起立支援のための下肢外骨格アクチュエータレス機構の開発

中 村 建 介* 塚 本 雄 文* 嵯 峨 宣 彦*

Development of Lower Limb Exoskeleton Actuatorless Mechanism to Support Standing Motion

Kensuke Nakamura*, Kazufumi Tsukamoto* and Norihiko Saga*

In this paper, we describe the development of a lower limb exoskeleton actuatorless mechanism to assist the standing motion of rehabilitation patients which we are developing. First, the standing movements were classified into three phases. Next, the development mechanism is explained, and the principle of support for the standing motion is described. Finally, the result of motion simulation using mechanism analysis software is described.

Key Words: Sit-to-stand, Assist, Actuator Less, Exoskeleton, Mechanism

1. 総 則

我が国において、高齢者が要介護となる原因の多くは脳血管障害や転倒・骨折とされ [1], その後遺症や二次的障害の影響を受けた側（患側）の肢・体幹には機能低下が生じ得る。その場合、動作遂行は非障害側（健側）に依存的となり、動作自体も遂行が困難となる。それに対し、患側使用の学習を促すことで患側使用率は増加され [2], 筋活動パターンの変化を生じ得ることが報告されている [3]。障害からの回復過程において患側を積極的に使用すること、患側下肢の使用を再習得することを目的に、起立動作や歩行動作を介助 partial-assist / 支援 full-assist するウェアラブル装置として E-ROWA [4] や HAL® [5] などが挙げられる。これらはアクチュエータ搭載の装置であり、制御系により動作意図が推定され、必要な関節トルクが装着者の下肢関節へ供給されるシステムを有する。本報の臨床現場でも用いられている HAL® は、生体電気信号から筋活動を推定し、装着者の STS 遂行に必要な関節トルク供給を制御することが可能である。しかし、使用ごとに適切なセンサの配置やキャリブレーションが必要となり、医療保険下での臨床現場では短所となるほか、専門的な知識を求められるため患者自ら装着することが難しい。他方、アクチュエータを用いない受動的デバイスを用いた装置として、Junius ら [6] の股関節補助装置や Ziegler ら [7] の膝関節補助装置が挙げられる。これらの受動的デバイスを用いた装置は制御レスであり、使用ごとの煩雑さは解消される反面、関節トルクのアシストにとどまり、運動学的に適切な身体動作の再学習を図る機能は有していない。そこで、装着者が起立動作を実行した際に必要なアシストを与え、運動学的に適切な動作誘導し、起立動作を再学習することを目的とした下肢外骨格アクチュエータレス機構の開発を行ったため、ここ

Fig. 1 Standing motion phase

に述べる。

2. 起立動作の相分類

本稿では、石井による起立動作の3相分類を用いる [8]。各相の定義を以下に述べる。また各相の特徴を Fig. 1 に示す。

第1相：前方加速相（COG forward phase）

初期座位姿勢から臀部が座面を離れる直前までの期間。

第2相：臀部離床相（Bottom off phase）

臀部が座面を離れてから足関節背屈角度（下腿前傾角度）が最大値を示すまでの期間。

第3相：重心上昇相（COG upward phase）

足関節背屈角度が最大値を示した直後から股関節伸展が完了するまでの期間。

3. 機 構 設 計

3.1 基本構造

本機の外観を Fig. 2 に示す。本装置の大腿インタフェース（Thigh interface）と下腿インタフェース（Shank interface）は装着者の大腿および下腿の装着部となる。膝関節屈曲リミッタ（Flexion limiter）と伸展リミッタ（Extension limiter）は装置膝関節の可動域を制限している。大腿リンク（Thigh link）と下腿リンク（Shank link）は Table 1 に示す調整可能範囲を有

原稿受付 2020 年 8 月 10 日

*関西学院大学

*Kwansei Gakuin University

■ 本論文は提案性（システム設計・構築分野）で評価されました。

Fig. 2 Exoskeleton mechanism designed

Table 1 Adjustable range

	Link length[cm]		Stroke[cm]
	min	max	
Thigh link	34.2	45.2	10.0
Shank link	31.7	39.7	8.0

し、40歳以上の男女における身長150~175[cm]の範囲内で肢長調整可能である。運転リンク（Driving link）は下腿リンクから前方支柱（Front rod）へ力を伝達する伸介リンクであり、前方支柱は運転リンクから下腿インタフェースへと力を伝達する伸介リンクである。あぶみ（Stirrup）は足部を装着する部位であり、背屈制限（Dorsiflexion limiter）は下腿インタフェースの前傾角度の角度制限を行っている。

