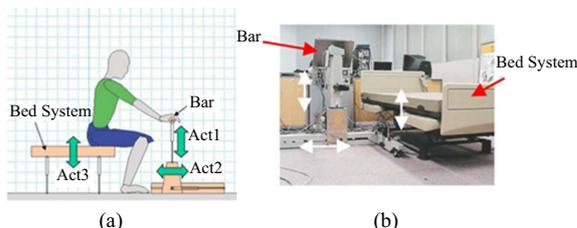


図1 開発されたアシスト装置 (a) システム図 (b) 実際のシステム

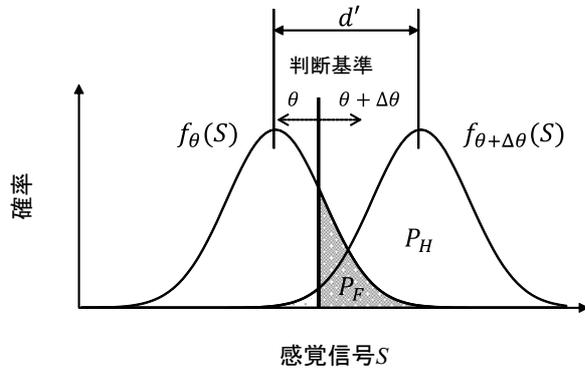


図2 最小可知差異の導出

に、 d' が大きければ大きいほど、この確率 p は高く、2つの差 ($\Delta\theta$) は明確に区別できる。逆に d' が小さければ、同じ感覚情報 S を受け取った時でも p は低く、誤認識が多くなってしまふ。本研究ではこの感度 d' を算出することで、最小可知差異を計算する。

d' を計算するために、被験者がどの強度以上の感覚情報 S に対する判断基準が分かればよい。判断基準以上の感覚情報であれば、被験者は $\theta + \Delta\theta$ と答え、それ以下であれば、被験者は θ と答える(図2)。そのため、実際の身体角度が θ であった時に、異なる ($\theta + \Delta\theta$) と知覚した確率 (p_F) と、異なる身体角度 ($\theta + \Delta\theta$) のうち、異なる ($\theta + \Delta\theta$) と知覚した確率 (p_H) から、 d' は式(1)のように計算される。ここで F_{norm}^{-1} は累積標準正規分布の逆関数である。

本研究では、先行研究[7][10]と同様に、75%の確率 ($p = 0.75$) で自身の身体角度を正しく知覚できる変化量を最小可知差異 (δ) とする。この最小可知差異は d' から計算され、変化量の割合で表される(式(2))。

同時に、被験者の回答が偏っておらず、各確率 p_H と p_F が正しく算出されたかどうかを調べるために、パイアス変数 β を計算する(式(3))。 β が1であれば、回答は偏っておらず、1より大きければ、被験者は θ と答える傾向が強くなり、1より小さければ、 $\theta + \Delta\theta$ と回答しやすくなることを表す。

$$d = F_{norm}^{-1}(1 - p_F) - F_{norm}^{-1}(1 - p_H) \quad (1)$$

$$\delta = \frac{\Delta\theta}{d} \times \frac{100}{\theta} \quad (2)$$

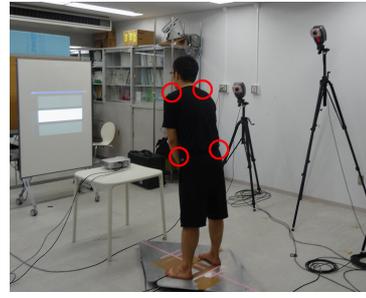
$$\beta = e^{\frac{1}{2}[F_{norm}^{-1}(1-p_F)^2 - F_{norm}^{-1}(1-p_H)^2]} \quad (3)$$

3. 実験

3.1 実験方法

本実験では高さ45 cmの椅子での座位と立位での最小可知差異を計測した。被験者には2回の動作を行ってもらい、1回目の動作では必ず一定の基準値 (θ) を経験させ、2回目では、基準値と同じか、もしくは異なる角度 ($\theta + \Delta\theta$) を経験させた。

