

装着者の意思を反映可能な
大腿義足サイバニック化ユニット

2020 年 9 月

犬塚 健斗

装着者の意思を反映可能な
大腿義足サイバニック化ユニット

犬塚 健斗

システム情報工学研究科
筑波大学

2020年 9月

目次

第 1 章 序論	1
1.1 背景	1
1.1.1 大腿切断者の抱える問題	1
1.1.2 既存の大腿義足の分類と実現されている動作	2
1.1.3 能動義足に関する関連研究	4
1.2 研究目的	5
1.3 本論文の構成	6
第 2 章 単軸義足専用大腿義足サイバニク化ユニット	7
2.1 単軸義足専用大腿義足サイバニク化ユニットのハードウェア	7
2.1.1 既存義足に対する装着手法の検討	7
2.1.2 センサ・コントロールシステム	11
2.2 制御手法	13
2.2.1 制御の全体設計	13
2.2.2 歩行制御	14
2.2.3 ハイブリッド歩行制御	15
2.2.4 階段昇り制御	17
2.2.5 階段降り制御	19
2.3 基礎試験	20
2.3.1 歩行試験	21
2.3.1.1 試験方法	21
2.3.1.2 試験結果	21
2.3.1.3 考察	21
2.3.2 障害物またぎ試験	23
2.3.2.1 試験方法	23
2.3.2.2 試験結果	23

2.3.2.3 考察	24
2.3.3 階段昇り・降り試験	25
2.3.3.1 試験方法	25
2.3.3.2 試験結果	26
2.3.3.3 考察	29
2.4 まとめ	30
第 3 章 多軸・単軸両対応大腿義足サイバニク化ユニット	31
3.1 多軸・単軸両対応大腿義足サイバニク化ユニットのハードウェア	31
3.1.1 既存多軸義足に対する装着手法	31
3.1.2 ハードウェアの設計	34
3.1.3 センサ・コントロールシステム	40
3.1.4 安全対策	43
3.2 制御手法	45
3.2.1 階段昇り制御	45
3.2.2 タスク切り替え手法	54
3.3 評価試験	55
3.3.1 階段昇り試験	57
3.3.1.1 試験方法	57
3.3.1.2 試験結果	58
3.3.1.3 考察	61
3.3.2 タスク切り替え試験	63
3.3.2.1 試験方法	63
3.3.2.2 試験結果	63
3.3.2.3 考察	64
3.4 まとめ	65
第 4 章 考察	66
第 5 章 結論	68

謝辭	69
參考文獻	70
研究業績	74

目次

Figure 1 Commercially available above-knee prosthetic leg.....	1
Figure 2 A slider crank mechanism capable of coping with deference in the rotation center.	8
Figure 3 Principle of allowing displacement of the rotation axes by the slider crank mechanism.	8
Figure 4 Thigh fixing part allowing freedom of movement.	9
Figure 5 Above-knee amputee using a Cybernic artificial leg.	10
Figure 6 Sensors and electronic system, and their positions.....	12
Figure 7 Conceptual diagram of control using phase sequence.	13
Figure 8 Phase transition in hybrid control.	15
Figure 9 The flowchart of Control methods for stair ascent.....	17
Figure 10 Direction of the torque required during the stair descent movement.	19
Figure 11 A bypass orthosis and prosthetic leg.	20
Figure 12 Walking test.....	21
Figure 13 Data of each sensor during walking test with cybernic artificial leg.	22
Figure 14 Obstacle straddling test conditions.	23
Figure 15 Data of each sensor during obstacle straddling test with cybernic artificial leg.	24
Figure 16 Conditions for the stair ascent and descent test.....	25
Figure 17 Stair ascent test. (left and right sides inverted)	26
Figure 18 Stair decent test. (left and right sides inverted)	26
Figure 19 Knee angle, torque and ground reaction force during stair ascent tests.....	27
Figure 20 Knee angle, torque and ground reaction force during stair descent tests.....	28
Figure 21 A four-bar link structure capable of coping with changes in the rotation center.	31

Figure 22 The posture in which change point occurs.....	32
Figure 23 A conceptual diagram of the system with a dead point prevention mechanism and a thigh-fixing part with freedom of movement.	32
Figure 24 Mechanism and steps of dead point avoidance by dead point avoidance mechanism.	33
Figure 25 Correspondence between the designed device and a 4-bar linkage mechanism with a dead point prevention mechanism.	34
Figure 26 Front and side views of ACU.	35
Figure 27 The ACU attached to an existing prosthetic leg flexes.	35
Figure 28 The structural members of the ACU are made of CFRP and aluminum alloy to achieve both strength and lightness.	36
Figure 29 A structural analysis using Solidworks was performed, and it was confirmed that the safety factor was greater than 3.	37
Figure 30 Thigh fixing part allowing freedom of movement.....	38
Figure 31 Dead point prevention mechanism at the crus connection part.....	39
Figure 32 Sensors and electronic system installed in the ACU, and their positions.....	40
Figure 33 Assumptions for estimating the knee angle of the prosthetic leg....	41
Figure 34 Parts on the output shaft side where the hardware limiter is installed.	43
Figure 35 Crus side components with hardware limiters.	44
Figure 36 Phases of stair ascent control and their transition conditions.....	45
Figure 37 A graph of the equation for the relationship between angle and knee joint torque used in this study, based on the angle and knee joint torque of able-bodied people.	46
Figure 38 Body parts and definition of angles and the trajectory of the toes required to avoid steps.....	47
Figure 39 Definition of coordinates and parameters for forward and inverse kinematics.	48
Figure 40 Computes the inverse kinematics equation by using the cosine formula.	49
Figure 41 The second phase of the swing phase implements a control that keeps the lower leg in a vertical downward position.	53

Figure 42 A method for switching between the walking and stair ascent tasks.	54
Figure 43 Multi-axial prostheses and simulated sockets used in the evaluation tests.....	55
Figure 44 Single-axial prostheses and simulated sockets used in the evaluation tests.....	56
Figure 45 Stair ascent test conditions.	57
Figure 46 Knee angle, torque and GRF during a stair ascent test with a single axis prosthesis.	59
Figure 47 Stair ascent test with a single axis prosthesis.....	59
Figure 48 Knee angle, torque and GRF during a stair ascent test with a multi axis prosthesis.	60
Figure 49 Stair ascent test with a multi axis prosthesis.	60
Figure 50 Task switching test conditions.....	63
Figure 51 Task switching test.....	63
Figure 52 Thigh angle, BES and GRF during a task switching test.....	64

表目次

Table 1 K-level	2
Table 2 Parameters used in the equation for gait control	14
Table 3 Parameters used in the figure for hybrid control	16
Table 4 Weight breakdown of the ACU	36
Table 5 Definition of hip and knee angles	47
Table 6 Defining Parameters for Inverse Kinematics.....	48
Table 7 Definition of the parameters used for stair ascent control	51
Table 8 Physical parameter of participant	57

第1章 序論

1.1 背景

1.1.1 大腿切断者の抱える問題

外傷や血行障害、腫瘍などにより四肢の切断を余儀なくされた場合のうち、大腿部で切断した者は大腿切断者と呼ばれる。その数は米国では 60 万人以上にのぼり、今後も増加することが予測されている[1]。大腿切断者は膝関節、下腿、足関節、足部の機能を失い、その結果、移動、心理的な負担、幻肢痛、睡眠障害、社会参加などの点で問題を抱えている[2]。特に、移動という基本的な機能を失うことは最も重大な問題であり、大腿切断者の QOL に大きな影響を与えている。

大腿切断者の日常的な移動のために使用されている Figure 1 のような大腿義足は、ソケット、膝継手、足部などで構成されている。そのうち、膝の機能を代替する部品である膝継手は、ばねやダンパなど受動的な部品によって構成されており、健常な膝のように能動的に動かすことができない。そのため、階段を昇る際に健常者のような 1 足 1 段の方法で昇ることや歩行中の障害物の回避が難しいなど、実施可能な動作に限界がある。



Figure 1 Commercially available above-knee prosthetic leg.

1.1.2 既存の大腿義足の分類と実現されている動作

大腿切断者の活動レベルを表す指標として、K-Level が使用されている[3]。K-Level によって、Table 1 に示すように K-0 から K-4 まで分類され、寝たきりからアスリートまで段階が定められている。義足の部品を製造している各社はモビリティグレード (Ottobock)[4]や衝撃度(Össur)[5]として4段階の基準を設定し、各部品の想定している活動量を示すことで使用者にとって最適な部品選択の目安としている。

Table 1 K-level

K-0	歩行不可能・寝たきり
K-1	平坦な地形や屋内のみ歩行可能
K-2	平坦な屋外、一部のスロープ、段差など
K-3	屋外も含めてほとんどの状況に対応可能
K-4	活動量の多いアスリート、子ども

義足にはまず大きく分けて殻構造義足と骨格構造義足がある。殻構造義足は構造部材がそのまま外装を兼ねる義足である。骨格構造義足はヒトのように、骨のような構造部材に外観を整えるためのフォームカバーがついた義足である。現在主流となっているのは骨格構造義足である。大腿義足のうち、膝を代替する部品である膝継手は、完成用部品価格表[6]では単軸膝、安全膝、多軸膝に分類されている。

安全膝は荷重をかけるとその荷重によりブレーキがかかる膝で、活動レベルの低い K-1 の切断者に使用されている。安全膝の回転軸は1つである。K-1 の切断者はロック膝継手を用いる場合もある。ロック膝継手は単軸膝の種類の一つで、歩行時にはロックにより屈曲せず、椅子への着座時などにロックを解除して屈曲させることができる膝継手である。

単軸膝と多軸膝はさらに、歩行のうち、足が浮いている遊脚相の制御方法によって空圧と油圧に大きく分類される。空圧の膝継手は歩行の遊脚相の振り方が軽く安価だが機能が限定されており、油圧の膝継手は遊脚相の振り方が自然だが高価である。また、多軸膝の一部はバウンシングと呼ばれる、膝折れ防止と足の接地時の衝撃を緩和を行う機能を持つ。これにより歩行の支持脚相の安定性を高めている。単軸膝の一部ではイーレンジングと呼ばれる、荷重がかかっている時に抵抗を持たせながら屈曲する機能を持つ。これにより滑らかなスロープ降り、1足1段の方法での階段の降り動作など、高度な動作を実現している。

さらに高度な動作が実現可能な膝継手として、コンピュータ制御膝継手がある。コンピュータ膝継手は単軸膝の種類の一つで、制御可能な油圧によるダンパーが搭載されて

おり、各種センサからの情報を合わせて歩行状態などを判断し、油圧の屈曲抵抗を電子的に制御している。コンピュータ制御膝継手を用いると、十分な練習と股関節の筋力があれば、障害物の乗り越えや1足1段の方法での階段昇りなどが可能である。

油圧の単軸膝は K-3 から K-4 の活動量の大腿切断者が対象となっている。油圧の多軸膝は K-2 から K-4 の活動量の大腿切断者が対象となっている。結果として、活動レベルが低い大腿切断者は回転軸が1つの安全膝や単軸膝を使用し、活動レベルが中程度となると回転軸が複数ある多軸膝を使用するようになる。さらに活動レベルが高くなると膝のコントロールのしやすさから、回転軸が1つの単軸膝を使用する。

1.1.3 能動義足に関する関連研究

大腿切断者の移動の問題の解決のため、膝を能動的に動かすことの可能な膝継手の研究開発が行われてきた[7-14]。義足は毎日使用され、歩行中の衝撃を受け続けることから、高い耐久性が要求される。モータの軸受はこのような繰り返し荷重に耐えられないため、高い耐久性と能動的な動作の両立は難しく、これまでに製品化された能動膝継手は2011年に市販が開始された低活動者（K-1~K-2）向けの1種類しか存在しない[14]。この膝継手は高価かつ重く、機能が限定されており、保険適用されず、普及に至っていない。ここで、すでに大腿切断者が利用している義足に並列に装着し、義足を能動化できるデバイスが実現すれば、荷重を既存義足に負担させる構造となり、既存義足の高い耐久性を活かして能動的に動作する義足を実現できると考えられる。また、既存の義足を継続して使用することで、心理的、経済的ハードルが下がり、義足使用者が容易に能動化の機能を使用できるようになると考えられる。

また、大腿切断者は残存した股関節により大腿義足を操作している。従来の電子制御膝継手のように、内蔵された力学的センサのみで制御を行う場合、根源的に1関節分より多い情報を得ることができない。一方でより多くの情報を取得するために神経再接続手術を用いて制御に利用する[15]ことは、使用を開始するための心理的、経済的ハードルを高くすることになる。ここで皮膚表面に貼り付けるなどの方法で容易に使用可能なセンサによって、力の入れ具合など、より多くの装着者の動作意思を含む情報を得られるようになれば、装着者の意思を反映させた動作が可能となり、能動化による支援を多くの動作に適用できるようになる。

1.2 研究目的

本研究では、大腿切断者の生活における移動の不自由の解決に向けて、既存義足の高い耐久性を活用可能な能動化と装着者の意思を反映可能な、大腿義足サイバニク化ユニット（Attachable Cybernic Unit: ACU）を提案・研究開発し、大腿切断者の不自由の軽減の実現可能性を示すことを目的とする。この目的の達成のため、以下を実施する。

- 1) 既存の単軸義足に取り付けて能動化し、装着者の意思の反映を可能とする単軸義足専用大腿義足サイバニク化ユニットの提案・研究開発

既存義足の中でも比較的単純な構造を持つ、単軸義足に対して装着可能な取り付け手法を提案・研究開発する。次に歩行、階段昇降の制御機能と生体電位信号による動作意思の反映を可能とするハイブリッド制御機能を提案・研究開発する。その後、歩行試験、障害物またぎ試験、階段昇り・降り試験を実施し、本システムの適用可能性を確認する。

- 2) 既存の多軸・単軸義足に取り付けて能動化し、装着者の意思の反映を可能とする多軸・単軸両対応大腿義足サイバニク化ユニットの提案・研究開発

既存義足のうち、比較的複雑な構造を持つ多軸義足にも装着可能な取り付け手法を提案・研究開発する。次に歩行、階段昇りの自律制御機能と動作意思の反映を可能とするタスク切り替え機能を提案・研究開発する。その後、階段昇り試験、タスク切り替え試験を実施し、本システムの適用可能性を確認する。

本研究の特色は、義足を利用している大腿切断者が既に所持している義足を活用しながら新たに能動化、動作意思の反映という2つの機能を追加可能とすることで、移動問題の解消を可能とする手段を義足使用者にとってハードルの低い形式で提供可能とする点である。これにより、これまで市販、あるいは研究開発されてきたインテリジェント義足や能動義足と比較して心理的、経済的に適用が容易になり、社会課題としての大腿切断者の移動の問題が軽減されることが期待される。

1.3 本論文の構成

第1章では、本研究の背景として、大腿切断者の抱える移動問題、能動義足に関する関連研究、および大腿切断者の移動支援の研究課題を述べ、研究目的を示した。

第2章では、はじめに、単軸義足専用大腿義足サイバニク化ユニットの実現のため、既存の単軸義足に対する取り付け手法について述べる。次に、取り付け手法を実現するために必要な構造を持つデバイスと動作支援を実現するための制御手法について述べる。その後、基礎試験を実施し、既存の単軸義足に装着し、動作意思を反映させる機能の適用可能性を確認する。

第3章では、まず、多軸・単軸両対応大腿義足サイバニク化ユニットの実現のため、既存の多軸・単軸義足に対する取り付け手法について述べる。次に取り付け手法を実現するために必要な構造を持つデバイスと動作支援を実現するための制御手法について述べる。その後、評価試験を実施し、複数種類の既存義足に装着し、動作意思によってタスクを切り替える機能の適用可能性を確認する。

第4章では、本研究を通じた考察を述べる。

第5章では、本研究の成果を統括し、結論を述べる。

第2章 単軸義足専用大腿義足サイバニク化ユニット

2.1 単軸義足専用大腿義足サイバニク化ユニットのハードウェア

2.1.1 既存義足に対する装着手法の検討

大腿義足は主にソケット、膝継手、足部で構成されている。ソケットは断端と義足をつなぐ部品である。断端の形に合わせて石膏で型をとって製作するため、ソケットの形や大きさには個人差がある。足部は足に相当する部品であり、カーボンバネによるエネルギー蓄積効果を持つものや回転軸を持つものなどがある。膝継手と足部はパイプにより接続されている。このパイプは外径が 30mm と 34mm のものがデファクトスタンダードとなっている。膝継手は膝を代替する部品であり、単軸膝、多軸膝の 2 つに大きく分けることができる。単軸膝は回転軸が 1 つのみ存在し、回転中心が変化しない膝継手である。多軸膝は複数のリンクと回転軸を持ち、回転中心が変化する膝継手である。

ACU の構造を単純にするため、まず 2 つのリンクが 1 つの回転軸で接続されたユニットで実現することを考える。このユニットの 2 つのリンクを既存義足に単純に固定した場合、既存義足を屈曲、伸展させるためには既存義足とユニットの回転軸を厳密に一致させる必要がある。しかし厳密に一致させるための調整は技術的知識と設備が必要となる。特に多軸義足は回転中心が変化するため、ユニットの回転軸を常に追従させることは極めて難しい。本研究では、先に単軸膝継手を持つ単軸義足専用 ACU を研究開発する。その後、多軸膝継手にも対応可能な、多軸・単軸両対応 ACU を研究開発する。

そのために単軸義足専用 ACU ではユニットと既存義足の大腿側の固定部に自由度を持たせた固定方法を利用する。Figure 2 に自由度を持たせた固定方法の概念図を示す。大腿側に並進自由度と回転軸を持たせた固定方法を用いることにより、既存義足とデバイスがスライダークランク機構のような構造となり、パワーユニットの力を既存義足に伝達可能となる。

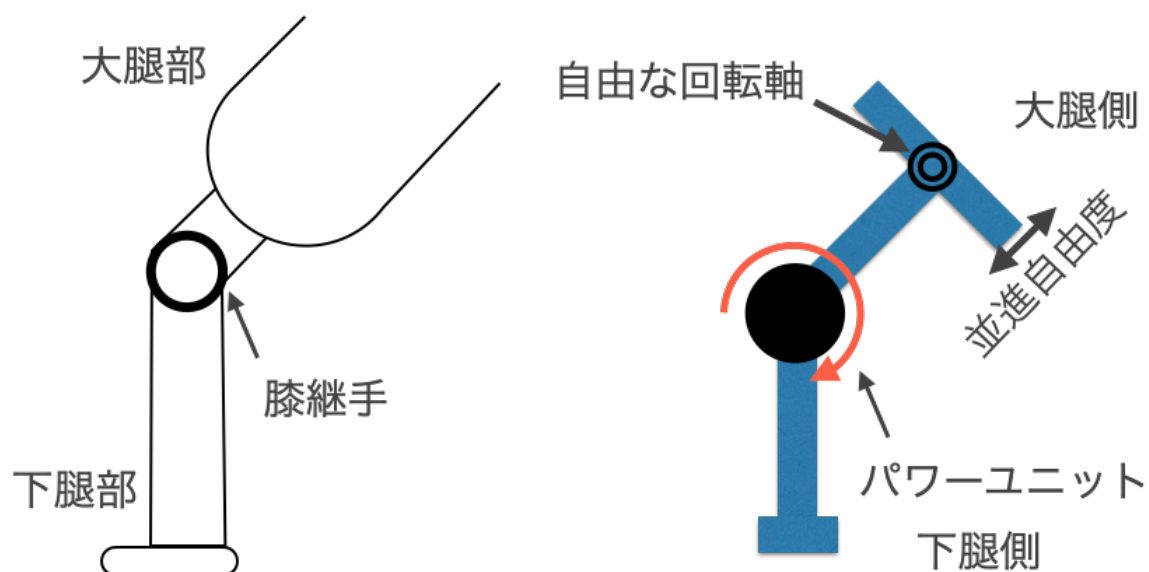


Figure 2 A slider crank mechanism capable of coping with deference in the rotation center.