本機の機体総重量は約3.4[kg]である。アクチュエータを有さず、機構のみで起立動作における臀部離床と、重心上昇時の運動学的に望ましい下肢伸展を介助する。以下に当該機構について述べる。

3.2 臀部離床支援機構と各セグメント名称

臀部離床支援にかかわる機構をFig. 3に示す。本機構は、起立動作の第1相後半の体幹前傾から、第2相前半の臀部離床において機能する。大腿リンクに配置された膝屈曲リミッタは下腿リンクとの接触点を有する（Fig. 3(a)）。この膝屈曲リミッタと下腿リンクの接触により、本機の膝関節（ H_1 joint）屈曲角度は制限される。Fig. 3(b)は膝屈曲リミッタを表している。膝屈曲リミッタはボルト部（Screw part）と荷重部（Load part）の構造を持ち、ボルト部の収納量を変えることで荷重部の突出長を0.0~1.0[cm]範囲内で変更可能であり、膝関節角度制限を約10.0[deg]まで増加することができる。

3.3 膝伸展介助機構と各セグメント名称

下肢伸展介助にかかわる機構をFig. 4に示す。本機構は、起立動作の第2相後半の最大足関節背屈から、第3相後半の股関節伸展完了において機能する。Fig. 4(a)に示すように、下腿リンクと運転リンクは関節（ H_2 joint）を持つ。装着者が起立動作に伴い膝関節を伸展すると、あぶみに作られたスライダ溝（Slider route）に沿って H_2 jointは下方変位する（Fig. 4(b)）。それにより運転リンクは固定軸（ H_3 joint）まわりに下方回転し、同時に、運転リンクと前方支柱の関節（ H_4 joint）は H_3 jointを回転軸として上方回転する。 H_4 jointの上方回転により前方支柱（Front rod）は下腿フレーム（Shank flame）を、両セグメントの連絡部（ H_5 joint）を介して持ち上げる。前方支柱によって持ち上げられる下腿フレームは、Fig. 4(a)の下腿

Fig. 3 Buttocks lifting support mechanism

Fig. 4 Knee extension guide mechanism

フレーム軸（Shank flame axis）を回転軸として鉛直方向へと上方回転される。

3.4 臀部離床の支援原理

起立動作において大きな床反力生成と、膝関節に大きな伸展トルクが求められる相として臀部離床相が挙げられる。当該相を動作中のみ支援する機構の原理をFig. 5に示す。角度 θ_1 は大腿リンクと下腿リンク、角度 θ_2 は下腿リンクと鉛直軸、角度 θ_3 は大腿リンクと座面の各なす角を表す。臀部離床支援を行う際の各関節角度の関係を以下に示す：

$$\theta_{lim} < \theta_1 \leq 180^\circ : \theta_3 = \theta_0 + \Delta\theta_3 \quad (1)$$

$$\theta_{lim} = \theta_1 : \theta_3 = \theta_0 + \{(\theta'_2 - \theta'_2) + \Delta\theta_3\} \quad (2)$$

ここで θ_0 は初期角度とし、 θ_{lim} は膝関節屈曲リミッタによる θ_1 最小角度を表し、約60.0~75.0[deg]の範囲で調整可能である。 θ'_2 は $\theta_{lim} = \theta_1$ 時点の角度 θ_2 、 θ'_2 は $\theta_{lim} = \theta_1$ 以降の角度 θ_2 、 θ_0 は初期姿勢における大腿リンクと座面のなす角を表す。

3.5 臀部離床の支援力

臀部離床の支援機構による揚力の供給をFig. 6に示す。臀部離床相では、前方加速相で生じた重心（COG）の前方推進力 f が生じる。このとき、膝関節屈曲リミッタにより角度 θ_1 が最小で固定されていると、重力 g との合力 W により、関節 H_2 の周りにトルク τ_{H2} が生じる。下腿リンクの前傾角度が増加するに伴い、 H_2 と大腿インタフェースとの最小距離 r_d と鉛直方向との角 θ_t が減少し、他方 θ_3 が増加しながら臀部揚力 F_{hip} が変化する。このとき、トルク τ_{H2} と θ_3 により変化する F_{hip} を以下に表す：

