

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

武富 卓三

システム情報工学研究科  
筑波大学

2014年 3月

# 目次

第1章 序論.....	1
1.1 研究背景.....	1
1.1.1 移動機能獲得不全児.....	1
1.1.2 運動ニューロン障害.....	1
1.1.3 SMA (Spinal Muscular Atrophy).....	2
1.1.4 CP (Cerebral Palsy).....	3
1.2 iBF仮説および研究課題.....	4
1.3 研究目的.....	5
1.4 本論文の構成.....	6
第2章 小児用HALの開発.....	7
2.1 歩行動作に求められる支援機能.....	7
2.2 小児用HAL.....	9
2.2.1 外骨格系.....	9
2.2.2 計測・制御系.....	13
2.2.3 センサ値の変数定義.....	14
2.3 まとめ.....	16
第3章 歩行支援手法.....	17
3.1 試験協力者に適用可能なCVCの開発.....	17
3.1.1 BES計測試験.....	17
3.1.2 シグモイド関数を用いた関節トルク推定法.....	20
3.1.3 計測データを用いたシミュレーション.....	22
3.2 姿勢のガイドを行うハイブリッド制御の開発.....	25
3.2.1 CACによる体重支持支援.....	25
3.2.2 歩行フェイズの判別.....	26

3.2.3	状態移行制御.....	28
3.3	まとめ.....	30
第4章	SMA患者に対する実証試験.....	31
4.1	CVC適用試験.....	31
4.1.1	試験方法.....	31
4.1.2	試験結果.....	33
4.1.3	考察.....	33
4.2	HALを用いた歩行試験.....	35
4.2.1	試験方法.....	35
4.2.2	試験結果.....	37
4.2.3	考察.....	38
4.3	歩行機能評価試験.....	40
4.3.1	試験方法.....	40
4.3.2	試験結果.....	42
4.3.3	考察.....	43
4.4	まとめ.....	45
第5章	CP患者に対する実証試験.....	46
5.1	CVC適用試験.....	46
5.1.1	試験方法.....	46
5.1.2	試験結果.....	48
5.1.3	考察.....	48
5.2	ハイブリッド制御適用試験.....	50
5.2.1	試験方法.....	50
5.2.2	試験結果.....	50
5.2.3	考察.....	50
5.3	HALを用いた歩行試験.....	52
5.3.1	試験方法.....	52
5.3.2	試験結果.....	53

5.3.3 考察.....	54
5.4 歩行機能評価試験.....	56
5.4.1 試験方法.....	56
5.4.2 試験結果.....	58
5.4.3 考察.....	59
5.5 まとめ.....	61
第6章 階段昇降支援手法.....	62
6.1 階段昇降支援手法.....	62
6.1.1 移動状態の判別.....	62
6.1.2 階段昇行時におけるフェイズ判別.....	64
6.1.3 身体持ち上げ支援.....	66
6.1.4 落下抑制支援.....	66
6.2 健常者による移動状態判別の検証.....	68
6.2.1 試験方法.....	68
6.2.2 試験結果.....	70
6.2.3 考察.....	70
6.3 HALを用いた階段昇降試験.....	72
6.3.1 試験方法.....	72
6.3.2 試験結果.....	73
6.3.3 考察.....	73
6.4 まとめ.....	75
第7章 結論.....	76
謝辞.....	78
参考文献.....	79
研究業績.....	84
査読付き学術雑誌論文 (Journals).....	84
査読付き国際会議論文 (Proceedings).....	84



査読付き発表論文.....84

査読付き発表論文.....84

# 目次

1.1 HALの適用例と未開拓分野.....	4
2.1 歩行周期.....	8
2.2 足関節動作補助用CFRP.....	11
2.3 小児用HALにおける各パーツの配置.....	11
2.4 D型パイプによる無段階リンク長調節機構.....	11
2.5 小児用HAL.....	12
2.6 身長100 [cm]の装着者に対する適用イメージ.....	12
2.7 角度センサの定義.....	15
2.8 床反力センサの定義.....	15
2.9 日本人の平均身長とHALの対象身長.....	16
3.1 試験環境.....	18
3.2 健常者のBES計測結果.....	19
3.3 SMAを有する協力者AのBES計測結果.....	19
3.4 CPを有する協力者BのBES計測結果.....	19
3.5 歩行時における矢状面上の下肢関節角度変化.....	21
3.6 協力者Aの屈曲動作補助シミュレーション結果.....	23
3.7 協力者Aの伸展動作補助シミュレーション結果.....	23
3.8 協力者Bの屈曲動作補助シミュレーション結果.....	24
3.9 協力者Bの伸展動作補助シミュレーション結果.....	24
3.10 歩行周期とフェイズの関係.....	27

3.11	CoGRFとフェイズの関係	27
3.12	状態移行期を含んだCoGRFとフェイズの関係	28
3.13	ハイブリット制御のフローチャート	29
4.1	CVC適用試験の試験環境	32
4.2	CVCによる小児用HALの左膝関節駆動結果	34
4.3	HALを用いた歩行試験の試験環境	36
4.4	HALを用いた歩行試験時の運動強度	39
4.5	HALを用いた歩行試験時の歩行距離	39
4.6	5 [m]歩行試験の試験環境	41
4.7	独歩試験の試験環境	41
4.8	5 [m]歩行試験結果	44
4.9	独歩試験結果	44
5.1	CVC適応試験の試験環境	47
5.2	CVCによるHAL福祉用の右関節駆動結果	49
5.3	一側上肢平行棒支持立位時の立位姿勢	51
5.4	一側上肢平行棒支持立位時におけるCoGRF	51
5.5	HALを用いた歩行試験の試験環境	52
5.6	HALを用いた歩行試験時の運動強度	55
5.7	HALを用いた歩行試験時の歩行距離	55
5.8	10 [m]歩行試験の試験環境	57
5.9	平行棒内歩行試験の試験環境	57
5.10	10 [m]歩行試験結果	60

5.11	平行棒内歩行試験結果	60
6.1	階段昇降支援における変数定義	63
6.2	階段昇降時におけるCoGRFとフェイズの関係	65
6.3	健常者による検証試験の試験環境	69
6.4	階段昇降時の歩行速度	69
6.5	脚の高さの変化および遊脚着地高さ	70
6.6	移動状態判別結果	71
6.7	階段昇降時のフェイズ判定結果	71
6.8	HALを用いた階段昇降試験の試験環境	72
6.9	HALを用いた階段昇行試験結果	74
6.10	HALを用いた階段降行試験の結果	74

# 表目次

1.1 SMAの分類.....	2
1.2 移動機能に基づく身体障害者障害程度等級 .....	3

# 第1章 序論

## 1.1 研究背景

### 1.1.1 移動機能獲得不全児

移動は日常生活を営む上で最も基礎的な動作のひとつである。健常な小児の場合、寝返り、座位、伝い歩き、歩行の順で日常生活で必要となる移動機能を獲得していく [1]。しかしながら、下肢に不随意運動、失調等の障害を有する小児は健常な小児と比較して移動機能の獲得が困難であり、最終的に歩行機能を獲得できない小児も多い [2,3]。本研究では歩行機能未獲得の小児を、移動機能獲得不全児と定義する。

移動機能獲得不全児は、日常生活の移動において車いすを使用する必要がある。車いすは、手動もしくは自動で車輪を駆動させることによって移動機能獲得不全児の移動を支援するが、段差等の環境的要因によって活動範囲が制限される問題がある。また、長期的使用によって、筋力や心肺機能の低下、関節の拘縮といった身体的悪影響を伴うと考えられる。移動機能獲得不全児が歩行機能を獲得し、車いすに依存しない移動を実現することが強く望まれている。

### 1.1.2 運動ニューロン障害

移動機能の獲得を阻害する不随意運動、失調等は、運動ニューロンに受けた障害に起因する [4]。移動を実現する下肢関節の動作は、その関節運動に寄与する筋肉が活動し、張力を発生させることによって生じる。運動ニューロンは、筋肉を活動させる生体電位信号である BES (Bio-Electrical Signal) の生成と伝達を行う神経細胞である [5]が、その神経細胞に障害を受けると寄与する筋肉の活動に異常が生じる。運動ニューロン障害には、障害を受けた運動ニューロンの種類に応じて、上位運動ニューロン障害と下位運動ニューロン障害の2種類に大きく分けられる。筋肉と神経の接合部から脊髄前角細胞までの末梢神経系に障害を受けた下位運動ニューロン障害では、筋活動が低下する。脳・脊髄で構成される中枢神経系に障害を受けた上位運動ニューロン障害では、筋活動が亢進する [6]。移動機能獲得不全児に対して、歩行機能獲得の実現可能性を示すためには、各々の運動ニューロン障害を有する小児を対象として歩行機能の獲得を検証する必要がある。本研究では、下位運動ニューロン障害としてSMA (Spinal Muscular Atrophy) を、上位運動ニューロン障害としてCP(Cerebral Palsy) を対象とする。

### 1.1.3 SMA (Spinal Muscular Atrophy)

SMAは、和名では脊髄性筋萎縮症と呼ばれる疾患であり、治療方法の確立されていない難病である [7]。この疾患は、第5染色体長腕5q13に存在するSMN1(Survival Motor Neuron 1)遺伝子の異常で生じる。SMN1遺伝子に異常が生じると下位運動ニューロンの一部である脊髄前角細胞が変形し、最終的に消失する。脊髄前角細胞は脊髄と筋繊維を接続する末梢神経であり、複数の脊髄前角細胞によって一つの筋肉の活動が制御されている。脊髄前角細胞が消失するとBESが伝達されなくなり、その細胞に接続している筋繊維の活動が停止する。細胞の消失が進行すると、筋活動が可能な筋繊維が減少し、関節を動かすために必要となる筋力を発揮できなくなる。また、BESが伝達されなくなった筋繊維は進行性の萎縮を示す。

SMAを有する小児の移動機能の発達に関しては世界的な調査が行われており、3歳ごろまで移動機能が発達し、それ以降は低下していくことが示されている [9-12]。疾患の重症度は表1.1に示されるように、発症年齢と移動機能に基づいて3種類に分類される。SMA1型は移動機能をほとんど獲得できず、2歳以上生存することが稀な型である。SMA2型は座った状態を維持できるが、独歩と呼ばれる歩行補助具を用いずに歩行を行う機能の獲得が不可能であると定義されている型である。SMA3型は健常な小児と同様に独歩機能を獲得するが、疾患の進行に伴いその機能が低下していく型である。

表1.1 SMAの分類 [7]

分類	発症時期	移動機能
1型	生後6ヶ月まで	生涯座位保持不可能
2型	生後6ヶ月から1歳6ヶ月まで	生涯起立、歩行不可能
3型	1歳6ヶ月から20歳まで	歩行機能を獲得する

### 1.1.4 CP (Cerebral Palsy)

CPは、和名では脳性麻痺と呼ばれる疾患であり、厚生労働省によって、受胎から生後4週以内までの間に生じた脳の非進行性病変にもとづく運動および姿勢の異常として定義されている。CPを有する小児は、脳に受けた損傷により脳内におけるBESの生成・伝達に異常が生じており、異常なBESが筋肉へ伝達されることで筋活動の亢進が生じる。CPは筋活動の亢進が生じる部位に応じて四肢麻痺、対麻痺、片麻痺の3つに分類されており、最も重篤なCPである四肢麻痺は全身の筋活動が亢進する。

CPを有する患者は、6歳ごろから移動機能の改善が停滞することが確認されており、歩行機能獲得の年齢的限界も平均6歳ごろであることが示されている [13-20]。また、移動機能の重症度に応じて身体障害者障害程度等級が認定されており、平行棒等の手すりを使用した歩行である伝い歩きが不可能であることが1級の認定基準として用いられている。

表1.2 移動機能に基づく身体障害者障害程度等級 [8]

等級	移動機能
1級	不随意運動・失調等により歩行が不可能なもの
2級	不随意運動・失調等により歩行が極度に制限されるもの
3級	不随意運動・失調等により歩行が家庭内での日常生活活動の制限されるもの
4級	不随意運動・失調等により社会での日常生活が著しく制限されるもの
5級	不随意運動・失調等により社会での日常生活活動に支障のあるもの
6級	不随意運動・失調等により移動機能の劣るもの
7級	下肢に不随意運動・失調等を有するもの



## 1.2 iBF仮説および研究課題

現代医療では、SMA2型を有する小児、CPを有し障害者程度等級1級に認定された小児の歩行機能獲得は実現できないとされており、そのような小児を歩行させることが無意味であると考えられてきた。一方、我々は、脳・神経・筋系に疾患を有する患者の機能改善・機能獲得・機能再生に関する仮説としてiBF仮説（interactive BioFeedback Hypothesis）を提唱してきた。iBF仮説は、動作意思を反映した生体電位信号(BES : Bio Electrical Signal)によって動作補助を行うロボットスーツHAL(Hybrid Assistive Limbs)を用いると、HALの介在により、HALと人の脳・神経系と筋系の間で人体内外を経てインタラクティブなバイオフィードバックが促され、脳・神経・筋系の疾患患者の機能改善・機能獲得・機能再生が促進されるという仮説である。HALは、我々が研究開発を行っている装着型のロボットである [21-29]。これまで成人の疾患患者に対してiBF仮説の検証がなされてきており、機能改善に対する有効性が示唆されている [30-34]。SMA, CPは、脳・神経・筋系の疾患患者に含まれることから、彼らの歩行機能改善に対してもHALは有効であることが期待できる。

しかしながら、従来のHALに関する研究開発は、疾患の発症や事故等によって獲得できていた歩行機能が低下した成人を装着者の対象としてきた。したがって、Fig. 1.1に示すように、歩行機能が未熟である小児は全くの未開拓分野となっている。そのため、HALの適用による歩行機能改善の可能性を検証し、分野開拓を行っていく必要がある。それらの検証を行うためにはHALを小児に適用可能とするために、機体の小型・軽量化を行う必要がある。また、成長による装着者の身長・体重の変化に対応する機能も求められる。さらに、歩行動作を補助するシステムには、筋活動の特徴や疾患の進行等、移動機能獲得不全児が有する様々な身体的特性に対応する適用範囲の拡張性を持つ必要がある。



Figure 1.1 HALの適用例と未開拓分野

## 1.3 研究目的

本論文では、未開拓分野であった小児に関して、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の改善を実証し、歩行機能獲得の実現可能性を示すことを目的とする。この目的を達成するため、以下を実施する。

- 1) 移動機能獲得不全児の成長による身長・体重の変化に対応可能な小型・軽量な小児用HALの開発
- 2) SMA患者およびCP患者の動作意思を反映したBESによる動作補助を実現するCVC(Cybernic Voluntary Control)の開発、HALが自律的に動作補助を行うCAC(Cybernic Autonomous Control)とCVCを混在させたハイブリッド制御の開発
- 3) SMAを有する協力者に対するCVCの適用可能性の検証およびHALを用いた歩行試験による歩行機能改善の実証
- 4) CPを有する協力者に対するCVCの適用可能性の検証、ハイブリッド制御の有用性の検証およびHALを用いた歩行試験による歩行機能改善の実証
- 5) ハイブリッド制御による階段昇降動作補助手法の提案と、HALを用いた移動機能獲得不全児の階段昇降の実現可能性の実証

## 1.4 本論文の構成

第1章では、序論として、研究背景、対象とする運動ニューロン障害、iBF仮説および研究課題、研究目的について述べた。

第2章では、移動機能獲得不全児に対してHALを用いた歩行試験を実施するために必要となる小型・軽量な小児用HALの開発について述べる。

第3章では、HALによる歩行の動作補助を実現する歩行支援システムとして、SMA患者およびCP患者のBESを用いたCVCの開発と、CACによる動作補助とCVCによる動作補助とを混在させたハイブリッド制御の開発について述べる。

