

$$f_r < f_l. \quad (2)$$

HAL can allocate the roles of two legs: swing or support leg and start walking support with this algorithm if the subject supports his/her weight almost by himself.

4.2.2 Torso-angle-based estimation

In healthy person's walk, it is said that he/she tilts his/her torso up to about 0.07 [rad] from a perpendicular line. The torso angle is almost synchronized with the FRF transition. A torso angle, therefore, becomes key information even if the FRF is not measured due to entirely muscle relaxation. In this study, we focus on the angle of the torso on the wearer's lateral plane during walking in order to estimate a wearer's intention. We set an upper threshold ($\theta_+ = 0.05$ [rad]) and a lower threshold ($\theta_- = -0.05$ [rad]) shown in Figure 4. HAL estimates that the wearer intends to exchange a role of right leg from support leg to swing leg and vice versa when an inequality (3) is satisfied as follows;

$$\theta_p > \theta_+ \quad (3)$$

where his angle of the torso is θ_p . When an inequality (4) is satisfied, HAL estimates that the wearer intends to exchange a role of right leg from swing leg to a support leg and vice versa.

$$\theta_p < \theta_- \quad (4)$$

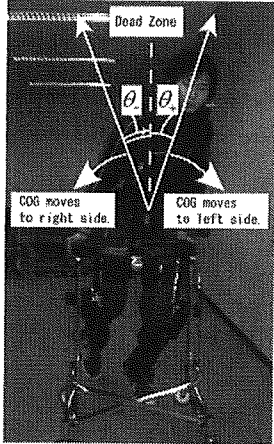


Figure 4. Torso angle during walking.

4.3 Control architecture

Bipedal locomotion using patient's legs is achieved by the tracking control and by phase synchronization of motion support with patient's intention. This control is the PD control using reference gait patterns based on healthy person's walk as shown in Figure 3. Figure 5 shows the block diagram for this tracking control and phase synchronization. The human intention estimator (HIE) located in the upper-left part in the figure has the FRF or the torso angle as input for the estimation algorithms

described in the section 4.2. Two blocks under HIE are a library of the reference patterns for swing and support legs. HIE allocates these reference patterns to two legs during walking. There are four ordinary PD control blocks on the right side of HIE and the library. The upper two blocks are controllers for the right leg and the lower ones are for the left leg. The command voltages τ to the power units are calculated by

$$\tau_r = \mathbf{k}_r (\mathbf{q}_{ref_r} - \mathbf{q}_r) + \mathbf{k}'_r (\dot{\mathbf{q}}_{ref_r} - \dot{\mathbf{q}}_r) \quad (5)$$

$$\tau_l = \mathbf{k}_l (\mathbf{q}_{ref_l} - \mathbf{q}_l) + \mathbf{k}'_l (\dot{\mathbf{q}}_{ref_l} - \dot{\mathbf{q}}_l) \quad (6)$$

where \mathbf{q}_r and \mathbf{q}_l are the actual wearer's leg joint angles, subscripts r and l mean right and left, respectively, $\dot{\mathbf{q}}_r$ and $\dot{\mathbf{q}}_l$ are angular velocities, \mathbf{q}_{ref_r} , \mathbf{q}_{ref_l} , $\dot{\mathbf{q}}_{ref_r}$ and $\dot{\mathbf{q}}_{ref_l}$ are the reference joints angles and the reference angular velocities, respectively. These variables have four elements that correspond to four joints: right and left hip joints and knee joints. In addition, feedback gains \mathbf{k}_r , \mathbf{k}_l , \mathbf{k}'_r and \mathbf{k}'_l are diagonal matrixes where feedback gains for each joint are diagonal elements. The different feedback gains are used in the swinging or supporting phase independently, by adopting this control architecture. Figure 6 shows the control flow for the walking support. When the HAL starts the PD control for all joints once the condition shown eq. (1) or (2) is satisfied in a case of the first algorithm for intention estimation. The PD control continues until HAL finishes the reference pattern. If the other condition is not satisfied after this control, the next control is not started and two legs are kept at the final posture of the step. In a case of the second algorithm for intention estimation, the same control flow is implemented, just exchanging the condition of eq. (1) and (2) with the condition of eq. (3) and (4). This algorithm can synchronize walking support with human intention at a walk start instance, a walk stop instance as well as the beginning of leg swing during walk. In addition to those walking support, HAL compensates viscosity and static friction of the power unit and weight of HAL itself.

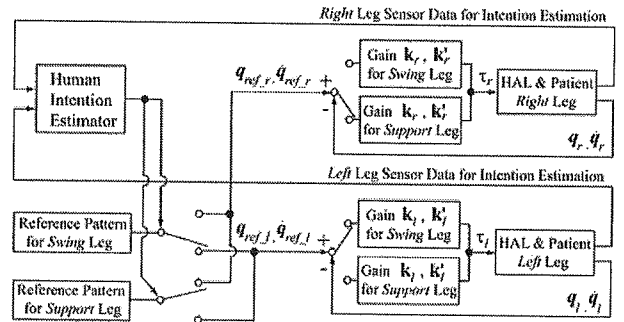


Figure 5. Block diagram for tracking control.

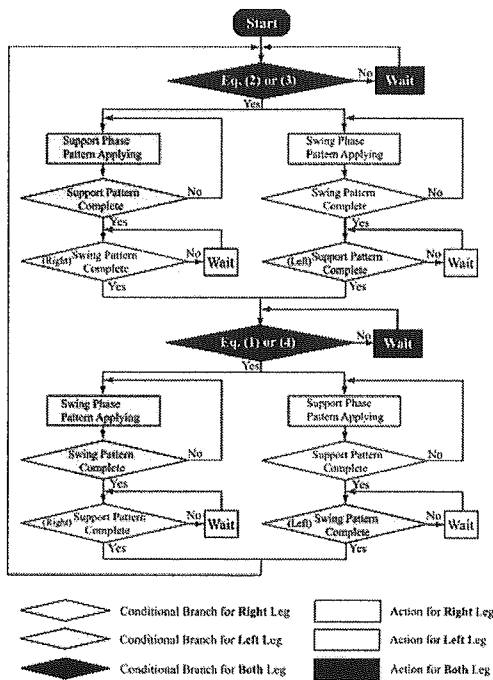


Figure 6. Flowchart for walking support.

5 Experiment

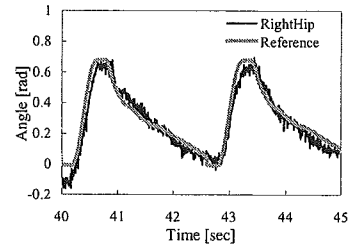
5.1 Support for subject A

Subject A is the patient who has a strong sensory paralysis especially on the left leg and who can walk slowly using two canes with his both hands. Since he can stand by himself, the support aim with HAL is to help his leg swinging forward and sustaining his weight. This leads to stabilize his walk by pushing a swing leg forward and by avoiding collisions of a swing leg with a floor.