Figure 3 に回転軸が一致していない場合にもトルクを伝達可能な原理を示す．まずパワーユニットによりトルクが発生する(Figure 3 中(1))．すると，大腿固定部の回転自由度と並進自由度により，ユニット側の大腿の固定部が既存義足の大腿側のソケットよりも下がる(Figure 3 中(2))．すると，既存義足の膝継手が回転する(Figure 3 中(3))．結果として Figure 3 の右上の状態から右下の状態となり，膝継手が屈曲できる．

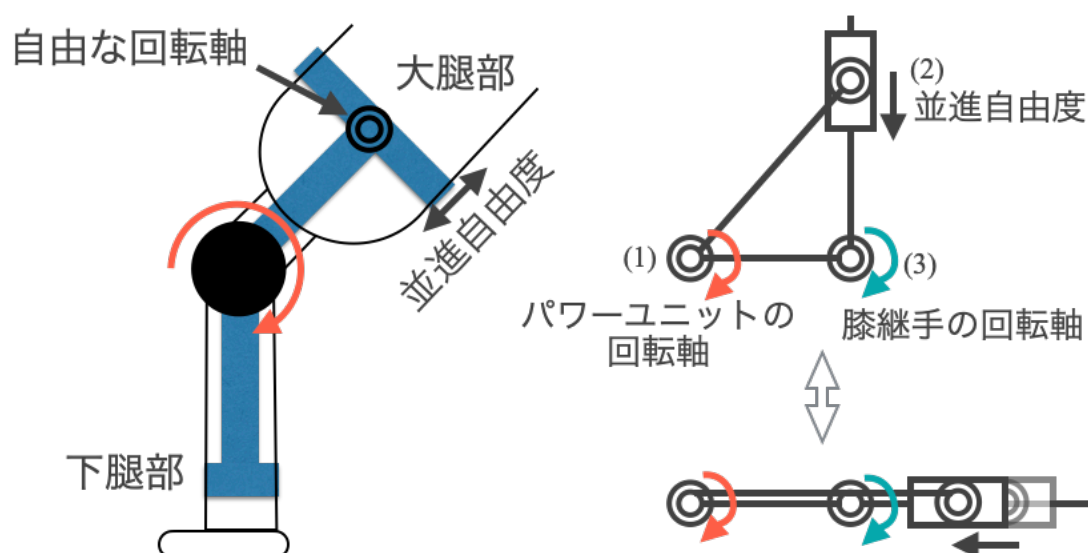


Figure 3 Principle of allowing displacement of the rotation axes by the slider crank mechanism.

単軸義足専用 ACU では、ユニットと既存義足の大腿側を並進自由度、回転自由度を持たせて固定する方法として、大腿ソケットカフを使用する。大腿ソケットカフの外観を Figure 4 に示す。大腿ソケットカフは柔軟性のあるベルト、プラスチック製の支持部およびソケットと支持部に挟む発泡ウレタンシートによって構成されている。大腿ソケットカフは大腿ソケットをバンドによって巻きつけるように保持する。支持部は ACU の大腿側リンクと接続されており、力を伝達する。大腿ソケットと大腿ソケットカフとの間には、長手方向の自由度や回転自由度がある。

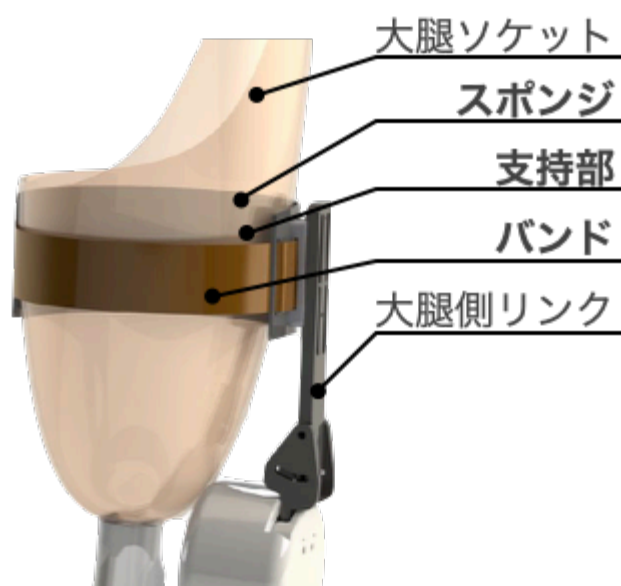


Figure 4 Thigh fixing part allowing freedom of movement.

そして、ACU の下腿側リンクは下腿接続部材により義足の下腿と接続する。これにより ACU と義足を合わせたシステム全体は 1 自由度のスライダークランク機構のようなリンク系を構成し、パワーユニットの力を義足に伝達可能となる。既存義足に ACU が取り付けられ、一体となったシステムを「サイバニク化義足」と呼ぶ。サイバニク化義足の装着イメージを Figure 5 に示す。

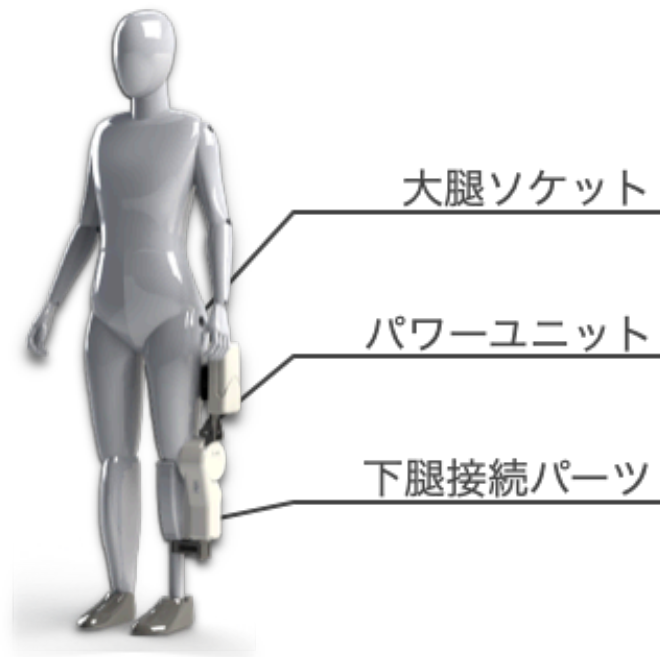


Figure 5 Above-knee amputee using a Cybernic artificial leg.

2.1.2 センサ・コントロールシステム

ACU 全体の制御は ACU に搭載されたセンサ・コントロールシステムによって行われる。センサ・コントロールシステムはコントロールユニット、生体電位信号センサ、膝関節角度センサ、大腿角度センサ、床反力センサ、パワーユニット及びバッテリーで構成されている。搭載されているセンサ・コントロールシステムとその位置を Figure 6 に示す。各構成部品の概要を以下に記す。

コントロールユニットはセンサデータをもとに必要トルクを計算し、パワーユニットを駆動させる。センサデータの集約、計算、パワーユニットへの出力を行うためのマイコンが搭載されている。制御周期は 100Hz とした。

生体電位信号 (Bio-Electrical signal: BES) は神経・筋活動を反映した信号の一つであり、ロボットスーツ HAL[16-24]で利用されている。人間の動作意思は、運動ニューロンを介して中枢神経系から骨格筋に神経信号として伝達され、筋骨格系が動作する。動作意思が伝達される際、微弱な電気信号が皮膚表面から漏れ出す。これを生体電位信号と呼ぶ。生体電位信号センサとして、皮膚表面に湿式電極を貼付ける。この電極により、生体電位信号を取得する。大腿切断者の断端に残存する筋肉部の生体電位信号を計測することで、切断者の膝関節駆動意思を推定する。

膝関節角度センサによって膝関節の角度と角速度を推定する。回転軸に取り付けられたポテンショメータにより計測を行う。膝関節の屈曲の方向を正の方向とし、完全伸展位を基準となる角度とする。

大腿角度センサによって、地面と大腿のなす角度を計測する。大腿角度センサは既存義足の大腿側に取り付けられており、加速度、角速度の情報を取得する。角度は相補フィルタによって算出される。また、既存義足の回転軸を法線とする面上の角度のみを用いる。

既存義足に履かせる靴は CYBERDYNE 製 HAL 福祉用下肢タイプのセンサシューズを用いる。センサシューズには、中敷状の床反力 (Ground Reaction Force: GRF) センサが搭載されている。床反力センサはつま先側と踵側の 2 カ所にあり、足裏と接地面間の力を床反力として計測することが可能である。

パワーユニットはアクチュエータとして膝関節を回転させるトルクを発生させる。

バッテリーはセンサ・コントロールユニットに電源を供給する。

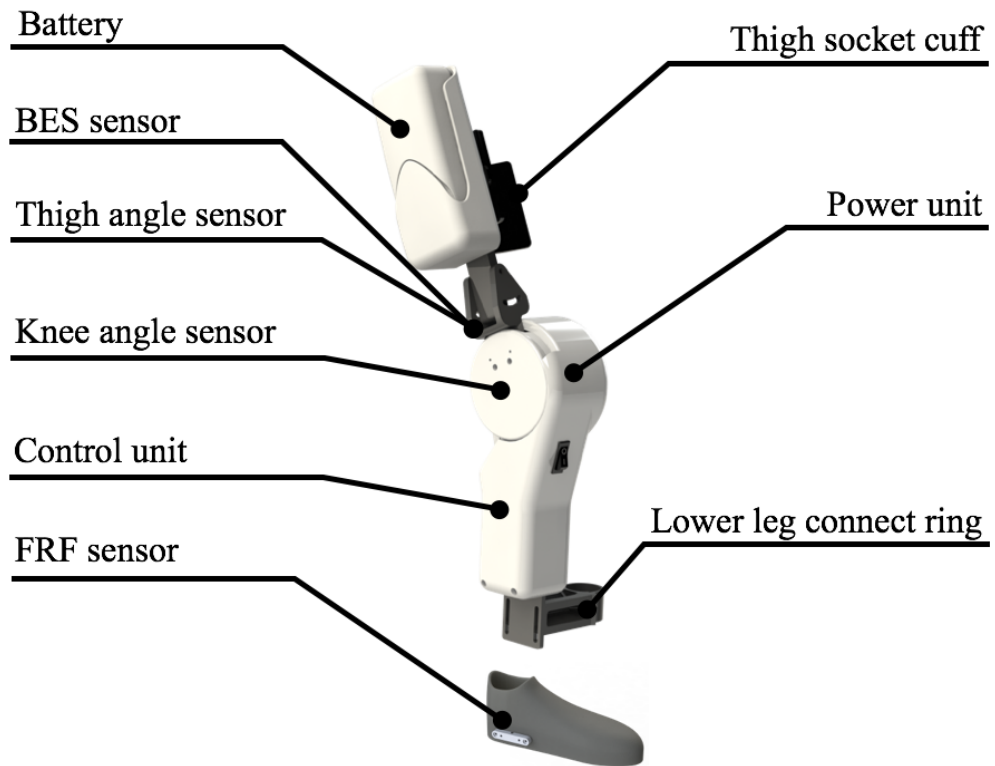


Figure 6 Sensors and electronic system, and their positions.

2.2 制御手法

2.2.1 制御の全体設計

現在研究開発されている義足はいくつかの制御方法がある[25-27]が、ACUはフェーズシーケンス(Phase sequence)[28]に基づいて制御される。フェーズシーケンスでは歩行や階段昇りなどの動作のひとまとまりをタスクと呼ぶ。そして各タスクは単数、もしくは複数のフェーズによって構成されている。フェーズシーケンスを用いた制御の概念図をFigure 7に示す。フェーズシーケンスでは人間の動作をフェーズに分けて捉え、それぞれに別の制御を適用して動作させる。動作中の状態はセンサによって各フェーズに識別される。フェーズシーケンスの考え方に基づいて制御を設計することにより、タスク単体での制御の試験や新しいタスクの追加が容易になる。例えばFigure 7中で動作A～Dが実現された後に動作Eを加えようとした場合、まず動作Eの単体での試験を行い、その後、動作Bとの切り替え条件を決定、試験することで動作Eの追加が実現できる。

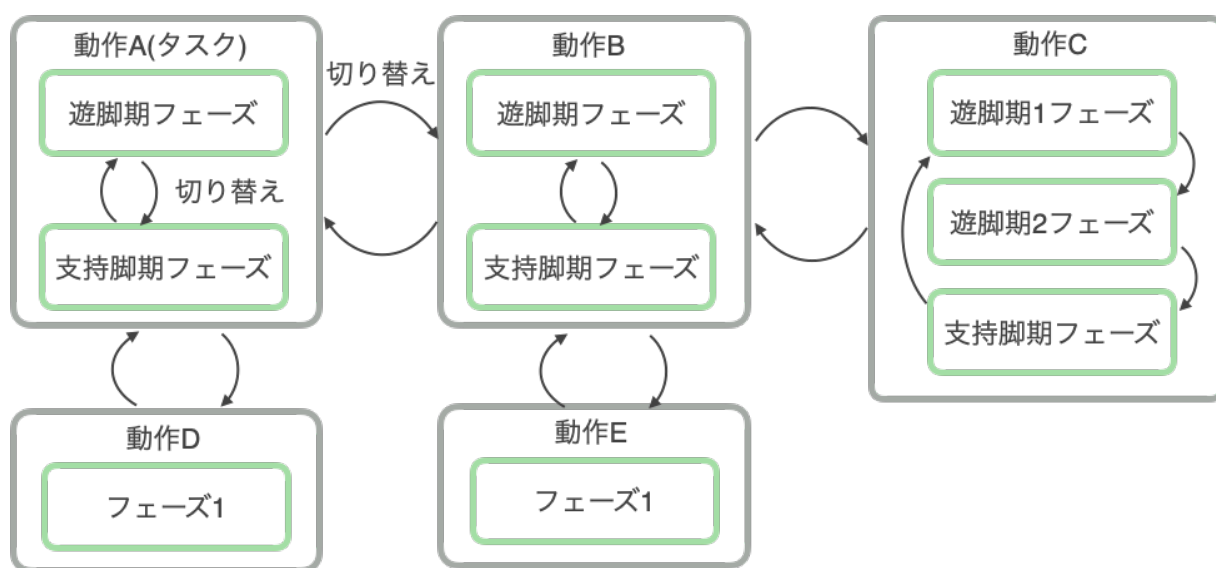


Figure 7 Conceptual diagram of control using phase sequence.

2.2.2 歩行制御

歩行制御では、サイバニク化義足を使用した歩行を支援するため、歩行状態推定とそれに基づく制御を行う。

歩行状態推定では歩行のフェーズを遊脚期フェーズと支持脚期フェーズに分割する。歩行中は踵から着地するため踵側の床反力がつま先側の床反力に先行して上昇する。離床時は踵が先に離れ、追ってつま先が離れるため、つま先側の床反力が踵側の床反力より後に減少する。これらを利用して、つま先と踵の床反力情報を元にフェーズを判定する。踵側の床反力側が上昇した際に遊脚期から支持脚期に切り替わり、つま先側の床反力側が減少した際に支持脚期から遊脚期に切り替わると判定する。

遊脚期制御では、大腿の動作に下腿が遅延して追従するよう、絶対角度センサから得られる大腿角速度から膝関節駆動トルクを算出し、発揮させる。支持脚期には膝折れを防止するため、完全伸展位を目標角度とした位置制御を行う。以下に歩行制御中のトルクの式を、式中の各パラメータを Table 2 に示す。

$$\begin{aligned}
 \tau_{sw} &= K_{hip} \cdot \dot{\theta}_{hip}(t - T_d) \\
 &\begin{cases} K_{hip} = K_{fl} : (\dot{\theta}_{hip}(t - T_d) > 0) \\ K_{hip} = K_{ex} : (\dot{\theta}_{hip}(t - T_d) \leq 0) \end{cases} \\
 \tau_{st} &= k_p \cdot \theta_{k_e} + k_d \cdot \dot{\theta}_{k_e} + k_i \int \theta_{k_e} dt \\
 (\theta_{k_e} &= \theta_{k_r} - \theta_k)
 \end{aligned} \tag{1}$$

Table 2 Parameters used in the equation for gait control

τ_{sw}	: 支持脚期出力トルク
K_{ex}	: 伸展時ゲイン
K_{fl}	: 屈曲時ゲイン
T_d	: 遅延時間
τ_{st}	: 遊脚期出力トルク
k_p, k_d, k_i	: PID制御パラメータ
θ_k	: 膝関節角度
θ_{k_r}	: 目標膝関節角度

2.2.3 ハイブリッド歩行制御

実環境では歩行経路上に障害物等が存在する場合がある．ACU にカメラなどを搭載して自律的に障害物を回避する方法もあるが，装着者にとって想定外の動きをすることとなり，危険である．よって自律歩行制御中に屈曲などの動作意思の反映することが必要である．そこで自律歩行制御と動作意思に基づく制御のハイブリッド制御を行う．ハイブリッド制御のフェーズ遷移とその条件を Figure 8 に，図中の各パラメータを Table 3 に示す．

支持脚期には自律歩行制御を行い，動作意思を反映させた屈曲・伸展は行われない．遊脚期中に動作意思を検出したときのみ動作意思に基づく制御に切り替えられる．これにより歩行経路上の障害物を回避することが可能となる．

動作意思に基づく制御では生体電位信号によって動作意思を検出し，パワーユニットの制御を行う．生体電位センサは膝関節の屈曲側と伸展側の情報が取得可能な，大腿の2箇所にはりつけ，生体電位信号の強度の差から動作意思を推定する．生体電位信号の差は屈曲が強い時に正の数となるよう以下の式で計算する．屈曲動作と伸展動作をそれぞれフェーズとしてとらえる．

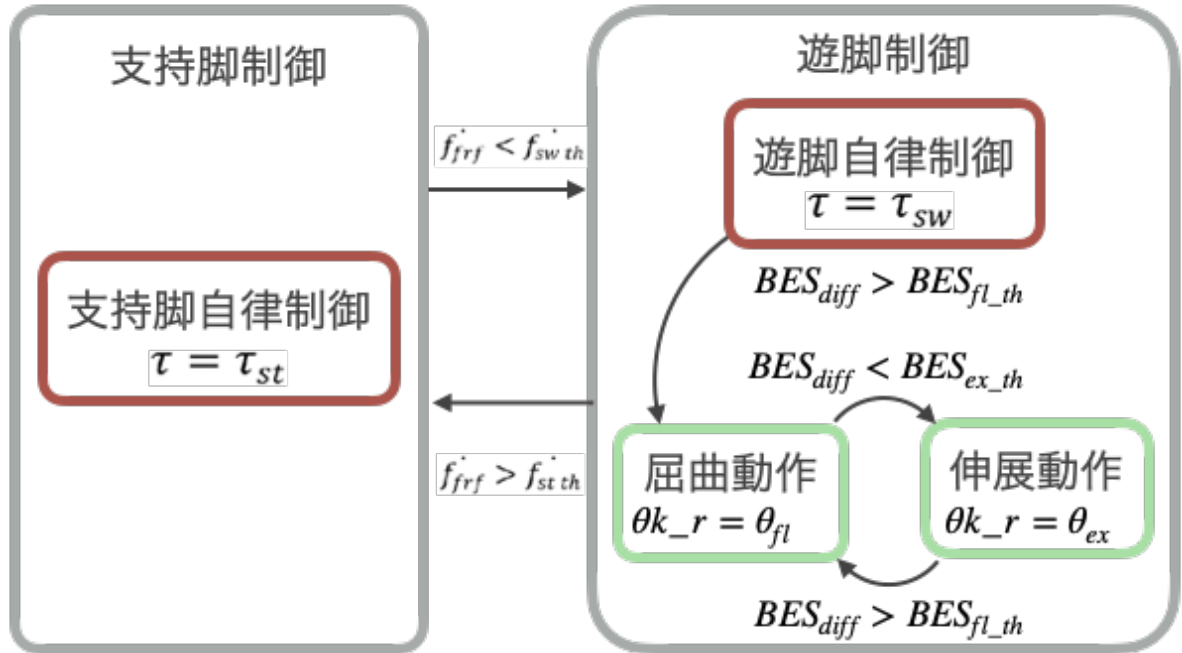


Figure 8 Phase transition in hybrid control.

Table 3 Parameters used in the figure for hybrid control

f_{rf}	: 床反力
$\dot{f}_{sw\ th}$: 支持脚遷移床反力微分閾値
$\dot{f}_{st\ th}$: 遊脚遷移床反力微分閾値
τ	: 出力トルク
BES_{diff}	: BESの伸展と屈曲の差
BES_{fl_th}	: BES屈曲閾値
BES_{ex_th}	: BES伸展閾値
θ_{fl}	: 屈曲状態の角度 (定数)
θ_{ex}	: 伸展状態の角度 (定数)

$$BES_{diff} = BES_{fl} - BES_{ex} \quad (2)$$

2.2.4 階段昇り制御

階段昇り動作は低いところから高いところへ移動する動作であり、力学的エネルギーの増加する動作である。階段昇り制御では、支持脚期と遊脚期の2つのフェーズに分けて制御を行う。義足が階段に接触している支持脚期には、パワーユニットにより膝を伸展させ、使用者の身体を押し上げる制御を行う。足が階段から離れている遊脚期には、階段に足が接触しないようにする制御を行う。各フェーズの歩行状態と切り替え条件をFigure 9に示す。 F_{toe} , F_{heel} はつま先側、踵側の床反力、 T_{heel} , T_{toe} は閾値である。

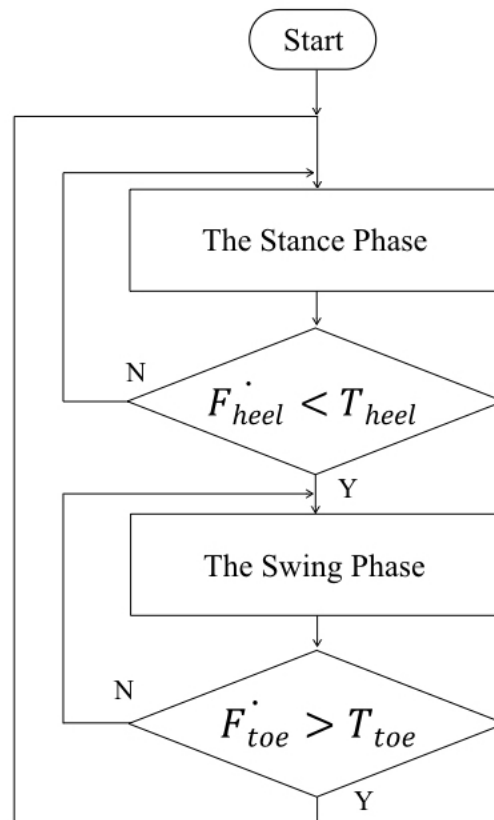


Figure 9 The flowchart of Control methods for stair ascent.