第4章では、SMAを有する協力者に対するCVCの適用可能性の検証およびHALを用いた歩行試験による歩行機能改善の実証について述べる。

第5章では、CPを有する協力者に対するCVCの適用可能性の検証、ハイブリッド制御の有用性の検証およびHALを用いた歩行試験による歩行機能改善の実証について述べる。

第6章では、歩行以外の移動への拡張として、ハイブリッド制御による階段昇降動作補助手法の提案と、HALを用いた移動機能不全児の階段昇降の実現可能性の検証について述べる。

第7章では、本研究の成果を総括し、結論を述べる。

## 第2章 小児用HALの開発

先行研究では成人が装着することを想定してHALを開発しており、小児が装着可能なHALは存在しない。したがって、HALを用いた小児の歩行機能改善を実証するための試験機体として、小児が装着可能なHALを開発する必要がある。小児は体重が軽量であることから、開発する小児用HALは小型であるだけでなく軽量であることも同時に求められる。

本章では、歩行解析に基づいて歩行動作に求められる支援機能を整理し、その支援機能を有する小型・軽量な小児用HALの開発について述べる。

### 2.1 歩行動作に求められる支援機能

歩行中の身体は機能的にパッセンジャーユニットとロコモーターユニットの2つのユニットに分けられる。頭部、頸部、体幹、両上肢から構成されるパッセンジャーユニットは姿勢維持を行うことで歩行時における身体負荷を軽減する役割を担っている。両下肢から構成されるロコモーターユニットはパッセンジャーユニットを支持する役割と前進させる役割を交互に担っている。歩行動作はロコモーターユニットの動きが主であるため、歩行動作の解析はロコモーターユニットの動きに着目して歩行周期を細分化する方法で行われている [35-37]。歩行の1周期を100 [%GC]とした時、歩行周期はFig. 2.1に示すように0~48 [%GC]までの下肢が空中で前進する期間である遊脚期と、48 [%GC]~100 [%GC]までの足部が接地している期間である支持脚期の2つの期間に分けられる。各期間はさらに初期、中期、終期の3つの相に細分化される。ロコモーターユニットを構成する関節である足関節、膝関節、股関節の歩行中の動きは歩行の期間、相ごとに解析されている。

足関節は、支持脚期における下肢の安定性を補う役割を主に担っている。この役割はロッカー機能と呼ばれており、受動的な背屈動作による体重支持の補助や骨格の構造を利用したエネルギーの置換を行っている。また、関節の動きを固定しても歩行への影響が少ないことが示されている [38]。歩行時は矢状面上の運動が主であり、水平面上、冠状面上では、ほとんど運動しない。

膝関節は、支持脚期における衝撃の吸収と体重支持、遊脚期における脚の振り出しを主に担っている。衝撃の吸収は、遊脚着地時における膝関節屈曲を抑制する動作によって行われる。この抑制が不十分であると急速に膝関節が屈曲し、膝折れと呼ばれる現象が生じる。膝折れが生じると歩行姿勢へ復帰できずに転倒する危険性がある。脚の振り出しは屈曲と伸展のタイミングを調整することによって、その量を制御する。歩行時は矢状面上の運動が主であり、前額面上、冠状面上ではほとんど運動しない。

股関節は、支持脚期における体幹の姿勢維持と遊脚期における脚の振り出しを主に担っている。体幹の姿勢維持は股関節の受動的な伸展によって行われている。脚の振り出しは膝関節の動きと屈曲のタイミングを協調させることで、その量を制御する。歩行時は矢状面上の運動が主であり、前額面上、冠状面上ではほとんど運動しない。

したがって、歩行動作の補助を目的としたHALには、股関節、膝関節の矢状面上における随意的な動作を支援する機能が必要であり、足関節に関しては受動的な動作を支援する機能、または、関節を固定する機能が必要である。

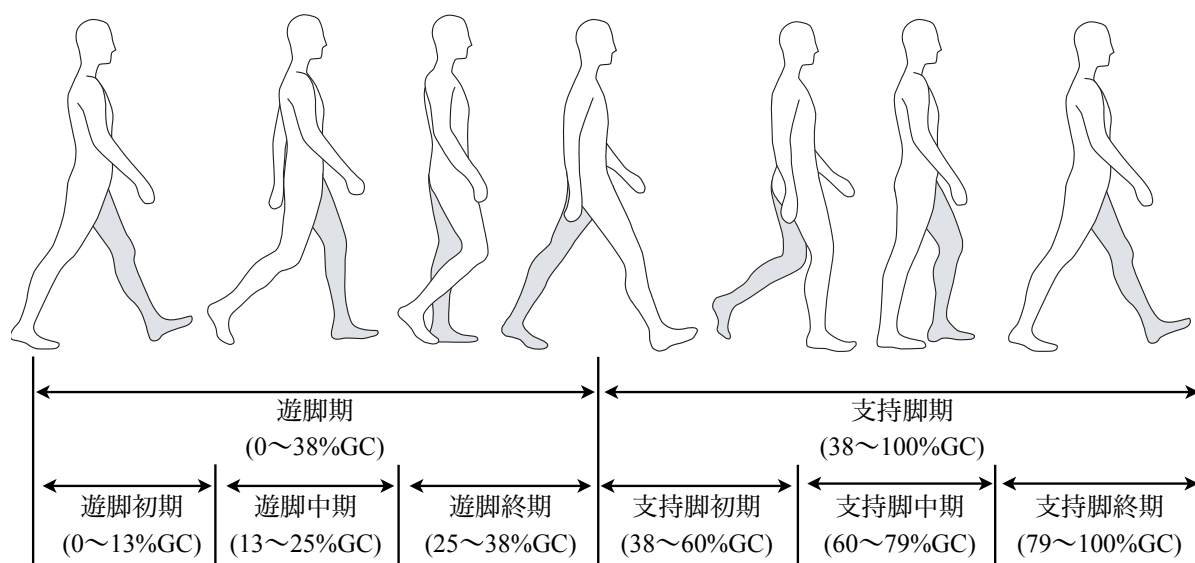


Figure 2.1 歩行周期

## 2.2 小児用HAL

### 2.2.1 外骨格系

小児用HALの小型化，軽量化を実現するため，対象身長，体重に適したパワーユニットを選定し，軽量の構造部材を用いた外骨格を開発する。

小児用HALは，HAL福祉用(CYBERDYNE社)のシステムをベースとする。HAL福祉用は下肢の動作支援を目的としたHALの量産型モデルである [32-34]。装着者の対象身長は，145 [cm]から185 [cm]であり，最大体重は80 [kg]に設定されている。身長増加に伴う装着機体の変更を想定し，小児用HALでは最大の対象身長を145 [cm]とする。また，最大体重は40 [kg]に設定する。

HAL福祉用は，量産化するために185 [cm]を対象とした機体と同様のパワーユニットが145 [cm]を対象とした機体にも搭載されている。パワーユニットに要求される出力トルクは，そのユニットに加わるモーメントによって決まる。同じ動作を行う際，145 [cm]，40 [kg]の装着者が発生させるモーメントは，185 [cm]，80 [kg]の装着者が発生させるモーメントの約40 [%]である。したがって，パワーユニットの出力トルクが半分以下であっても145 [cm]，40 [kg]の装着者を支援できると考えられる。本研究では，HAL福祉用に搭載されているパワーユニットの50 [%]の出力トルクを有する，新たに開発されたパワーユニットを随意的な動作補助が必要となる小児用HALの両股関節，膝関節の計4箇所に搭載する。新型のパワーユニットは重量も約50 [%]軽量化されている。

HALの足関節には，機体重量を支持する強度が求められる。ただし，体幹から遠位な位置にあるため重量増加の影響が股関節，膝関節と比べて大きくその動作を支援する装置は軽量であることが望まれる [39,40]。重量を抑えつつ，強度を担保するためには，比強度の高い部材を用いることが有効である。本研究では，比強度の高い部材としてCFRP (Carbon Fiber Reinforced Plastic) を用いる。CFRPは母材であるエポキシ樹脂と強化材である炭素繊維によって構成される複合材料である。一般的な金属部材と比べて比強度が高く，カーボンファイバーの繊維方向の割合に応じて物性値が異方性を示す [41]。CFRPの成形方法は様々な提案がなされているが，本研究では比較的容易に複雑形状を成形できるオートクレーブ成形法を用いる。オートクレーブ成形法では，炭素繊維に熱硬化性樹脂を含浸させたプリプレグと呼ばれる半硬化状態のシート状成形用中間材料を積層する。CFRPは炭素繊維の繊維方向に対して0 [deg]が最も比強度が高く，その方向に垂直となる90 [deg]が最も比強度が低い。強度の必要な方向にカーボンファイバーを配向するように積層することで軽量の構造部材を実現できる。小児用HALでは，足関節動作を補助するCFRPとして，Fig. 2.2(a)に示す地面と接する金属製のスタビライザーに接続し，機体重量を支持するAnkle-CFRPと，Fig. 2.2(b)に示す支

持脚期におけるロッカー機能を補助するFoot-CFRPの2つのパーツを用いる。Fig. 2.3は小児用HALの足部における各CFRP，スタビライザーおよび靴の配置を示している。

小児は，成長によって身長が大きく変化する。小児用HALではその変化に対応するために身長100 [cm]の下肢長から145 [cm]の下肢長までを無段階で調整できる機構を搭載する。Fig. 2.4に示すように，この機構は，CFRP製の2本のD型パイプによって構成される。側面のレバーを開閉することで任意の下肢長に調整可能であり，パイプの断面形状を一般的なO型ではなくD型にすることで下肢の回旋を構造で支持する。また，D型パイプは，ケーブルを保護するシェルとしても機能しており，外装の削減による軽量化を実現している。

Fig. 2.5に本研究で開発した小児用HALを示す。パワーユニット，センサ以外の回路系を装着者の背面に集中させることで脚部の軽量化を目指した。Fig. 2.6に100 [cm]の装着者を想定した装着イメージを示す。装着イメージには，身長100 [cm]の小児の平均体形に基づいて作成されたマネキンを使用した。マネキンと小児用HALは胸部，腰部のベルト，大腿部・下腿部のカフ，足部のベルトによって接続する。各接続部はスポンジ等で径を調整することによって固定することができた。

小児用HALは，対象身長，体重に適したパワーユニットを選定し，CFRPを構造部材として用いた外骨格系を開発することによって，HAL福祉用の約半分の重量を実現した。