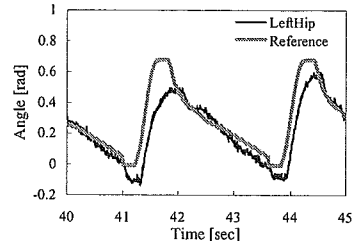
Figure 7 (a), (b), (c) and (d) show his each joint angle and the references during walking support. From the results in (a) and (b), his hip joints followed the reference patterns. On the other hand, the results in (c) and (d) show his knee joints did not follow the reference patterns very well, especially knee joint on his left leg which has a severe sensory trouble. The low feedback gains for his knee joints results in this poor tracking because the higher gain causes a subject discomfort feeling in the early stage. That is the reason why the subject has own walking pattern without any support and he is not used to receive other people's walking pattern. As another reason of the discomfort, the swing leg might be let passively swing without any support since a swing leg of a healthy person is almost passive. Table 1 shows the stride length of each leg in a walk without and with HAL's support. Equation (7) calculates the stride length based on the link model shown in Figure 8.

$$L = \left\{ l_{r_upper} \sin \theta_r + l_{r_lower} \sin(\theta_r - \varphi_r) \right\} - \left\{ l_{l_upper} \sin \theta_l + l_{l_lower} \sin(\theta_l - \varphi_l) \right\} \quad (7)$$

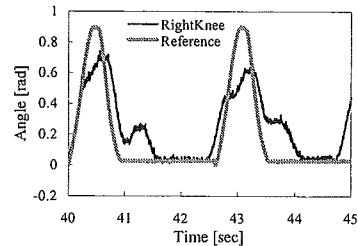
where θ_r and θ_l are his right and left hip joint angles, φ_r and φ_l are knee joint angles, l_{r_upper} and l_{l_upper} are thigh length, and l_{r_lower} and l_{l_lower} are lower leg length. Torsional motion of a pelvis part during walking is not considered for simplification.



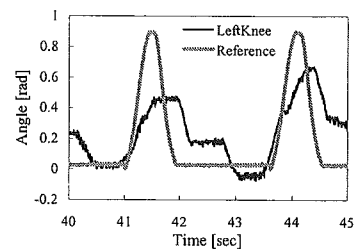
(a) Angle of right hip joint.



(b) Angle of left hip joint.



(c) Angle of right knee joint.



(d) Angle of left knee joint.

Figure 7. Joint angle and reference pattern for subject A.

Table 1. Stride length.

	Left leg	Right leg
Normal walk	0.40[m]	0.44[m]
Supported walk	0.41[m]	0.48[m]
Rate of enlargement	2.5[%]	9.1[%]

Table 1 shows that the stride length is enlarged by HAL's support on both legs. Especially, the rate of enlargement on the right leg is 9.1 [%]. Generally a walking stability becomes lower when the stride length is enlarged since the motion becomes bigger and faster. HAL would achieve the higher stability so that the subject can enlarge his stride length keeping his walking stability.

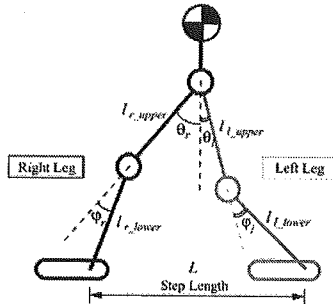


Figure 8. Lower limb model for stride length calculation.

5.2 Support for subject B

Subject B can neither walk nor keep standing position without supporting aids due to fully muscular relaxation. In this study he is simulated by a healthy person. The subject sways his torso from side to side in order to express his walk intention, by using his arms that hold a walk frame as shown in Figure 9. Functions realized by HAL are to keep standing position and to swing his legs forward based on his intention. In this case, the feedback gain is larger than the previous experiment due to full replacement of his muscle.

Figure 10 shows torso angle and phase transition during one walking cycle supported by HAL. The upper figure shows the angle and the raw angular velocity from the gyroscope, and the lower one shows the function phase transition during a walking cycle. The right leg performs the support leg up to 22.1 [sec] and then keeps the current angles until HAL detects his intention of the next step. His torso swings from right to left, and the equation (3) is satisfied at 22.5 [sec] as shown in the upper figure. HAL then begins to swing the right leg. HAL supports the subject B walk synchronizing his intentions. Figure 11 (a), (b), (c) and (d) show his each joint angle and the references during walking support. From the results in (a) and (b), his hip joints followed the reference patterns. On the other hand, the results in (c) and (d) show that his knee joints do not periodically follow the references in a part of the walking cycle since the foot of a swing leg lands earlier than a healthy person. The early landing is caused by a mechanical difference between a healthy person and a subject with HAL. The healthy person uses ankle joint to kick a floor with a toe as shown in Figure 12(a), but the subject does not use his ankle due to no support from HAL at the ankle joint as shown in Figure 12(b). A foot height of a swing leg of the subject is, therefore, lower than that of a healthy person.

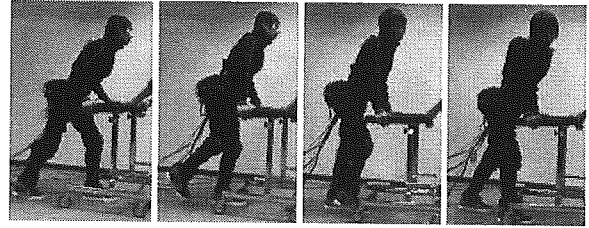


Figure 9. One step in walking support for subject B.

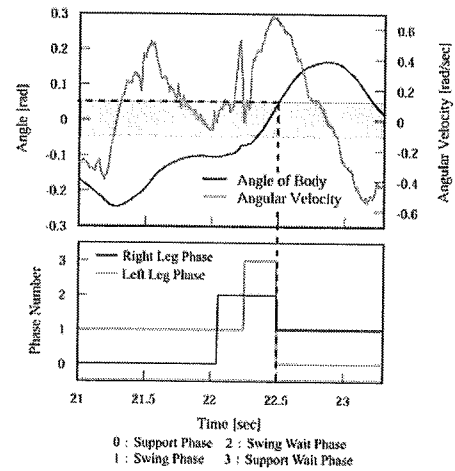
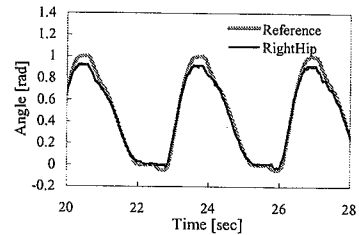
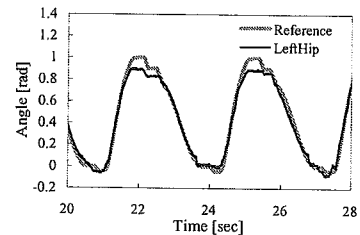


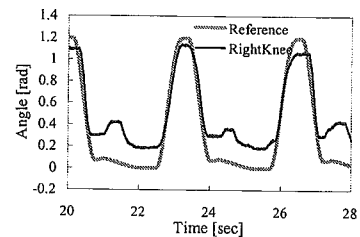
Figure 10. Angle of wearer's torso and phase transition.



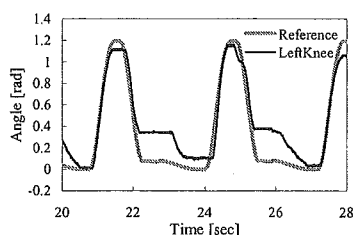
(a) Angle of right hip joint.



(b) Angle of left hip joint.



(c) Angle of right knee joint.



(d) Angle of left knee joint.

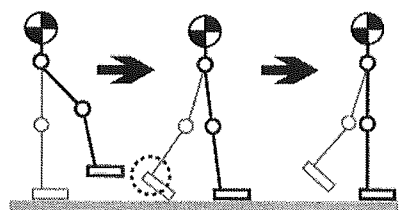
Figure 11. Joint angle and reference pattern for subject B.