支持脚期には、健常者の膝関節角度とトルク間の関係を用いて制御を行う[10]。よって、トルクは膝関節の角度のみに基づいて算出される。

支持脚期と遊脚期で制御を変えるために、フェーズを切り替える必要がある。フェーズを切り替えるために、床反力センサにより床反力を検出し、使用する。階段から足が離れる際には、踵がつま先より先行して離れる。よって、踵側の床反力の変化量が閾値を下回った時点で支持脚期から遊脚期へ切り替える。しかし、歩容によっては踵側が階

段に接地せず、踵の荷重の変化が小さい場合も考えられる．よって、全体の荷重が一定の閾値を下回った場合も支持脚期から遊脚期へと移行する．

遊脚期には軌道制御を行う．健常者の階段昇り時のような角度軌道を生成する．角度軌道は、初期膝関節角度から一度最大屈曲角度まで屈曲し、その後階段接触に適した角度にするため伸展するよう生成される．また、パラメータとして、最大屈曲角度、最大屈曲角度に至る時間、階段接触時の膝関節角度、階段接触角度に至る時間がある．遊脚期では、切り替えからの経過時刻に基づいて角度制御の目標値が決定される．以下に目標膝関節角度の計算式を示す．

$$\begin{aligned}\theta(t) = & \theta_{kn} + \dot{\theta}_{kn} \cdot t_p \cdot t \\ & + \{10 \cdot (\theta_t - \theta_{kn}) - 6 \cdot \dot{\theta}_{kn} \cdot t_p\} t^3 \\ & + \{-15 \cdot (\theta_t - \theta_{kn}) + 8 \cdot \dot{\theta}_{kn} \cdot t_p\} t^4 \\ & + \{6 \cdot (\theta_t - \theta_{kn}) - 3 \cdot \dot{\theta}_{kn} \cdot t_p\} t^5\end{aligned}\tag{3}$$

ただし、 θ_{kn} は最大屈曲角度に至る時間 t_1 までは初期膝関節角度、それ以降は最大屈曲角度となる． $\dot{\theta}_{k0}$ は t_1 までは初期膝関節角速度、それ以降は0である． θ_t は t_1 までは最大屈曲角度、それ以降は階段接触時の膝関節角度となる． t_p は t_1 までは t_1 、それ以降は最大屈曲角度から階段接触角度に至る時間である．

目標膝関節角度と現在の膝関節角度からPID制御を用いて角度制御トルクを計算し、出力トルクとする．

遊脚期が終わり、階段に足が接触する際には、つま先が踵より先行して接触する．よって、つま先側の床反力が閾値を上回った場合に、遊脚期から支持脚期へ切り替える．また、全体の荷重が一定の閾値を上回った場合にも、遊脚期から支持脚期へ切り替える．

2.2.5 階段降り制御

健常者が階段を降りる時の膝関節の回転方向とトルクの発生方向を Figure 10 に示す。階段降り動作の遊脚期には膝関節を伸展させるために求心性収縮が起こる。支持脚期には膝関節の屈曲に対抗するために遠心性収縮が起こる。つまりトルクの発生する方向は接触状態や回転方向によらず同じである。よって1つのフェーズにて階段を降りる制御が可能である。階段降り制御では、イールディング機能を持つ膝継手のようなばね、ダンパ特性を持たせるために、角度のPD制御を行う。トルク τ を以下の式に示す。

$$\tau = k_p(\theta_k - \theta_{kf}) + k_d \cdot \dot{\theta} \quad (4)$$

θ_k は膝関節角度、 θ_{kf} は完全伸展角度、 $\dot{\theta}$ は膝関節角速度である。 k_p 及び k_d はPD制御のゲインである。

階段降り動作は高い位置から低い位置へと移動する、身体の力学的エネルギーの減少する動作であり、健常者と同じ1足1段の方法での階段降り動作が既存の一部の義足でも実現されている。

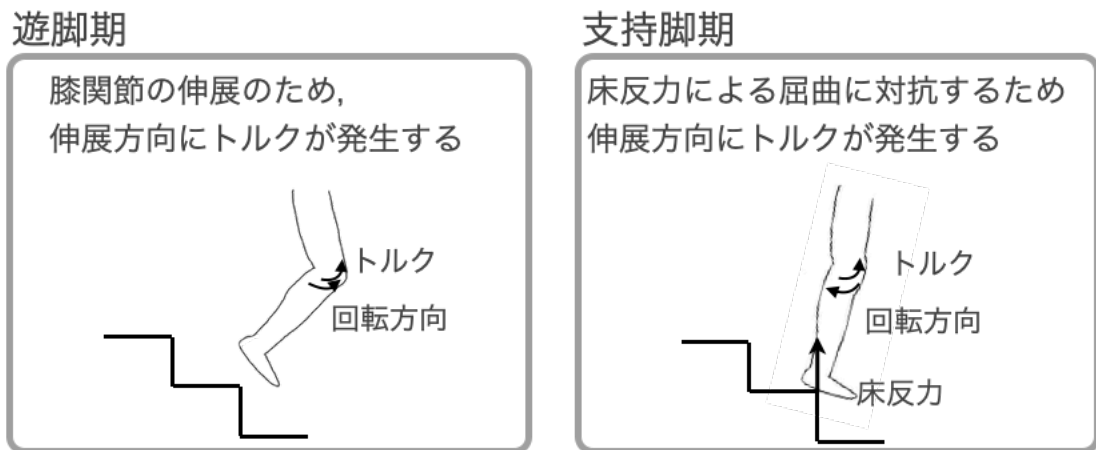


Figure 10 Direction of the torque required during the stair descent movement.

2.3 基礎試験

単軸義足専用 ACU の基本性能を確認するために、健常者による試験を実施する。基礎試験は健常な成人男性 1 名(173cm, 83kg)により実施される。まず、サイバニク化義足で義足と同様の歩行ができるか確認するため、平地歩行試験を行う。次に、サイバニク化義足に動作意思が反映可能であり、動作意思を反映させた制御により従来の義足で困難な動作が可能であることを確認するため、歩行中の障害物またぎ試験を行う。そして、単軸義足専用 ACU により既存の義足を能動的に動作可能とし、能動的動作により従来の義足で困難な動作が可能となることを確認するため、階段昇り試験、階段降り試験を行う。基礎試験では健常者が義足を装着するため、Figure 11 に示す模擬大腿ソケットを使用する。これは健常者が下肢切断者を模擬するため、義肢装具の研究開発に一般的に用いられているものである。試験の実施の前に、全てのパラメータは今回の試験協力者が適切に各動作を実施可能となるよう調整する。



Figure 11 A bypass orthosis and prosthetic leg.

2.3.1 歩行試験

2.3.1.1 試験方法

サイバニク化義足は元の義足と同様な歩行が可能である必要がある．ここでは同程度の歩行速度であれば，同様な歩行と評価する．サイバニク化義足と既存義足で歩行試験を行い，歩行試験中の平均歩行速度を測定し，サイバニク化義足で既存義足と同様の歩行が可能であることを確認することを目的とする．

平地歩行試験はサイバニク化義足を使用する場合と既存義足を使用する場合に分けて行う．歩行距離は 10 m とし，平地歩行をそれぞれ 5 回ずつ行う．歩行速度は快適歩行速度とする．この歩行にかかる時間を測定する．測定した時間から平均速度を求め，義足とサイバニク化義足の平均歩行速度を比較する．

2.3.1.2 試験結果

歩行試験中の様子を Figure 12 に，サイバニク化義足を使用した歩行試験中の床反力，大腿の角速度，トルク，膝関節角度，フェーズのグラフを Figure 13 に示す．試験を実施した結果，既存義足を使用した場合の平均速度は 1.21 m/s，サイバニク化義足を使用した場合の平均速度は 1.24 m/s であった．



Figure 12 Walking test.

2.3.1.3 考察

Figure 13 から，床反力が周期的に増減していること，それと同時にフェーズが切り替わっていることを確認した．遊脚期は，大腿角速度に基づいてトルクが計算されていることが確認できた．膝関節角度が上昇していることから，歩行中に膝関節が屈曲していることが確認できた．よって，歩行制御は適切に実施されていると考えられる．

10m 歩行試験の義足使用時とサイバニク化義足使用時の平均速度は同等の値を示している．したがって，サイバニク化義足で義足と同様の歩行が可能であることが確認できた．

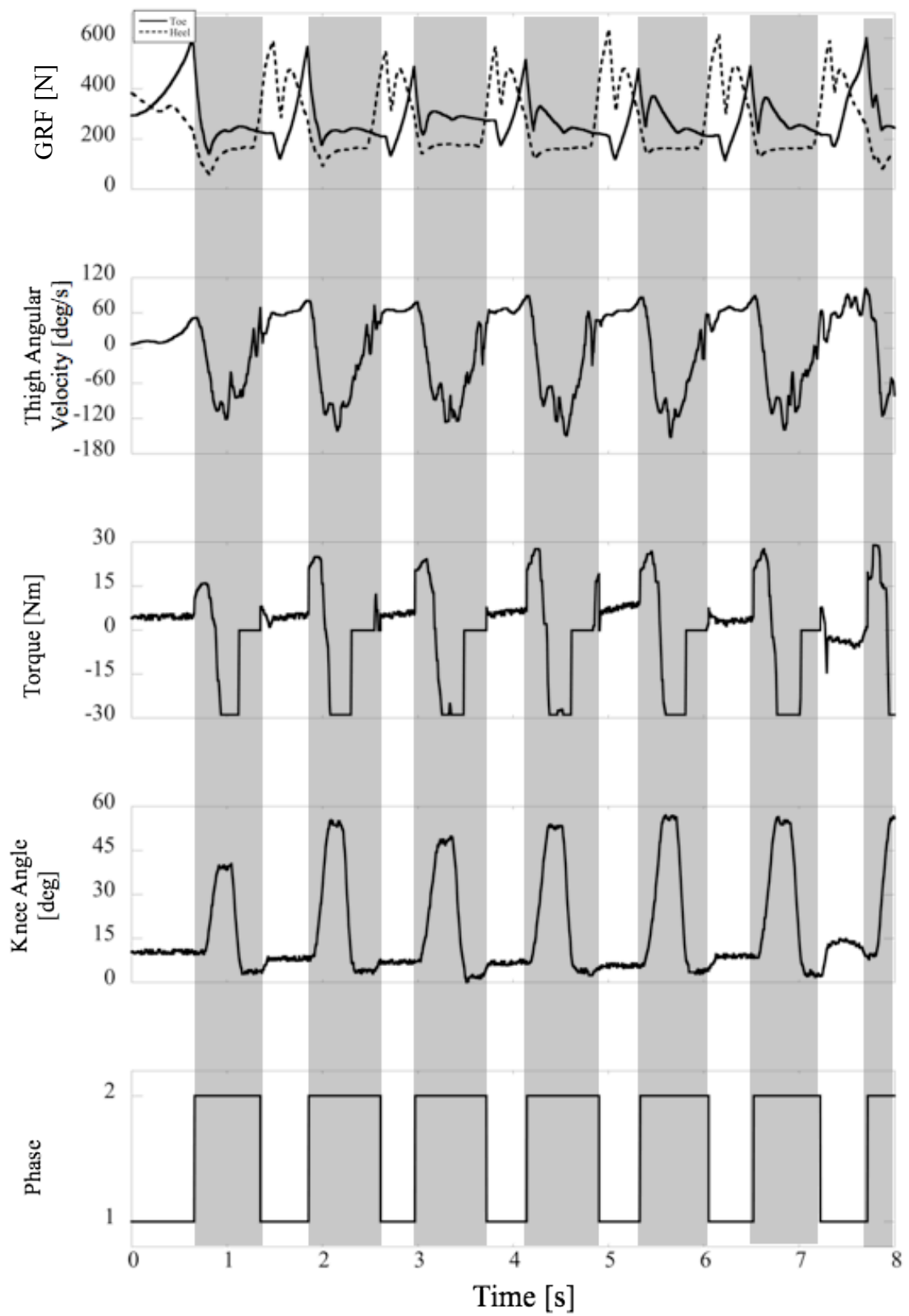


Figure 13 Data of each sensor during walking test with cybernic artificial leg.

2.3.2 障害物またぎ試験

2.3.2.1 試験方法

障害物またぎ試験を行い，またぎ動作前後の生体電位信号を含む各センサ値を測定することで，サイバニク化義足が動作意思を反映可能であり，動作意思の反映により従来の義足で困難な動作が可能であることの確認を目的とする．

障害物またぎ試験にはサイバニク化義足を用いる．歩行試験の条件を Figure 14 に示す．歩行の経路長は 5 m として，開始地点から 3 m の位置に障害物を配置する．経路の歩行では障害物まで歩行し，障害物をまたぎ動作により通過する．障害物は高さ 98 mm，幅 185 mm である．経路を通過する際の床反力，生体電位信号，大腿角速度，トルク指令値，膝関節角度を計測する．

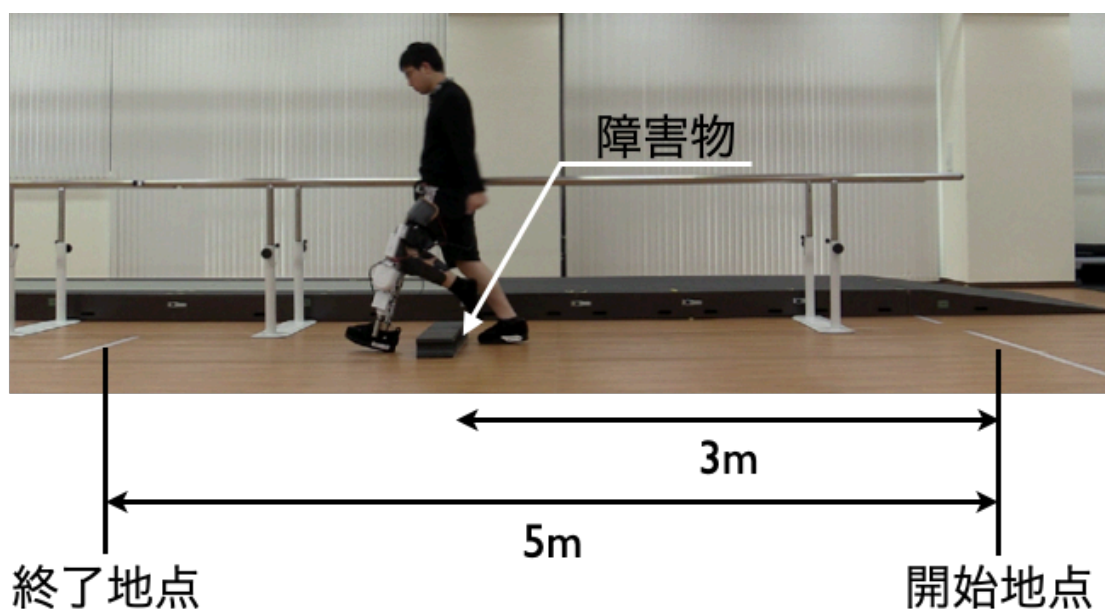


Figure 14 Obstacle straddling test conditions.

2.3.2.2 試験結果

Figure 15 に試験中の床反力，生体電位信号，大腿角速度，トルク，膝関節角度，フェーズを示す．フェーズは 1 が支持脚期，2 が遊脚期，3 が動作意思に基づく屈曲，4 が動作意思に基づく伸張である．生体電位信号は最大筋発揮時に対する比率を示す．また，正の方向が屈曲の方向である．灰色のマスク部は動作意思を反映した制御を行なっている区間である．試験を実施した結果，障害物をまたいで経路を通過することが出来た．1 歩ごとに歩行試験と同様の床反力と大腿角速度の変化が見られ，歩行時のフェーズが正しく切り替わっている．動作意思を検出したときには歩行時と比べ膝関節が大きく屈曲していることが確認できた．

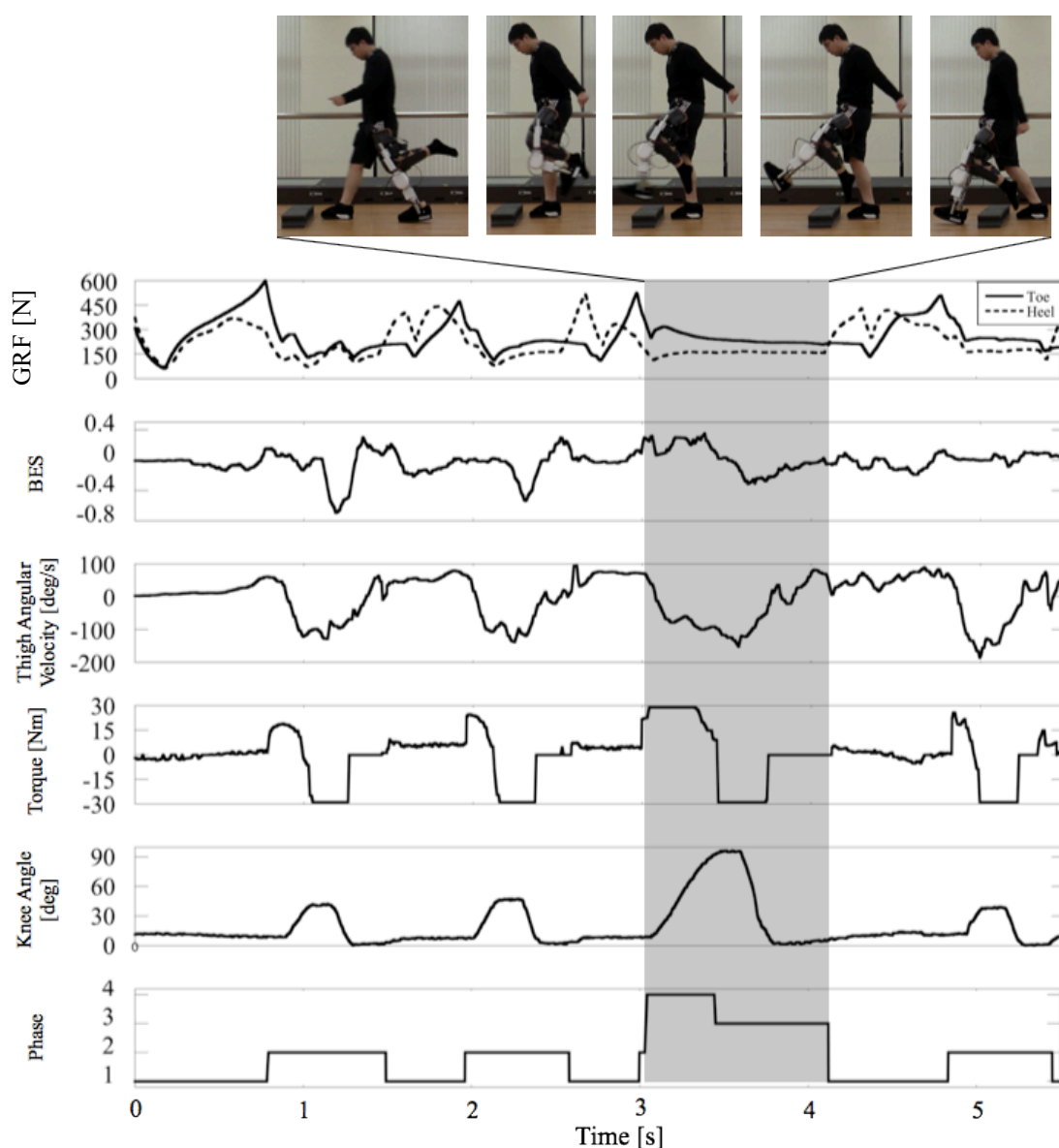


Figure 15 Data of each sensor during obstacle straddling test with cybernetic artificial leg.