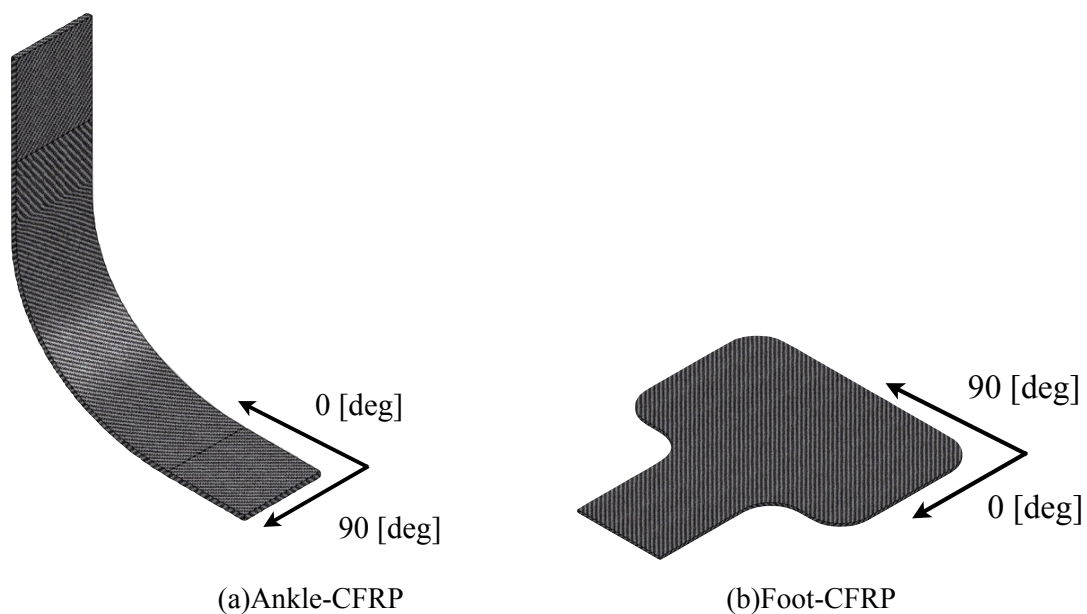


Figure 2.2 足関節動作補助用CFRP

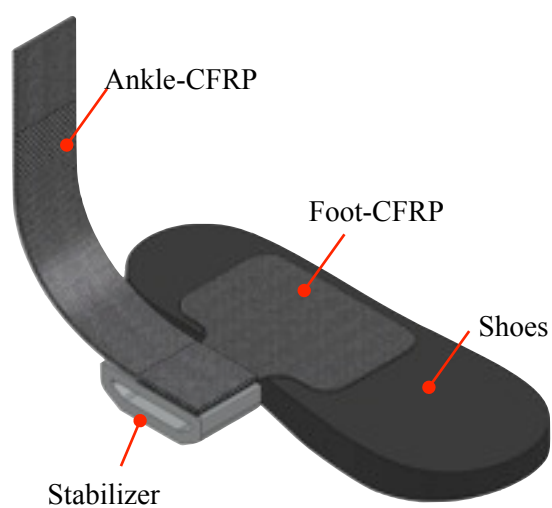


Figure 2.3 小児用HALにおける各パーツの配置

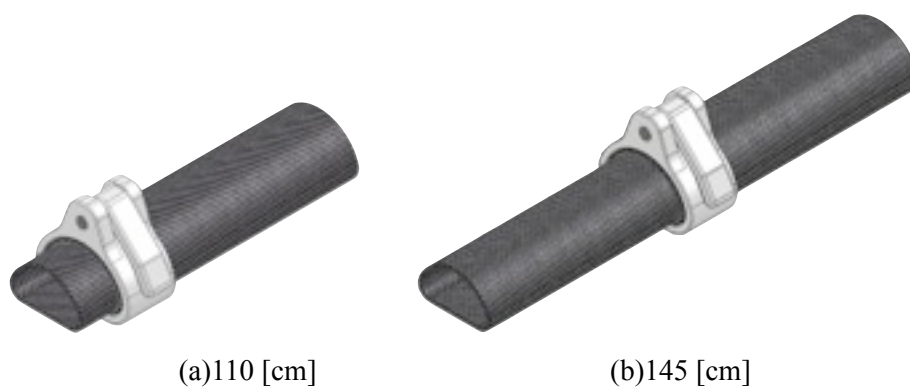


Figure 2.4 D型パイプによる無段階リンク長調整機構



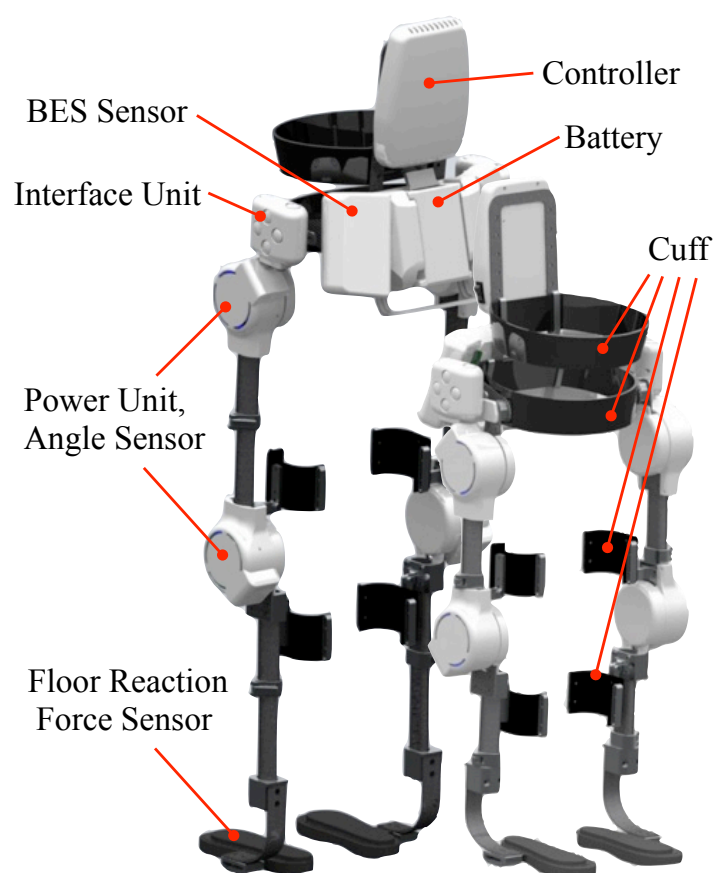


Figure 2.5 小児用HAL

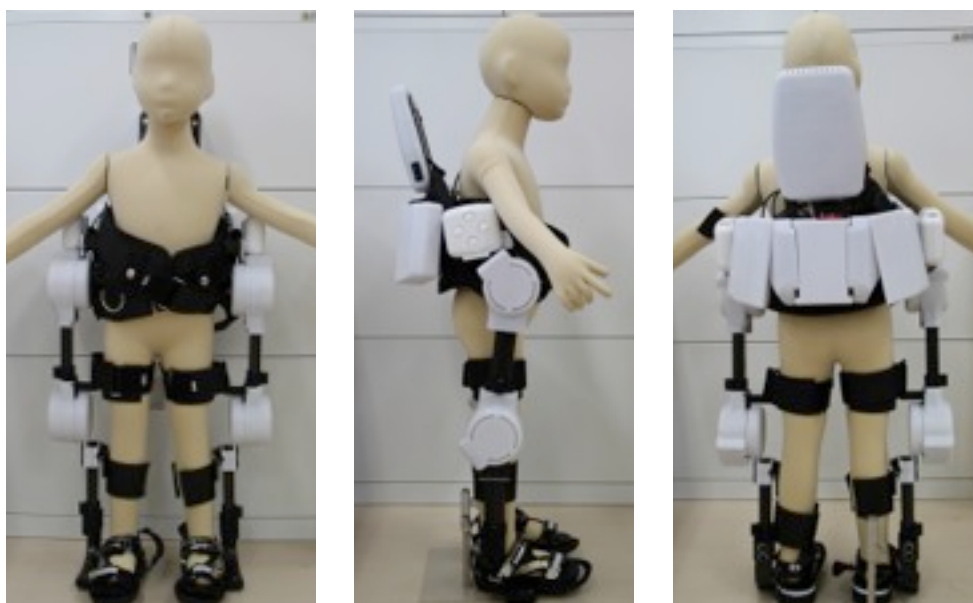


Figure 2.6 身長100 [cm]の装着者に対する適用イメージ

## 2.2.2 計測・制御系

制御系は、コントローラおよび通信・計測用マイコン、各種センサ、バッテリーで構成される。センサによって計測された情報は通信・計測用マイコンによってデジタル化され、コントローラへ送られる。コントローラは送られた情報を基にパワーユニットの出力を決定し、マイコンへ指令を送る。マイコンは指令された値をもとにパワーユニットを駆動させる。センサは、絶対角度センサ、関節角度センサ、BESセンサ、床反力センサを用いる。

絶対角度センサは、本研究室で開発された加速度センサとジャイロセンサを組み合わせたセンサを用いる。このセンサは低周波数の動作では加速度センサ、高周波数の動作ではジャイロセンサを用いて絶対角度を算出する。また、加速度センサから算出した絶対角度とジャイロセンサから算出した絶対角度の誤差をフィードバックすることで、ジャイロセンサの積分誤差を減らす設計になっている。絶対角度センサは腰部フレーム中央に搭載しており、体幹の絶対角度計測に用いる。

BESセンサは、HAL福祉用で使用されているものを用いる。人が随意的な動作を行う際に発生するBESは関節駆動筋群の皮膚表面から微弱に漏れ出す。HALは、皮膚表面にセンサを貼り付けることでBESを計測し、装着者の動作意思を反映した動作補助を行う。本研究では、股関節屈曲筋群・伸展筋群、膝関節屈曲筋群・伸展筋群上の計4箇所BESセンサを取り付ける。

関節角度センサは、ポテンシオメータを用いる。股関節、膝関節にポテンシオメータを配置し、計測したセンサ値を角度に変換することで関節角度、関節角速度を算出する。

床反力センサは、HAL福祉用で使用されているものを用いる。靴のつま先、かかとに荷重センサを配置し、計測された値から装着者に加わる鉛直方向の床反力を確認する。また、各々のセンサに代表点を設定することで、正規化された床反力の中心点(CoGRF : Center of Ground Reaction Force)を求めることができる。CoGRFは静止立位時における装着者の重心位置の床への投射点と同様の位置を示すものである。

### 2.2.3 センサ値の変数定義

BESは、屈曲側を $e_{fl}$ 、伸展側を $e_{ex}$ と定義する。このとき、 $fl$ 、 $ex$ はそれぞれ屈曲(fl: flexion)、伸展(ex: extension)を表す。

関節角度は、Fig. 2.7(a)に示すように、股関節の角度を $\theta_h$ 、膝関節の角度を $\theta_k$ 、体幹の鉛直方向に対する絶対角度を $\theta_{abs}$ と定義する。このとき、 $h$ 、 $k$ 、 $abs$ はそれぞれ股関節(h: hip)、膝関節(k: knee)、絶対角度(abs: absolute angle)を表す。また、Fig. 2.7(b)に示すように、股関節、膝関節は直立位を角度の基準とし、屈曲方向を正方向とする。絶対角度は鉛直方向を角度の基準とし、人を右側から見たときの時計回り方向を正方向とする。

床反力はFig. 2.8(a)に示すように、左脚つま先の床反力を $f_{tl}$ 、左脚かかとの床反力を $f_{lh}$ 、右脚つま先の床反力を $f_{tr}$ 、右脚かかとの床反力を $f_{rh}$ とする。このとき、 $l$ 、 $r$ はそれぞれ左(l: left)、右(r: right)、 $t$ 、 $h$ はつま先(t: toe)、かかと(h: heel)、を表す。また、Fig. 2.8(b)に示すようにCoGRFは左かかを原点として、左右方向をX方向、前後方向をY方向と定める。CoGRFのX方向成分、Y方向成分は式(2.2)を用いて算出する。

$$C_x = \frac{f_{tr} + f_{hr}}{f_{tl} + f_{hl} + f_{tr} + f_{hr}} \quad (2.1)$$

$$C_y = \frac{f_{tr} + f_{tl}}{f_{tl} + f_{hl} + f_{tr} + f_{hr}} \quad (2.2)$$

ただし、 $C_x$ はCoGRFのX方向成分、 $C_y$ はCoGRFのY方向成分である。

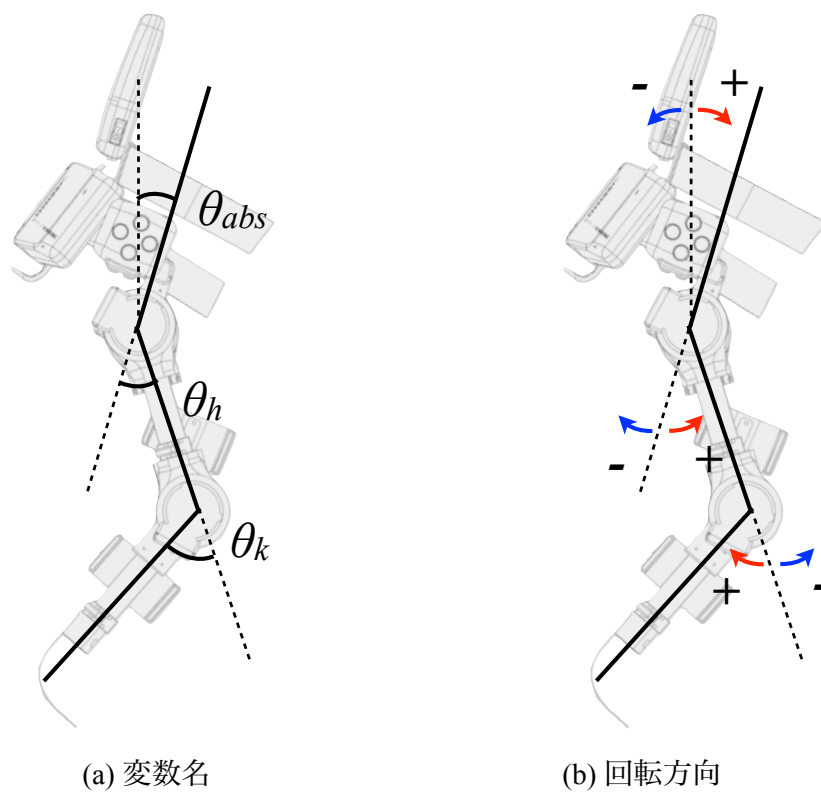


Figure 2.7 角度センサの定義

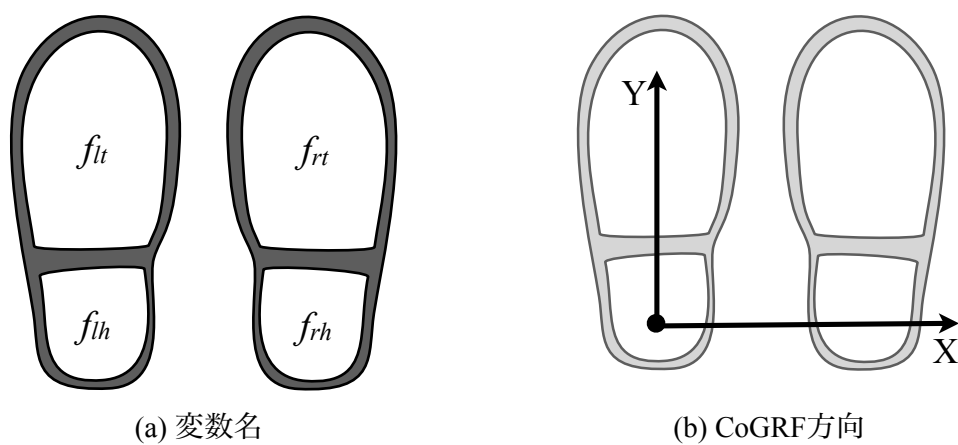


Figure 2.8 床反力センサの定義

## 2.3 まとめ

本章では、HALを用いた小児の歩行機能改善を実証するための試験機体として小型・軽量の小児用HALを開発した。軽量化を行うため、HALによる歩行動作の支援に求められる機能を歩行解析の知見に基づいて整理することで、歩行動作の補助として必要なパワーユニットを股関節・膝関節に配置した。また、パワーユニットは小児用HALの対象身長、体重に適した動作補助を行えるものを選別し、軽量化を図った。さらに、CFRPを構造部材として用いた外骨格系を開発することによって、小児用HALはHAL福祉用の約半分の重量を実現した。

Fig. 2.9に日本人の年齢別平均身長とHAL福祉用と小児用HALの対象身長を示す [42]。小児用HALを開発したことで平均的な4歳児までHALの技術を適用可能となった。また、小児用HALの適正を越えた装着者は、HAL福祉用に装着機体を変更することでHALの使用を継続することが可能である。

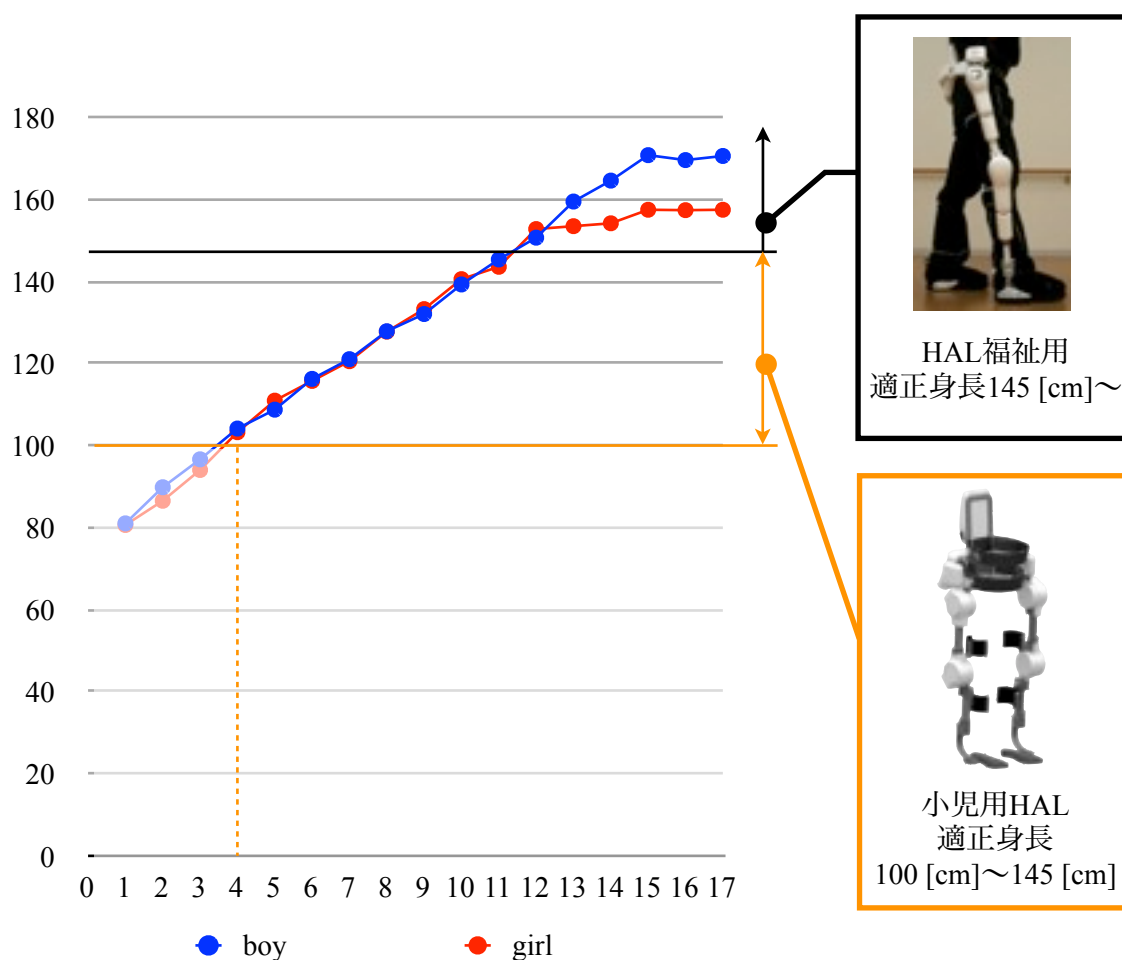


Figure 2.9 日本人の平均身長とHALの対象身長

## 第3章 歩行支援手法

本章では、SMA患者、CP患者に対して、iBF仮説に基づく歩行動作の補助を実現するために開発したSMA、CPを有する小児の動作意思を反映したBESを用いるCVCと、体重支持の姿勢をガイドするCACとCVCを混在させたハイブリッド制御について述べる。