The earlier landing could be compensated if the actuator on the knee joint had enough torque. Figure 13 shows a vertical load affecting one support leg due to gravity. The necessary torque of the knee joint is calculated by the following equation;

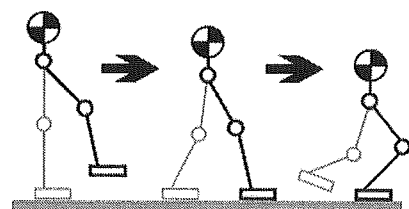
$$\tau_{knee} = mgl \quad (8)$$

$$l = l_l \sin \theta \quad (9)$$

where m is his weight, g is gravity acceleration, l is the distance of the knee joint to the COG line, l_l is the length of the lower leg and θ is the knee angle from the vertical line depicted in Figure 13(b). In the case of the standing posture without any bending joints shown in (a), there is no joint torque needed theoretically. On the other hand, if the knee joint is bended even a little, HAL support knee joint for keeping standing posture. The larger the joint bends, the more torque is needed. Figure 11 (c) and (d) shows HAL cannot support his weight by one power unit on his knee joint since the knee joint at landing instance is beyond the torque tolerance.



(a) Healthy person's walk.



(b) Subject B's walk supported by HAL.

Figure 12. Joint motion of support leg.

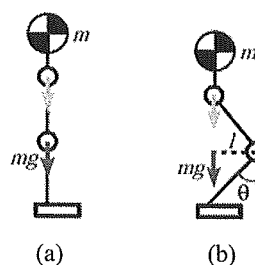


Figure 13. Joint torque to support weight.

6 Conclusions

In this paper, we have proposed the algorithm to estimate patients' intentions so that the HAL-3 could support a patient with paraplegia to walk. Two algorithms are proposed for the different types of patients. One is FRF-based estimation and the other is torso-angle-based estimation. The cycle of reference walking pattern is adjusted for each patient and the walk support based on the reference gait is achieved, synchronizing with patients' intentions estimated by the algorithm. We confirmed that two algorithm could estimate corresponding patients' intentions.

Acknowledgment

This research was partially supported by the Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology of Japan, Grant-in-Aid for Scientific Research (A).

References

- [1] Jerry E. Pratt, Benjamin T. Krupp, Christopher J. Morse and Steven H. Collins: "The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking", Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA '04), pp.2430-2435, 2004.
- [2] David C. Johnson, Daniel W. Repperger and Greg Thompson: "Development of a mobility assist for the paralyzed, amputee, and spastic patient", Proceedings of the IEEE Southern Biomedical Engineering Conference, pp.67-70, 1996.
- [3] Y. Sankai, H. Tanaka, J. Okamura: "EMG Based Prototype Powered Assistive System for Walking Aid", Proc. of ASIAR, pp.229-234, 1999.
- [4] Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai: "Comfortable Power Assist Control Method for Walking Aid by HAL-3", Proc. of International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC2002), 2002.
- [5] Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai: "Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person", Proc. of ICCHP 2002 International Conference on Computers Helping People with Special Needs, pp.196-203, 2002.
- [6] Hiroaki Kawamoto, Shigehiro Kanbe, and Yoshiyuki Sankai: "The Natural Frequency-Based Power Assist Control for Lower Body with HAL-3", Proc. of 12th IEEE Workshop on Robot and Human Interactive Communication (ROMAN2003), 2003.

サイバニクス技術が生み出す人間と機械の 一体化・共依存システム：サイバーノイド

筑波大学大学院システム情報工学研究科 ○山海嘉之, 河本浩明

Human-Machine Hybrid System based on Cybernetics Technologies :Cyberoid

○Yoshiyuki SANKAI and Hiroaki KAWAMOTO

Graduate School of Systems and information Engineering, University of Tsukuba

Abstract: Humans or machines have limited capabilities. The combination of cybernetics, mechatronics and information technologies, neuroscience, physiology, bio-system theory, behavioral science i.e., a new research field "Cybernetics " would enhance and upgrade human capabilities intellectually and functionally. "Cyberoids" are the enhanced human-machine hybrid systems based on Cybernetics technologies. The Cyberoid project is just getting started.

1. 緒言

サイバネティクス、メカトロニクス、インフォマティクスの三要素を中心に、脳神経学、行動科学、ロボット工学、IT技術、システム統合技術、生理学、心理学などを融合複合させた「サイバニクス技術」は人間を知的にも機能的にも強化する技術である。そのサイバニクス技術に基づいて構成される人間と機械の一体化・共依存システムを「サイバーノイド」と呼ぶ。本稿では身体の外側から人間を強化するロボットスーツHALと身体の内側から強化するサイバニクス人工心臓を中心にサイバーノイド研究について述べる。

人間の分身となって人間の代わりに万能に働くヒューマノイドロボットを開発することは、夢のある挑戦であり、現在までに多くの研究が行われている。ヒューマノイドロボットが人間の生活空間で働くためには、ヒューマノイドロボット自身が自分で認識・判断・意思表示をする高度な知能が必要になってくる。ロボットの知能における研究はこれまで数多く行われているが、人間の認識・判断に到達するにはまだ多くの課題を残しており、我々の日常生活の中で我々に代わって働くようになるには当分先の話となるであろう。

人間の得意とする判断・認識・意思表示といった高度な知能は人間が行い、機械の得意とする「力仕事」、「正確な仕事」は機械が行う、お互いの得意とするところを融合させることがサイバーノイドの基本となる。人間と機械を一体化し、適度な共依存関係を構築することによって人間の能力を強化・拡張する。医療・福祉分野、重労働分野、スポーツ分野など展開される分野は計り知れず、新産業創出として期待される。

2. サイバーノイド

サイバーノイドに関連したシステムを以下のように例示してみる。

- Cyborg, Cybernetic Suit / Powered Suit, Cybernetic/Robotic Artificial Organs, Cybernetic/Robotic Legs / Hands / Arms, Bionic System, etc.
- Visual or Force Displays for Cyberoid
- Wearable Robot Systems, Wearable Data Terminal
- Human-Machine Interaction for Cyberoid, Virtual Reality Technologies for Cyberoid
- Mechanism and Control for Cyberoid
- Implantable Systems
- etc

広範囲な領域で研究推進が可能である。以下の章では、実施例を紹介し、今後の展望について言及する。

3. ロボットスーツ HAL

Fig. 1にロボットスーツHAL-5を示す。これまで開発されてきた下半身型のHALシリーズに上半身型を合体させ、全身型のロボットスーツとして開発し、重量物や人間を軽々と持ちながら移動ができるようになった。ロボットスーツHALは日常生活の自立動作支援、リハビリテーションの他に、介護作業、建築作業、災害・レスキュー作業現場など幅広い利用用途が考えられる。

ロボットスーツHALは外骨格構造によって人間と一体となっている。また、人間が筋を動かす際に脳から筋へ伝達される神経伝達信号をロボットスーツのパワーユニットを駆動させる信号として用いることにより、人間と機械が機能的に一体化している。このようにロボットスーツでは人間と機械が機能的かつ機能的に一体化されており、人間の運動意思は脳から運動神経を

経て神経伝達信号として筋肉へ伝わると同時にパワーユニットに伝わることによって、人間の思い通りに動き運動機能を増幅することが可能なシステムとなっている。

ロボットスーツにはその他にいくつかの特徴をもっている。ロボットスーツは足底部を有し、ロボットスーツの重量を全て地面で支える構造となっているため、ロボットスーツの重量を人間は感じることはない。また、最新のシリーズとなるHAL-5は下半身の膝関節、股関節、上半身の肩関節、肘関節にパワーユニットを有し、現時点で、人間の意思に従った全身のパワーアシストを実現する世界最新鋭のシステムである。実証試験として今年6月に愛知万博で11日間で40回のデモンストレーションを行い、その有用性を示すことができた。