$$F_{hip} = \frac{\tau_{H2}}{r_d} \cos \theta_3 \quad (3)$$

$$r_v = r_d \sin \theta_t \quad (4)$$

Fig. 5 Buttocks lifting tortal assist principle

Fig. 6 Buttocks lifting assistance force

Fig. 7 Knee extension partial assist principle

$$r_d = \sqrt{r_t^2 + r_s^2 - 2r_t r_s \cos \theta_t} \quad (5)$$

3.6 膝関節伸展の介助原理

起立動作における臀部離床後の重心上昇相は、臀部離床で最大となった股関節および膝関節の伸展トルクの緩徐な減少に加え、徐々に足関節底屈トルクを増加させるという、協調的な3関節のトルク変化によって達成される。この協調的な関節運動を動作中のみ介助する方法の概略を Fig. 7 に示す。Fig. 7(a) は臀部離床直後、Fig. 7(b) は重心上昇相の開始直後であり、関節 H_i ($i = 1, 2, 3, 4, 5$) は介助前の機構姿勢、関節 H'_i ($i = 1, 2, 3, 4, 5$) は介助後の機構姿勢を示す。Fig. 7(c) は H_3 を固定回転軸とした際の機構姿勢変化前後の各点を示す。なお図中 A は装着者の足関節軸を示す：

$$|H_{12}| - |H_{1'2}| \cong |H_{23}| \varphi_1 \quad (6)$$

$$|H_{4'5'}| - |H_{4'5}| \cong |H_{34}| \varphi_2 \quad (7)$$

$$\varphi_1 = \varphi_2 \text{ かつ } \varphi_3 = \varphi_4 \quad (8)$$

ここで $|H_{nm}|$ は関節 H_m と関節 H_n の距離であり、角度 φ_1 は関節 H_2 から H'_2 、角度 φ_2 は関節 H_4 から H'_4 、角度 φ_3 は関節 H_5 から H'_5 の角度変位を示し、角度 φ_4 は軸 A を回転中心とした角度 H_5 から H'_5 への角度変位を示す。

3.7 膝関節伸展の介助力

膝関節伸展介助の機構による介助力の供給を Fig. 8 に示す。

Fig. 8 Knee extension assistance force

重心上昇相では、装着者自身の筋力による股関節を回転軸とした大腿後方回転トルク τ_h と、その際に生じる膝関節軸を中心とした大腿リンク先端の回転トルク τ_k が生じ、関節 H_1 を介して大腿リンクから下腿リンクへ力 F_{sh} が伝わる (Fig. 8(a)). 股関節と関節 H_1 の距離を R_h 、膝関節と関節 H_1 の距離を R_k 、距離 R_h と R_k の関節 H_1 における接線と下腿リンクとの角度を θ_{tan} とするときの力 F_{sh} を以下に示す：

$$\theta_1 + \theta_{tan} = 90^\circ : F_{sh} = \frac{1}{\cos \theta_{tan}} \left(\frac{\tau_h}{R_h} + \frac{\tau_k}{R_k} \right) \quad (9)$$

$$\theta_1 = \theta_{tan} : F_{sh} = \frac{\tau_h}{R_h} + \frac{\tau_k}{R_k} \quad (10)$$

$$\theta_1 - \theta_{tan} = 90^\circ : F_{sh} = \left(\frac{\tau_h}{R_h} + \frac{\tau_k}{R_k} \right) \cos \theta_{tan} \quad (11)$$

さらに、トルク τ_h および τ_k により下腿リンクを下方へ押す力 F_{sh} は、関節 H_2 から運動リンクへと伝わり、回転軸 H_3 まわりにトルク τ_{H3} を生じる (Fig. 8(b)). 回転軸 H_3 に生じたトルク τ_{H3} は前方支柱へと、関節 H_4 を介して力 F_{su} を加え (Fig. 8(c)), 力 F_{su} は関節 H_5 を介して下腿インタフェースおよび装着者下腿へと分力 F'_{su} を加え (Fig. 8(d)), 装着者下腿の起き上がりを誘導する。重心上昇相における下腿の起き上がりは、膝関節伸展運動を連鎖的に生じることとなる。

4. シミュレーション

本機構を機構解析ソフトウェア Adams (MSCsoftware 社) を用いて、設計機構の動作をシミュレーションした。使用したモデルを Fig. 9 に示す。ここでヒトの大腿 (Thigh model) と下腿 (Shank model) を各インタフェースとコンタクト定義した。コンタクト衝撃パラメータは Adams のデフォルト値とした。また人間生活工学センターのデータベース [9] より、60 歳代男性 (男性 50% 値) の頭部-体幹-上肢の質量 (HAT-COG) を身体各部の質量比 [10] から算出した。成人男性の体幹重心位置 [10] [11] に HAT-COG が位置するよう体幹モデル (Trunk model) を作成し、体幹モデルと大腿モデルを X 軸回りに回転する仮想股関節 (H_{hip}) としてジョイント結合した。各セグメントのパラメータ値を Table 2 に示す。大腿インタフェースを椅子モデル (Seat model, Back rest) に接触させ、体幹モデルを Y 軸方向へ 30 [deg] 回転する関数を H_{hip} に定義し、機構の動作を確認した。得られた動作シミュレーションを Fig. 10 に示す。これにより、起立第 1 相の重心移動により、臀部離床支援原理に従った臀部離床と、起立第 3 相に生じる膝関節伸展運動により膝関節伸展介助原理に従った下肢 2 関節の協調運動

