

立ち上がり補助装置の開発

Development of Standing Up Support Device

○学 潘 梓豪(東理大) 正 小林 宏(東理大)

Zihao PAN, Tokyo University of Science, han@kobalib.com

Hiroshi KOBAYASHI, Tokyo University of Science

We have been developing a Standing-up Support Device for standing action support. About the actuator of device, we use lightweight, compact and powerful McKibben Artificial Muscle. By the link-slide compound mechanism, the trajectory of the Standing Up Support approximates with the movement of human standing action. Besides, this device is expected to be used for leg rehabilitation. In this paper, we present construction and function of Standing Up Support Device and some evaluation results will be shown.

Key-Words: Standing Up Support, McKibben Artificial, Rehabilitation

1. 緒言

総務省の「人口推計」によると、日本は 2007 年以降、65 才以上の人口が 21%を超える超高齢者社会に入り、2016 年には 27.3%に達した。自宅で自立して生活できる健康高齢者を増やすことは、今の日本にとって喫緊の課題となっている。

図 1 は 18 歳以上の日本人 4,003 人(男性 1,702 人、女性 2,301 人)を対象にした、上肢、体幹、下肢の筋肉量の測定結果である。下肢は 20 歳を超えると筋肉量が減ってゆき、20 歳の下肢筋肉量を 100 とすると、80 歳時の下肢筋肉の減少率は 30.9%にもなる。また、筋肉を構成する筋繊維である速筋は遅筋より衰えやすいと言われており、このことは高齢者が立ち上がりにくくなる原因になっている^[1]。更に、加齢と共に、足関節の背屈、底屈を制御する前脛骨筋と下腿三頭筋が衰え、動きが制限され、立ち上がりにくさ、歩きにくさに繋がる^{[2][3]}。立ち上がりができること、歩行ができることは、高齢者が自立した生活を送るために不可欠な要素であり、リハビリにおいて、立ち上がりの訓練は最も広く行われているものの一つである。そこで本研究では、立ち上がりの動作に注目し、立ち上がり動作を補助する装置を開発し、その評価を行ったので報告する。

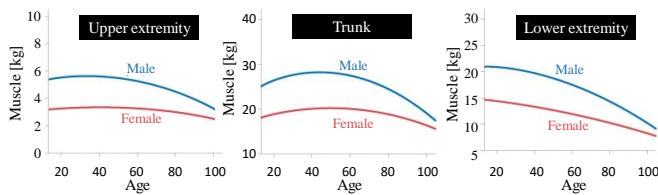


Fig.1 Age-related muscle weight ^[1]

2. 立ち上がり動作の分析

骨関節系に異常のない健康な男性(身長 165.7±3.5cm)の 3 名を対象に、図 2 に示すように臀部の下(点 B)と膝関節の付近(点 A)にマーカーを付け、サンプリング周波数 30Hz で立ち上がり動作を測定した。図 3 は被験者 3 名の測定結果であり、これより運動軌跡が円に近いことが確認できた。

ところで、装置が立位姿勢まで補助した場合、補助完了時に体の慣性で転倒の可能性があるため、適切な補助終了角度を決めた方が良く考えた。立ち上がり時に一番力を要するのは離殿時で、その直後に足首関節の背屈角度が最大(脛が一番前傾している状態)になり、その後、体を上に持ち上げる動作に移行する^[4]。本研究では、一番力を有する離殿時後の足首関節背屈最大角度になった直後までを補助対象角度とすることにした。

健康な男性、身長 168.3±4.3cm(平均±標準偏差)の 5 名を対象とし、図 4 に示すように、足関節、膝関節、股関節、肩峰にマーカーを付け、三次元測定器(NDI 製)を用いて、立ち上がり動作における足首関節背屈最大角度、及び、その際の直線 A-B の水平からの角度(装置で補助する角度)を求めた。その結果を表 1 に示す。これより、求めたい補助角度は平均 55.9° ±4.2° であることが分かり、約 60 度まで補助すれば良いことが分かる。