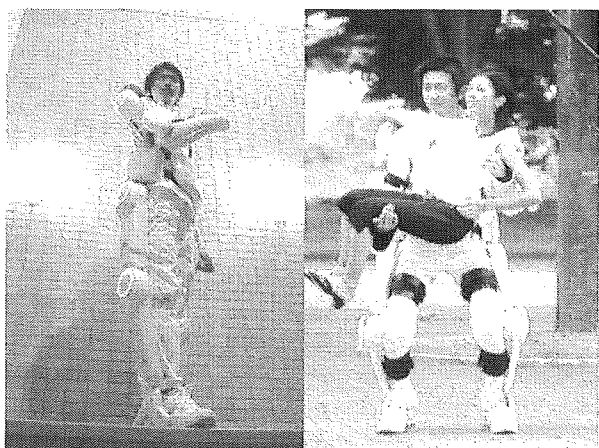


Fig.1 Robot Suit HAL-5

4. サイバニック人工心臓

人工心臓は多くの場合、完全置換として用いられるのではなく、自然心臓と並列に取り付けられることによって補助循環機能としての役割を持つ。すなわち、自然心臓と人工心臓が送り出す総血流量によって患者の生命を維持している。これをサイバーノイドの視点で見ると、本来の循環機能と人工心臓で構築する補助循環機能が一体となって自然心臓をサポートするパワーアシスト装置と考えることが出来る。

また、サイバーノイドにおける人工心臓は単なるアシスト装置ではなく、人工心臓やその周辺で各種生理情報をセンシングし、これらの情報を基に、生体内部の生理状態を推定することで、生体の挙動や特性に適した治療制御を可能にする。これは人工心臓が人間の生理挙動を管理する脳幹の働きを捉えているといえる。サイバニック人工心臓は人間の生理挙動と同期し

て機能する人間・機械一体化システム (Fig. 2) である。

さらに、サイバニック人工心臓は情報端末として機能させることによって、遠隔地において安全かつ効果的な治療を実現する遠隔管理システムの応用も可能である。これにより、医師は医療現場にいなくても人工心臓の駆動状態や人工心臓ポンプに取り付けたセンサにより患者の生理状態を把握することが可能となる。これまでに血圧や体温などの異常が発生した場合に人工心臓がインターネットを介して、実験グループの携帯電話に直接生理情報を発信するシステムを構築してきた。現在、患者がどこにいても安全な治療管理を実現するウェアラブルデータターミナルを構築している。ウェアラブルデータターミナルには、仮想人体カーネルという患者の生理モデルが内蔵されており、患者の生理状態や治療効果の推定、安全な治療管理などを実現する。このようなシステムが実用化すれば、患者は院内での治療から解放され、在宅での治療も可能となり、さらには社会復帰の可能性も高まるであろう。

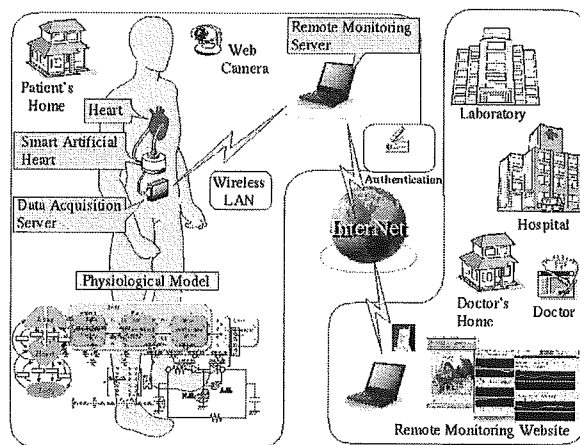


Fig.2 Cybenics Artificial Hart system

5. 結言

サイバーノイド研究の本格的進展のため、昨年6月にロボットスーツの開発販売を業務とする大学発ベンチャー企業「CYBERDYNE株式会社」を設立した。現在、被験者に試験的に使ってもらいながら改良を重ねている。また、サイバニック人工心臓の要素技術は、すでに大企業が参入する段階になっている。新学術領域サイバニクスを駆使することによって構築される人間・機械一体化システム、「サイバーノイド」の展開に大きな期待が寄せられている。

人間とロボットの相互作用力に着目した 身体動作補助のためのパワーアシスト法

筑波大学大学院システム情報工学研究科 ○河本浩明, 山海嘉之

Power Assist Method for Physical Motion Support based on Interaction Force

○Hiroaki KAWAMOTO and Yoshiyuki SANKAI

Graduate School of Systems and information Engineering, University of Tsukuba

Abstract: We describe a power assist method to help motions of a physically weak. In this paper, first we indicate the condition required to realize the power assist for the motion of physically weak. Then we propose the power assist method by using bioelectricity property, and finally, confirm the effectiveness of this method by the experiment.

1. 緒言

ロボットが人間と一体となって人間の思い通りに人間の身体動作を補助するためには、いつどのくらいの力が必要なのかといった人間の運動意思をロボットに的確に伝達する必要がある。我々はこれまで開発してきた身体機能を強化・補助するロボットスーツにおいて、人間の運動意思を反映する随意的制御法のうち人間の運動意思を伝達する方法として生体信号を活用した手法を提案してきた[1]。本稿ではこれまでの知見を基に人間とロボットの相互作用力に着目することによって人間の身体動作を補助するアシスト原理を定式化し、運動意思の伝達方法に生体信号を用いる必要性を示す。さらに、実験により本手法が身体動作の補助に対して有効に働くことを示す。

2. 身体動作を補助するためのアシスト原理

身体動作で必要な力を外骨格ロボットでパワーアシストするための力学的条件を導出する。Fig. 1に示すように下腿の伸展動作に対するパワーアシスト系を考える。

操作者の下腿の一部が外骨格型ロボットのモールドで覆われ、膝関節軸にアクチュエータを備えた外骨格型ロボットと一体化している。ここで、膝関節の角度、角速度、ならびに角加速度をそれぞれ θ , $\dot{\theta}$, $\ddot{\theta}$ とする。また、膝関節軸回りの重りを取り付けた外骨格と、操作者の下腿の慣性モーメントをそれぞれ I_{ex} , I_h , 膝関節軸回りの外骨格, 操作者の下腿

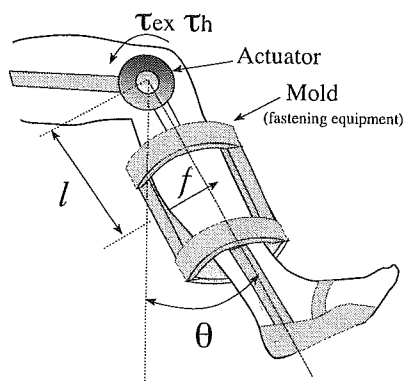


Fig. 1 Power assist system

の動粘性減衰係数をそれぞれ D_{ex} , D_h , 膝関節軸回りの外骨格および負荷と、操作者の下腿に作用する重力が膝関節まわりに生成するモーメントをそれぞれ G_{ex} , G_h とする。

まず、外骨格ロボットによるパワーアシストを用いずに操作者単独で下腿の伸展動作を行う場合、操作者が生成するトルクを τ_{h_normal} とすると下腿動作の運動方程式は以下のようになる。

$$I_h \ddot{\theta} + D_h \dot{\theta} + G_h(\theta) = \tau_{h_normal} \quad (1)$$