2.3.2.3 考察

Figure 15 より障害物の前後の区間で，歩行中は動作意思を検出せず，歩行できていることが確認できる．灰色のマスク部の区間では生体電位信号によって動作意思を検出し，それに応じてトルク指令値が変化し，膝関節が歩行時よりも大きく屈曲していることが確認できる．以上より動作意思を反映させた動作により障害物またぎ動作が可能であることが確認できた．よってサイバニック化義足は動作意思を反映可能であり，動作意思を反映させた制御により従来の義足で困難な動作が可能であることが確認できた．

2.3.3 階段昇り・降り試験

2.3.3.1 試験方法

ACUにより既存義足を能動的に動作可能とし、能動的動作により従来義足で困難な動作が可能となることを確認するため、階段昇り試験、階段降り試験を行う。階段昇り・降り試験の条件を Figure 16 に示す。

階段昇り・降り試験の目的は、階段昇り、降り動作中の各センサ値を測定することで、サイバニク化義足が能動的に動作可能であり、それにより義足で困難な、健常者と同じ1足1段での階段昇り・降り動作が可能であることを確認することである。

階段昇り・降り試験において、試験協力者に対して5段の訓練用階段を昇る、あるいは降りるように指示する。訓練用階段の高さは12 cm、踏み面は27 cmである。また、手すりを使用しないように努めること、1足1段の方法で昇るまたは降りることを指示する。1回の施行には支持脚期、遊脚期のサイクルが2サイクル含まれる。合計10サイクルを取得するために、5回試行を行う。試験中のセンサのデータは組込みシステムにより100 Hzで取得される。後処理ではこのデータをフェーズあるいは踵側床反力の上昇した地点により、各サイクルに分け、歩行周期により標準化し、1000 サンプルへとりサンプリングを行う。その後、膝関節角度、トルクについて平均と標準偏差を、床反力についてつま先側、踵側それぞれの平均を計算する。

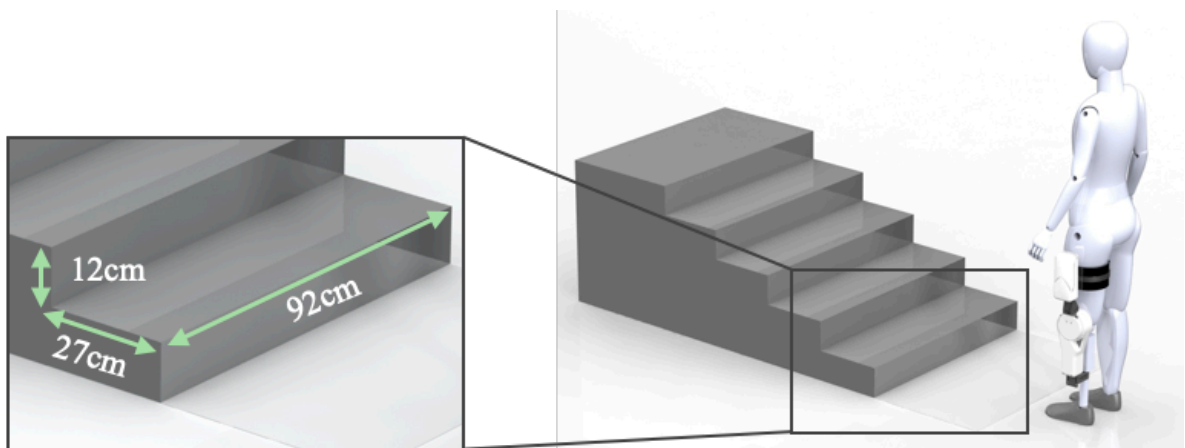


Figure 16 Conditions for the stair ascent and descent test.

2.3.3.2 試験結果

階段昇り・降り試験によって、健常者と同じ1足1段の方法での階段の昇り・降り動作が可能であることを確認した。階段昇り試験と階段降り試験の様子を Figure 17, Figure 18 に示す。また、階段昇り試験と階段降り試験中の膝関節角度、トルク、床反力を Figure 19, Figure 20 に示す。各動作中に訓練用階段の手すりを使用されることはなかった。

階段昇り試験の結果、1サイクルの平均周期は 1.7 s、標準偏差は 0.10 s であった。膝関節角度の最大は 78.2 度、最小角度は 4.8 度であった。伸展方向の最大トルクは 0.641 Nm/kg、屈曲方向の最大トルクは 0.417 Nm/kg であった。

階段降り試験の結果、1サイクルの平均周期は 1.28 s、標準偏差は 0.13 s であった。膝関節角度の最大は 39.6 度、最小角度は 2.3 度であった。伸展方向の最大トルクは 0.321 Nm/kg、屈曲方向の最大トルクは 0.031 Nm/kg であった。



Figure 17 Stair ascent test. (left and right sides inverted)



Figure 18 Stair decent test. (left and right sides inverted)

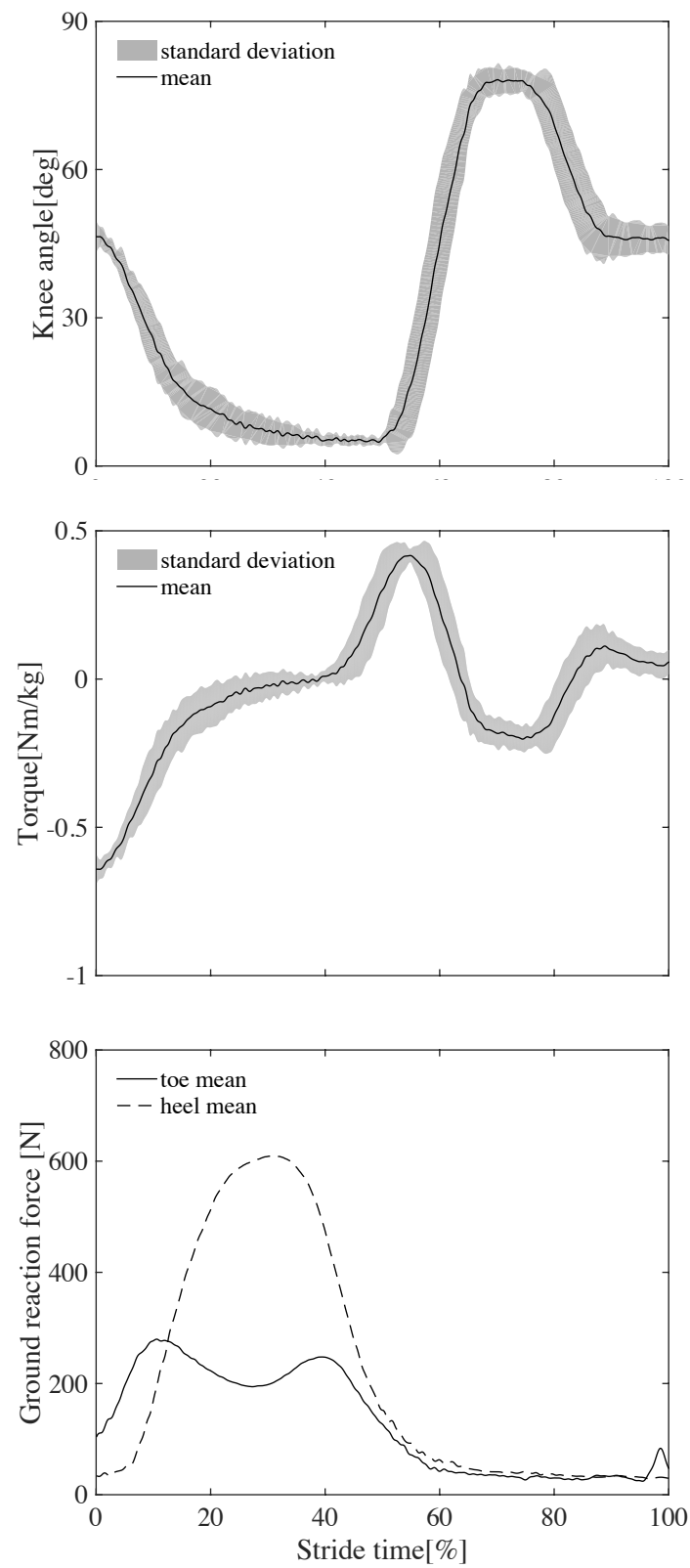


Figure 19 Knee angle, torque and ground reaction force during stair ascent tests.

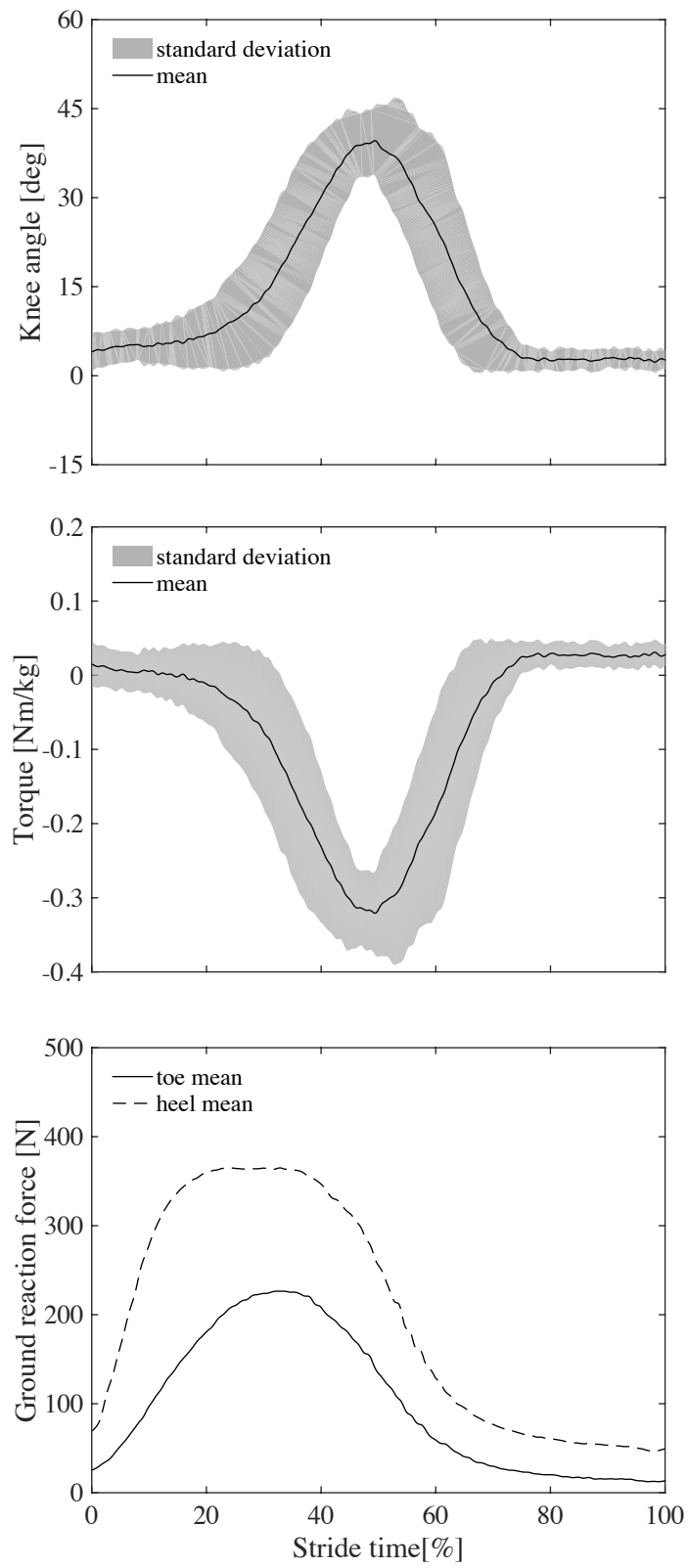


Figure 20 Knee angle, torque and ground reaction force during stair descent tests.

2.3.3.3 考察

本試験では大腿切断者を模擬ソケットによって模擬した健常者により実験を行なった。単軸専用 ACU の試験で使用した模擬ソケットは大腿切断者の利用しているソケットと比較して下腿の長さが短くなるという差がある。その結果、この模擬ソケットを使用した場合は昇ることのできる階段の高さに制約がある。

本試験ではあらかじめ実験協力者の身体パラメータや階段高さなどを元に制御パラメータを調整し、階段昇り動作を行った。そのため、本試験で使用された階段昇り制御手法では異なる階段の高さに対応するためにあらかじめパラメータを調整する必要がある。支持脚期の制御は高さに依存せず使用可能であるが、遊脚期の制御では階段の高さによって最大屈曲角度などが異なるため、パラメータの変更が必要となる。そのため、身体パラメータや階段の寸法の情報をもとに制御する手法が必要である。

単軸義足専用 ACU で提案した大腿ソケットカフを用いることにより、回転中心の厳密な調整なしに既存の単軸義足へと取り付けし、既存義足の能動化が可能となったため、1 足 1 段の方法による階段昇降が可能となった。

2.4 まとめ

本章では、既存の単軸義足に装着し、動作意思を動作に反映可能な大腿義足サイバニク化ユニットの実現のため、単軸の既存義足への取り付け手法、自律制御手法および生体電位信号を用いたハイブリッド歩行制御を提案・研究開発した。

まず、既存義足への取り付けを実現するために、義足とユニットによるリンク構造を考え、大腿ソケットカフによる自由度を持たせた固定手法を開発した。その後、自由度を持たせた固定手法を実現するためのハードウェアと、制御手法および制御を実現するためのセンサ・コントロールシステムを開発した。

最後に、基礎試験として大腿切断者を模擬した健常者により、歩行試験と障害物またぎ試験、階段昇り・降り試験を実施した。歩行試験では、単軸専用 ACU を取り付ける前後での歩行速度の評価を行なった。その結果、概ね同等の歩行速度で歩行可能であることを確認した。障害物またぎ試験では、ハイブリッド歩行制御を使用して歩行中の障害物回避が可能であるか評価を行なった。その結果、ハイブリッド制御により歩行中の障害物回避を実現し、歩行中の動作意思の反映が可能であることを確認した。階段昇り・降り試験では、ACU により能動的に動作可能であり、これにより義足で困難な 1 足 1 段の方法での階段昇り・降り動作が可能であるかの評価を行なった。その結果、手すりを使用せず、健常者と同じ 1 足 1 段の方法での階段昇り・降り動作が可能であることを確認し、単軸義足専用 ACU により既存義足を能動的に動作可能であることを確認した。

単軸義足専用 ACU の提案・研究開発を通じて、既存の義足に取り付ける、生体電位信号により動作意思を動きへ反映するという 2 つの基礎的な機能を達成した。

第3章 多軸・単軸両対応大腿義足サイバニック化ユニット

3.1 多軸・単軸両対応大腿義足サイバニック化ユニットのハードウェア

3.1.1 既存多軸義足に対する装着手法

多軸・単軸両対応 ACU では、既存義足とユニットで4節リンク機構を構成し、アクチュエータのトルクを既存義足に伝達させることを考える。ACU の片方のリンクは大腿に、もう一方のリンクは下腿にそれぞれ回転自由度を持たせて固定する。これにより、ACU と義足を合わせたシステム全体は、4節リンクを構成し、回転軸の位置に依存せずユニットが既存義足を屈曲、伸展させることが可能となる。既存義足とユニットで構成した4節リンク機構の概念図を Figure 21 に示す。

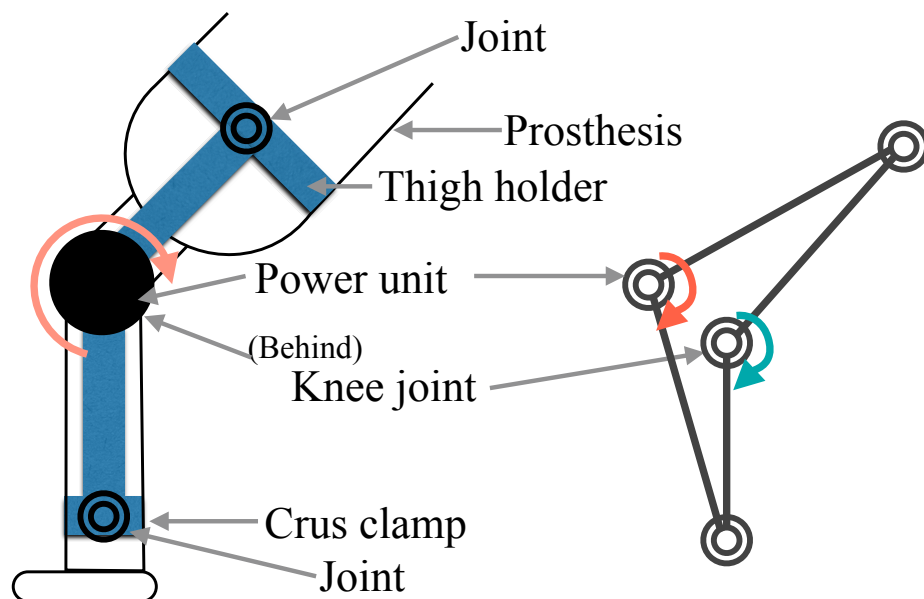


Figure 21 A four-bar link structure capable of coping with changes in the rotation center.

しかし、4節リンク機構を用いた構造にすると、Figure 22 のような既存義足が完全伸展位になる状態で義足のリンクが思案点となる問題が生じる。そこで、下腿接続部の回転軸を中心に、既存義足の下腿側とユニットの下腿側を平行にする方向のトルクを与える、思案点回避機構を設ける。同時に、大腿ソケットの固定とユニットの固定部との間に並進運動の自由度を持たせる。

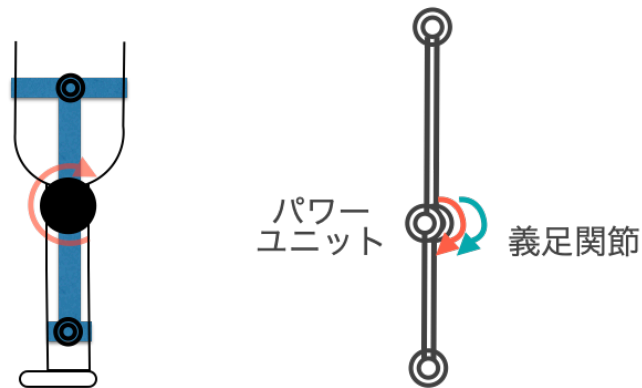


Figure 22 The posture in which change point occurs.

Figure 23, Figure 24 に思案点回避の原理を示す．既存義足が完全伸展位の状態でアクチュエータが屈曲させる方向にトルクを発生させる(Figure 23, Figure 24 内(1))と，大腿側固定部の自由度(Figure 23, Figure 24 内(2))により，まずアクチュエータのみが屈曲する(Figure 23, Figure 24 内(1))．すると下腿側固定部に角度差が発生し(Figure 23, Figure 24 内(3))，思案点回避機構のトルクにより大腿ソケットを装着者の前から後ろの方向に押す力が発生する．この力により既存義足が屈曲する(Figure 23, Figure 24 内(4))．よって，リンクの思案点を回避可能となる．

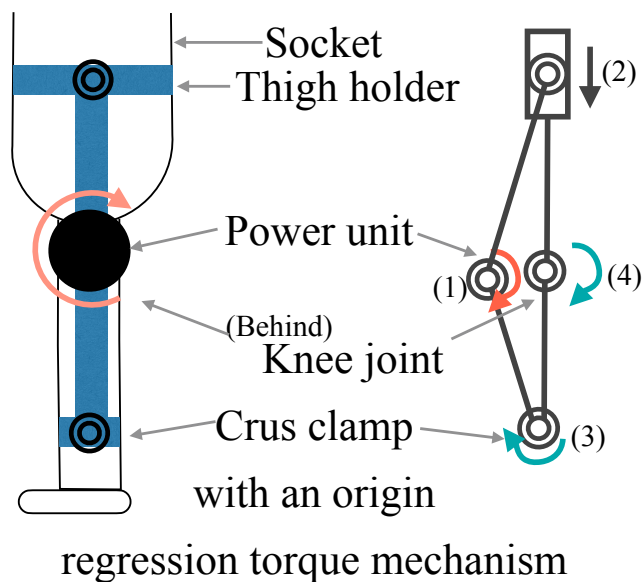


Figure 23 A conceptual diagram of the system with a dead point prevention mechanism and a thigh-fixing part with freedom of movement.

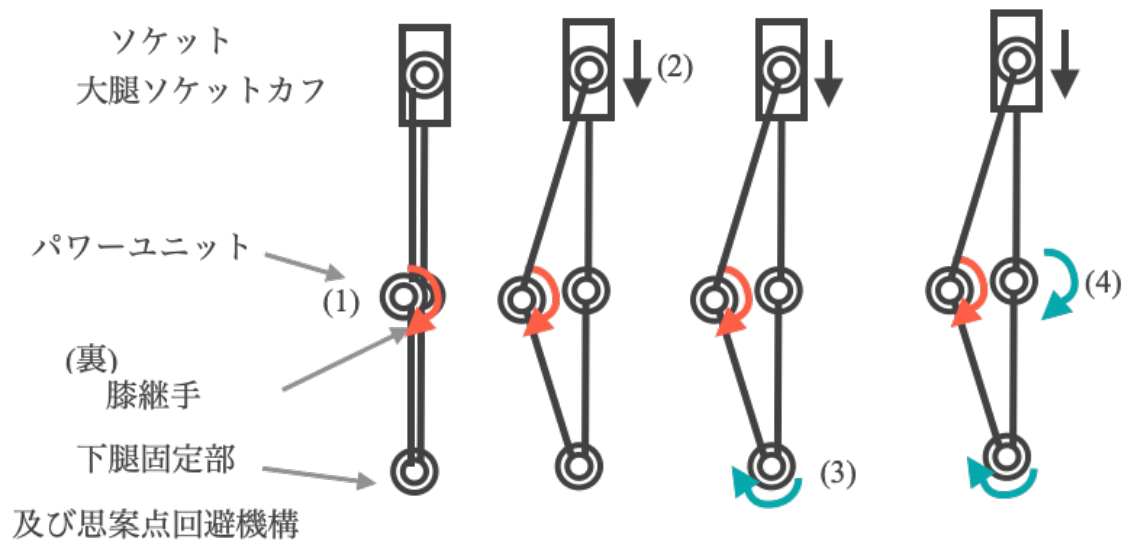


Figure 24 Mechanism and steps of dead point avoidance by dead point avoidance mechanism.