SMAを有する移動機能獲得不全児として、SMA2型を有する協力者Aを対象とする。協力者Aは、身長107 [cm]、体重17 [kg]の5歳11ヶ月の女児である。CPを有する移動機能獲得不全児として四肢麻痺を有し、身体障害者障害程度等級1級に認定されている協力者Bを対象とする。協力者Bは、身長147 [cm]、体重32 [kg]の14歳の男児である。

### 3.1 試験協力者に適用可能なCVCの開発

CVCは、装着者が随意的動作を行った際に発生するBESを計測し、動作補助に必要な関節トルクを推定する制御手法である。本研究の協力者はBESの伝達経路である運動ニューロンが障害を受けているため、随意的動作を行った際に計測されるBESは健常者と異なることが想定される。

本節では、本研究の協力者が随意的に動作を行う際のBESを用いた関節トルク推定法を提案し、提案手法を計測データに対して適用し、生成トルクをシミュレーションすることで手法の有用性を検証した結果について述べる。

#### 3.1.1 BES計測試験

BES計測試験の試験協力者は、健常な20代男性の協力者CおよびSMAを有する協力者A、CPを有する協力者Bである。Fig. 3.1に示すように試験協力者は、脚を離地させた状態で座位姿勢を取り、待機する。HALは、試験協力者とBESを計測するケーブルのみで接続された状態になり、安全のためHALの可動範囲内に試験協力者が入らない位置に設置する。試験協力者は、観測者が任意のタイミングで出される指示に従って、屈曲・伸展方向へ膝関節を動作させ、指示が出されるまでは脱力した状態で待機する。BESは膝関節屈曲筋群から屈筋BESを膝関節伸展筋群から伸筋BESを各1点ずつ計測する。計測した信号から神経・筋活動の大きさを得るために行う平滑化処理は、これまで開発されてきた生体電位信号処理と同じ手法を用いる [25]。

Fig. 3.2に協力者CのBES計測結果を、Fig. 3.3にSMAを有する協力者AのBES計測結果を、Fig. 3.4にCPを有する協力者BのBES計測結果を示す。健常者が膝関節屈伸動作を行った場合、屈曲時には屈筋BESのみが計測され、伸展時には伸筋BESのみが計測された。膝関節屈伸動作を困難とする試験協力者が膝関節屈伸動作を行った場合、屈曲時には屈筋BESのみが計測されるが、伸展時には伸筋BESと屈筋BESが同時に計測された。

BESは、神経・筋活動を反映した信号の一つである。屈筋BESが計測された動作では、膝関節屈筋群が活動していると考えられる。膝関節の屈筋群は、伸筋群の反対側に位置する筋群である。この筋群が伸展時に活動すると関節のインピーダンスを高め、運動の安定性を向上させる [43]。試験協力者は、困難とする膝関節伸展動作の安定性を向上させるために膝関節屈曲筋群を活動させたと考えられる。一方、健常者が伸展動作を行った際、屈筋BESはほとんど計測されなかった。したがって、動作意思を反映した関節動作ができれば、伸展時における膝関節屈曲筋群の活動は考慮する必要がないと考えられる。膝関節伸展の動作意思は伸筋BESに反映されることから、本研究の協力者のような移動機能獲得不全児の動作補助を行うCVCには伸展時に計測される屈筋BESを無視した関節トルクの推定が有用であると考えられる。

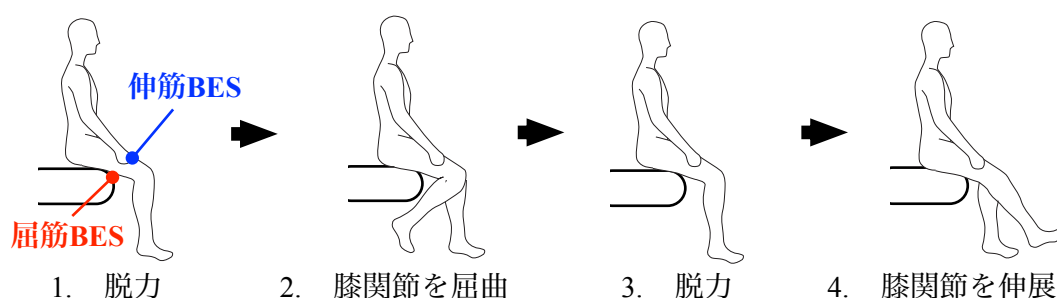


Figure 3.1 試験環境

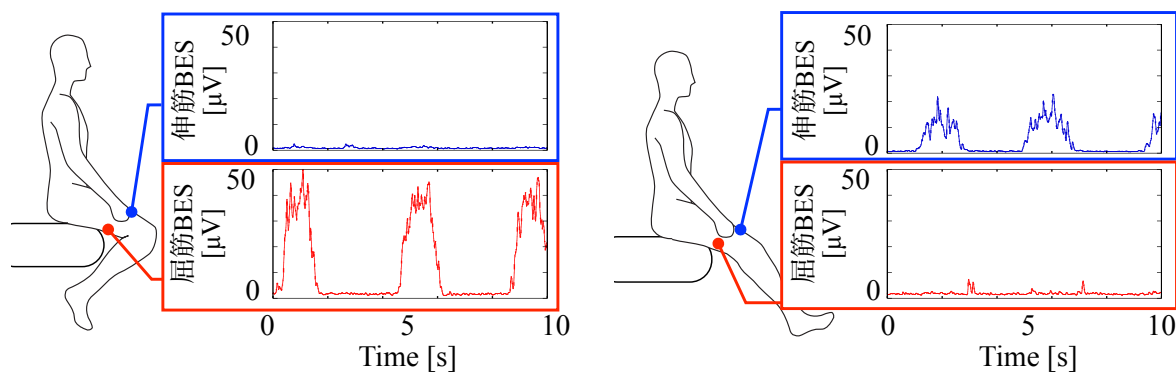


Figure 3.2 健常者のBES計測結果

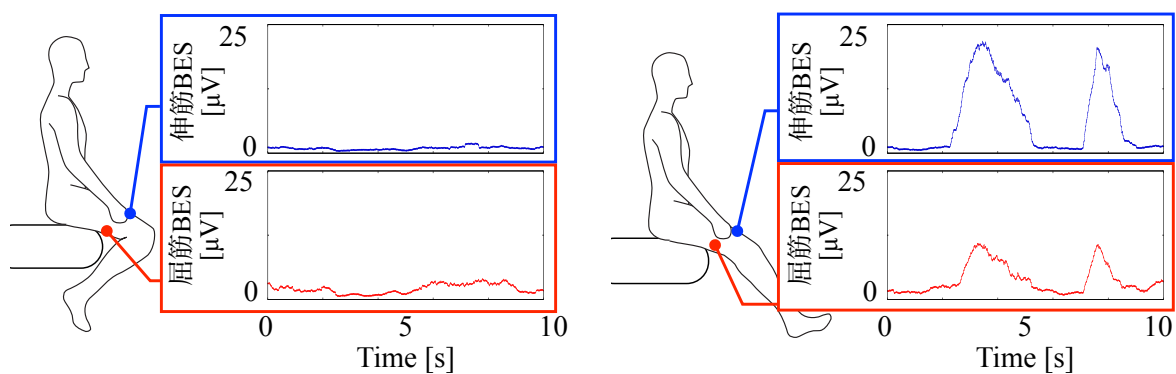


Figure 3.3 SMAを有する協力者AのBES計測結果

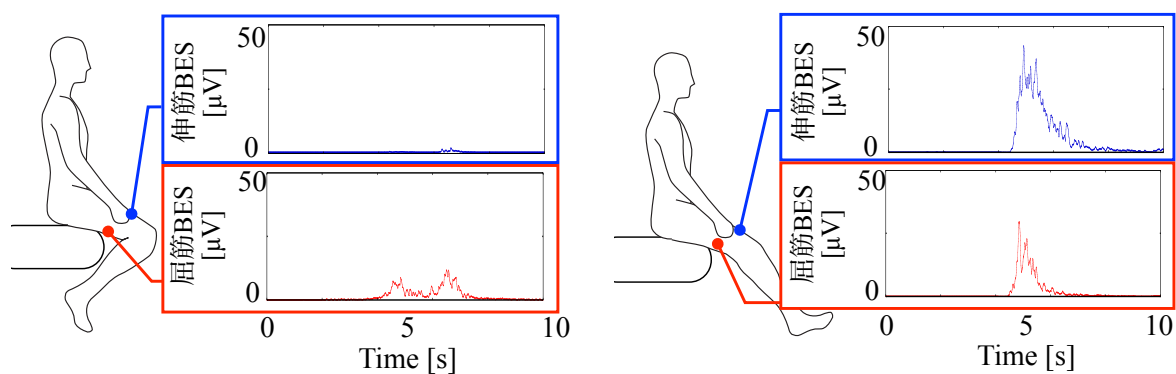


Figure 3.4 CPを有する協力者BのBES計測結果



### 3.1.2 シグモイド関数を用いた関節トルク推定法

BES計測試験の結果，移動機能獲得不全児の動作意思を反映した動作補助を行うためには，動作意思を反映する筋群のBESのみを用いた関節トルクの推定が有用であることを確認できた．そこで，シグモイド関数を用いて関節の回転方向を判別し，動作意思を反映するBESの信号強度に応じて動作補助に必要な関節トルクを推定する手法を提案する．

式(3.1)を用いてBES合計値に対する屈筋側BESの割合を求める．

$$x = \frac{e_{fl}}{e_{ex} + e_{fl}} \quad (3.1)$$

ただし， $x$ は屈筋BESが全体のBES出力に占める割合である．

シグモイド関数は式(3.2)で表される単調増加関数であり，1階微分関数がベルシェイプとなる特徴を有する．

$$\sigma_a(x) = \frac{1}{1 + e^{-ax+b}} \quad (3.2)$$

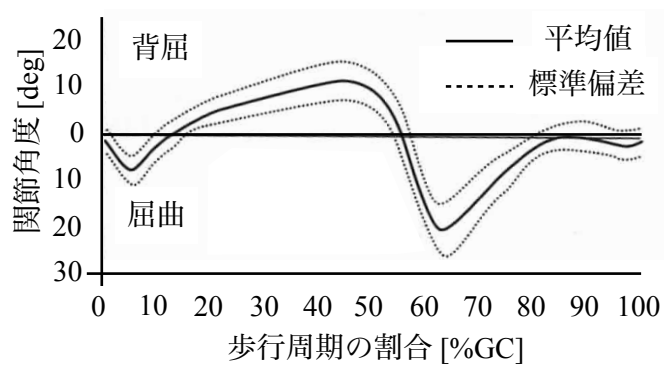
ただし， $\delta_a(x)$ はシグモイド関数， $a$ ， $b$ は任意の定数である．

シグモイド関数の $x$ に屈筋BESが全体のBES出力に占める割合を代入し，関節の回転方向を判別する．動作補助に必要な関節トルクは式(3.3)を用いて推定する．

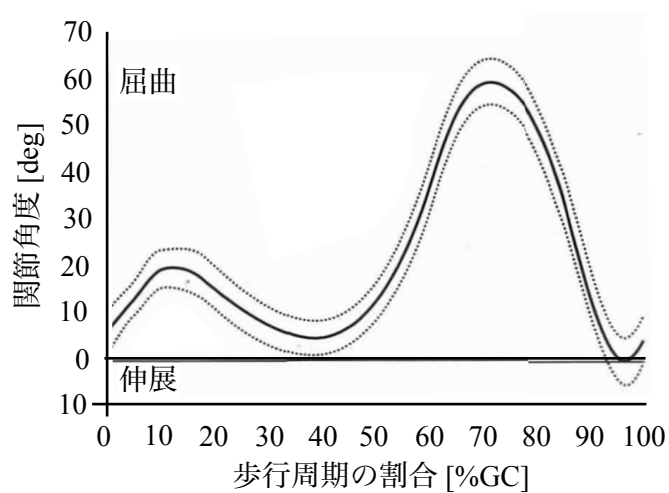
$$\tau_{est} = \begin{cases} (2\sigma_a(x) - 1) \cdot K_{ex} \cdot e_{ex} & (\sigma_a(x) < 0.5) \\ (2\sigma_a(x) - 1) \cdot K_{fl} \cdot e_{fl} & (\sigma_a(x) \geq 0.5) \end{cases} \quad (3.3)$$

ただし， $\tau_{est}$ は推定された動作補助に必要な関節トルク， $K_{ex}$ は伸展のアシストゲイン， $K_{fl}$ は屈曲のアシストゲインである．

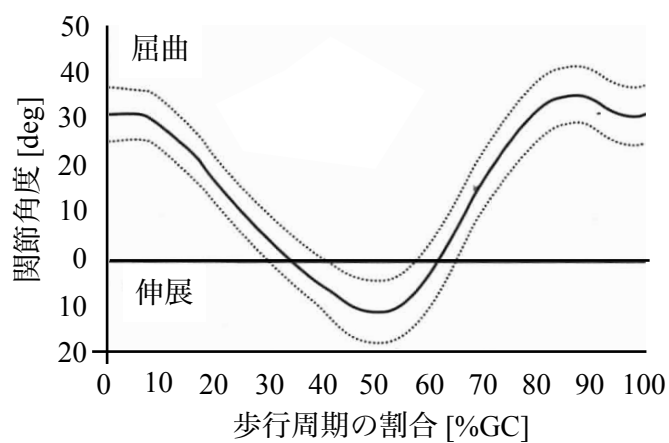
急速に関節の動作補助を行うと伸張反射と呼ばれる拮抗筋の活動が誘発される [44]．この活動は，HALによる動作補助を阻害する関節トルクを発生させる．伸張反射を抑えるためには，急速な動作補助が生じないようにする必要がある．その対策として，最終的なアシストトルクは， $\tau_{est}$ をローパスフィルタに通したものを出力する．健常者が快適歩行を行った際のケードンスは，約2 [steps/sec]であることが示されており，Fig. 3.5に示すように矢状面において膝関節は1歩行周期ごとに2回，股関節は1回，屈曲・伸展動作を行っている [45,46]．したがって，歩行時に生じる関節運動は，健常者でも4 [Hz]程度であることから，5 [Hz]以上の成分をカットするローパスフィルタに $\tau_{est}$ を通し，伸張反射を抑えた歩行の動作補助を行う．



(a) 足関節



(b) 膝関節



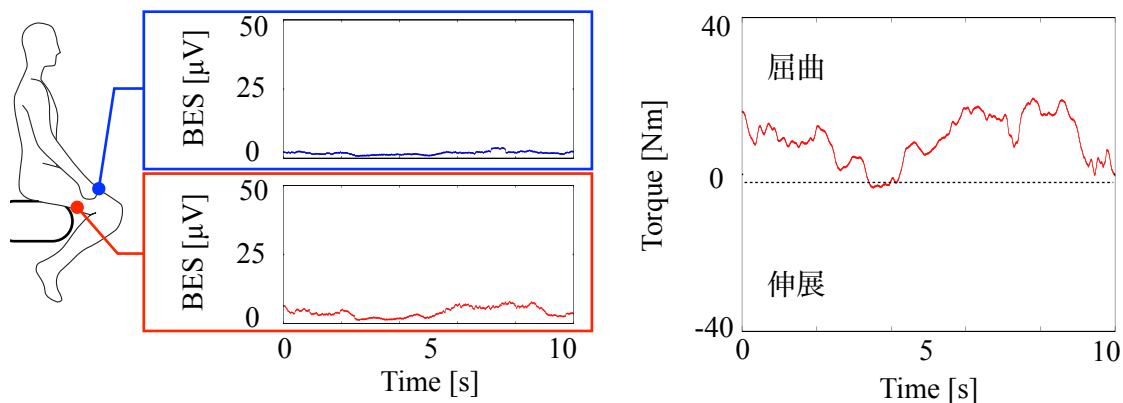
(c) 股関節

Figure 3.5 歩行時における矢状面上の下肢関節角度変化 [46]