外骨格ロボットによって操作者の伸展動作に必要なトルクがパワーアシストされるということは、操作者は単独で伸展動作を行う場合の関節トルクよりも少ない関節トルクで伸展動作を行うことができることを意味する。すなわち、パワーアシストの際に操作者が生成する膝関節トルクを τ_h とすると

$$\tau_h < \tau_{h_normal} \quad (2)$$

となる条件を満たすことである。この時、外骨格ロボットが生成するアシストトルクを τ_{ex} とすると、装着者と外骨格ロボットの運動方程式は以下のようになる。

$$I_h \ddot{\theta} + D_h \dot{\theta} + G_h(\theta) = fl + \tau_h \quad (3)$$

$$I_{ex} \ddot{\theta} + D_{ex} \dot{\theta} + G_{ex}(\theta) = -fl + \tau_{ex} \quad (4)$$

ただし fl は、モールドを介して操作者と外骨格ロボットとの間で働く相互作用力分布の中心力を表し、正の値が伸展方向を示す。 l は膝関節軸から相互作用力が働く箇所までの距離を表す。

ここで、 τ_{h_normal} , τ_h および fl の関係は式(1), (3)より

$$\tau_{h_normal} = \tau_h + fl \quad (5)$$

となる。したがって、膝関節伸展動作の補助が行われるためには、装着者と外骨格ロボットの間に働く相互作用力は式(2)と(5)より、

$$f > 0 \quad (6)$$

となる条件を満たす必要がある。これは操作者の下腿を外骨格ロボットが常に押し続けてなければならないことを意味している。このことから、身体動作に必要な力を外骨格ロボットでパワーアシストするための力学的条件として、操作者が外骨格ロボットから受ける相互作用力は常に装着者の動作方向に働いてなければならないと言える。

3. 生体電位特性

以上の条件を満たしたパワーアシストを実現するためには、操作者の動作する意思を操作者が動作を開始する前に外骨格システムが判断し、操作者よりも先に外骨格が動作を開始する必要がある。本研究では、生体情報の一つである生体電位信号(BES: Bioelectricity signal)に着目する。生体電位信号の特徴としてその振幅は筋の収縮力に応じて変化するが、もう一つの大きな特徴として生体電位信号の発現と張力との発揮の間には時間的な遅れがあり、生体電位が生成して数十msec後、張力が発揮されることが知られている。この遅れは電気力学遅延(EMD: ElectroMechanical Delay)と呼ばれている。具体的にどのくらいの遅延時間があるのか確認するために、外骨格フレーム上部に取り付けた歪みゲージを用いて、装着者の下腿の伸展動作に対して外骨格フレームにかかるトルクと装着者の膝関節伸筋の生体電位信号の時間変化を調べた。Fig. 2にその一例を示す。なお、検出される力センサの特性として、装着者の下腿が外骨格のモールドを押すと負の値を示し、逆に、外骨格が装着者の下腿を押すと正の値を示すように設定した。Fig.2より、生体電位信号が力センサにより検出したトルクより約30[msec]早く生成していることが確かめられる。以上より、生体電位信号を用いることで動作がおこなわれる前に操作者の運動意思を検出することができ

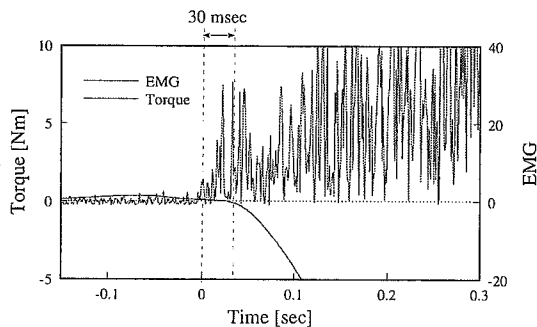


Fig. 2 ElectroMechanical delay

4. パワーアシスト実験

本実験で使用するパワーアシストシステムとして、これまでに我々が開発してきたロボットスーツHAL-3[2]の下腿部を用いる。パワーアシストを実行する際のアシストトルクの大きさを生体電位に基づいて以下のように設定する。

$$\tau_{ex} = GK e_{arv} \quad (7)$$

ただし、G はアシストゲイン、K は外骨格システムが生成するトルクを用いて装着者の等尺性収縮より得られたBES-トルク変換係数であり[2]、 e_{arv} は信号処理により生体電位信号を平滑化した信号(ARV信号)である。被験者は健常者とし、膝関節が約0[deg]の屈曲位から膝の伸展動作をさせた。

アシストゲイン $G=1$ での実験結果としてFig. 3に膝関節角度、装着者の生体電位、アクチュエータが生成したアシストトルクおよび力センサから検出したトルク値を示す。先ほども述べた通り、検出される力センサ特性として、装着者の下腿が外骨格のモールドを押すと負の値を示し、逆に、外骨格が装着者の下腿を押すと正の値を示す。生体電位が発生しアクチュエータが駆動している間、力センサから検出されるトルクは常に正の値を示していることがわかる。この結果は外骨格が装着者よりも先に動作し、外骨格のモールドが下腿部を常に押し続けていることを意味している。以上より生体電位信号を用いることで身体のパワーアシストを実現することができた。

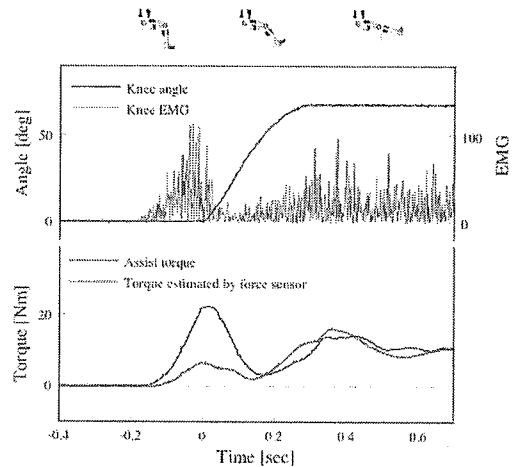


Fig. 3 Knee extension with power assist

5. 結言

本報告では、身体動作補助するパワーアシスト法に関して、そのアシスト原理を示した。さらに本実験により身体動作のパワーアシストにおいて生体電位を用いることの有効性を確認することができた。

参考文献

- [1] Okamura J., Tanaka H. and Sankai Y.: EMG Based Prototype Powered Assistive System for Walking Aid, Proc. of ASIAR, pp229-234 (1999)
- [2] Hiroaki Kawamaoto, Yoshiyuki Sankai: "Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person", Proc. of Int'l Conf. on Computer Helping People with Special Needs ,pp.196-203, 2002.

人の生体力学特性に基づくロボットスーツHALによる適応的アシスト

筑波大学大学院システム情報工学研究科 ○林知広, 山海嘉之

Adaptive Assistance by Robot Suit HAL Based on Operator's Biomechanical Properties

○Tomohiro HAYASHI and Yoshiyuki SANKAI

Graduate School of Systems and information Engineering, University of Tsukuba

Abstract: In this paper, we propose an algorithm for assisting operator's motor function adaptively by robot suit HAL. In the proposed method, the actuators of HAL are controlled based on operator's neuromuscular properties and joint stiffness identified on-line using operator's biomechanical model. In the experiment, HAL could adaptively assist the operator who changed the way to activate his muscles.