3.1.2 ハードウェアの設計

設計・開発したデバイスの外観およびリンク機構の概念図との対応を Figure 25 に示す。また、外形寸法を Figure 26 に、デバイスを取り付けた状態で既存義足とデバイスが屈曲していく様子を Figure 27 に示す。

デバイスを装着可能な既存義足は多軸・単軸の両方とし、大きさはデバイスの下腿側のリンクに使用されているパイプを切断することによって調整するものとする。デバイスが装着可能な最小の義足は下腿のパイプの下端から膝継手の上の接続部が 335mm よりも長いものである。下腿の長さになると 490mm 以上が概ね目安となるが、ソケットの形状や足部の高さ、膝継手の接続部の形状などによってはこれよりも下腿の短い切断者にも対応可能である。デバイスの下腿側のリンクに使用しているパイプを長いものに取り替えることにより下腿長の長い切断者、つまり長い義足に対応可能である。大腿側の長さは大腿ソケットカフを固定する位置によって調整可能である。

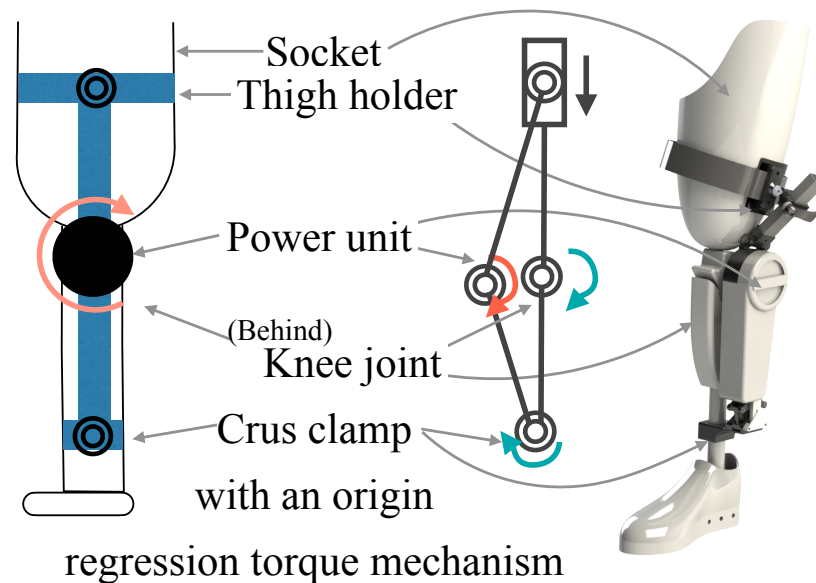


Figure 25 Correspondence between the designed device and a 4-bar linkage mechanism with a dead point prevention mechanism.

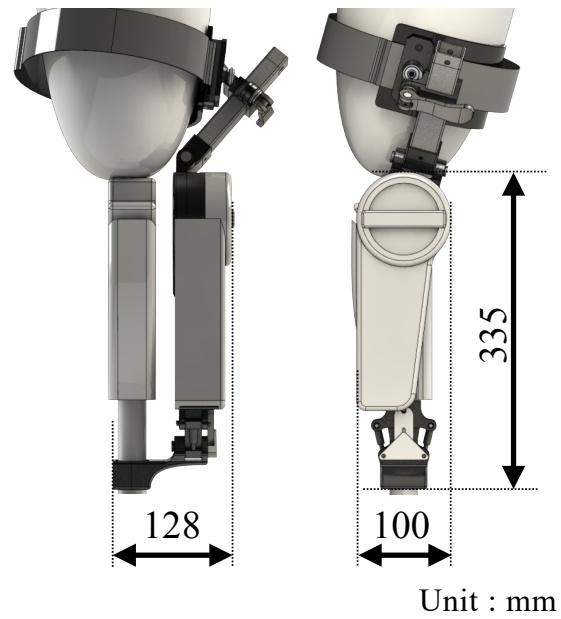


Figure 26 Front and side views of ACU.

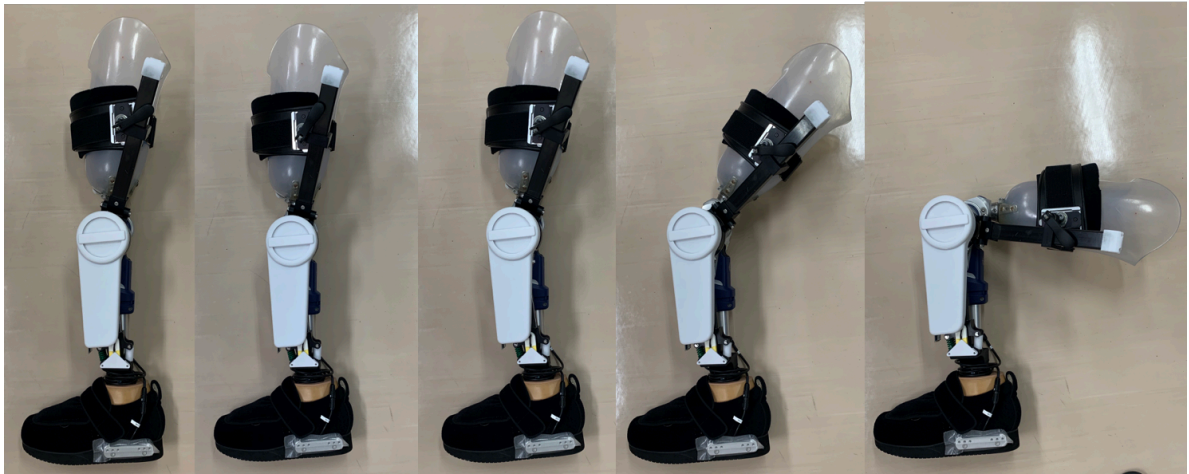


Figure 27 The ACU attached to an existing prosthetic leg flexes.

高い耐久性を有しつつ、軽量のデバイスを実現するため、開発するデバイスの構造部材には炭素繊維強化プラスチック(Carbon Fiber Reinforced plastic: CFRP)の角パイプやアルミニウム合金の部品を採用した。CFRPは鉄やアルミニウムと比較して比強度が高く[30]、軽量で高強度なデバイスの製作に向いている。これまで本研究室で開発されたシステムにも多数採用されている[31-34]。下腿、大腿それぞれのリンクの構造部材としてCFRP製の角パイプ[35]を使用する。Figure 28にデバイスの構造部材を、Table 4にデバイスの各部位の質量のまとめを示す。

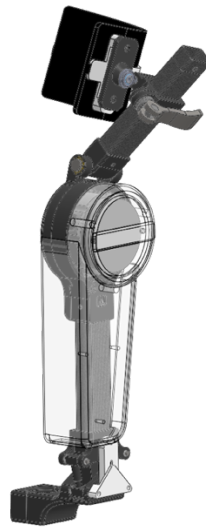


Figure 28 The structural members of the ACU are made of CFRP and aluminum alloy to achieve both strength and lightness.

Table 4 Weight breakdown of the ACU

Part	Mass [kg]
Thigh socket supporter	0.40
Thigh side link	0.10
Cover and control unit	0.30
Power unit and crus side link	0.95
Crus holder with origin regression torque mechanism	0.40
Battery and holder	0.80
Total	2.95

構造部材は三次元 CAD SOLIDWORKS2017(Dassault systems S.E., Paris, France)による設計と強度解析を行い、パワーユニットが最大出力を発揮した際でも、安全率が3以上となるよう設計した。Figure 29 に構造解析の結果の一部を示す。

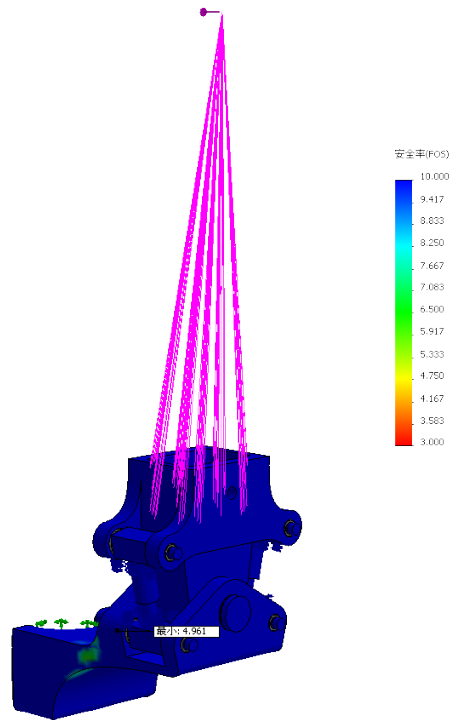


Figure 29 A structural analysis using Solidworks was performed, and it was confirmed that the safety factor was greater than 3.

デバイスの大腿側固定部の外観を Figure 30 に示す．大腿ソケットの固定部に並進運動の自由度を持たせて接続するため，単軸専用 ACU と同じ，大腿ソケットカフを用いる．大腿ソケットカフは大腿ソケットを保持することにより，ACU の大腿側リンクと既存義足の大腿側とを接続する．大腿ソケットカフの位置は大腿側リンク上で調整することができる．

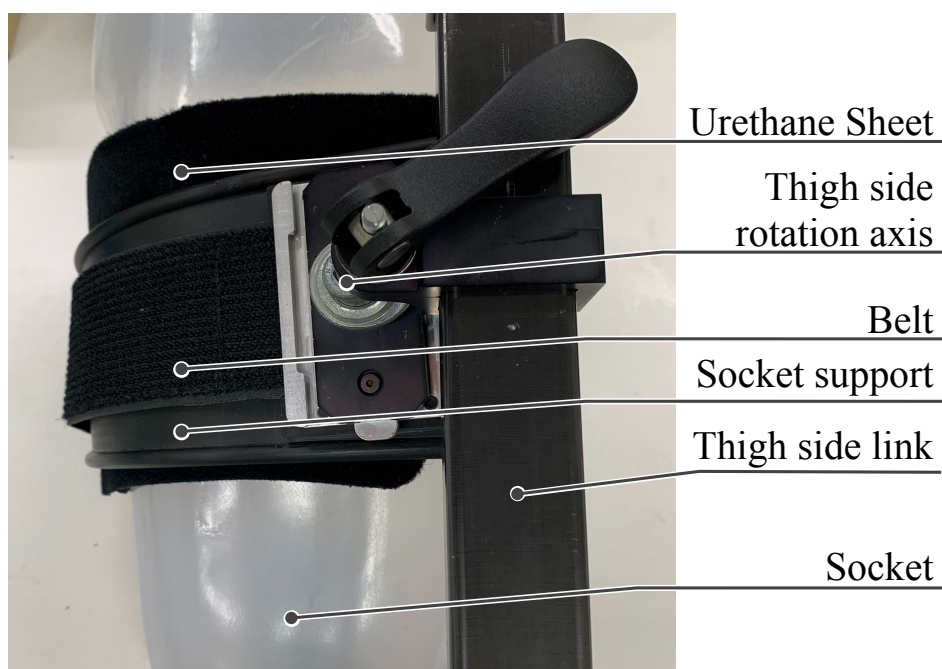


Figure 30 Thigh fixing part allowing freedom of movement.

デバイスの下腿側固定部の外観を Figure 31 に示す．下腿固定部は既存義足の下腿側のパイプを，部品とボルトによって挟み込んで固定する．思案点回避機構は回転軸とばね，ばね内部を通るガイド，下腿側リンク接続パーツ，下腿接続パーツ，スペーサーによって構成されている．前後に設けられたばね保持部のうち，前方にばねを，後方はスペーサーを取り付けることにより屈曲させる時のみ角度差が発生し，機構を動作させる．下腿の固定に用いる既存義足の下腿側のパイプは 30mm と 34mm のものがデファクトスタンダードとなっているため，30mm に対応したものと，34mm に対応したものの 2 種類の下腿固定部を設計，製作した．

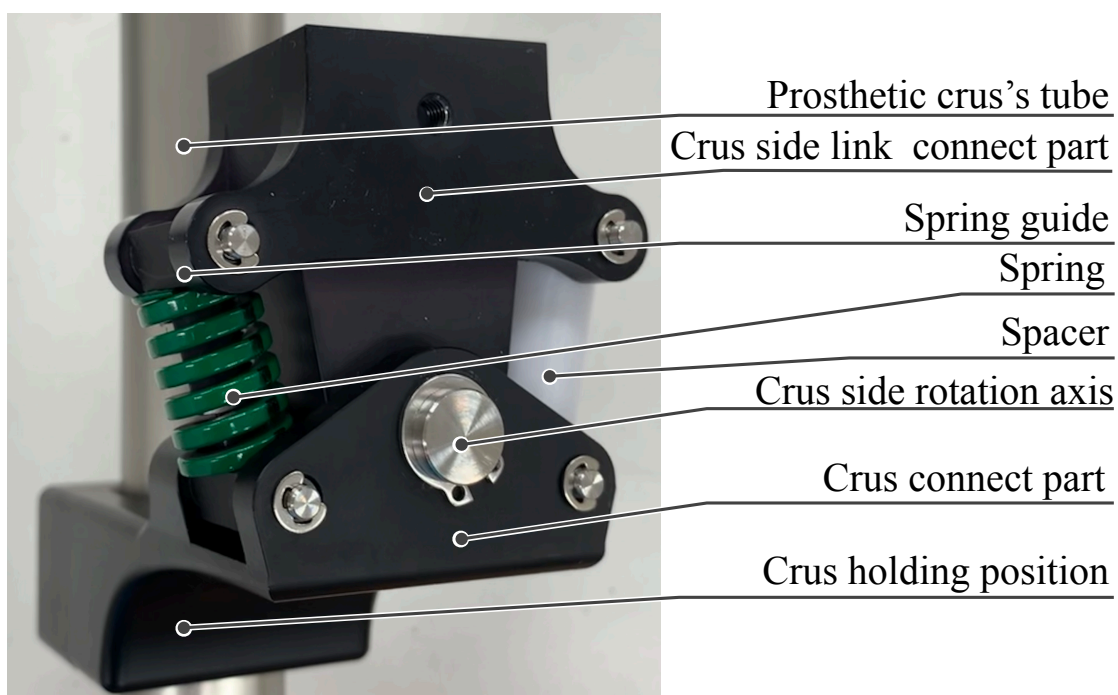


Figure 31 Dead point prevention mechanism at the crus connection part.

3.1.3 センサ・コントロールシステム

ACU 全体の制御は ACU に搭載されたセンサ・コントロールシステムによって行われる。センサ・コントロールシステムはコントロールユニット、生体電位信号センサ、膝関節角度センサ、ACU-既存義足間角度センサ、大腿角度センサ、床反力センサ、パワーユニット及びバッテリーで構成されている。搭載されているセンサ・コントロールシステムとその位置を Figure 32 に示す。各構成部品の概要を以下に記す。

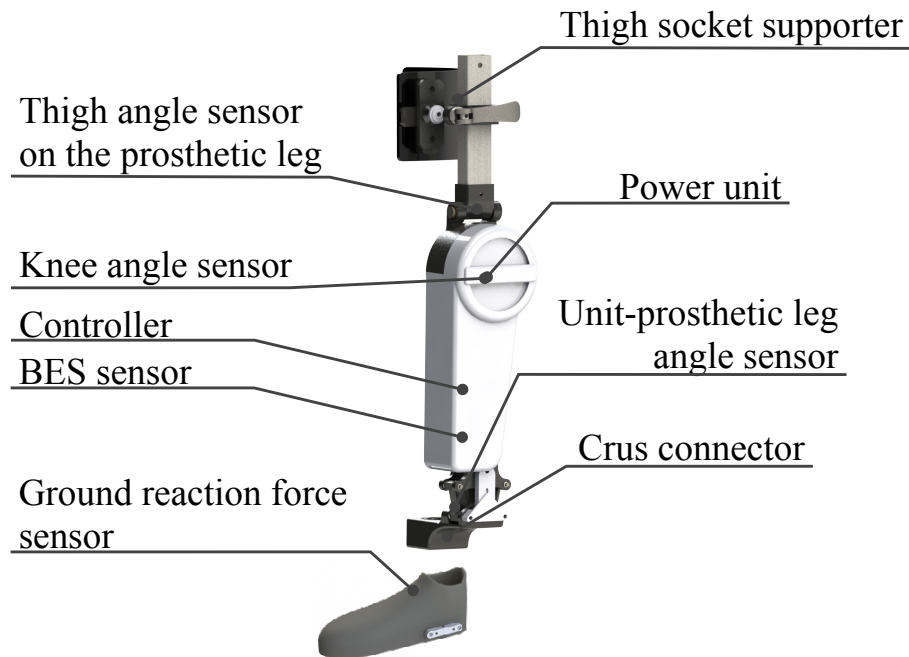


Figure 32 Sensors and electronic system installed in the ACU, and their positions.

コントロールユニットは各センサデータをもとに必要トルクを計算し、パワーユニットを駆動させるユニットである。コントロールユニットにはセンサデータの集約、計算、パワーユニットへの出力を行うためのマイコンが搭載されている。また、Bluetooth による無線通信機能を持ち、コンピュータなどと接続可能である。コントロールユニットに集められたセンサのデータは無線通信を通じてコンピュータに送信され、コンピュータ内部で記録する。制御周期は 100Hz とした。

生体電位信号（Bio-Electrical signal: BES）は神経・筋活動を反映した信号の一つである。人間の動作意思は、運動ニューロンを介して中枢神経系から骨格筋に神経信号として伝達され、伝達された信号によって筋骨格系が動作する。動作意思が伝達される際、微弱な電気信号が皮膚表面から漏れ出す。これを生体電位信号と呼ぶ。生体電位信号センサとして、皮膚表面に湿式電極を貼付ける。この電極により、生体電位信号を取得す

る．大腿切断者の断端に残存する筋肉部の生体電位信号を計測することで，切断者の股関節駆動意思を推定する．

大腿角度センサによって，地面と大腿のなす角度を計測する．大腿角度センサは既存義足の大腿側に取り付けられており，加速度，角速度の情報を取得する．角度は相補フィルタによって算出される．また，既存義足の回転軸を法線とする面上の角度のみを用いる．

パワーユニットの膝関節角度センサと ACU-既存義足間角度センサによって膝関節の角度と角速度を推定する．それぞれの回転軸に取り付けられたポテンショメータにより計測を行う．屈曲の方向を正の方向とし，完全伸展位を基準となる角度とする．義足膝関節角度とパワーユニットの角度は一致しないため，義足膝関節角度を推定する必要がある．ACU の場合は義足に角度センサを取り付けることが難しく，回転中心が変化するため厳密な計測が難しい．よってパワーユニットに取り付ける膝関節角度センサおよび ACU と既存義足間角度センサから Figure 33 に示すように，ユニットと義足それぞれの大腿側と下腿側のリンク長が同一と仮定して，以下の式に基づいて義足の膝関節角度を推定する．

$$(2\pi - \theta_k) + \theta_m + 2\theta_d = 2\pi \quad (5)$$

$$\theta_k = \theta_m - 2\theta_d \quad (6)$$

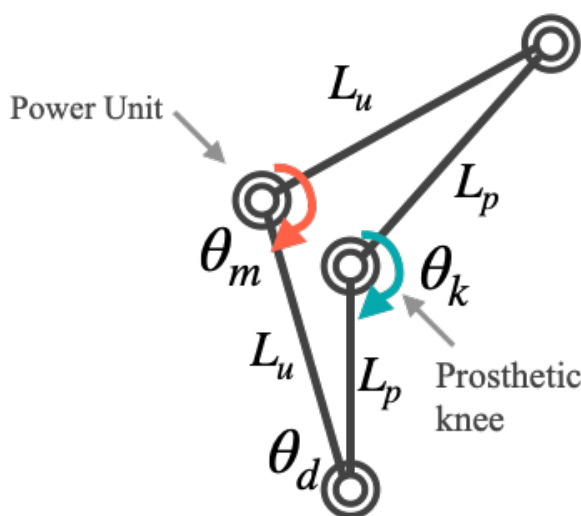


Figure 33 Assumptions for estimating the knee angle of the prosthetic leg.

既存義足に履かせる靴として CYBERDYNE 製 HAL 福祉用下肢タイプのセンサシューズを用いる。センサシューズには、中敷状の床反力(Ground Reaction Force: GRF)センサが搭載されている。床反力センサはつま先側と踵側の2カ所にあり、足裏と接地面間の力を床反力として計測することが可能である。

パワーユニットはアクチュエータとして膝関節を回転させるトルクを発生させる。
バッテリーはセンサ・コントロールシステムに電源を供給する。

3.1.4 安全対策

ACUには安全対策として、ハードウェアリミッタとソフトウェアリミッタが実装されている。装着型歩行補助ロボットの安全方策は本質的な安全方策、機能による安全方策、運用による安全方策に分類できる[29]。ハードウェアリミッタは物理的に可動範囲を制限するもので本質的な安全方策に分類される。Figure 34 と Figure 35 にパワーユニットの出力軸側、大腿側のパーツと下腿側の部品の外観を示す。ACUでは出力軸側のパーツと下腿側のパーツのそれぞれの凸部により、パワーユニットの可動域が物理的に制限されるように設計・製作されている。ソフトウェアリミッタはシステムによって可動範囲を制限するもので、機能による安全方策に分類される。ACUではパワーユニットに取り付けられた角度センサの情報に基づき、トルクを発生させない角度の領域や、発生するトルクを片方に限定させる角度の領域などが設定されている。



Figure 34 Parts on the output shaft side where the hardware limiter is installed.