Fig.2 Marker position

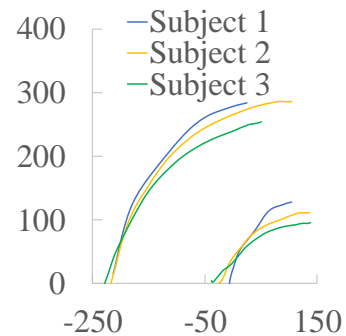
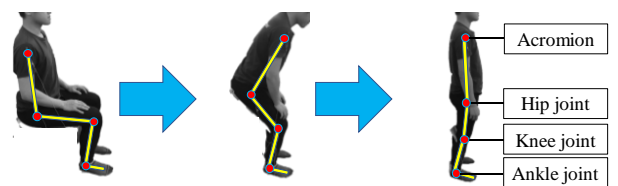


Fig.3 Movement locus



(a) Sitting posture (b) Standing up support (c) Standing posture
Fig.4 Standing-up motion

Table 1 Result of assist angle

Ankle angle [deg]	Assist angle [deg]	Average [deg]	SD [deg]
17.0	61.7	55.9	4.2
16.5	55.4		
19.3	49.9		
14.2	56.3		
17.6	56.0		

3. 装置の概要

3.1 アクチュエータ

市販されている立ち上がり装置は、モータを動力とする装置が多く存在している。モータは制御しやすいというメリットがあるに対して、重い、大きいという問題がある。本研究では、軽量でパワフルな McKibben 型人工筋肉を使用することにより、軽量で十分な補助力を有し、椅子の上に置くだけで使用できる装置の開発を目指す。この人工筋肉は、内部のゴムチューブに圧縮空気を注入すると、ゴムチューブの膨張によりそれを覆っているナイロンスリーブのメッシュ角度が変化して軸方向に収縮し、最大 2000N の大きな収縮力を発生する。重量は僅か 130g 程度で、重量に対して出力が非常に大きい。以下に示す軸(i)に取り付けたプーリを、ワイヤを介して人工筋肉で引っ張ることで軸を回転させる。

3.2 機構

図 3 に示した近似円軌跡を実現する機構として、図 5 のような平行リンク機構とスライド機構を組み合わせたリンク・スライド機構を採用する。軸(i)が回るとスライダが座面に沿って滑り、座面を上へ動かすと同時に座面の角度が大きくなり、前に押し出す力も働く。この機構は 1 自由度で、複雑な制御は不要であり、軸(i)の回転角度(入力)から、座面の移動量と回転角度(出力)が機構の幾何関係により導ける。

機構の入出力の幾何関係を元に、各フレームの長さについていくつのパターンを計算した結果、点 A, B に対応する軸(iii)と軸(iv)の運動軌跡が、図 6 に示したように図 3 に近い曲線となった。この時、フレーム(I)の長さが 286mm、フレーム(II)は 225mm、フレーム(III)は 130mm、軸(i)と軸(ii)の中心距離は 150mm である。プーリは軸(i)に配置し、人工筋肉は図 5 に示すようにプーリの横に配置する。

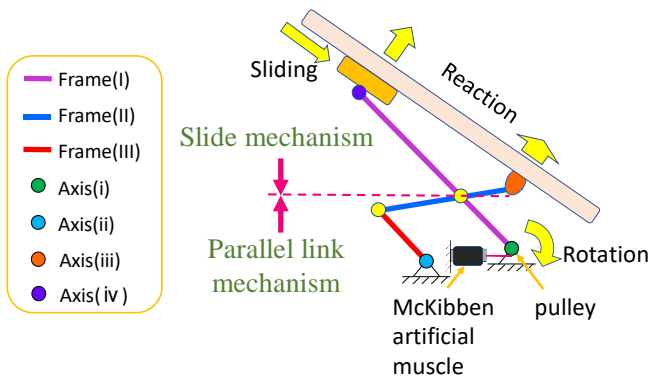


Fig.5 Mechanism of device

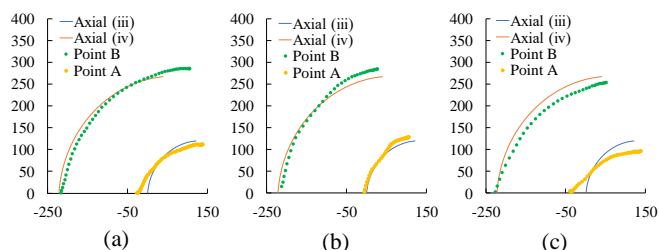


Fig.6 Movement locus

3.3 装置の構成

先述のように、人工筋肉の収縮により、軸(i)を時計周りに回転させる。リンク・スライド機構がプーリの回転と共に動き出し、立ち上がり動作を補助する。本装置は、立ち上がりの補助が目的であり、この装置だけで全く力がない人を持ち上げることは考えていない。そこで、装置の大きさと力の観点から、ひとまず人工筋肉を 2 本使用することにした。また、経験的にプーリ径を 50mm とした。図 7 に、50kg の人を立ち上がらせるために必要な力と、装置が発生する力を示す。これより、50kg の人であれば、自分で力を入れなくても立ち上がることが分かる。