### 3.1.3 計測データを用いたシミュレーション

提案した関節トルク推定法の有用性を確認するため、協力者A、協力者BのBES試験の計測結果に対して提案手法を適用し、動作補助トルクの生成シミュレーションを行った。各定数は屈曲時と伸展時で補助トルクが同等となる値に調整した。

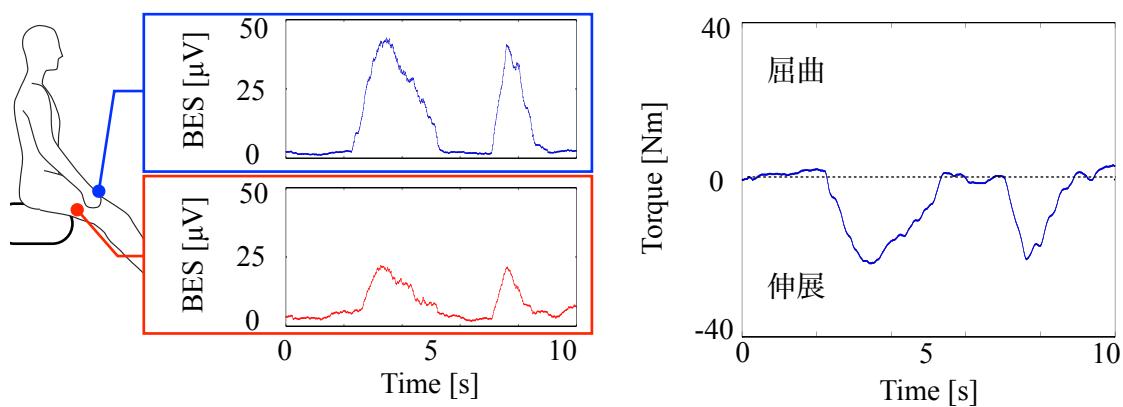
協力者Aに対する動作補助シミュレーションの結果をFig. 3.6, Fig. 3.7に示す。協力者Bに対する動作補助シミュレーション結果をFig. 3.8, Fig. 3.9に示す。どちらのシミュレーション結果も、屈曲時に生成されるトルクの波形は屈筋BESの波形のみを反映しており、伸展時に生成されるトルクの波形は伸筋BESの波形のみを反映していた。また、ゲインを調整することで屈曲時と伸展時でBESの信号強度が異なった場合においても、任意に動作補助トルクの大きさを調整することが可能であった。これらの結果から、提案手法を用いることで動作意思を反映した動作補助を実現できることを確認できた。



(a)生成に用いたBES

(b)生成されたトルク

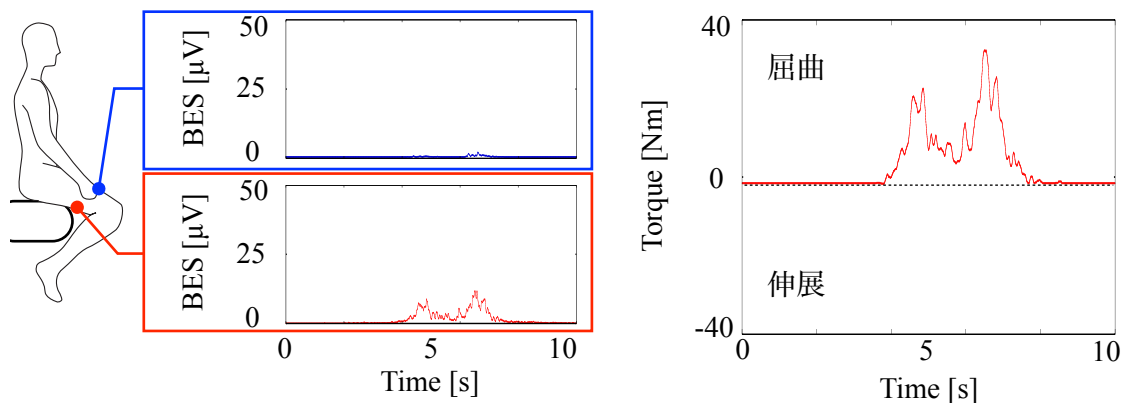
Figure 3.6 協力者Aの屈曲動作補助シミュレーション結果



(a)生成に用いたBES

(b)生成されたトルク

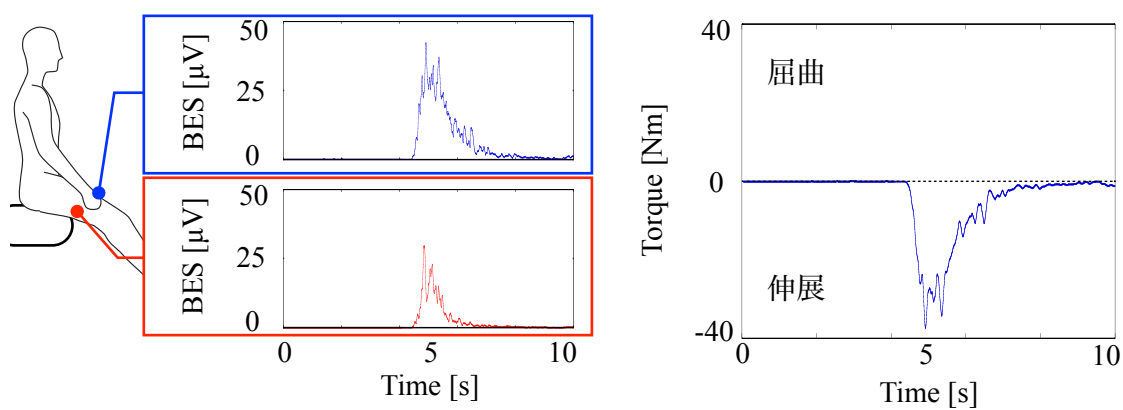
Figure 3.7 協力者Aの伸展動作補助シミュレーション結果



(a)生成に用いたBES

(b)生成されたトルク

Figure 3.8 協力者Bの屈曲動作補助シミュレーション結果



(a)生成に用いたBES

(b)生成されたトルク

Figure 3.9 協力者Bの伸展動作補助シミュレーション結果

## 3.2 姿勢のガイドを行うハイブリッド制御の開発

介助者や免荷装置から独立した歩行を行うためには、自身の力のみで体重を支持することが求められる。健常者の場合、支持脚期において体重を下肢の骨格へ逃がす姿勢をとることで筋活動を抑えた体重支持を行っている [47]。協力者Bは、歩行中その姿勢をとることができず、体重支持を困難としている。我々は、装着者が困難とする動作に対してHALが自律的に支援を行う制御手法、CACを提案している。

本節では、体重支持を困難とする協力者Bに対する歩行支援手法として開発したCACによる体重支持の姿勢のガイドと、CVCによる遊脚動作の補助を組み合わせたハイブリッド制御について述べる。

### 3.2.1 CACによる体重支持支援

体重支持姿勢のガイドには正常歩行の姿勢を目標角度としたPD制御を用いる。

股関節のパワーユニットは、体幹の角度が鉛直上向きとなる姿勢へガイドするトルクを発生させる。体幹の姿勢変化は、絶対角度の変化として計測されるため、絶対角度が鉛直上向きになる角度を目標角度とし、式(3.4)を用いて算出したPD制御によって姿勢のガイドを行う。

$$\tau_{spp-h} = P_h (\theta_{abs-ref} - \theta_{abs}) - D_h \dot{\theta}_{abs} \quad (3.4)$$

ただし、 $\tau_{spp-h}$ は股関節の体重支持支援トルク、 $\theta_{abs-ref}$ は体幹の絶対角度の目標角度、 $P_h$ は股関節の角度ゲイン、 $D_h$ は股関節の角速度ゲインである。

膝関節のパワーユニットは、膝関節が伸展位となる姿勢へガイドするトルクを発生させる。膝関節伸展位を目標角度とし、式(3.5)を用いて算出したPD制御によって姿勢のガイドを行う。

$$\tau_{spp-k} = P_k (\theta_{k-ref} - \theta_k) - D_k \dot{\theta}_k \quad (3.5)$$

ただし、 $\tau_{spp-k}$ は膝関節の体重支持支援トルク、 $\theta_{k-ref}$ は膝関節角度の目標角度、 $P_k$ は膝関節の角度ゲイン、 $D_k$ は膝関節の角速度ゲインである。

膝関節には支持脚期における体重支持だけでなく、遊脚着地時の膝折れの防止も求められる。式(3.5)で算出されるPD制御では着地直前に膝関節角度が目標角度付近である場合、HALの補助を受けることができず、膝折れが発生する可能性がある。そこで、CACによる膝関節の支援では式(3.6)に示すように膝折れを防止する最低限の伸展トルクを常に出力する。

$$\tau_{spp-k} = \begin{cases} \tau_{spp-k} & (\tau_{spp-k} < \tau_{lock}) \\ \tau_{lock} & (\tau_{spp-k} \geq \tau_{lock}) \end{cases} \quad (3.6)$$

ただし、 $\tau_{lock}$ は膝折れ防止トルクである。

### 3.2.2 歩行フェイズの判別

ハイブリッド制御では、CACとCVCを歩行の期間に応じて切り替える必要がある。2つの制御手法には、予め歩行周期をフェイズに分割し、その中からHALが自律的に現在のフェイズを判別する手法を用いる。フェイズには、左脚のみが支持脚期である左脚単脚支持期、両脚が支持脚期である両脚支持期、右脚のみが支持脚期である右脚単脚支持期の3つを用いる。3つのフェイズは足部の接地の有無を基準として分割する。足部の接地状況はCoGRFのx方向成分である $C_x$ として計測できることから、式(3.7)を用いてフェイズの判別を行う。

$$\begin{cases} phase = L_{st}R_{sw} & (C_x < (1 - C_{x.th})) \\ phase = D_{st} & ((1 - C_{x.th}) \leq C_x \leq C_{x.th}) \\ phase = L_{sw}R_{st} & (C_x < C_{x.th}) \end{cases} \quad (3.7)$$

ただし、 $phase$ はHALが判別した現在のフェイズ、 $L_{st}R_{sw}$ は左脚単脚支持期、 $D_{st}$ は両脚支持期、 $L_{sw}R_{st}$ は右脚単脚支持期、 $C_{x.th}$ はフェイズの判別条件として用いる値である。

Fig. 3.10に歩行周期とフェイズの関係を示す。 $L_{st}R_{sw}$ から $L_{sw}R_{st}$ にフェイズが遷移する間には必ず $D_{st}$ が存在する。Fig. 3.11にCoGRFとフェイズの関係を示す。理想状態では $C_{x.th}$ は1であるがセンサノイズや靴の締め付けによってCoGRFの計算値に誤差が生じるため、事前にフェイズの切り替えとして適切な値を求め、 $C_{x.th}$ として用いる。

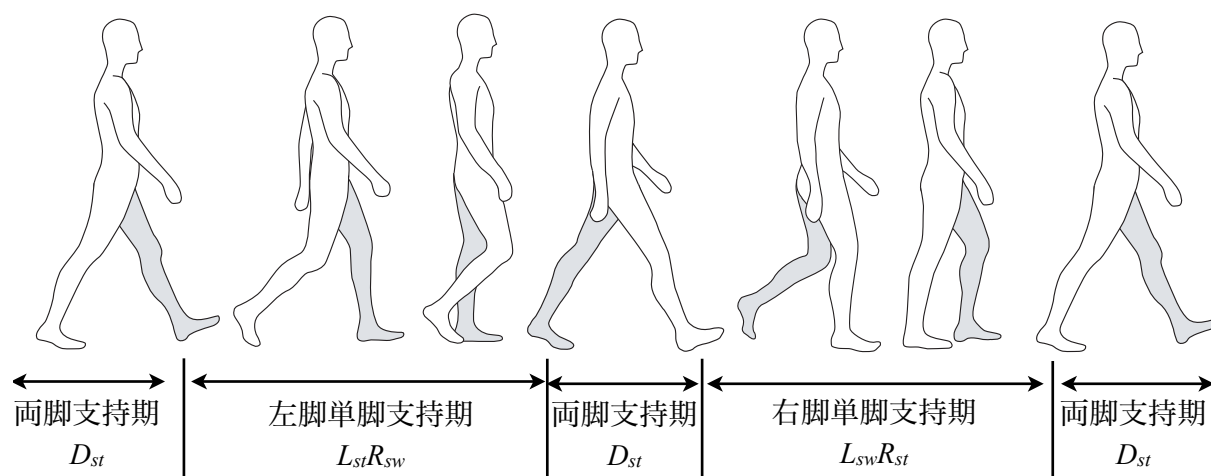


Figure 3.10 歩行周期とフェイズの関係

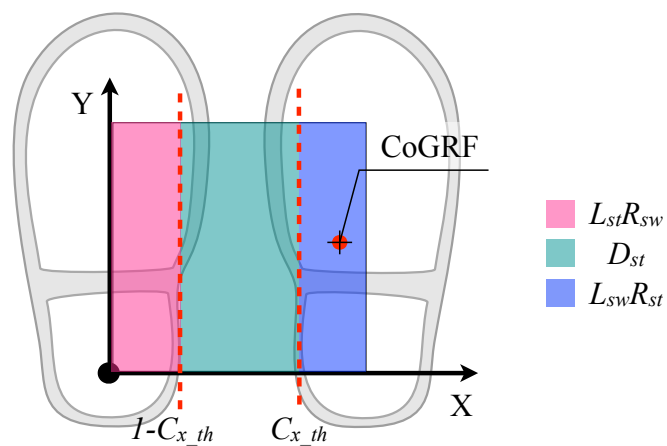


Figure 3.11 CoGRFとフェイズの関係



### 3.2.3 状態移行制御

フェイズの遷移と同時に制御手法を切り替えると断続的なトルクが生成され、装着者に対して動作補助に対する不快感を与えてしまう。フェイズの境界付近に状態移行期 $TR$ を定義し、徐々に支援を切り替える状態移行制御を行う。この制御手法では式(3.8)を用いてトルクを生成し、CVCとCACによって生成されるトルクを滑らかにつなぐ。

$$\tau_{tr} = \left( \frac{1}{2} + \frac{C_x - C_{x.th}}{2\alpha} \right) \tau_{st} + \left( \frac{1}{2} - \frac{C_x - C_{x.th}}{2\alpha} \right) \tau_{sw} \quad (3.8)$$

ただし、 $\tau_{tr}$ は状態移行制御で生成されるトルク、 $\tau_{st}$ はCACによって生成された支持脚期動作の支援トルク、 $\tau_{sw}$ はCVCによって生成された遊脚期動作の支援トルク、 $\alpha$ は状態移行期の期間である。

Fig. 3.12に状態移行期を含んだCoGRFとフェイズの関係を示す。 $\alpha$ の値は装着者の身体機能に合わせて調整する。また、Fig. 3.13にハイブリッド制御のフローチャートを示す。フェイズ判定を左右の脚で独立して行うことで、右脚をハイブリッド制御で支援し、左脚をCVCで支援するといった支援手法の適用も可能である。