1 緒言

人と機械が一体となることで装着者の身体機能を補助・増幅するロボットスーツHALの開発プロジェクトの目標の一つは、HALが装着者の運動意図に基づき筋と同等の機能を果たし、運動機能のアシストを行う「随意的アシスト手法」を開発することである。現在まで本プロジェクトでは、人が筋をコントロールする際に発生する生体電位信号を皮膚表面で検出・処理することで、装着者の運動意図の推定を行う手法を開発した[1, 2]。しかし、生体電位信号の特性は疲労などによる身体状態に依存して変化すると知られている。さらに、人の関節筋は関節を駆動するトルクを発生させるだけでなく、関節周りのスティフネスをコントロールする役割も持っている。これらのことは、運動神経系と筋骨格系を含めた装着者の生体力学特性が運動内容や身体状態に応じて変化することを意味し、HALによる随意的アシストを実現するためには装着者の生体力学特性をオンラインで推定し、特性の変化に適応したアシストを行う必要がある。そこで、本稿では運動中に変化する装着者の生体力学特性に適応的なアシスト制御法を概説し、HAL-3 (Fig. 1)を用いて行われた基礎実験の結果を述べる。

2 適応的アシスト法

2.1 生体力学モデル

まず始めに、適応的なアシストを行うため、HALがアシストを行う下肢の伸展-屈曲方向の自由度に関して装着者のモデル化を行う。本稿では膝関節を例に生体力学モデルを説明するが、提案手法はに股関節にも適用可能である。本研究では、Fig. 2 (a)に示すように関節周りの筋群を一つずつの可変粘弾性要素と屈曲、伸展方向に対応する2つのトルク発生要素を持つユニットととらえた。次に、Fig. 2 (b)に示すように関節角度 θ を定義すると、膝関節の運動に関する運動方程式は式(1)のように得られる。実際の力学系にはHALの機械インピーダンスも含まれるが、インピーダンス補償を行いHALのインピーダンス無視できると仮定する[3]。

$$T(q, \dot{q}, \ddot{q}) + D_p \dot{\theta} + K_p (\theta - \theta_e) = \tau + g_{fl} m_{fl} + g_{ex} m_{ex} \quad (1)$$

$T(q, \dot{q}, \ddot{q})$ は慣性・重力・コリオリ・遠心力の合計を表す項、 q は四肢の関節角ベクトルで θ を含む、 D_p 、 K_p はそれぞれ装着者の粘性、弾性係数、 θ_e は関節平衡角、 τ はHALのアクチュエータトルク、 g は生体電位-筋トルクの変換係数、 m は生体電位信号、添え字 fl, ex はそれぞれ屈筋、伸筋を表す。

本研究では弾性スティフネスを平衡角度近傍での安定性を高める役割を持つ中枢神経系を含まない関節筋のローカルフィードバックと捉えた。従って θ_e は運動中の角度変化から外乱の影響を取り除いたものとして式(2)のように定義した。

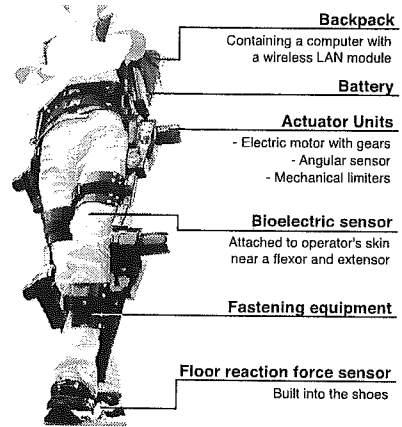


Fig. 1 Configurations of the robot suit HAL-3.

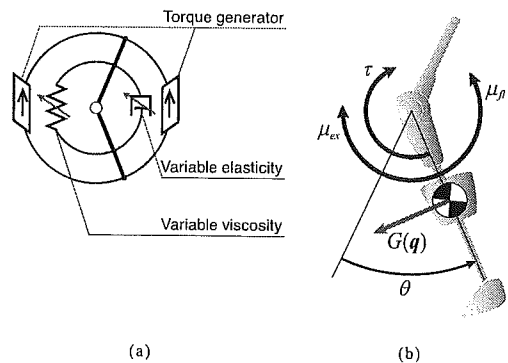


Fig. 2 Biomechanical mode of operator's knee.

$$\theta_e(k) = \frac{1}{T} \int_{k-T}^k \theta(t) dt \quad (2)$$

$T(q, \dot{q}, \ddot{q})$ は慣性、質量などの運動中には変化しないと考えられるパラメータで構成される。予めこれらのパラメータを同定しておくことで、運動中の関節角度等の計測情報から実時間で $T(q, \dot{q}, \ddot{q})$ を算出することが可能である。一方スティフネスを表す D_p 、 K_p は筋活動によって変化し、生体信号-筋発生力の変換パラメータ g_{fl} 、 g_{ex} は身体状態や筋の使い方に依存して変化する。従って、本手法ではこれらのパラメータはオンライン最小二乗法を用いて逐次同定する。本稿では詳しい同定手法の説明は省略する。

2.2 適応的アシスト手法

提案モデルに基づき、HALによるアシストトルクの算出手法を説明する。まず、筋のトルク発生器としての役割をアシストするための

HALのアクチュエータトルク τ_μ は以下の式によって算出する。

$$\tau_\mu = \alpha_\mu (\hat{g}_{fl} m_{fl} + \hat{g}_{ex} m_{ex}) \quad (3)$$

ここで、 α_μ はアシストトルクを決めるゲインパラメータである。 \hat{g}_{fl} , \hat{g}_{ex} は装着者の生体電位-筋トルクの変換パラメータの推定値であり、オンラインで同定されるので、アシストトルク τ_μ の計算式が適応的に調整されることとなる。

次に、装着者が関節スティフネスを高めた場合のアシストを行うために、インピーダンス制御手法を用いて以下の式のようにHALの関節スティフネスをオンラインで調整する。

$$\tau_s = -D_a \dot{\theta} - K_a (\theta - \theta_e) \quad (4)$$

$$D_a = \begin{cases} 0, & \text{if } \hat{D}_p \leq D_o \\ \alpha_D (\hat{D}_p - D_o), & \text{if } \hat{D}_p > D_o \end{cases} \quad (5)$$

$$K_a = \begin{cases} 0, & \text{if } \hat{K}_p \leq K_o \\ \alpha_K (\hat{K}_p - K_o), & \text{if } \hat{K}_p > K_o \end{cases} \quad (6)$$

ここで、 D_a , K_a はそれぞれスティフネスをアシストするための粘弾性パラメータ、 \hat{D}_p , \hat{K}_p はそれぞれ装着者の粘弾性の推定値、 α_D , α_K はスティフネスアシストのゲインパラメータ、 D_o , K_o は粘弾性オフセットパラメータである。

上記二つのアシスト機能を同時に実現するため、HALのアクチュエータトルクは以下のように定義される。

$$\tau = \tau_\mu + \tau_s \quad (7)$$

ここで、各パラメータの推定値が真の値に収束したとの仮定のもとで、式(7)を式(1)の生体力学モデルに代入すると以下の式が得られ。

$$T(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) + (D_p + D_a) \dot{\theta} + (K_p + K_a) (\theta - \theta_e) = (1 + \alpha_\mu) (g_{fl} m_{fl} + g_{ex} m_{ex}) \quad (8)$$

本手法を用いることで、アシストゲイン α_μ により筋トルクが増幅され、粘弾性パラメータ D_a , K_a によって関節スティフネスを高める効果が得られることが確認できる。

3 評価実験

提案手法を下腿の振り動作に適用して効果を検証する。実験では、Fig. 3に示すようにHALを装着した装着者が下腿の振り動作を一定周期で繰り返した。Fig. 4に実験結果の一例を示す。約20秒頃から装着者は屈筋と伸筋の同時収縮を起こしており、それに合わせて筋トルク推定パラメータが小さくなり、粘弾性のアシストスティフネスがそれぞれ上昇している。本手法により、装着者の筋の使い方に応じて変化する生体力学特性に適応的にアシストが行えることがわかる。

4 結言

本稿では人間と一体となって身体機能を補助・拡張するロボットスーツHALによって装着者の運動意図を反映した「随意的アシスト」を実現するために、運動中に変化する装着者の生体力学特性に適応的なアシスト制御手法を提案した。提案手法を下腿の振り動作に適用し、実験によって装着者の筋の使い方に合わせてアシストパラメータを調整できることが可能なが示された。今後は歩行などの日常動作に本手法を適用する予定である。

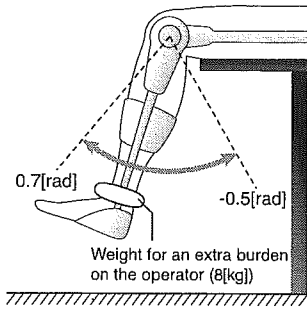


Fig. 3 Configurations of experimental swinging motion.