Fig. 9 Standing motion simulation model

Table 2 Simulation setting parameters

	Age	High [cm]	Weight [kg]	Trunk model length [cm]	HAT-COG wight [kg]
50% value for men	65.2	162.3	62.3	25.4	40.9
H_{hip} function	$-30.0 * STEP (time, 0.0, 0.0, 0.15, 1.0)$

Fig. 10 Motion simulation result

が再現され得ることを確認することができた。

5. ま と め

今回、起立支援のための下肢外骨格アクチュエータレス機構の開発を行った。ヒトの起立動作を三つの相に分類したとき、本機構は、前方加速相に生じる体幹前傾と、臀部離床相で生じる膝関節屈曲運動を利用した臀部離床支援。重心上昇相の膝関節伸展が下腿後傾を協調的に誘導する連鎖機構を有する。本稿では設計機構が当該動作を示し得ることを機構解析ソフトウェアのシミュレーションを用いて検証した。

本機構は外部動力源やデバイスを必要とせず、重力と動作に伴う関節運動を入力として用いることが特徴である。また本機

構は臨床現場で用いられている既存の長下肢装具と同様、立位時や歩行時の膝折れを防止する膝継手構造を有していることから、起立後は手動で膝継手をロックし、歩行動作に対して通常の長下肢装具として装着を継続して用いることができる。

今後、試作品を作成し、装着前後での起立動作における床反力や重心軌道、左右関節角度変化の比較を行うことで、起立支援をする下肢外骨格としての有効性検証が必要となる。

参 考 文 献

- [1] 内閣府：平成 30 年度版高齢社会白書，<https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2018/zenbun/30pdf/index.html> (2019.10.1 参照)。
- [2] 八幡健太郎，萬井太規，中西徹，小南由衣，浅賀忠義：“床面水平刺激による姿勢筋シナジーの学習効果について”，理学療法科学，vol.27, no.6, pp.697-703, 2012。
- [3] R. Shiraishi, H. Kawamoto and Y. Sankai: “Development of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Training System for Hemiplegic Patients,” Proc. 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016, DOI: 10.1109/EMBC.2016.7591744
- [4] M.A. Alouane, W. Huo, H. Rifai, Y. Amirat and S. Mohammed: “Hybrid FES-Exoskeleton Controller to Assist Sit-To-Stand movement,” IFAC-PapersOnLine, vol.51, issue. 34, pp.296-301, 2019。
- [5] A. Tsukahara, R. Kawanishi, Y. Hasegawa and Y. Sankai: “Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transfer Support for Complete Paraplegic Patients with Robot Suit HAL,” Advanced Robotics, vol.24, pp.1615-1638, 2010。
- [6] K. Junius, N. Lefeber, et al.: “Metabolic Effects Induced,” Kinetically Compatible Hip Exoskeleton During STS, vol.65, no.6, pp.1399-1409, 2018。
- [7] J. Ziegler, H. Parzer, H. Gattringer and A. Müller: “Development of a passive, wearable knee orthosis for the support of sit-to-stand movement with adaptive assistance moment,” Proc. 89th Annual Meeting of the International Association of Applied Mathematics and Mechanics (GAMM), vol.18, issue 1, <https://doi.org/10.1002/pamm.201800097> (on line library, 2020.8.2 参照)。
- [8] 石井慎一郎：動作分析 臨床活用講座 バイオメカニクスに基づく臨床推論の実践。pp.126-127, MEDICAL VIEW, 2014。
- [9] 一般社団法人人間生活工学センターデータベースサイト：NITE 平成 20 年度人間特性計測データ，https://www.hql.jp/database/cat/etc/nite_h20_funcdb (2019.9.17 参照)。
- [10] 中村隆一，齋藤宏，長崎浩：基礎運動学 第 6 版。pp.333-334, 医歯薬出版株式会社，2005。
- [11] 国立研究開発法人産業技術総合研究所 AIST 人体寸法・形状データベース 1997-1998, <https://www.airc.aist.go.jp/dhrt/97-98/index.html> (2019.9.10 参照)。