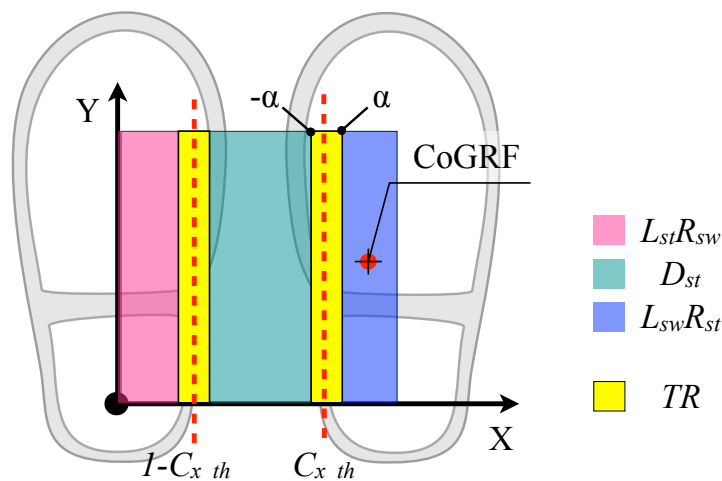
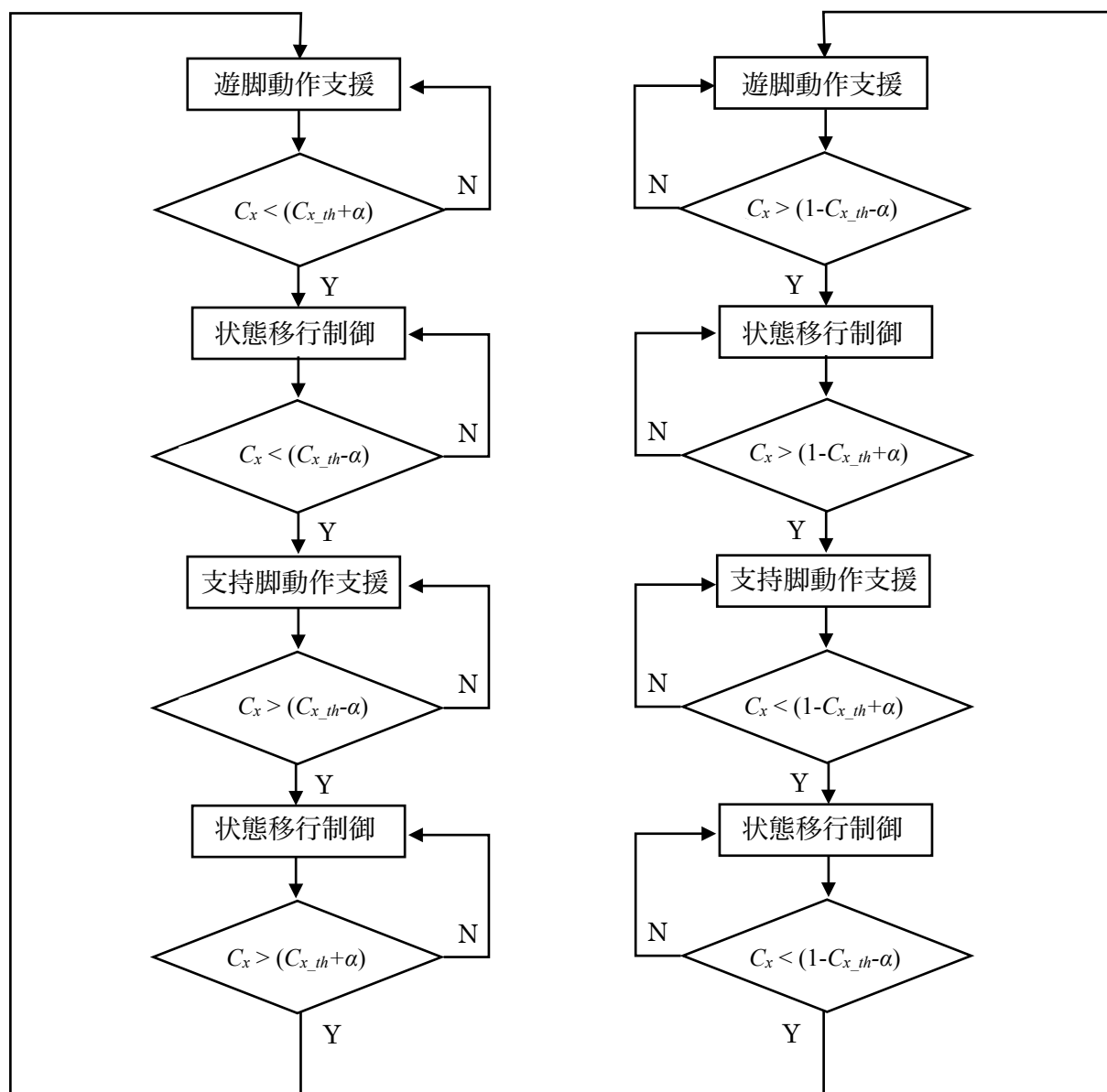


Figure 3.12 状態移行期を含んだCoGRFとフェイズの関係



左脚

右脚

Figure 3.13 ハイブリッド制御のフローチャート

### 3.3 まとめ

本章では、iBF仮説に基づく歩行の動作補助を実現するため、SMA患者およびCP患者のBESを計測し、確認したBESの特徴を考慮したCVCを開発した。開発したCVCの有用性を確認するため、BES試験の計測結果に対して提案手法を適用し、動作補助トルクの生成シミュレーションを行った。その結果、動作意思を反映したBESのみを用いて動作補助に必要な関節トルクを推定することができた。

また、体重支持を困難とする協力者Bに対する歩行支援手法としてCACによる体重支持の姿勢のガイドとCVCによる遊脚動作の補助を組み合わせたハイブリッド制御を開発した。歩行中にCVCによる支援とCACによる支援を切り替えるため、歩行周期を3つのフェイズに分割し、CoGRFのX方向成分を用いて現在のフェイズを判別する手法を用いた。フェイズの遷移と同時に制御手法を切り替えると断続的なトルクが生成され、装着者に不快感を与えてしまうことから、フェイズの境界近辺に状態移行期 $TR$ を定義し、徐々にCVCとCACの支援を切り替える状態移行制御を提案した。

協力者Aは、体重支持が可能であるため、開発したCVCのみを用いて歩行動作を補助する。しかしながら、協力者Aは疾患の進行によって体重支持が困難となることが想定される。その際には制御手法をハイブリッド制御に切り替えることで歩行試験を継続できると考えられる。

## 第4章 SMA患者に対する実証試験

本章では、SMAを有する協力者Aに対してHALを適用するための基礎的な検証として、CVCの適用可能性の検証、HAL使用時の安全性の検証を行う。さらに、HALを用いた歩行試験による協力者Aの歩行機能改善を実証することで、SMA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を示す。

協力者AはSMA2型を有する身長107 [cm]、体重17 [kg]の5歳11ヶ月の女児である。試験参加時の移動機能はPCWを用いて約30 [m]歩行を行うと疲労を感じ、同日中には歩行不可能となる程度であった。

なお、協力者Aに対する実証試験は、試験実施場所である新潟病院の倫理委員会の承認を得た後、協力者Aとその保護者に対して十分なインフォームド・コンセントを行い、書面にて同意を得て実施した。

### 4.1 CVC適用試験

#### 4.1.1 試験方法

CVCには、第3章1節で提案したシグモイド関数を用いた関節トルク推定手法を用いる。本試験の試験環境をFig. 4.1に示す。協力者Aは、予め膝関節伸展筋群・屈曲筋群の皮膚表面上にBESを計測するための電極を各1点ずつ貼り付け、脚を離地させた状態で座位姿勢を取り、待機する。座位安定後、観測者が任意のタイミングで指示する屈曲・伸展方向へ膝関節を動作させ、指示が出されるまでは脱力した状態で待機する。

HALは、安全のため協力者AがHALの可動範囲内に入らない位置に設置し、協力者AとBESを計測するケーブルのみで接続された状態にする。関節の駆動に最低限必要なトルクを出力できる程度にゲインを調整し、協力者Aの関節と対応したユニットを駆動させる。



Figure 4.1 CVC適用試験の試験環境

### 4.1.2 試験結果

試験結果をFig. 4.2に示す。白色の領域は、屈曲時としてHALが左膝関節屈曲の動作意思があると判断した時間、灰色の領域は、伸展時として左膝関節伸展の動作意思があると判断した時間、黒色の領域は脱力時を示している。屈曲時には、最大8.5 [ $\mu\text{V}$ ]の屈筋BESを計測し、最大2.6 [ $\mu\text{V}$ ]の伸筋BESを計測した。伸展時には最大6.3 [ $\mu\text{V}$ ]の屈筋BESを計測し、最大15.4 [ $\mu\text{V}$ ]の伸筋BESを計測した。それらの信号を用いたCVCにより動作補助に必要な関節トルクを推定した結果、屈曲時には屈筋BESの波形を反映したトルクを生成することができ、伸展時には伸筋BESの波形を反映したトルクを生成することができた。ただし、伸張反射を抑制するためにCVCで生成したトルクを5 [Hz]のローパスフィルタに通していることから、3 [sec]近辺の伸筋BES等、強弱の差が少ない波形はトルクに反映されないことが確認できた。小児用HALの左膝関節は屈曲時には屈曲トルクを受けて屈曲方向へ回転し、伸展時には伸展トルクを受けて伸展方向へ回転した。

### 4.1.3 考察

SMAを有する協力者Aに対するCVCの適用可能性を検証するために、協力者Aの膝関節駆動筋群上に電極を貼り付け、CVCによってHALの膝関節を駆動する試験を行った。試験の結果、協力者Aから屈筋BES、伸筋BESを計測することができ、開発したCVCを用いた動作意思を反映したトルクを生成し、HALの膝関節を駆動することができた。したがって、開発したCVCと小児用HALを用いることで協力者Aに対してiBFを実現できると考えられる。

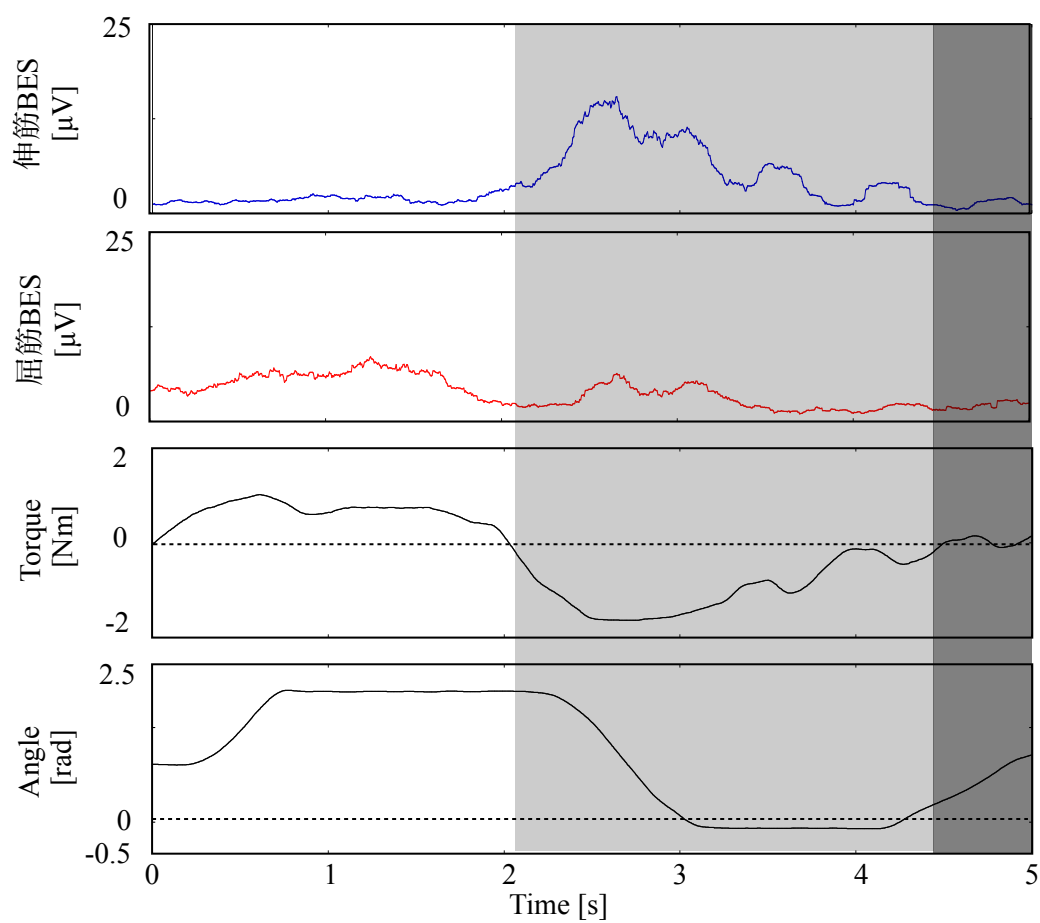


Figure 4.2 CVCによる小児用HALの左膝関節駆動結果

## 4.2 HALを用いた歩行試験

### 4.2.1 試験方法

試験は、1日1回行い、計8日間実施する。試験の時間は50分程度で、大まかな時間の配分は、試験開始時の心拍数の計測が5分、電極の貼り付けを含めたHALの装着に5分、休憩を含めた歩行時間が30分、HALの脱着に5分、試験終了時の心拍数の計測が5分である。

試験環境をFig. 4.3に示す。この試験では、歩行中の転倒防止として移動式の免荷装置（Golvo®、Liko AB, Sweden）を用いる。免荷装置の操作は介助者が行い、協力者Aの歩行ペースに合わせて免荷装置を進める。また、介助者1名が協力者Aに付き添い、必要に応じて腰部介助を行う。さらに、試験には医師と理学療法士が参加する。協力者Aは、快適な歩行速度で歩行する。免荷装置を把持してもよいが、上肢を用いた体重支持、推進力の発生を可能な限り行わないようにする。歩行経路は、平地に設置した10 [m]の直線コースである。10 [m]の歩行が終了した後、進行方向を反転させる。その際、疲労に応じて椅子に座って休憩をとる。

本試験では、試験環境の安全性の検証と、運動強度および歩行距離に基づく試験内容の評価を行う。歩行距離は歩行経路を往復した回数から算出する。運動強度の算出には式(4.1)に示すカルボーン法を用いる。

$$intensity = \frac{(HR - HR_{rest})}{(HR_{max} - HR_{rest})} \times 100 \quad (4.1)$$

ただし、 $intensity$  [%HRR]は運動強度、 $HR$  [bpm]は試験終了時の心拍数、 $HR_{rest}$  [bpm]は試験開始前の心拍数、 $HR_{max}$  [bpm]は協力者Aの最大心拍数である。

最大心拍数は、一般的な推測式である式(4.2)を用いて算出する。

$$HR_{max} = 220 - age \quad (4.2)$$

ただし、 $age$  [years]は年齢である。





Figure 4.3 HALを用いた歩行試験の試験環境

## 4.2.2 試験結果

小児用HALは、介護者2名で協力者Aに装着した。協力者Aはベルトやカフの締め付け等による痛みを訴えることはなかった。HAL脱着の際に協力者Aの皮膚を確認したところ、電極を貼り付けた部位とカフと接続した部位に締め付けや擦れによって赤く変色していたが、翌日のHAL装着時には回復し、変色した部位は元の肌の色に戻っていた。協力者Aは歩行試験中のHALの動作補助に関しても痛みや不快感を訴えることはなかった。また、移動式の免荷装置を用いたことにより、歩行試験中に協力者Aの転倒を予防できた。介助者は腰部介助を行うために小児用HALを把持していたが、体重の免荷を行うことはなく、スリングのねじれの抑制を主に行った。これらの結果から、協力者Aに対する小児用HALの安全な適用と安全な試験環境を構築できたことを実証できた。