Figure 35 Crus side components with hardware limiters.

3.2 制御手法

多軸・単軸両対応 ACU においても単軸義足専用 ACU と同様にフェーズシーケンスに基づいて制御を行う。

3.2.1 階段昇り制御

階段昇り制御では、支持脚期と遊脚期に分けて制御を行う。単軸専用 ACU と異なり、支持脚期は 1 つのフェーズ、遊脚期は 2 つのフェーズで構成される。階段昇り動作は低いところから高いところへと移動するため、力学的エネルギーを増加させる動作である。義足が階段に接触している支持脚期には、使用者の体を押し上げる制御を行う。足が階段から離れている遊脚期には、階段に足が接触しないようにする遊脚第 1 フェーズと接地準備のために下腿を鉛直にする遊脚第 2 フェーズの制御を行う。各フェーズの歩行状態と切り替え条件を Figure 36 に示す。 F_{toe} , F_{heel} はつま先側、踵側の床反力, F_{all} は床反力の合計, F_{th1} , F_{th2} , F_{th3} , F_{th4} は閾値, θ_h は大腿角度, θ_{hth} は大腿角度の閾値である。

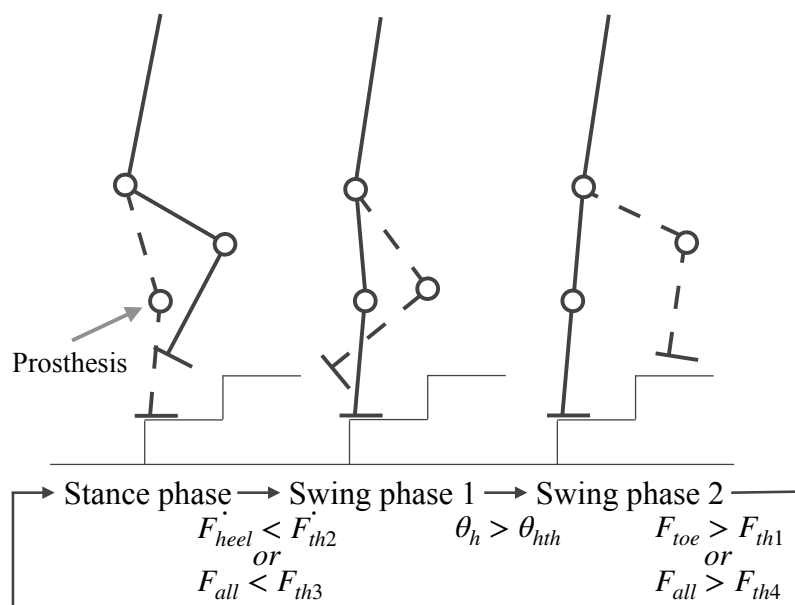


Figure 36 Phases of stair ascent control and their transition conditions.

支持脚期には、健常者の膝関節角度とトルク間の関係を用いて制御を行う[10]。よって、トルクは膝関節の角度のみに基づいて算出される。本研究では支持脚期の角度-トルク特性を線形の式で近似し、使用した。本研究で用いた角度-トルク特性のグラフをFigure 37に示す。

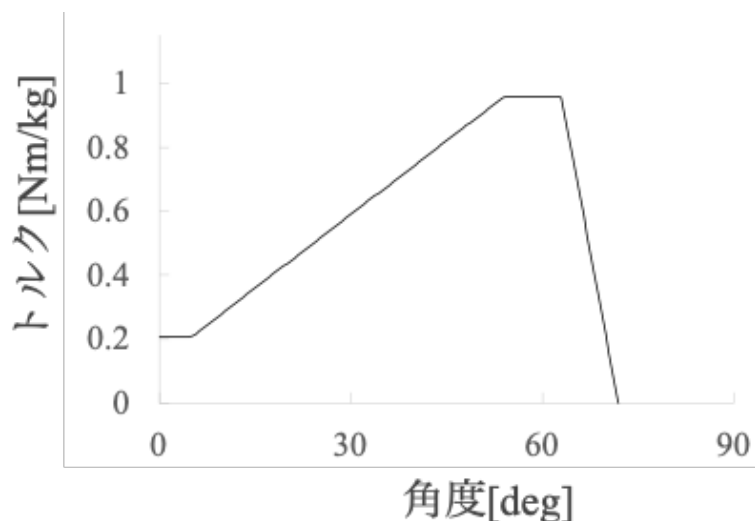


Figure 37 A graph of the equation for the relationship between angle and knee joint torque used in this study, based on the angle and knee joint torque of able-bodied people.

支持脚期と遊脚期で制御を変えるために、フェーズの切り替わりを検出する必要がある。フェーズの切り替わりの検出には床反力を使用する。階段から足が離れる際には、踵がつま先より先行して離れる。よって、踵側の床反力の単位時間あたりの変化量が閾値を下回った時点（負の閾値よりもさらに小さくなった時点）で支持脚期から遊脚期へ切り替える。しかし、歩容によっては踵側が階段に接地せず、踵の荷重の変化が小さい場合も考えられる。よって、全体の荷重が一定の閾値を下回った場合も支持脚期から遊脚期へと移行する。

遊脚第1フェーズでは軌道制御を行う．健全者の階段昇り時のようなベル型の足部（つま先部）軌道を生成する．軌道は，階段の蹴上，踏みしろ，階段と足部のマージンと装着者の大腿長，下腿長，軌道遷移時間から逆運動学を用いて計算される．

逆運動学の式を求めるにあたり，まず角度の定義を行う．Figure 38 に大腿角度 θ_h と膝関節角度 θ'_k の図および目標とする段の回避に必要なつま先の軌道のイメージを，Table 5 に股関節と膝関節の角度の定義を示す．

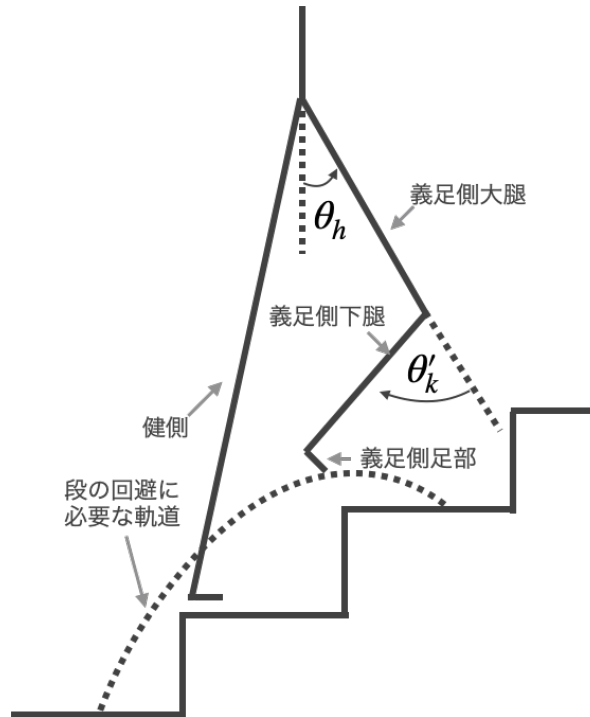


Figure 38 Body parts and definition of angles and the trajectory of the toes required to avoid steps.

Table 5 Definition of hip and knee angles

θ_h	矢状面における 鉛直下向きに対する大腿の角度 (前方向に大腿があるとき正)
θ'_k	完全伸展位を基準とした 膝関節の屈曲角度 (屈曲方向が正)

次に，逆運動学を解くためのパラメータを定義する．Figure 39 に各パラメータと座標系を，Table 6 に各パラメータの説明を示す．まず，原点を股関節の回転中心に置く．装着者の前方向を x ，鉛直下向きを y とおく．遊脚期第1フェーズでは段を回避することを目指しているため，つま先の位置を (x, y) と置く．大腿の長さを L_t とし，下腿の長さではなく，膝とつま先を結んだ線分の長さを L'_c とおく．

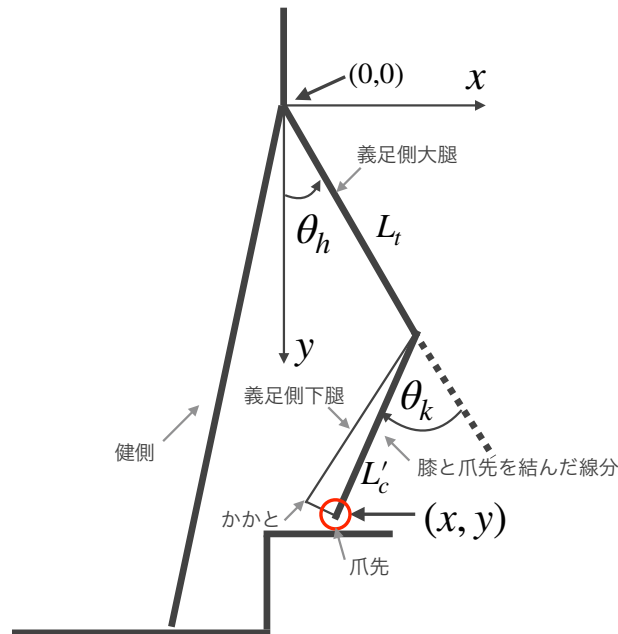


Figure 39 Definition of coordinates and parameters for forward and inverse kinematics.

Table 6 Defining Parameters for Inverse Kinematics

x	：装着者の前の方向を x 軸とする
y	：鉛直下向きの方向を y 軸とする
(x, y)	：つま先の座標
θ_k	：完全伸展位の方向と 膝と爪先を結んだ線の成す角 (屈曲方向が正)
L_t	：大腿の長さ
L'_c	：膝関節から爪先の距離 (義足では一定とみなせる)

この時，つま先の座標 (x, y) は以下の式で表すことができる．

$$\begin{cases} x = L_t \sin(\theta_h) + L'_c \sin(\theta_h - \theta_k) \\ y = L_t \cos(\theta_h) + L'_c \cos(\theta_h - \theta_k) \end{cases} \quad (7)$$

最後に逆運動学の式を求める．逆運動学の式を求めるための角度を Figure 40 に示す．

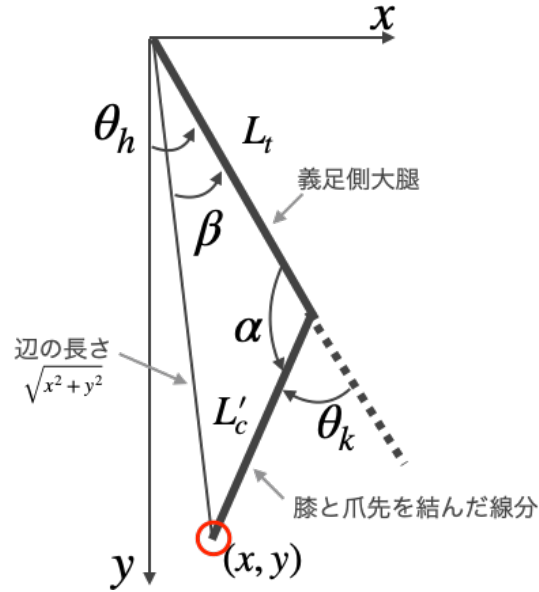


Figure 40 Computes the inverse kinematics equation by using the cosine formula.

余弦定理を用いると

$$\alpha = \cos^{-1} \frac{x^2 + y^2 - L_t^2 - L'_c{}^2}{2 L_t L'_c} \quad (8)$$

$$\theta_k = \pi - \cos^{-1} \frac{x^2 + y^2 - L_t^2 - L'_c{}^2}{2 L_t L'_c} \quad (9)$$

$$\beta = \cos^{-1} \frac{x^2 + y^2 + L_t^2 - L_c'^2}{2\sqrt{x^2 + y^2} L_t} \quad (10)$$

$$\theta_h = \tan^{-1} \frac{x}{y} + \cos^{-1} \frac{x^2 + y^2 - L_t^2 - L_c'^2}{2 L_t L_c'} \quad (11)$$

となる．この式によってつま先の位置から膝関節と股関節の角度を計算できる．

ある時刻 t の座標が人の自然な動きのような軌跡を描くよう，釣鐘型の足部軌道 $x(t)$ および $y(t)$ を以下の式で算出する．式中のパラメータを Table 7 に示す．

$$x_{tar} = H_{stair} + H_m \quad (12)$$

$$y_{tar} = D_{stair} \quad (13)$$

$$x(t) = \sqrt{(L_t + L_c')^2 - \left(\frac{D_{stair}}{2}\right)^2} - x_{tar}[6(t/T)^5 - 15(t/T)^4 + 10(t/T)^3] \quad (14)$$

$$y(t) = -\frac{D_{stair}}{2} + y_{tar}[6(t/T)^5 - 15(t/T)^4 + 10(t/T)^3] \quad (15)$$

Table 7 Definition of the parameters used for stair ascent control

H_{stair}	: 階段の蹴上（高さ）
H_m	: 蹴上のマージン
D_{stair}	: 階段の踏み面（奥行）
T	: 軌道遷移時間 (屈曲完了にかかる時間)
k_p, k_d, k_i	: PID制御パラメータ
θ_k	: 膝関節角度
θ_{k_r}	: 目標膝関節角度
M_c	: 下腿以下の質量
g	: 重力加速度
M_{CoP}	: 膝から重心までの距離
$(\theta_h - \theta'_k)$: 対地下腿角度

軌道遷移時間は前の遊脚第1フェーズにかかった時間の0.8倍に設定する．初回の軌道遷移時間はパラメータとして設定する．以下に目標膝関節角度の計算式を示す．

$$\theta_{k_r}(t) = \pi - \cos^{-1} \frac{x(t)^2 + y(t)^2 - L_t^2 - L'_c{}^2}{2 L_t L'_c} \quad (16)$$

目標膝関節角度と現在の膝関節角度からPID制御を用いて角度制御トルクを計算する．

$$\theta_{k_e} = \theta_{k_r} - \theta_k \quad (17)$$

$$\tau_{pid} = k_p \cdot \theta_{k_e} + k_d \cdot \dot{\theta}_{k_e} + k_i \int \theta_{k_e} dt \quad (18)$$

角度制御トルクに加えて，重力補償トルクを計算し，合計を出力トルクとする．重力補償トルクは下腿にかかる重力によるトルクを補償するトルクであり，下腿の対地角度と下腿の質量，膝関節からの重心距離から計算される．重力補償トルク τ_g の計算式を式以下に示す．

$$\tau_g = M_c \cdot g \cdot L_{CoP} \cdot \sin(\theta_h - \theta'_k) \quad (19)$$

よって遊脚第1フェーズでの最終的な出力トルク τ_{out} は以下のようになる．

$$\tau_{out} = \tau_{pid} + \tau_g \quad (20)$$

第1フェーズから第2フェーズへの切り替えは，大腿角度を用いる．段を回避するために必要な大腿角度を逆運動学を用いて計算し，閾値として切り替えを行う．以下に大腿角度の閾値の計算式を示す．

$$\theta_{h_th} = \tan^{-1} \frac{D_{stair}}{H_{stair} + H_m} + \cos^{-1} \frac{D_{stair}^2 + (H_{stair} + H_m)^2 - L_t^2 - L'_c{}^2}{2 L_t L'_c} \quad (21)$$

遊脚第2フェーズでは下腿を鉛直にする制御を行う．大腿角度センサを用いて下腿が地面と鉛直になる膝関節角度を算出，目標膝関節角度とする．遊脚第2フェーズで最終的に目指す姿勢を Figure 41 に示す．

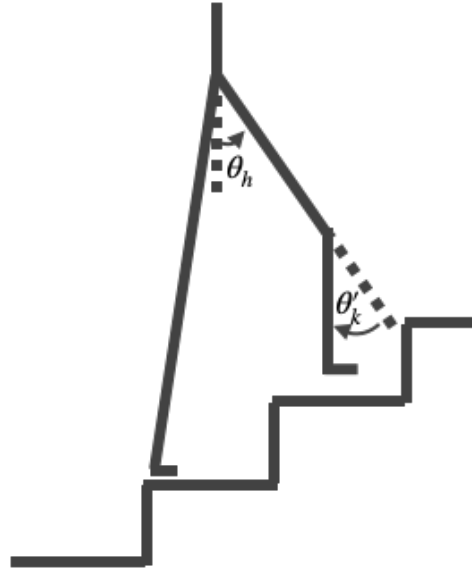


Figure 41 The second phase of the swing phase implements a control that keeps the lower leg in a vertical downward position.

具体的には以下の式を満たすと下腿が鉛直になる．

$$\theta'_k = \theta_h \quad (22)$$

よって目標角度 $\theta_{k,r} = \theta_h$ として制御を行う．遊脚第2フェーズ中の出力トルクは，遊脚第1フェーズと同様に角度制御トルクと重力補償トルクを合計する．

遊脚期が終わり，階段に足が接触する際には，つま先が踵より先行して接触する．よって，つま先側の床反力が閾値を上回った場合に，遊脚期から支持脚期へ切り替える．また，全体の荷重が一定の閾値を上回った場合にも，遊脚期から支持脚期へ切り替える．

3.2.2 タスク切り替え手法

階段昇りと歩行の制御手法は異なるため、それぞれのタスク間の切り替えが必要となる。タスク切り替えの手法の概念図を Figure 42 に示す。タスク切り替えには生体電位信号を用いた動作意思推定を用いる。階段昇りを行うとき、階段の1段目を義足から昇る場合と健側から昇る場合の2通りが考えられるが、どちらかに対応できれば階段の手前で一度立ち止まることにより脚を選択して階段を昇り始めることができる。

1段目を健側から昇る場合、支持脚期の最後から遊脚期の始めにかけて義足側の股関節を屈曲させる。この生体電位信号を検出し、切り替えを行う。また、歩行中との区別のため、大腿角度、床反力、床反力の爪先側の比率を条件とする。よって、大腿が後ろ側にあり、爪先側と踵側の両方で接地しているときに、生体電位信号によって股関節の屈曲の信号が優位であることを検出した場合、次の遊脚期から階段昇り制御へ切り替える。つまり、生体電位信号の差分 $BES_{diff} = BES_{fl} - BES_{ex}$ が閾値 BES_{th} より大きくなり、かつ大腿角度 $\theta_h < 0$ 、かつつま先側床反力 F_{toe} が閾値 F_{toe_th} より大きく、つま先側床反力比率 $F_{rate} = \frac{F_{toe}}{F_{toe} + F_{heel}}$ が閾値 F_{rate_th} より小さいときフラグを立て、その次の遊脚期になったタイミングで階段昇りタスクへと切り替える。

階段昇りから歩行への切り替えについて、本研究では義足側の支持脚期の後、毎回歩行制御に切り替えるものとする。なぜなら、階段の途中で歩行制御に切り替わったとしても、1段目を健側から昇る場合と同様の特徴が見られ、階段昇り制御へと戻るからである。これにより、最終段に先に義足が接地して昇る場合には歩行制御へと滑らかに切り替えが可能である。最終段に先に健側が接地して昇る場合は、一度大腿を上げる動作を行い、その場で両足をそろえる必要があるが、最終的には歩行制御へと切り替え可能である。

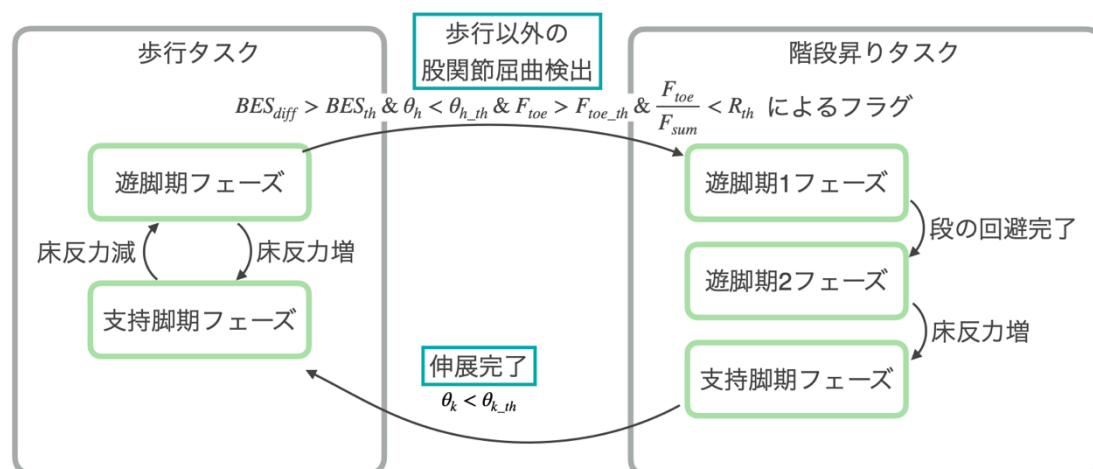


Figure 42 A method for switching between the walking and stair ascent tasks.