3.4 装置の全体

図 8 は装置の全体図を示す。荷重が分散するように、リンク・スライド機構を 3 セット配置する。そして、その間に人工筋肉とプーリを配置する。装置の幅 B は数人の臀部を測定し、十分使用可能な幅にした。高さ H と長さ L は機構と人工筋肉の長さを考慮し、最も小さな値に決めた。

3.5 システムの構成

装置本体、エアタンク、コンプレッサ、電磁弁、それを制御する有線コントローラーからなる。

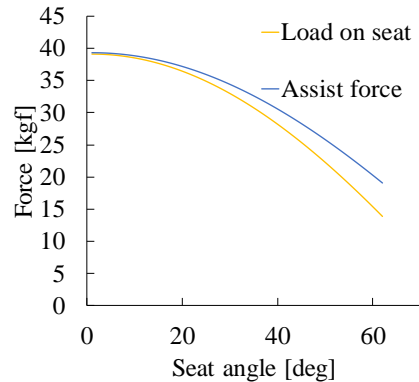


Fig.7 Connection of angle and force

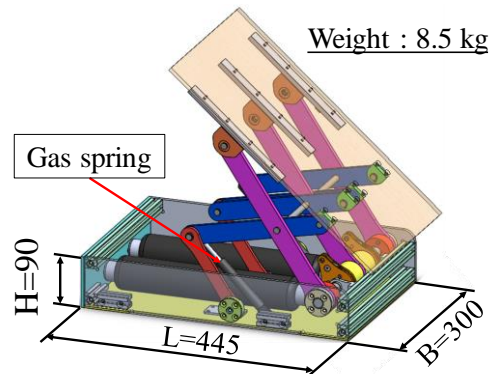


Fig.8 Overview of apparatus

4. 補助効果の評価

4.1 床反力の測定による補助効果の評価

4.1.1 測定方法

図 9 に示すように、装置を高さの調整が可能な椅子に置き、被験者は立ちやすい位置姿勢で両足を Wii ボード(任天堂製 RVL-021)に乗せて座る。健康な 20 代男性 5 名を被験者とし、装置の補助有り/無しの場合における、立ち上がり動作時の床反力の測定を行う。

4.1.2 測定結果

被験者 1 名の測定結果について、床反力を縦軸、時間を横軸で図 10 に示す。床反力が一定(体重)になるまでは立ち上がり動

作を行っており、ピークとなる時は離殿時である。装置の補助有りの場合のピーク値と補助無しの場合のピーク値を比較してみると、補助無しのピーク値は補助有りのピーク値より明らかに少ないことが分かる。全被験者について、補助有り/無しのピーク値をそれぞれ体重で引き、補助有りの場合の補助無しの場合に対する割合を表2に示す。これより、ばらつきはあるものの、補助有りの場合は、大幅に立ち上がり時の力が軽減されていることが分かる。

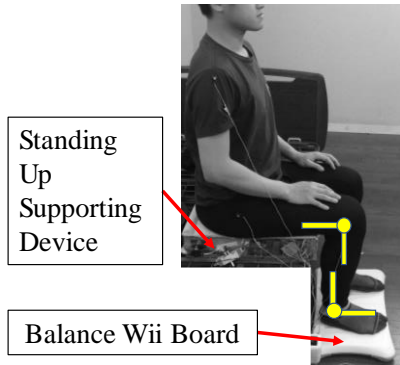


Fig.9 Measuring method

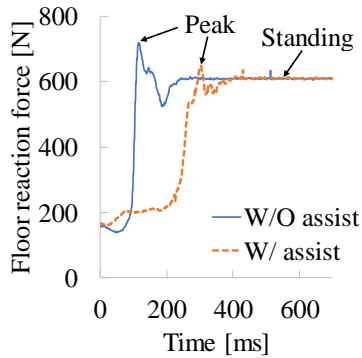


Fig.10 Measurement result

Table 2 Measurement result

Subject number	Weight [N]	$\frac{(W/assist\ Peak - Weight)}{(W/O\ assist\ Peak - Weight)}$
1	653	31%
2	595	44%
3	598	40%
4	580	19%
5	627	16%