Fig. 4.4に各試験における運動強度を示す。最大の運動強度は、試験5日目の8.03 [%HRR]であり、最低の運動強度は試験2日目の-16.5 [%HRR]であった。20 [%HRR]以下の運動は非常に楽であると感じることがBorgらによって示されている [48]。また、歩行試験を通じて、協力者Aからは、「楽に脚を出すことができる」、「疲れを感じない」、「もっと歩きたい」といった感想が得られた。Fig. 4.5に各試験における歩行距離を示す。歩行距離は試験を重ねるごとに増加した。試験8日目には、協力者AがPCWを用いて歩行できる距離の約4倍である120 [m]を歩行できるようになった。これらの結果から、HALを用いて協力者Aの身体的負荷を抑制した長距離の歩行を実現できたことを実証できた。

### 4.2.3 考察

SMAを有する協力者Aに対するHALを用いた歩行の安全性および有効性を検証するために、協力者Aに小児用HALを適用し、歩行試験を行った。試験の結果、協力者Aへの小児用HALの装着は安全に行われたことを確認できた。また、HALによる動作補助に対して不快感を感じておらず、小児用HALが生成した動作補助トルクは適切であったと考えられる。移動式の免荷装置を用いたことで転倒を予防でき、SMAを有する小児に対してHALを用いた歩行を安全に実施できることを示した。

SMA患者は運動障害によって身体を動かす機会が減少すると、廃用症候群と呼ばれる二次障害が発生するが、SMAによって障害された萎縮筋に過度に負荷を加えると過活動により筋の萎縮が進行する危険性がある [7]。歩行試験時の運動強度は全ての試験において協力者Aが非常に楽であると感じる程度であったことから、HALを用いることで身体的負荷の少ない安全な歩行を実現できることを示した。

協力者Aは、HALを用いた歩行を重ねることで試験時における歩行距離を増加することができ、最終的には未装着時に歩行可能な距離の約4倍の距離を歩行できた。歩行距離の増加に伴って歩行動作の繰り返し回数も増加する。そのため、HALを用いた歩行は未装着時の歩行と比較し、歩行動作のバイオフィードバックが生じる回数が増加していると考えられる。

これらの結果から、HALを用いた歩行は協力者Aに対して有効であると考えられる。

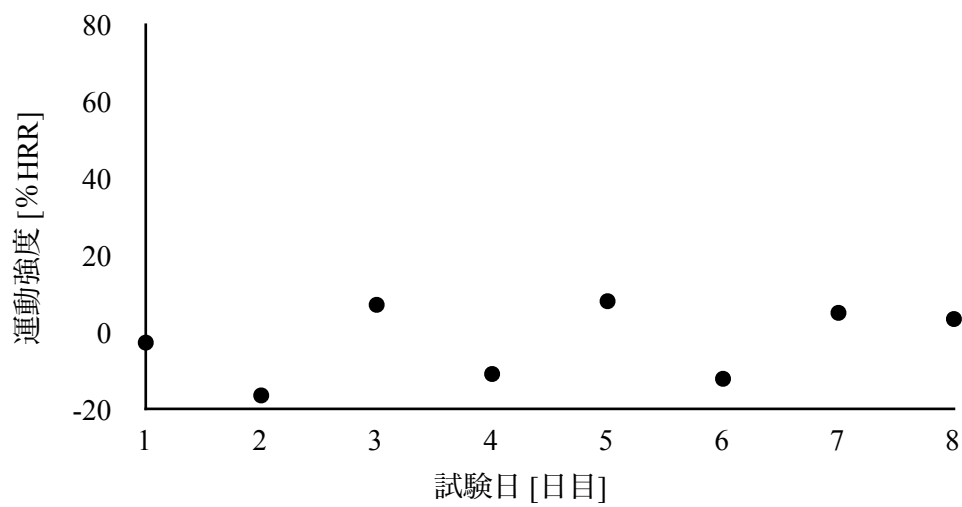


Figure 4.4 HALを用いた歩行試験時の運動強度

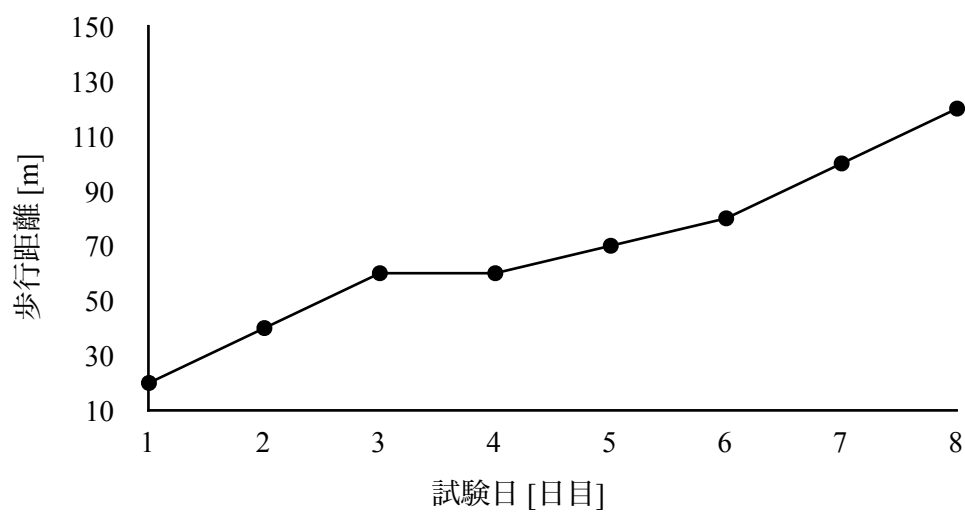


Figure 4.5 HALを用いた歩行試験時の歩行距離

## 4.3 歩行機能評価試験

### 4.3.1 試験方法

計測は、歩行試験の1日目と8日目の計2回実施する。1日目の計測結果（Before Trial）を、HALを用いた歩行試験前の歩行機能とし、8日目の計測結果（After Trial）を、HALを用いた歩行試験後の歩行機能とする。評価試験には5 [m]歩行試験、独歩試験を用いる。

5 [m]歩行試験では、5 [m]の直線上を歩行した際に要する時間および歩数を2回連続で計測する。計測値から一般的な歩行評価指標である歩行速度 [m/s]、ストライド長 [m/step]、ケージンス[steps/s]を求め、歩行機能を評価する。試験環境をFig. 4.6に示す。歩行補助具には普段の理学療法でも使用しているPCWを用いる。協力者Aは、任意のタイミングで歩行を開始し、可能な限り速く歩行する。理学療法士1名が転倒を防止するために協力者Aに付き添うが、身体的介助は行わない。

独歩試験では、補助を必要とせずに歩行可能な歩数、距離を計測する。試験環境をFig. 4.7に示す。試験協力者は補助具を用いずに立位となり、任意のタイミングで歩行を開始する。計測中、理学療法士が転倒を防止するために協力者Aに付き添うが、身体的介助は行わない。協力者Aは、可能な限り長距離を歩行する。転倒等を回避するために理学療法士が介助を行うまでに歩行できた距離および時間を計測し、評価する。



Figure 4.6 5 [m]歩行試験の試験環境



Figure 4.7 独歩試験の試験環境

### 4.3.2 試験結果

Fig. 4.8は5 [m]歩行試験の計測値から求めた歩行速度、ストライド長、ケーデンスを示している。丸の点は計測1回目の結果、三角の点は計測2回目の結果である。After Trialの歩行速度はBefore Trialと比べ、計測1回目は4.7 [%]増加し、計測2回目は83.7 [%]増加した。After Trialのストライド長はBefore Trialと比べ、計測1回目は24.2 [%]減少し、計測2回目は15.9 [%]増加した。After TrialのケーデンスはBefore Trialと比べ、計測1回目は40.0 [%]増加し、計測2回目は47.0 [%]増加した。Before Trialでは、計測1回目は5 [m]の直線を一定のペースで歩行できたが、計測2回目は直進できずに計測の途中で方向転換を1回行っており、3 [m]付近から歩行速度が低下した。After Trialでは、計測1回目、計測2回目共に5 [m]の直線を一定のペースで歩行できた。

Fig. 4.9は独歩試験の歩行開始時から理学療法士が介助を行うまでの1歩毎の歩行姿勢を示している。Before Trialでは、歩行開始後の1歩目はバランスを維持できていたが、3歩目を着地した際にバランスを崩した。その後、前方へ転倒したため、理学療法士が介助を行った。After Trialでは、1歩ごとにバランスを維持した歩行が可能となり、10歩目まで脚を出すことができた。10歩目の両脚支持期中にバランスを崩し、11歩目を出す前に理学療法士が介助を行った。歩行距離は、Before Trialでは0.25 [m]、After Trialでは0.75 [m]であった。

協力者Aは、HALを用いた歩行試験を行っている期間中は他の理学療法を行っていない。したがって、HALを用いた歩行試験のみで協力者Aの歩行機能の改善を実証できた。

### 4.3.3 考察

HALを用いた歩行によるSMA患者の歩行機能改善の実現可能性を検証するために、協力者Aに対して5 [m]歩行試験および独歩試験を行った。試験の結果、どちらの試験においても歩行機能の改善を確認できた。協力者AはHALを用いた歩行試験の間中は他の理学療法を受けていない。したがって、本試験で確認できた歩行機能改善はHALを用いたことで実現できたと考えられる。

5 [m]歩行試験の結果、歩行速度、ケーデンスに向上が確認できた。特にケーデンスは、計測1回目、計測2回目、共に、40 [%]以上向上しており、HALを用いた歩行試験によって最も変化した歩行評価指標であった。ケーデンスは、1秒間の歩数を示す値であり、この値を向上させるには遊脚を早い周期で振り出す必要がある。遊脚の振り出しを早めるためには下肢の筋力増加が必要であるが、8日間では筋肥大は期待できず、神経性の要因によって筋力が増加したと考えられる [49]。HALは、装着者の動作補助を行うロボットであることから、病変した脊髄前角細胞の再生は期待できないが、神経ネットワークが強化され、残存している脊髄前角細胞の活動を改善できたと考えられる。

独歩試験の結果、After Trialにおいて協力者Aは、上肢でバランスを維持しながら歩行することが可能となった。この結果から、HALによって下肢の動作補助を実現することで歩行時における身体全体の動きを改善できることが示唆された。

SMA2型を有する患者の移動機能の発達は3歳ごろがピークであり、それ以降低下することが示されている [9-12]。そのため、それ以降の年齢では機能維持を目標にした訓練が主に行われている [7]。機能改善のためには訓練を高密度かつ長期間実施することが重要であることが示されている [54,55]。しかしながら、高密度の訓練はSMA患者の筋萎縮を進行させる危険性があるために避けるべきである。本試験は8日間という短期間かつ1日30分程度の低密度の時間で試験を実施し、歩行機能改善を実現した。したがって、HALを用いた低密度の歩行を長期間実施することで、筋萎縮の進行を抑制しながら機能改善を促進でき、歩行機能獲得を実現できる可能性がある。

また、移動機能獲得不全の起因である脊髄前角細胞の病変を治療する研究も進められており [50-53]、その治療法とHALを組み合わせることで歩行機能の改善を更に促進できることが期待される。



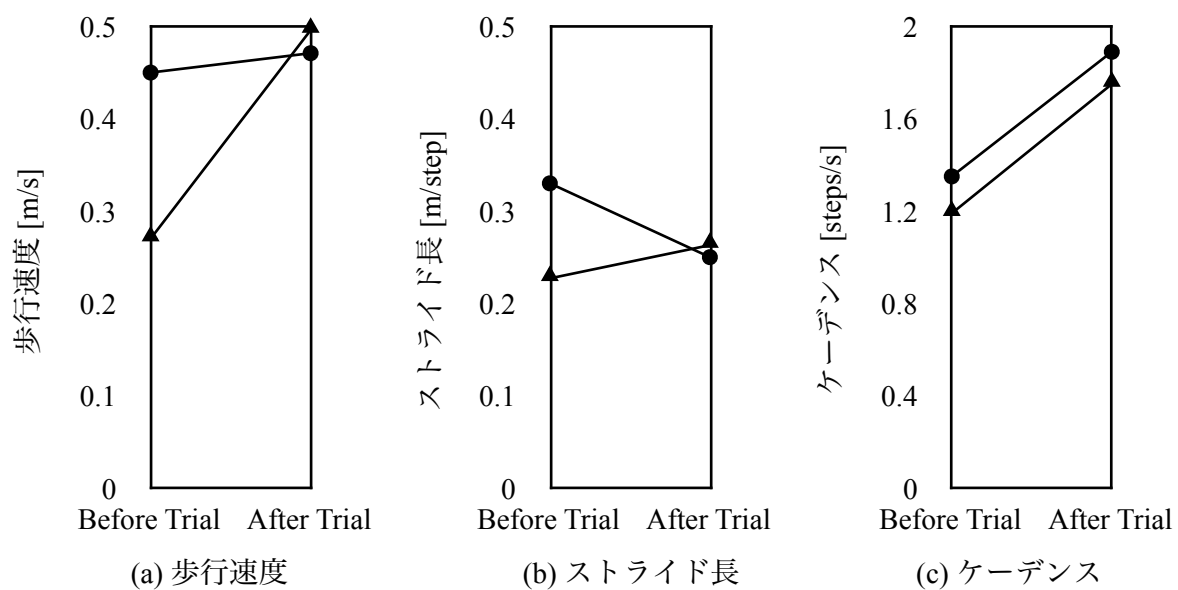
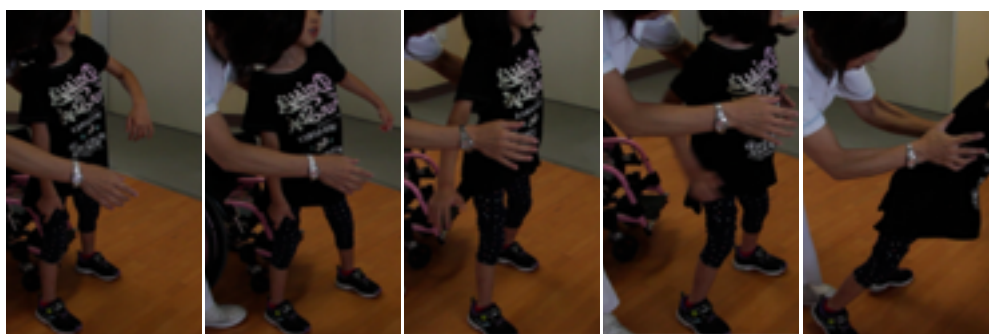
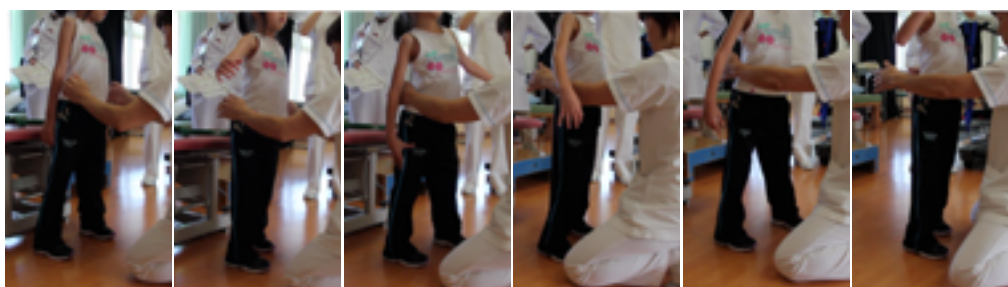