3.3 評価試験

多軸・単軸両対応義足専用 ACU の基本性能を確認するため、健常者による評価試験を実施する。基礎試験は健常な成人男性 1 名(173cm, 70kg)により実施される。まず、多軸・単軸両対応 ACU により既存の義足を能動的に動作可能とし、能動的動作により従来の義足で困難な動作が可能となることを確認するため、階段昇り試験を行う。次に、多軸・単軸両対応 ACU により動作意思を反映させて、タスクの切り替えが可能であることを確認するため、タスク切り替え試験を行う。

試験では健常者が義足を装着するため、模擬大腿ソケットを使用する。使用した多軸義足、単軸義足と模擬大腿ソケットを Figure 43 と Figure 44 に示す。これは健常者が下肢切断者を模擬するため、義肢装具の研究開発に一般的に用いられているものである。試験の実施の前に、全てのパラメータは今回の試験協力者が適切に各動作を実施可能となるよう調整する。



Figure 43 Multi-axial prostheses and simulated sockets used in the evaluation tests.



Figure 44 Single-axial prostheses and simulated sockets used in the evaluation tests.

3.3.1 階段昇り試験

3.3.1.1 試験方法

階段昇り試験の目的は，階段昇り動作を実施し，動作中の各センサ値を測定することで，サイバニク化義足が能動的に動作可能であることと，従来義足で困難な，1足1段での階段昇り動作が可能であることを確認することである．階段昇り試験の条件をFigure 45に示す．本試験では最終段を除いた各段にどちらかの足部のみ接地していることを1足1段での階段昇り動作が可能であることと定義した．階段昇り試験において，試験実施者は蹴上18 cm，踏み面26 cmの12段の階段を，手すりを適宜使用して1足1段の方法で昇る．本試験で使用した，装着者の身体パラメータをTable 8に示す．試験は単軸義足にACUを装着して行う単軸義足試験と多軸義足にACUを装着して行う多軸義足試験の2回実施する．試験中のセンサデータは組込みシステムにより100Hzで取得される．後処理ではこのデータをフェーズにより，各サイクルに分け，歩行周期により標準化し，1000サンプルヘトリサンプリングを行う．その後，トルクについて平均と標準偏差を，膝関節角度，床反力についてつま先側，踵側それぞれの平均を計算する．

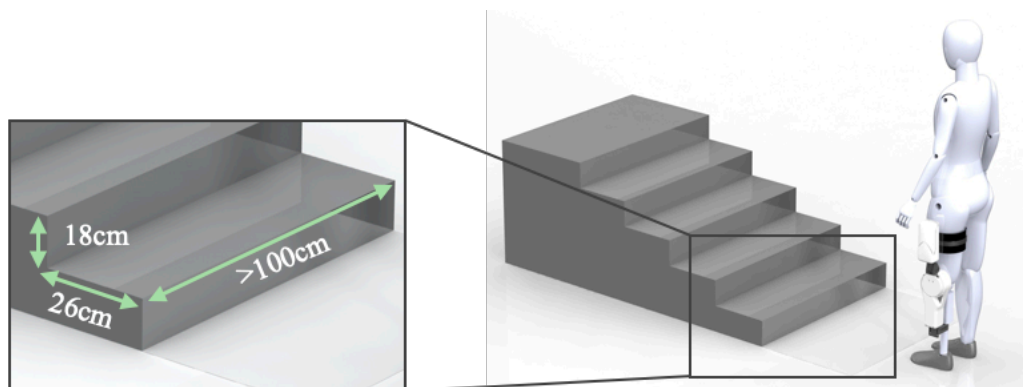


Figure 45 Stair ascent test conditions.

Table 8 Physical parameter of participant

大腿長 L_t [mm]	420
膝-つま先間距離 L'_c [mm]	490
膝-重心間距離 L_{CoP} [mm]	200
下腿質量 M_c [kg]	3

3.3.1.2 試験結果

試験の結果、単軸義足と多軸義足どちらに装着した際にも1足1段での階段昇りが可能であることを確認した。単軸義足を使用して行った試験の膝関節角度、トルク、床反力および健常者の膝関節角度を Figure 46 に、試験の様子を Figure 47 に示す。多軸義足を使用して行った試験の膝関節角度、トルク、床反力および健常者の膝関節角度を Figure 48 に、試験の様子を Figure 49 に示す。Figure 46 および Figure 48 の灰色のマスキ部は支持脚期の区間、マスクの無い部分は遊脚期の区間である。

単軸義足試験での1周期は平均 2.6 s、支持脚期の割合は 36%、多軸義足試験での1周期は平均 2.1 s、支持脚期の割合は 35%であった。

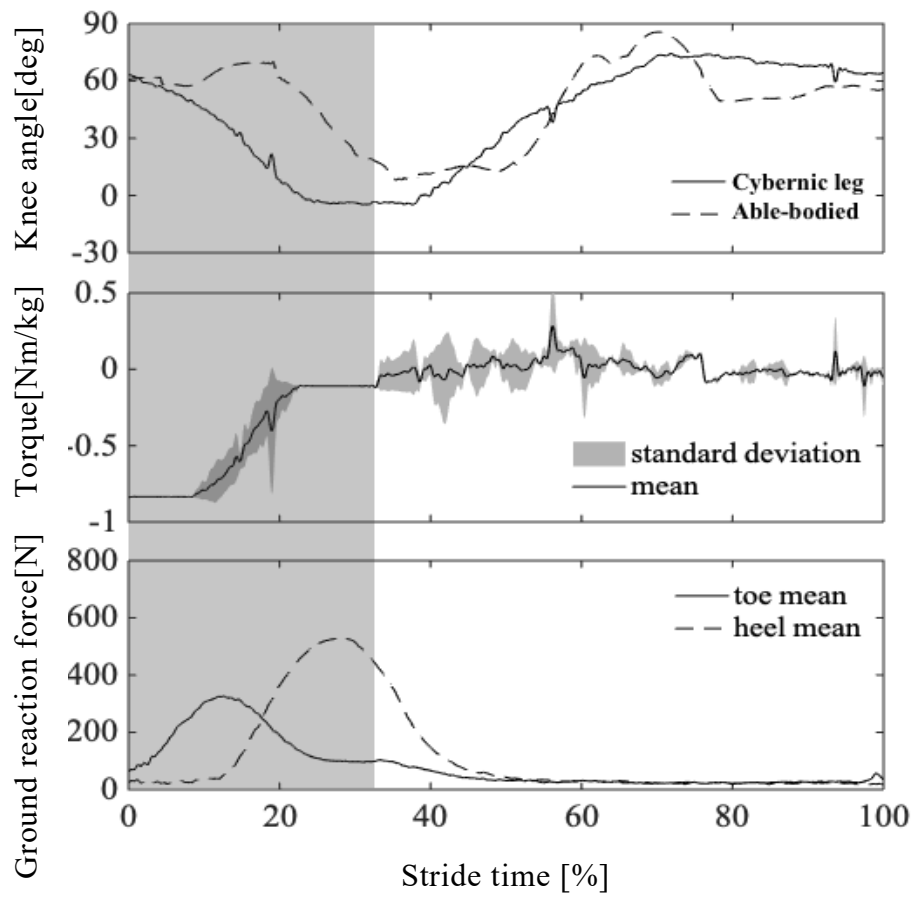


Figure 46 Knee angle, torque and GRF during a stair ascent test with a single axis prosthesis.



Figure 47 Stair ascent test with a single axis prosthesis.

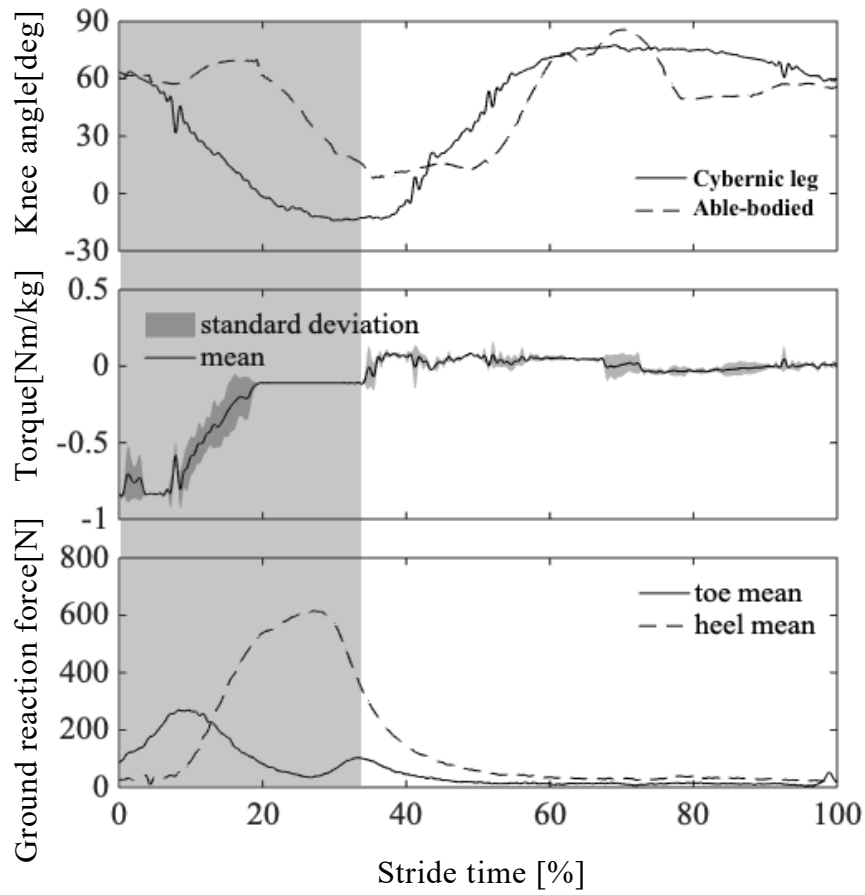


Figure 48 Knee angle, torque and GRF during a stair ascent test with a multi axis prosthesis.



Figure 49 Stair ascent test with a multi axis prosthesis.

3.3.1.3 考察

システム使用時の伸展最大角度は健常者の場合 10 度程度である[11]のに対してサイバニク化義足では完全伸展位まで伸展している。この原因は既存義足の足関節がほとんど屈曲しないためであり、能動義足で共通に発生する[10]。また、遊脚期の膝関節角度軌道は、システム使用時も健常者の膝関節角度軌道と同様にベル型の軌道を描いている。屈曲最大角度は、健常者の膝関節角度と比べて大きく変化していない。よって、遊脚期に階段との接触を適切に回避していると考えられる。

本試験では単軸義足試験、多軸義足試験共に健常者と同じ 1 足 1 段での階段昇りが可能であることが確認された。従来の義足で階段を昇る場合は 2 足 1 段の方法で 1 周期あたり平均 1.41 s である [36]。階段 2 段あたりでは 2.82 s となり、サイバニク化義足を使用した場合の 1 周期 2.6 s よりも長い。したがって、ACU により義足を使用した階段昇り時間の短縮が可能となる。また、従来の義足を使用した場合に比べて半分の歩数で階段を昇ることが可能となるため、義足使用者の負担が軽減される。

しかし 1 周期の時間は健常者よりも長くなっている。健常者が階段を昇る場合、1 周期あたり平均 1.41 s である[36]。ここで支持脚期の時間を計算すると、健常者では 0.90 s、単軸義足試験では 0.94 s、多軸義足試験では 0.74 s となり、支持脚期の時間は大きく変化していない。一方、遊脚期の時間は、健常者では 0.51 s、単軸義足試験では 1.66 s、多軸義足試験では 1.36 s となる。よって、階段昇りの 1 周期の時間が長くなっている要因は主に遊脚期にある。遊脚期の軌道遷移時間のパラメータは直前の遊脚期にかかった時間の 0.8 倍に設定される。そのため、サイバニク化義足の習熟が進むと遊脚期の時間が短くなり、短い時間で階段昇りが可能となると考えられる。

現在の支持脚期の割合は 36%または 35%であった。これは健常者の 63.6%[36]と比較して小さい。健常者の両脚支持期は 13.6%である[36]。サイバニク化義足でもこの割合が変化しないとすると、健側が接地している時間は 78%程度となる。つまり健常者と比較すると片方の脚で立つ時間が長くなっている。この結果として健常者と比較して消費エネルギーや疲労度が増加していると考えられる。一方で既存義足で行われる 2 足 1 段の方法と比較すると身体を押し上げる回数が半分に減少しているため、消費エネルギーや疲労度、負荷の集中が軽減されていると考えられる。

本試験で使用した階段の高さは 18 cm である。階段の各寸法は建築基準法に基づいて基準が決められている。階段の高さが 18 cm 以下に制限されている施設は、中学校、高等学校 物品販売業で 1500 m²超の施設、劇場、映画館、集会場などである。よってほとんどの公共施設や一定規模の商業施設では ACU を使用した 1 足 1 段の方法で階段昇りをして移動することができる。

本試験では大腿切断者を模擬ソケットによって模擬した健常者により試験を行なった。模擬ソケットは大腿切断者の利用しているソケットと比較して太く、股関節が屈曲方向にオフセットしているという差がある。ここで ACU の大腿固定部は長さの調整可能なベルトにより固定されている。また、屈曲方向のオフセットは大腿固定部の回転自由度により吸収される。よって、ACU は通常大腿切断者の使用するソケットにも対応可能であると考えられる。

大腿切断者が使用しているほとんどの既存義足は階段を昇る機能がないため、階段を昇る際に新たな問題が発生する可能性がある。既存義足のソケットは直立時や歩行時のような膝関節から股関節に向かう方向の力がかかることを想定しているが、ACU を装着するとそれ以外の方向の力もかかる。その力により横ずれなどの問題が怒ることが考えられる。またソケットにベルトを巻いて固定していることから、その圧力により装着感に変化する可能性がある。これらの事象の有無を確認するためには大腿切断者の協力のもと実証試験を実施する必要がある。

以上より多軸・単軸両対応 ACU で提案した 4 節リンク構造を用いて、回転中心位置とは無関係にパワーユニットの力を既存義足に伝達することが可能となった。加えてソケット部の自由度と下腿固定部のばねによる思案点回避機構によって、リンクの思案点を回避することができた。

3.3.2 タスク切り替え試験

3.3.2.1 試験方法

タスク切り替え試験は、生体電位信号による動作意思推定に基づき、歩行から階段昇りへの切り替えが可能であることを確認するために実施する。タスク切り替え試験のj条件を Figure 50 に示す。試験は2 m の歩行路と蹴上18 cm、踏み面26 cmの階段で構成されており、試験実施者は歩行と階段昇りを連続して実施する。試験中のセンサデータは組込みシステムにより100 Hzで取得された。

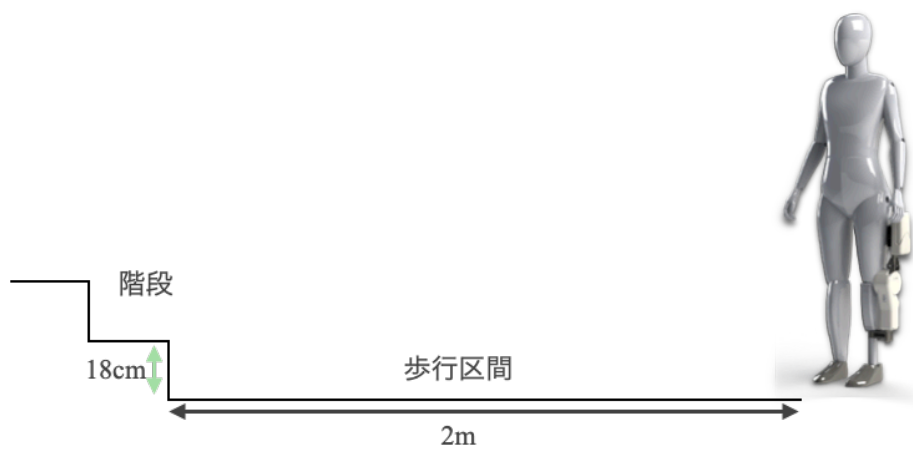


Figure 50 Task switching test conditions.

3.3.2.2 試験結果

試験の結果、歩行後階段の手前で適切にタスクが切り替えられることを確認した。Figure 51 に試験の様子を、Figure 52 に試験中の大腿角度、BES、床反力のグラフを示す。

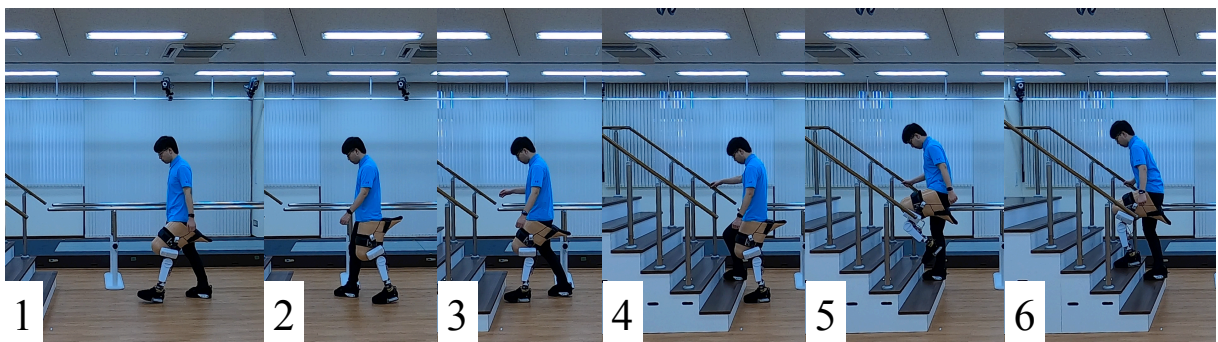


Figure 51 Task switching test.

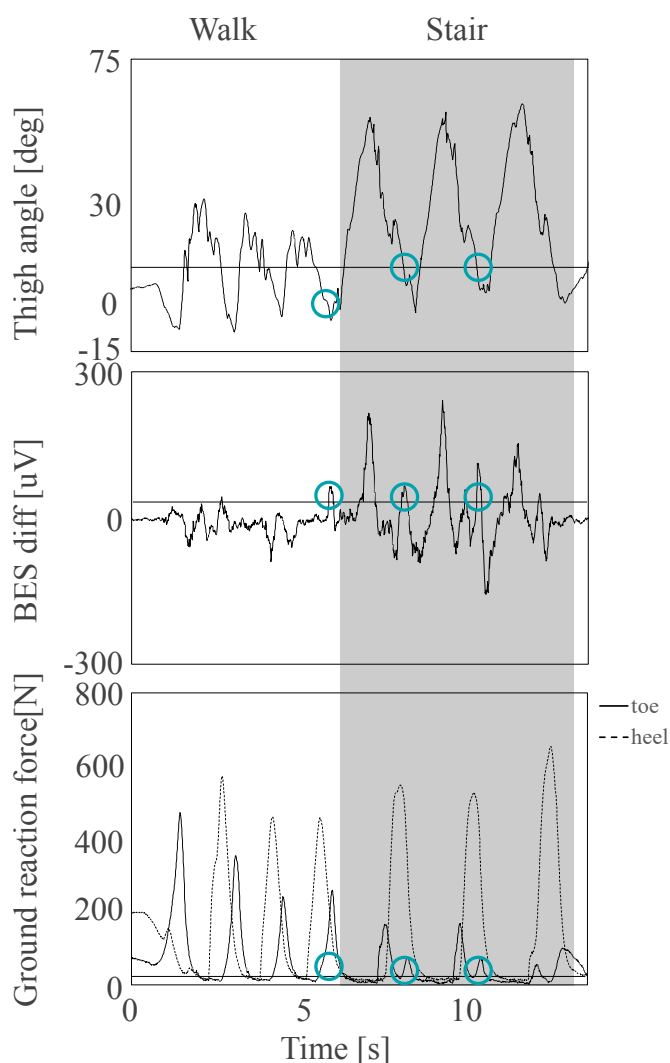


Figure 52 Thigh angle, BES and GRF during a task switching test.