ここでは、 p_F は2回目の動作が θ の時に、 $\theta + \Delta\theta$ と答えた割合で、 p_H は2回目の動作が $\theta + \Delta\theta$ のうち、 $\theta + \Delta\theta$ と答えた割合である。



(a)



(b)

図3 実験環境 (a) 実験の様子 (b) 被験者に呈示された画面

著者らの予備実験から、人の起立時に臀部が離床する際の股関節角度は20 deg程度であることが分かっている。これより本研究では、 θ を20 degとし、基準値の目標角度は動作開始時の初期股関節角度 (θ_0) に対して ($\theta_0 + 20$) degとした。また先行研究[11]から、股関節を他動的に動かされた時の位置覚は $10 \pm 5\%$ 程度である。そのため本実験での $\Delta\theta$ は基準値である θ より25%増加した、25 degとした。

それぞれの試行で被験者に2つの異なる股関節角度まで動いてもらい、自身の関節受容器や固有受容器からの情報によって異なるかどうかの判断をさせ、口頭で回答を得た。各姿勢で40回ずつ試行を行い、2回目の動作が基準かと相違値であるかは、それぞれの回数が20回になるようにランダムに与えた。

3.2 実験環境

図3(a)に立位時の実験の様子を示す。実験中、図3(b)がプロジェクタにより呈示され、被験者は、股関節角度が目標角度以内かを知ることができる。本実験での股関節の曲げの範囲では、被験者は正常にプロジェクタを見ることができた。画面には3つの長方形が表示され、股関節角度が目標角度より $\pm 2\%$ 以内であれば、中央の四角形が白くなり、目標角度以下では下の四角形、目標を超えると上の四角形が白くなる。被験者が目標角度に達するまで腰を曲げ、1秒間姿勢を維持するとOKという文字が表示され、動作を終了した。

本研究では被験者の身体位置を計測するために、Motion Analysis社のカメラ HMK-200RTを8台用いたモーションキャプチャシステムのMAC3Dを使用した。マーカーは、図3-(a)中に丸で示されたように、左右の肩峰と大転子に付着し、3次元座標データを取得した。股関節角度の計算には、左右の肩峰・大転子の中点を結ぶベクトルを被験者の矢状面に投影し、鉛直方向のベクトルとのなす角度を算出した。本実験では60Hzで身体位置データを取得した。

3.3 被験者

本実験には、4名の健康な若者(男性3名、女性1名、年齢 25.33 ± 3.70 歳)が参加した。実験開始前に実験について十分に説明をし、全ての被験者から同意を得た。また本実験は東京大学大学院医学系研究科倫理委員会の承認を受け実施された。

表1 最小可知差異の結果

	Sitting (β)	Standing (β)
s1	17.7% (0.44)	17.7% (0.44)
s2	20.4% (0.76)	10.1% (0.37)
s3	11.8% (1.60)	11.5% (3.37)
s4	15.0% (0.47)	26.1% (1.04)
Average	16.2% (0.82)	16.3% (1.31)
SE	1.85% (0.27)	3.65% (0.70)

3.4 実験結果

被験者ごとに得られた座位と立位での最小可知差異の割合とバイアス変数を表1に示す。割合で示されているものが算出された最小可知差異であり、()で示されたのがバイアス変数である。被験者4名の座位における最小可知差異の平均と標準誤差は16.23%と1.85%で、立位では16.33%と3.65%であった。バイアス変数に関しては、平均が1.0 (No Bias) と異なるかどうかをt検定した結果、有意な差はなく ($p = 0.05$)、被験者は偏った判断をしているとはいえなかった。

3.5 考察

図4に本研究より得られた最小可知差異をもとにした、システムが誘導すべき股関節角度を示す。黒の実線は1回目の目標股関節で、赤の点線は次の2回目、青の破線はn回目 ($n \geq 3$) の目標角度である。2回目の目標角度では、1回目と比較すると本研究で測定された最小可知差異である約16%だけ深くする。このように、少しずつ目標とする角度を深くすることで、高齢者に自己効力感を持たせるシステムを構築する。

4. 結論と展望

起立動作において重要な股関節の最小可知差異の測定を行い、座位と立位ではそれぞれ16.23%と16.33%であった。今後の研究では、本研究で得られた最小可知差異を用いたトレーニングシステムを構築し、動作の誘導が行えるかどうかを検証する。