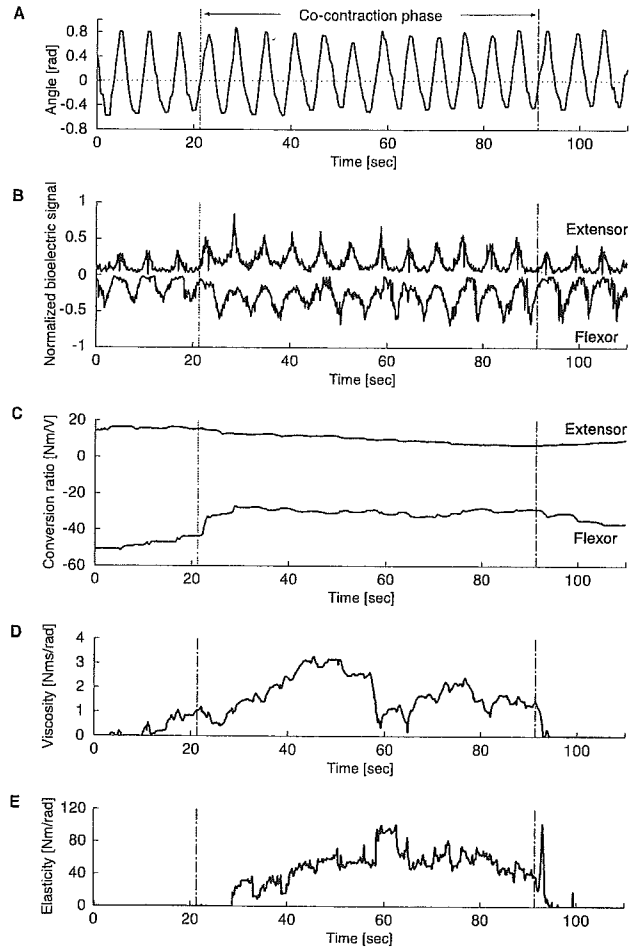


Fig. 4 Experimental result. A: Joint angle. B: Normalized bioelectrical signal. C: Bioelectrical-torque conversion parameters. D: Assistive viscosity. E: Assistive elasticity.

参考文献

- [1] Okamura J., Tanaka H. and Sankai Y.: EMG Based Prototype PoweredAssistive System for Walking Aid, Proc. of ASIAR, pp229-234 (1999)
- [2] Kasaoka K., Sankai Y.: Predictive Control Estimating Operator's Intention for Stepping-up Motion, in Proc. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Maui, Hawaii, pp. 1578-1583 (2001).
- [3] Lee S. and Sankai Y.: The Natural Frequency-Based Power Assist Control for Lower Body with HAL-3, in Proc. IEEE International Conference on System, Man and Cybernetics, Washington USA, pp.1642-1647 (2003).

ロボットスーツ HAL を用いた下半身不随患者の歩行支援に関する研究

筑波大学 ○鈴木健太, 桜井尊, 長谷川泰久, 山海嘉之

Walking Support for Paraplegia Patient with Robot Suit HAL

○Kenta SUZUKI, Takeru SAKURAI, Yasuhisa HASEGAWA and Yoshiyuki SANKAI
Graduate School of Systems and information Engineering, University of Tsukuba

Abstract: This paper proposes an algorithm to estimate human intentions during walking. Not only walk start or stop but walking cycle is considered as the intentions in this paper. The algorithm is embedded into a walking support system, “Robot Suit HAL”, for paraplegia patients. The estimation of patients’ intentions is indispensable for effective and comfortable support. The effectiveness of this algorithm is investigated through experiments with two types of patients. We show HAL supports walk comfortably with estimating patients’ intentions.

1 緒言

脳性麻痺や脳卒中, 脊椎損傷, 加齢による筋骨格系の衰弱等によって下肢に障害を抱える人々が, 自力で不自由なく移動できるようになることは, 自立生活を促進する上で意義深い。本研究ではこれまで, 人間とロボットが一体となった運動機能支援システム, ロボットスーツ HAL[1]を開発し, 障害者に対する歩行支援に適用するための研究を行ってきた。さらに装着者の思い描くような運動支援を実現するために, 装着者の動作意思をロボットが推定する機能の開発を行っている。これまでに健常者を対象とした実験を通じて, 生体電位信号を利用した意思推定方法の有効性を実証してきた[2]。本稿では意思推定の指標として生体電位信号の利用が困難な, 下半身不随の障害者への支援に適用可能な意思推定方法を提案し, 歩行支援実験において有効性を検証する。

2 障害者に対する歩行支援方法

歩行支援を行うにあたり, HAL には以下の2つの機能が組み込まれる。まず1つ目の機能として, 装着者自身の脚を使った歩行動作を実現する。一連の歩行動作は, 脚の振り出し, 体重の支持および遊脚から支持脚への切り替えという3要素から構成されるものとする。本稿では, 事前に支援対象者と同様な体形の健常者から, 歩行の下肢関節軌道を計測しておく, その軌道を HAL によって再現することで歩行動作を実現する。なお, 歩行を開始したい, 停止したい, 脚を振り出したいなどの装着者の動作意思に対応できるように, 1周期分の歩行軌道を遊脚期と支持脚期の2 phase に分解しておく。次に2つ目の機能として, 装着者の動作意思に同期させて目標軌道を再現するため, 動作意思の推定機能を実現する。本稿では歩行に伴う床反力の変化と体幹の揺れを計測し, 推定のための指標とする。

2.1 意思推定方法

2.1.1 床反力に基づいた意思推定

HAL は装着者が主にどちらの脚で体重を支えているのかを判定する。右脚と左脚の床反力をそれぞれ f_r , f_l とすると,

$$f_r > f_l \quad (1)$$

を満たせば右脚が支持脚に切り替わる瞬間であると判定し,

$$f_r < f_l \quad (2)$$

を満たせば左脚が支持脚に切り替わる瞬間であると判定する。これによって, 装着者に体重を支えるだけの筋力が残されている場合には, HAL は装着者の歩行開始時や脚の振り出し等の瞬間を床反力の変化から捉えることができ, 装着者の動作意思に同期して支援を行うことができる。

2.1.2 体幹の角度に基づいた意思推定

健常者は, 通常体幹を左右に最大約 0.07[rad]揺らしながら歩行すると言われている。この体幹の揺れは床反力変化によく同期しており, 障害により下肢の筋力が著しく低下した障害者に対する支援でも, 床反力と同等の情報として歩行中の動作意思推定に利用することができる。本稿では, 装着者の体幹の左右方向への傾き (θ_p) をジャイロスコープで獲得し,

$$\theta_p > \theta_+ \quad (3)$$

を満たす場合には, 右脚を前へ振り出すために重心を左脚側に移動させようとしている状態と判定し,

$$\theta_p < \theta_- \quad (4)$$

を満たす場合には, 左脚を振り出す準備をしている状態と判定する。なお θ_+ ($= 0.05[\text{rad}]$), θ_- ($= -0.05[\text{rad}]$) をそれぞれ左脚側, 右脚側への重心移動を判定する閾値とする。