4.2 三次元測定による立ち上がり姿勢評価

4.2.1 測定方法

図4に示すように、足関節、膝関節、股関節、肩峰にマーカーを付け、立ちやすい位置姿勢で座ってもらい、装置の補助有り/無しにおけるそれぞれの位置の測定を三次元測定器(NDI製)を用いて行う。そして、離殿時の体幹前傾角度を比較し、立ち上がりやすさを評価する。被験者は健康な20代男性5名である。

4.2.2 測定結果

測定した被験者1名の測定結果を図11に示す。(a),(b)はそれぞれ、装置補助なしの場合の座位姿勢、離殿時、立位姿勢を表す。ここで、離殿時体幹の姿勢を比較するために、離殿時のみを(c)に示す。(c)より、装置を用いて立ち上がる場合、体幹の前傾角度が減少していることが分かる。図12に、全被験者の補助の有無によ

る離殿時の角度を示す。角度の減少は、補助されることにより大きな重心移動をせずに、楽に立ち上がりができていることを示しており、装置の効果が確認された。

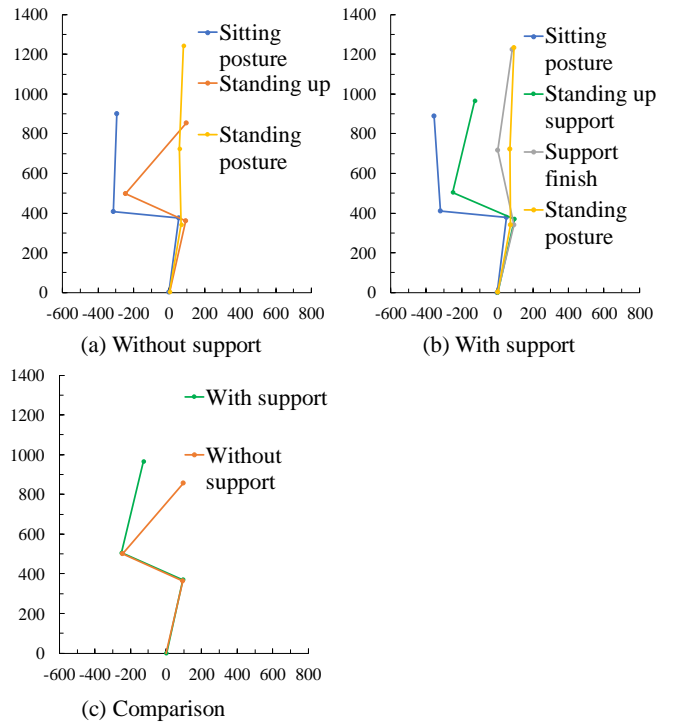


Fig.11 Measurement result by 3D measuring machine

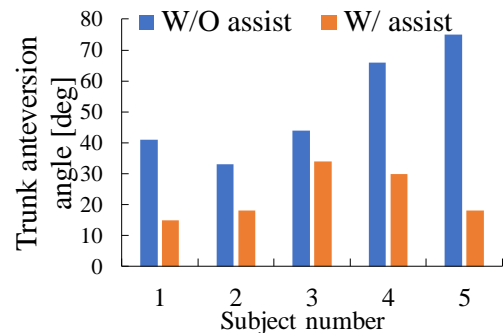


Fig.12 Trunk anteversion angle

5. 結言

本研究では、自宅での生活やリハビリのために必要な立ち上がりを補助する装置を開発した。実験結果より、足にかかる負担が軽減され、立ち上がりやすくなることを示した。

今後は、自力で立ち上がりにくい人を対象にして実験を行い、実用化を目指して改良開発していく。

文献

- [1] 老年医学, 2010;47:52-57.
- [2] すこやか PARTNER つうしん: 第9号, リハビリ知識
- [3] 森田智美, 宮崎純弥, “立ち上がり動作を容易に行うために必要な足関節背屈可動域の検討”, 理学療法-臨床・研究・教育, 19:23-26,2012.
- [4] リハビリ情報ブログ 白衣のドカタ, リハビリテーション基礎知識, <https://pt-matsu.com/standing-up/>