従来研究では、通常高齢者は固有感覚等が衰えることが報告されており [12]、本研究において若年者より算出した最小可知差異は高齢者では大きくなることが予想される。今後、高齢者においても同様の実験を行うことで、高齢者の最小可知差異を算出し、アシスト装置に使用する最小可知差異の幅の導出を行う。

また研究では静的な動作のみを対象とし、股関節角度の変位のみを対象としたが、起立動作は動的な動作であり、身体の位置のみならず、動作の速度も重要となる。トレーニングシステムをより有効に機能させるために、目標とする角度だけでなく、それに到達するまでの動作速度に関する最小可知差異の測定を行う。

謝辞

本研究の一部は、科研費基盤研究 (B) 24300198 の助成を受けたものである。

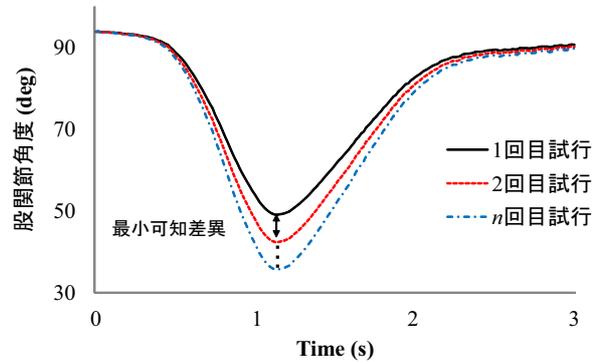


図4 追従すべき目標股関節角度

参考文献

- [1] 厚生労働省, 平成 22 年度国民生活基礎調査, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa10/4-2.html> (available on 2012/07/20)
- [2] Chugo, D., Kawabata, K., Okamoto, H., Kaetsu, H., Asama, H., Miyake, N. and Kosuge, K., "Force Assistance System for Standing-up Motion", *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 34, pp. 128-134, 2007.
- [3] 川口孝泰, "看護・介護における被介助者への負担", *バイオメカニズム学会誌*, vol. 25, pp. 118-122, 2001.
- [4] Taub, E., "Overcoming learned Non-use: A New Approach to Treatment in Physical Medicine", In: Carlsson JG, Seifert AR, Birbaumer N, eds. *Clinical and Applied Psychophysiology*. New York, NY: Plenum Press, pp. 185-220, 1994.
- [5] Bandura, A. and Cervone, D., "Differential Engagement of Self-reactive Influences in Cognitive Motivation", *Organizational Behavior and Human Decision Processes*, vol. 38, pp. 92-113, 1986.
- [6] Strecher, V.J., McEvoy, D.B., Becker, M.H. and Rosenstock, I.M., "The Role of Self-Efficacy in Achieving Health Behavior Change", *Health Education & Behavior*, vol. 13, pp. 73-92, 1986.
- [7] Brewer, B.R., Klatzky, R. and Matsuoka, Y., "Visual Feedback Distortion in a Robotic Environment for Hand Rehabilitation", *Brain Research Bulletin*, vol. 75, pp. 804-813, 2008.
- [8] Qi An, 池本有介, 浅間一, "筋肉の協調動作に基づく人の起立動作の解析", 2009 年度精密工学会秋季大会学術講演会論文集, pp. 221-222, 2009.
- [9] 横地義照, 藤本浩志, 木塚朝博, 横井孝志, "大腿部に手をつけて行う起立動作の解析", *人間工学*, vol. 38, pp. 54-62, 2002.
- [10] Pang, X.D., Tan, H.Z. and Durlach, N.I., "Manual Discrimination of Force using Active Finger Motion", *Perception & Psychophysics*, vol. 49, pp. 531-540, 1991.
- [11] 木山喬博, 川村守雄, 猪田邦雄, 堀亨一, 寺下香, 渡辺寛治, "若年正常膝の関節位置覚", *理学療法*, Vol. 19, pp. 597-599, 1992.
- [12] Skinner, H.B., Barrack, R.L., Cook, S.D., "Age-related Decline in Proprioception", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 184, pp. 208-211, 1984.