2.2 駆動系の制御

本稿では, 脚の動作支援は健常者歩行を目標軌道とする PD 制御によって実現する。Fig. 1 は本支援システムに組み込まれる軌道追従制御のブロック線図である。図内左上の意思推定器には床反力情報または体幹の傾斜角が与えられ, その情報を基に推定される動作意思が, 下側の目標軌道ライブラリに伝達される。さらにこの信号が遊脚期または支持脚期の目標軌道どちらかを選択し, 選択された軌道が PD 制御のための目標軌道として利用される。各脚のパワーユニットに対する指令トルクは, それぞれ以下の式で与えられる。

$$\tau_r = \mathbf{k}_r (\mathbf{q}_{ref_r} - \mathbf{q}_r) + \mathbf{k}'_r (\dot{\mathbf{q}}_{ref_r} - \dot{\mathbf{q}}_r) \quad (5)$$

$$\tau_l = \mathbf{k}_l (\mathbf{q}_{ref_l} - \mathbf{q}_l) + \mathbf{k}'_l (\dot{\mathbf{q}}_{ref_l} - \dot{\mathbf{q}}_l) \quad (6)$$

なお \mathbf{q}_r , \mathbf{q}_l , $\dot{\mathbf{q}}_r$ および $\dot{\mathbf{q}}_l$ は装着者の下肢関節角度, 角速度をそれぞれ示しており, 添え字の r と l は右脚と左脚をそれぞれ示している。また \mathbf{q}_{ref_r} , \mathbf{q}_{ref_l} , $\dot{\mathbf{q}}_{ref_r}$ および $\dot{\mathbf{q}}_{ref_l}$ は目標関節角度, 角速度を示している。加えて, PD 制御のフ

ードバックゲイン k_r , k_l , k'_r および k'_l は、遊脚期と支持脚期で異なるゲインが選択できる機構となっている。以上の歩行支援に加えて、HAL がパワーユニットの粘性や静止摩擦、また HAL 自身の重量を補償する機構も組み込まれ、装着者の動作の妨げにならないように調整されている。

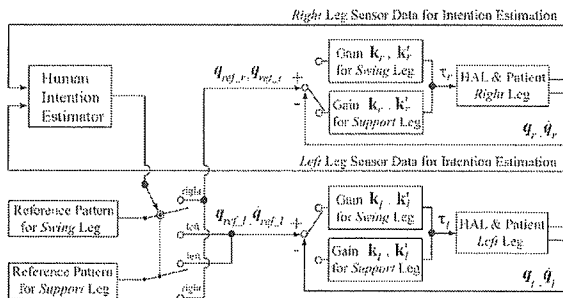


Fig. 1 Block diagram for tracking control.

3 歩行支援実験

本稿では、提案する意思推定方法を2人の被験者に適用し、歩行支援実験を行った。一人目の対象者は交通事故による脊髄損傷で、両下肢に感覚麻痺のある障害者（以降、被験者 A）で、2本の杖を使用した低速歩行が可能である。二人目の対象者は、両下肢が筋弛緩状態にある障害者への適用を想定して、下半身を完全に脱力させた健常者（以降、被験者 B）とした。体重を支える筋力のある被験者 A には床反力に基づく推定方法を、筋弛緩状態を模擬した被験者 B には、体幹の揺れを利用した推定方法を適用した。なお、HAL の実用化を考えた場合、HAL が装着者の姿勢の安定を確保することが望ましいが、本稿では装着者は上半身の力で歩行器につき、姿勢を安定に保つことができるものとする。

3.1 被験者 A

被験者 A に対する支援では、支持脚の安定性を高め、脚の振り出しを容易にして歩幅を拡大することが狙いとなる。

実験の結果、目標軌道に従って装着者の各関節動作が支援された。Table 1 は HAL の支援がある場合とない場合の歩幅の平均値を示している。両脚で歩幅の拡大が見られ、特に右脚の拡大率は顕著である。これは麻痺の強い左脚が支援によって安定し、右脚の振り出しが促進された結果と考えられる。

Table 1. Average stride length.

	Left leg	Right leg
Normal walk	0.40[m]	0.44[m]
Supported walk	0.41[m]	0.48[m]
Rate of enlargement	2.5[%]	9.1[%]

3.2 被験者 B

被験者 B は、筋弛緩状態を模擬して下半身を脱力しているため、歩行器等の支えがなければ立位を維持することは困難である。この被験者は Fig. 2 に示すように、歩行器につかまって歩行動作に合わせて体幹を左右に振ることで、歩行中の動作意思を HAL に伝達する。この場合、立位を維持し、被験者 B の意思に同期させて脚の振り出しを行い、歩行を実現

することが狙いとなる。立位維持や歩行動作に必要な下肢の筋力を完全に HAL が代行するため、軌道追従の PD ゲインは、被験者 A に対する支援実験に比べて大きく設定している。

実験の結果、HAL の支援なしでは歩行することができなかった被験者 B の歩行が実現した。Fig. 3 上図は、体幹の角度と角速度を示しており、下図は支援 phase の変化を示している。Fig. 3 には、22.1[sec]までは右脚が支持脚として機能し、その後体幹が右から左に傾けられ、22.5[sec]で式(3)の条件を満たすと右脚の振り出しが開始され、左脚は支持脚支援が開始されている様子が示されている。これらの結果から、被験者の意思を反映した体幹の角度変化に伴って、支援が適切に切り替わったと言える。

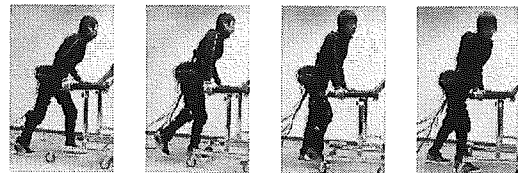


Fig. 2 One step in walking support for subject B.

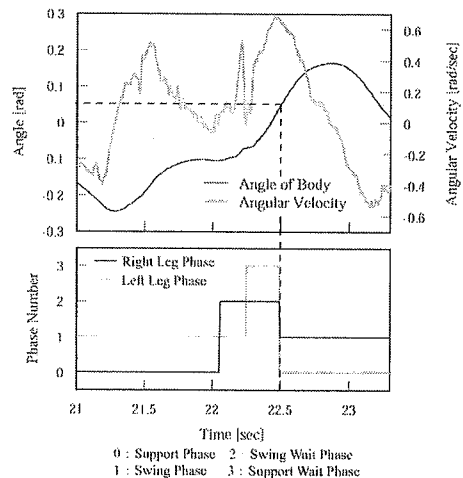


Fig. 3 Subject B's torso angle and phase transition.

4 結言

本稿では、下半身不随の障害者の歩行を HAL で支援するために、装着者の歩行動作における意思の推定方法を提案した。床反力情報に基づく推定方法と、体幹の角度に基づく推定方法を提案し、それぞれ異なる被験者に適用してその有効性を検証した。その結果、意思推定方法によって得られた情報に同期させて、目標軌道に基づいた歩行支援が実現し、装着者の歩行動作が支援前と比べて改善された。このことから、提案する意思推定方法は、下半身不随の障害者に対する歩行支援の実現に有効であることが確認された。

参考文献

- [1] Y. Sankai, H. Tanaka, J. Okamura: "EMG Based Prototype Powered Assistive System for Walking Aid", Proc. of ASIAR, pp.229-234, 1999.
- [2] Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai: "Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person", Proc. of ICCHP 2002 International Conference on Computers Helping People with Special Needs, pp.196-203, 2002.