3.3.2.3 考察

Figure 52 を見ると、6 s 付近、8 s 付近、11 s 付近で 4 つの条件である、1. 大腿角度が閾値より小さい、2. 生体電位信号が閾値よりも大きい、3. つま先側床反力が閾値よりも大きい、4. 爪先側床反力の比率が閾値よりも小さい、が揃っており、この地点でフラグが立ち、その次の遊脚期からタスクが切り替えられたことがわかる。よって、タスク切り替え試験では生体電位信号と歩行状態を推定するためのセンサにより歩行-階段昇り間の切り替えが可能であることを確認した。装着者の動作意思を推定するための生体電位信号を用いることにより、予備動作などを必要としないタスク切り替えを実現した。

3.4 まとめ

本章では、既存の大腿義足に装着し、動作意思を動作に反映可能な大腿義足サイバニク化ユニットの実現のため、多軸義足・単軸義足両方の種類の既存義足への取り付けが可能な取り付け手法、自律制御手法および生体電位信号を用いたタスク切り替え手法を提案・研究開発した。

まず、多軸義足・単軸義足両方の種類の既存義足への取り付けを実現するために、義足とユニットによって4節リンク構造を構成する固定手法および思案点回避機構を提案し、この手法を実現するためのハードウェアを開発した。その後、階段昇り動作を実現するための自律制御手法、動作意思を反映可能なタスク切り替え手法およびその制御を実現するためのセンサ・コントロールシステムを開発した。

最後に、評価試験として大腿切断者を模擬した健常者により、階段昇り試験、タスク切り替え試験を実施した。階段昇り試験では多軸・単軸両対応 ACU により義足が能動的に動作可能であり、これにより義足で困難な1足1段の方法での階段昇り動作が可能であるかの評価を行なった。その結果、健常者と同じ1足1段の方法での階段昇り動作が可能であることを確認し、多軸・単軸両対応 ACU により既存義足を能動的に動作可能であることを確認した。タスク切り替え試験では、生体電位信号に基づき、歩行から階段昇りへの切り替えが可能であるかの評価を行い、生体電位信号により推定された動作意思を制御へと反映可能であることを確認した。

多軸・単軸両対応 ACU による提案・研究開発を通じて、既存の多軸、単軸両方の義足へ取り付けによる能動的な動作と、生体電位信号を用いた動作意思の制御への反映が実現できることを確認した。

第4章 考察

提案したサイバニック化義足は、ACUが使用者の荷重を受けない構造であることから、既存義足の高い耐久性を活用しながら、既存義足の能動化が可能となった。よって新規に膝継手を開発する場合と比べて少数の試験でJIS規格、ISO規格の認証を得ることができる。これにより、普及の容易な高機能義足の実現に近づくと考えられる。

これまでに実現されてきた義足の機能として、イールディングやバウンシングがある。イールディングは義足に体重がかかっているときに屈曲抵抗を大きくする機能であり、単軸義足でのみ実現されている。バウンシングは歩行において着地した瞬間の衝撃を緩和するとともに膝折れを防ぐ機能であり、多軸義足でのみ実現されている。ACUは多軸・単軸両方の種類の義足に対応し、サイバニック化による新たな機能を追加できる。

本研究ではACUの制御手法として、歩行、ハイブリッド歩行、階段昇り、階段降リタスクの制御手法を提案・研究開発した。大腿切断者は膝を能動的に動かすことができないため、他にも困難な動作がある。例えば、スロープ昇り、降り、立ち座りなどである。また、転倒を経験する場合もある。今後、これらの動作に対応したタスク、例えば歩行中につまづきを検出した場合に切り替えられる、義足を伸ばして転倒を防止するタスクなどの研究開発が必要である。また、動作が困難となる場合だけでなく、動作自体は可能であるが、エネルギー消費などの影響によって継続することが困難となる場合もある。これまで、コンピュータ制御膝継手では他の膝継手と比較してエネルギー消費が減少したとの報告もある。このようにACUを使用することによる動作中のエネルギー消費の変化に関する研究や、その観点に基づくタスクの制御手法の最適化の研究開発などが望まれる。

多軸・単軸両対応ACUの質量はバッテリーを除いて2.15 kgとなった。既存義足の質量はある程度ばらつきもあるが、軽いもので2 kg程度である。日本人アスリートの平均下腿以下の質量は男性で4.3 kg、女性で3.6 kgである（[37]より計算）。よってバッテリーを別に装着することとすれば、現在のサイバニック化義足は概ね日本人アスリート男性と同程度の質量となっている。つまりACUの機能が追加され、健常者並の機能が実現できれば、現在のACUのハードウェアで対応できると考えられる。一方女性や高齢者の下腿以下の質量は現在のサイバニック化義足よりも軽いため、現在のACUよりも軽量のデバイスが必要である。特に移動機能の低下した高齢者は現在のACUほど

の機能が不要ない場合もあるため、軽量の ACU により安全のための機能のみを追加するデバイスも考えられる。

完成した ACU を市販する場合の価格は、普及のため安価である方が好ましい。補装具費には同等安価という考え方に基づき、使用者にとって同等とみなされれば安価な方が選択される[38]。現在完成用部品一覧に掲載されている最も高価な膝継手はオットーボック社のジニウムとオズール社のリオニーXC であり、2,787,000 円である。そして、活動レベルの高い、油圧の単軸膝継手で最も安いものは 260,200 円である。よってこの差額である 2,526,800 円以内で ACU が実現できれば、新規導入の際にインテリジェント膝継手ではなく既存義足+ACU という選択肢を選ぶ可能性がある。ACU と同様に生体電位信号による制御 HAL®介護支援用（腰タイプ）は購入する場合、初期導入費用 2,108,000 円、保守費用 1 ヶ月 20,000 円である[39]。この HAL は左右に 1 つずつモータを搭載しているため、モータが 1 つの ACU は半分の価格で実現できると仮定し、一般に義足価格に含まれる 3 年分の保守費用を合わせると 1,414,000 円と試算できる。この価格は目標の 2,526,800 円以内であるため、目標の価格以内で実現することが可能であると考えられる。

第5章 結論

大腿切断者が移動のために用いている従来の大腿義足は、健常な膝のように能動的に動かすことができず、障害物のまたぎ、階段の昇降など実施可能な動作に限界があり不自由な生活を余儀なくされてきた。この問題に対してこれまで能動的に動作可能な義足が研究開発され、一部は製品化されたが、導入にかかる心理的、経済的ハードルは依然として高く、これまでに能動的に動作可能な義足は普及していない。

本研究では、このような状況を鑑み、既存義足の高い耐久性を活用した能動化と制御に装着者の動作意思の反映が可能な大腿義足サイバニック化ユニット（Attachable Cybernic Unit: ACU）を提案・研究開発した。

まず、既存の単軸義足に取り付けて能動化を可能とする手法として、大腿ソケットカフを用いた手法を提案し、ハードウェアを研究開発した。そして、歩行、階段昇降の制御と動作意思を反映可能とするハイブリッド制御を提案・研究開発した。その後、基礎試験を実施した。歩行試験では、既存義足に単軸専用 ACU を取り付けた場合の歩行速度への影響を評価し、同程度の快適歩行速度が維持されることを確認した。障害物またぎ試験では、歩行中の障害物またぎ動作を行い、動作意思を反映させた制御により従来の義足で困難な動作が可能であることを確認した。階段昇り・降り試験では、既存の義足を単軸義足専用 ACU により能動化し、1 足 1 段の方法での階段昇降動作が可能となることを確認した。単軸義足専用 ACU の研究開発により、既存の義足への取り付け、生体電位信号による動作意思の制御への反映の 2 つの基礎的な機能を確認した。

次に、多軸、単軸の両方の種類の既存義足に取り付けて能動化を可能とする手法として、義足と ACU で 4 節リンク機構を構成する手法と思案点回避機構を提案し、ハードウェアを研究開発した。そして、新たな階段昇りの制御と動作意思のタスク切り替えへの反映手法を提案・研究開発した。その後、評価試験を実施した。階段昇り試験では既存の多軸、単軸の両方の種類の義足を多軸・単軸両対応 ACU によって能動化し、従来の義足で困難な動作が可能となることを確認した。タスク切り替え試験では、歩行動作から階段昇り動作へのタスクの切り替えに生体電位信号を利用し、動作意思に基づくタスク切り替えが可能となることを確認した。

以上のことから、本研究では大腿切断者の生活における移動の不自由の解決に向けて、既存義足の高い耐久性を活用可能な能動化と装着者の意思を反映可能な大腿義足サイバニック化ユニットを提案・研究開発し、大腿切断者の不自由の軽減の実現可能性を示した。

謝辞

本研究を遂行するにあたり，筑波大学システム情報系 山海嘉之教授には，研究開発をする貴重な機会と充実した環境を与えていただき，常日頃から昼夜を問わず熱心な御指導，御鞭撻を賜りました．心より感謝し，厚く御礼申し上げます．山海嘉之教授には夢と情熱を強く持って科学技術を発展・開拓し，人と社会に貢献する大切さと素晴らしさを学ばせていただきました．そして，河本浩明准教授には工学的観点からのみならず，医学的な連携経験に基づく観点からの御助言を賜りました．心から御礼申し上げます．

本博士論文の審査にあたり，筑波大学システム情報系 坪内孝司教授，望山洋教授，茨城県立医療大学保健医療学部講師 松下明先生，筑波大学システム情報系 河本浩明准教授には温かいご指導と大変貴重な御助言を賜りましたことを深く感謝申し上げます．

本論文をまとめるにあたり，高嶋倫太郎氏，山海浩幹氏，遠山弘晃氏，馬場和那氏，桑原隆志氏，玉井航太氏，吉川弾氏にはスライドや文章の確認など，多くのご協力をいただきました．

サイバニクス研究室の皆様には日々の研究の相談や発表・論文の確認など多岐にわたりご協力をいただきました．また，同期であり仲間であり友人でもある，朝倉靖成氏，上原皓氏には，研究室配属からこれまで，様々なサポートをいただきました．そして，桜井尊氏，川畑共良氏，武富卓三氏，佐邊綾太郎氏，藤田健広氏，白石僚一郎氏をはじめ，研究室 OB および CYBERDYNE 株式会社の皆様には研究の進め方，システムの開発にご協力をいただきました．皆様に深く感謝いたします．

サイバニクス研究室では，本論文の研究のみならず，“「知」の集積と活用場による革新的技術創造促進事業（うち「知」の集積と活用場による研究開発モデル事業）”におけるリサーチアシスタントなど分野横断的な研究開発を通じ，課題解決に向けたチームでの取り組み方，実運用を見据えた要素技術の研究開発に携わる貴重な機会を頂戴しました．ご尽力くださった先生方，サイバニクス研究センター，ならびにサイバニクス研究室の皆様には深く感謝いたします．

そしてサイバニクス研究室の秘書の皆様，ならびにサイバニクス研究センターの皆様には，日常的な事務手続き，ミーティングの日程調整など多大なるご協力をいただきました．心より感謝を申し上げます．

最後に，研究に打ち込める環境を与えてくれた家族に，心から感謝いたします．

参考文献

- [1] K. Ziegler-Graham, E. J. MacKenzie, P. L. Ephraim, T. G. Travison, and R. Brookmeyer, “Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, no. 3, pp. 422–429, Mar. 2008. ¥cite{Ziegler-Graham2008}
- [2] J. P. Pell, P. T. Donnan, F. G. Fowkes, and C. V Ruckley, “Quality of life following lower limb amputation for peripheral arterial disease,” *Eur. J. Vasc. Surg.*, vol. 7, no. 4, pp. 448–451, 1993. ¥cite{Pell1993}
- [3] Do You Know Your K-Level?, Amputee Coalition<<https://www.amputee-coalition.org/resources/your-k-level/>>(参照日 2020 年 6 月 17 日) ¥cite{Klevel}
- [4] 義足の専門用語, Ottobock<https://www.ottobock.co.jp/prosthetic_le/info/technical_term/>(参照日 2020 年 6 月 17 日) ¥cite{Senmon}
- [5] 義肢部品 総合カタログ (日本語版) 2015-2016, Össur<<https://assets.ossur.com/library/36096>>(参照日 2020 年 6 月 17 日) ¥cite{Shogeki}
- [6] 2019 年度版完成用部品 価格表 公益財団法人鉄道弘済会義肢装具サポートセンター <http://www.kousaikai.or.jp/wp-content/uploads/2019_kanseiyoubuhin%EF%BC%882019.4.1%EF%BC%89.pdf>(参照日 2020 年 6 月 17 日) ¥cite{Kosaikai2019}
- [7] Sup, F., Varol, H.A., Mitchell, J., Withrow, T., and Goldfarb, M., “Design and control of an active elctrical knee and ankle prosthesis,” *Proc. 2nd Bienn. IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics*, Scottsdale, AZ, USA, pp. 523–528, 2008. ¥cite{SupF.2008}
- [8] M. Tran, L. Gabert, M. Cempini, and T. Lenzi, “A Lightweight, Efficient Fully Powered Knee Prosthesis With Actively Variable Transmission,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 4, no. 2, pp. 1186–1193, 2019. ¥cite{Tran2019}
- [9] T. Lenzi, J. Sensinger, J. Lipsey, L. Hargrove, and T. Kuiken, “Design and preliminary testing of the RIC hybrid knee prosthesis,” in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2015, vol. 2015-Novem, pp. 1683–1686. ¥cite{Lenzi2015}
- [10] T. Lenzi, M. Cempini, L. Hargrove, and T. Kuiken, “Design, development, and testing of a lightweight hybrid robotic knee prosthesis,” *Int. J. Rob. Res.*, vol. 37, no. 8, pp. 953–976, Jul. 2018. ¥cite{Lenzi2018a}
- [11] B. E. Lawson, B. Ruhe, A. Shultz, and M. Goldfarb, “A Powered Prosthetic Intervention for Bilateral Transfemoral Amputees,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 4, pp. 1042–1050, 2015. ¥cite{Lawson2015}

- [12] F. Sup, A. Bohara, and M. Goldfarb, “Design and Control of a Powered Transfemoral Prosthesis,” *Int. J. Rob. Res.*, vol. 27, no. 2, pp. 263–273, 2008. ¥cite{Sup2008}
- [13] X. Sun, F. Sugai, K. Okada, and M. Inaba, “Design and Control of a Novel Robotic Knee-Ankle Prosthesis System,” in *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, 2018, pp. 737–743. ¥cite{8487888}
- [14] POWER KNEE , Össur Japan , <<https://www.ossur.jp/prosthetic-solutions/products/dynamic-solutions/power-knee>> (参照日 2020 年 6 月 11 日) ¥cite{ossur}
- [15] L. J. Hargrove et al., “Robotic leg control with EMG decoding in an amputee with nerve transfers,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 369, no. 13, pp. 1237–42, 2013. ¥cite{Hargrove2013}
- [16] H. Kawamoto, Y. Sankai, “Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person,” in *Proc. Of the 2002 Int. Conf, on Computers Helping People with Special Needs (ICCHP 2002)*, Linz, 196-203, 2002.
- [17] S. Lee, Y. Sankai, “Power Assist Control for Walking Aid with HAL-3 Based on EMG and Impedance Adjustment around Knee Joint,” in *Proc. of IEEE/RSJ Int. Conf. on Intel ligent Robots and Systems (IROS 2002)*, Lausanne, 1499-1504, 2002.
- [18] T. Hayashi, H. Kawamoto, Y. Sankai, “Control Method of RobotSuitHAL working as Opeartor’s Muscleusing Biological and Dynamical Information,” *Proc. of IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, 2-6, Aug., 3455-3460, 2005.
- [19] K. Suzuki, G. Mito, H. Kawamoto, Y. Hasegawa, Y. Sankai, “Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL,” *Advanced Robotics*, Vol. 21, No. 12, 1441-1469, 2007.
- [20] A. Tsukahara, Y. Hasegawa, Y. Sankai, “Standing-up motion support for paraplegic patient with Robot Suit HAL,” *Rehabilitation Robotics*, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on. IEEE, 2009.
- [21] 新宮正弘, 江口清, 山海嘉之, “バイオフィードバックを用いたポリオ経験者の筋神経系制御能力の改善とロボットスーツ HAL による麻痺肢動作支援” *日本機械学会論文集 C 編*, 2010, 76.772: 3630-3639.
- [22] 渡邊大貴, 田中直樹, “ロボットスーツ HAL 福祉用の臨床応用にむけた症例研究,” *理学療法科学*, vol. 27, no .6, pp. 723-729, 2012.
- [23] S. Kubota, Y. Nakata, K. Eguchi, H. Kawamoto, K. Kamibayashi, M. Sakane, Y. Sankai, N. Ochiai, “Feasibility of rehabilitation training with a newly developed wearable robot for patients with limited mobility,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 94, no. 6, pp. 1080-1087, 2013.
- [24] 中島孝, “VIII. 神経・筋疾患に対するサイバニクス治療,” *日本内科学会雑誌*, vol. 107, no. 8, pp. 1507-1513, 2018.

- [25] S. Yoshida, T. Wada, and K. Inoue, "A passive transfemoral prosthesis with movable ankle for stair ascent," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015 IEEE International Conference on*, 2015, pp. 7–12. ¥cite{Yoshida2015}
- [26] K. Inoue, A. Pripunnochai, and T. Wada, "A Control Method for Transfemoral Prosthetic Knees Based on Thigh Angular Motion," in *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC) (EMBC 2019)*, 2019, vol. 2019-Octob, pp. 6644–6647. ¥cite{Inoue2019}
- [27] D. Quintero, D. J. Villarreal, D. J. Lambert, S. Kapp and R. D. Gregg, "Continuous-Phase Control of a Powered Knee–Ankle Prosthesis: Amputee Experiments Across Speeds and Inclines," in *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 34, no. 3, pp. 686–701, June 2018. ¥cite{Quintero}
- [28] H. Kawamoto and Y. Sankai, "Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit," in *Robot and Human Interactive Communication, 2004. ROMAN 2004. 13th IEEE International Workshop on*, 2004, pp. 491–496. ¥cite{Kawamoto2004}
- [29] 鍋寫厚太, 河本浩明, 山海嘉之, "装着型歩行補助ロボットのリスク分析と安全性試験法," *日本ロボット学会誌*, vol. 30, no. 8, pp. 752–758, 2012. ¥cite{Nabeshima2012}
- [30] 竹野正志, 西嶋茂宏, 岡田東一 他, "先進複合材料の熱的・機械的低温特性," *低温工学会誌*, vol. 21, no. 3, pp. 182–187, 1986.
- [31] 竹富卓三, "ロボットスーツ HAL による SMA および CP に起因する移動機能獲得不全児の歩行機能獲得の実現可能性", 筑波大学大学院システム情報工学研究科博士論文, 2014.
- [32] 藤田健広, "上向き高負荷作業の継続性向上を可能とする上半身動作に追従可能な上肢支援システム", 筑波大学大学院システム情報工学研究科博士論文, 2017.
- [33] 白石僚一郎, "運動機能改善と自立拡張が可能な立ち座り型サイバニックシステム", 筑波大学大学院システム情報工学研究科博士論文, 2017.
- [34] 上原皓, "側方揺動と体幹伸展へ介入可能な装着型システムによるパーキンソニズム患者のための歩行機能支援手法", 筑波大学大学院システム情報工学研究科博士論文, 2020.
- [35] カ ー ボ ン 角 パ イ プ , 有 限 会 社 ク リ エ イ タ ー ア サ ノ , <
<http://www.orihome.ne.jp/~cac3619/squarepipe/pipeandjoint.htm>> (参照日 2020 年 6 月 22 日)
- [36] R. Riener, M. Rabuffetti, and C. Frigo, "Stair ascent and descent at different inclinations," *Gait Posture*, 2002.
- [37] 阿江 通良, 湯 海鵬, 横井 孝志, "日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定," *バイオメカニズム*, 11 巻, p. 23–33, 1992.
- [38] 補装具費 支給事務 ガイドブック平成30年度 告示改正対応版, 公益財団法人テクノエイド協会,<
<https://www.mhlw.go.jp/content/12200000/000307895.pdf>>

- [39] HAL 腰タイプ 価格について, CYBERDYNE株式会社, <<https://www.hal-care-support.jp/介護支援用-1/価格について/>>

研究業績

【本論文と関係のある研究業績】

査読付き雑誌論文 (Journal)

- [1] 犬塚 健斗, 河本 浩明, 山海 嘉之, 大腿切断者のための Attachable Cybernic Unit の開発, 生体医工学, 2020, 58 巻, 1 号, p. 14-20.

査読付き国際会議論文 (Proceedings)

- [1] Kento Inuzuka, Hiroaki Kawamoto, Yoshiyuki Sankai, "Attachable Cybernic Unit for above-knee prosthesis to realize stair ascent and descent," 2016 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), Qingdao, 2016, pp. 1461-1466.

査読付き国内会議発表

- [1] 犬塚健斗, 河本浩明, 山海嘉之, “既存大腿義足に装着し動作可能な Attachable Cybernic Unit に関する研究,” 生体医工学シンポジウム 2019, 徳島, 2019 年 9 月.

受賞

- [1] 理工学群 学群長賞, 2015.
- [2] システム情報工学研究科知能機能システム専攻 優秀修士論文賞, 2017.
- [3] システム情報工学研究科知能機能システム専攻 専攻長賞, 2017.
- [4] 生体医工学シンポジウム 2019 ポスターアワード, 2019.

【本論文と関係のない研究業績】

査読付き国際会議論文 (Proceedings)

- [1] R. Shiraishi, T. Fujita, K. Inuzuka, R. Takashima, and Y. Sankai, “Augmentation of Human Protection Functions Using Wearable and Sensing System”, in Proceedings of the 7th Augmented Human International Conference 2016, pp. 36:1-36:2, 2016.

査読付き国際会議デモンストレーション発表

- [1] R. Shiraishi, T. Fujita, K. Inuzuka, R. Takashima, and Y. Sankai, “Augmentation of Human Protection Functions Using Wearable and Sensing System”, the 7th Augmented Human International Conference 2016, Genève, 2016.

受賞

- [1] R. Shiraishi, T. Fujita, K. Inuzuka, R. Takashima, Y. Sankai, Augmented Human 2016, Best Demo Award, 2016.
- [2] 白石僚一郎, 藤田健広, 犬塚健斗, 高嶋倫太郎, 攻殻機動隊 REALIZE PROJECT The Award 最優秀攻殻ハッカソン賞, 2016.

特許

- [1] 藤田健広, 白石僚一郎, 犬塚健斗, 高嶋倫太郎, “身体防御装置,” 特許第 6029780 号.