Figure 4.8 5 [m]歩行試験結果



(a)Before Trial



(b)After Trial

Figure 4.9 独歩試験結果

## 4.4 まとめ

本章では、SMAを有する協力者Aに対して、HALを用いた歩行試験による歩行機能獲得の実現可能性を示すため、CVCの適用可能性、HALを用いた歩行試験の安全性および有効性を検証する試験を行った。その結果、小児用HALは協力者Aの動作意思を反映した動作補助トルクを生成することができ、協力者Aは小児用HALの装着によって痛みや不快感が生じないことが確認できた。HALを用いた歩行試験は安全に実施され、試験内容も適切な身体的負荷であった。また、試験時における歩行距離は普段の理学療法時の約4倍の距離である120 [m]まで増加した。SMAを有する患者は過度の運動を行うと筋萎縮が進行する危険性があるが、HALを用いた歩行試験は協力者Aが非常に楽と感じる程度の運動強度であった。

また、歩行試験を通じた協力者Aの歩行機能の変化を確認する試験を行った。HALを用いた歩行試験を8日間行った結果、試験開始前と比べてケージンスが40 [%]以上向上し、補助具に依存せず歩行する独歩は3歩目で転倒していた状態から10歩以上歩行できるようになった。

これらの結果から、HALを用いた歩行は、SMA患者の歩行機能を安全に改善できることを実証でき、長期間HALの使用を継続することで歩行機能獲得を実現できる可能性が示唆された。

## 第5章 CP患者に対する実証試験

本章では、CPを有する協力者Bに対してHALを適用するための基礎的な検証として、CVCの適用可能性の検証、ハイブリッド制御の有用性の検証、HAL使用時の安全性の検証を行う。さらに、HALを用いた歩行による協力者Bの歩行機能改善を実証することで、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を示す。

協力者Bは、身体障害者障害程度等級1級に認定されている痙直型四肢麻痺を有する身長147 [cm]、体重32 [kg]の14歳(2012年4月試験当時)の男児である試験参加時の移動機能は平行棒内において介助なしで約30 [sec]の立位維持が可能な程度であった。協力者Bは身長147cmのため、試験にはHAL福祉用を用いる。

なお、協力者Bに対する実証試験は、試験実施場所である筑波大学の倫理委員会の承認を得た後、協力者Bとその保護者に対して十分なインフォームド・コンセントを行い、書面にて同意を得て実施した。

### 5.1 CVC適用試験

#### 5.1.1 試験方法

CVCには、第3章1節で提案したシグモイド関数を用いた関節トルク推定手法を用いる。本試験の試験環境をFig. 5.1に示す。協力者Bは予め膝関節伸展筋群・屈曲筋群の皮膚表面上にBESを計測するための電極を各1点ずつ貼り付け、脚を離地させた状態で座位姿勢を取り、安定状態で待機する。座位安定後、観測者が任意のタイミングで指示する屈曲・伸展方向へ膝関節を動作させ、指示が出されるまでは脱力した状態で待機する。

HALは、安全のため協力者BがHALの可動範囲内に入らない位置に設置し、協力者BとBESを計測するケーブルのみで接続された状態にする。関節の駆動に最低限必要なトルクを出力できる程度にゲインを調整し、協力者Bの関節と対応したユニットを駆動させる。

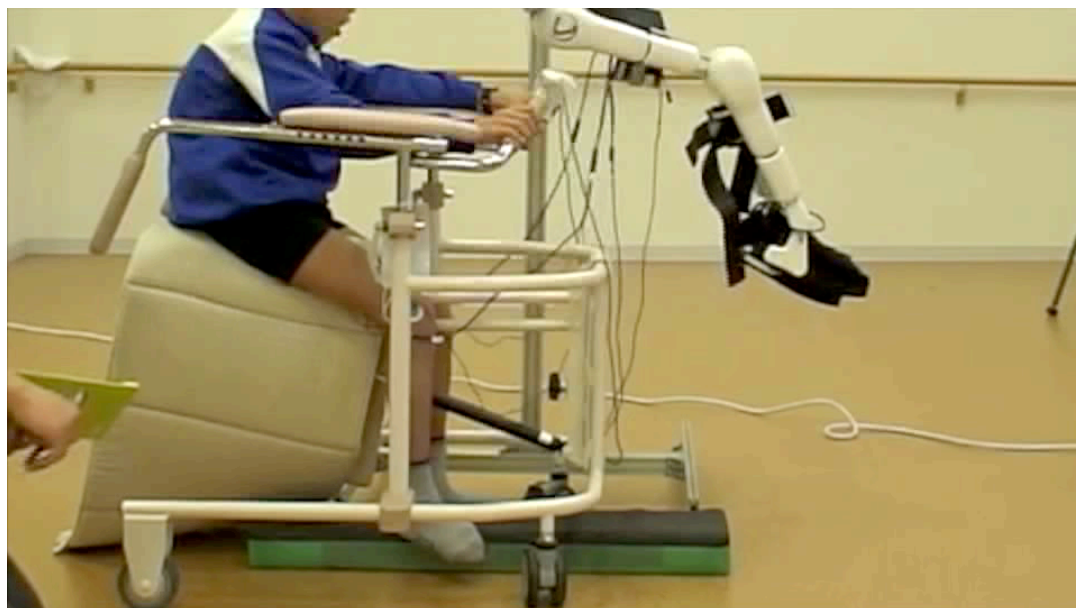


Figure 5.1 CVC適用試験の試験環境

### 5.1.2 試験結果

試験結果をFig. 5.2に示す。白色の領域は屈曲時としてHALが右膝関節屈曲の動作意思があると判断した時間、灰色の領域は伸展時として右膝関節伸展の動作意思があると判断した時間を示している。屈曲時には最大4.2 [ $\mu\text{V}$ ]の屈筋BESを計測し、最大2.6 [ $\mu\text{V}$ ]の伸筋BESを計測した。伸展時には最大12.6 [ $\mu\text{V}$ ]の屈筋BESを計測し、最大29.7 [ $\mu\text{V}$ ]の伸筋BESを計測した。それらの信号を用いたCVCにより動作補助に必要な関節トルクを推定した結果、屈曲時には屈筋BESの波形を反映したトルクを生成することができ、伸展時には伸筋BESの波形を反映したトルクを生成することができた。ただし、伸張反射を抑制するためにCVCで生成したトルクを5 [Hz]のローパスフィルタに通していることから、0 [s]付近、3 [s]近辺の伸筋BES等、急激に変化する波形はトルクに反映されないことが確認できた。HAL福祉用の膝関節は屈曲時には屈曲トルクを受けて屈曲方向へ回転し、伸展時には伸展トルクを受けて伸展方向へ回転した。

### 5.1.3 考察

CPを有する協力者Bに対するCVCの適用可能性を検証するために、協力者Bの膝関節駆動筋群上に電極を貼り付け、CVCによってHALの膝関節を駆動する試験を行った。試験の結果、協力者Bから屈筋BES、伸筋BESを計測することができ、開発したCVCを用いた動作意思を反映したトルクを生成し、HALの膝関節を駆動することができた。したがって、開発したCVCとHAL福祉用を用いることで協力者Bに対してiBFを実現できると考えられる。

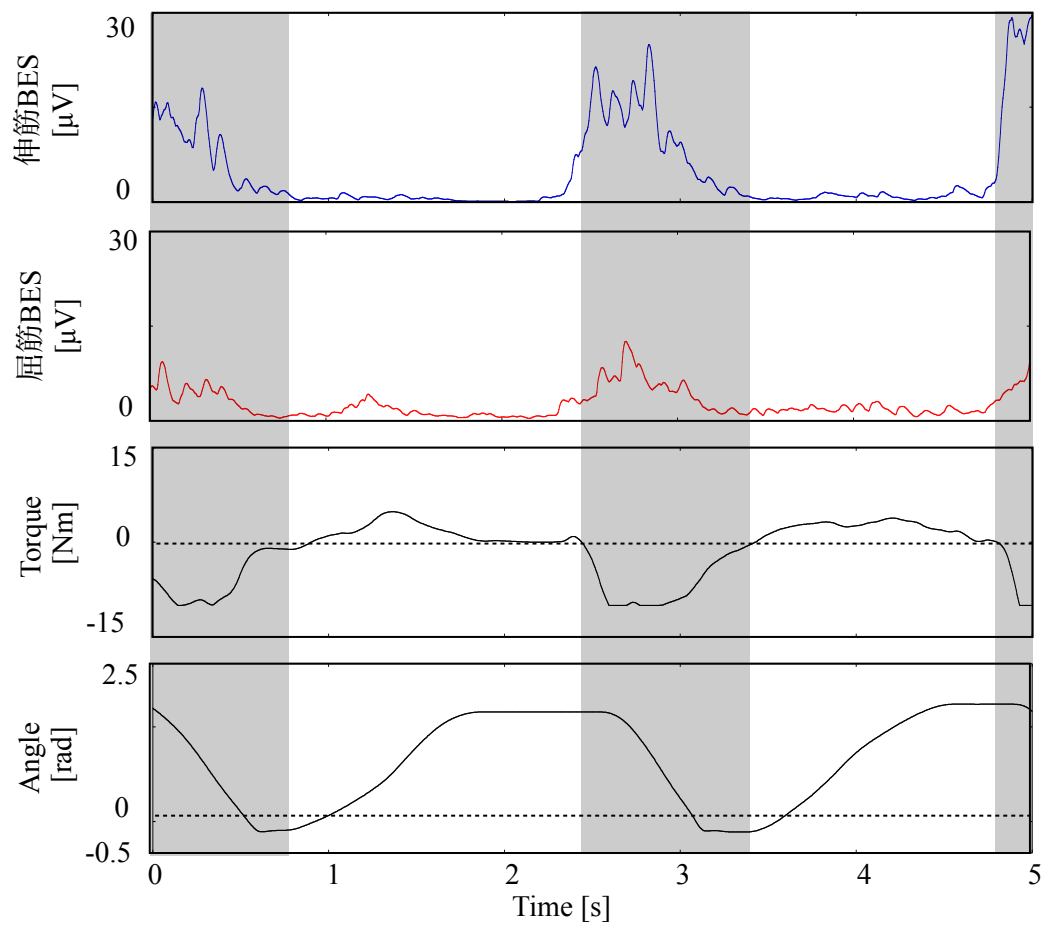


Figure 5.2 CVCによるHAL福祉用の右膝関節駆動結果

## 5.2 ハイブリッド制御適用試験

### 5.2.1 試験方法

試験環境をFig. 5.3に示す。協力者Bは、転倒を防止するためにスリングを装着する。免荷量0 [kg]の状態では平行棒を両手で把持し、立位姿勢をとる。立位姿勢の安定後、体重支持に対する上肢動作の影響を減少させるために片手を平行棒から離す。

目視により、片手が平行棒から離れている時間を一側上肢平行棒支持での立位可能時間として計測する。また、HALに使用する床反力センサ付きの靴を装着し、一側上肢平行棒支持中におけるCoGRFの変動を求める。それらの計測結果に基づき、体重支持に対するCACによる姿勢のガイドの有用性を検証する。

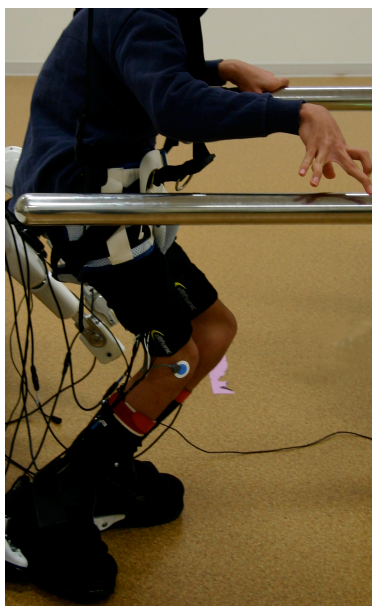
### 5.2.2 試験結果

一側上肢平行棒支持立位時の立位姿勢をFig. 5.3に示す。HAL未装着時には股関節・膝関節が屈曲していたが、HAL装着時はCACによって姿勢がガイドされることで、体重支持に適した姿勢である体幹を鉛直上向きの維持と膝関節の伸展位の維持を行うことができた。立位可能時間はHAL未装着時では1.5 [s]、HAL装着時は20 [s]以上であった。

Fig. 5.4に立位時におけるCoGRFの平均位置と分散を示す。HAL未装着時には平行棒を把持している左側のつま先にCoGRFが位置しているのに対し、HAL装着時には左右の脚の中央踵寄りにCoGRFが位置していた。

### 5.2.3 考察

体重支持を困難とする協力者Bに対するハイブリッド制御の有用性を検証するために、HAL未装着状態とHALを装着し、CACによって姿勢をガイドされた状態での一側上肢平行棒支持での立位を比較する試験を行った。試験の結果、HALによって姿勢をガイドされることで10倍以上の時間、一側上肢平行棒支持での立位を維持できた。立位時のCoGRFは左右の脚の中央踵寄りに位置していた。このCoGRFの位置は健常者が立位姿勢をとる際の位置の近傍であり、健常者と同様の姿勢で体重支持ができていたと考えられる [56]。適切な姿勢をとることで体重支持時の筋活動が減少することが示されていることから、協力者Bに対してハイブリッド制御を適用することで歩行時の筋負荷を軽減できると考えられる [47]。

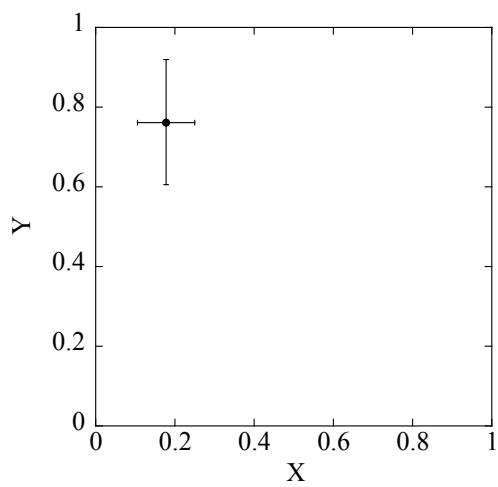


(a) HAL未装着時

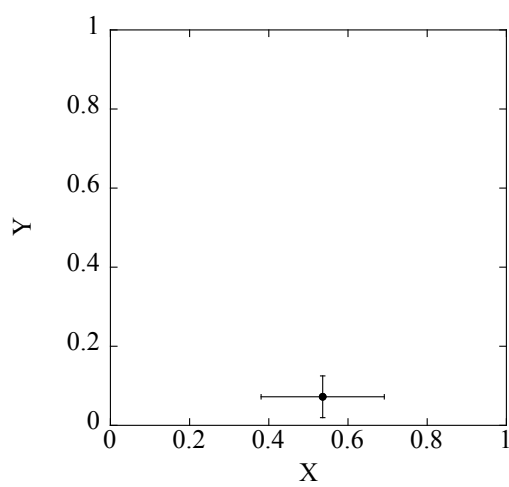


(b) HAL装着時

Figure 5.3 一側上肢平行棒支持立位時の立位姿勢



(a) HAL未装着時



(b) HAL装着時

Figure 5.4 一側上肢平行棒支持立位時におけるCoGRF



## 5.3 HALを用いた歩行試験

### 5.3.1 試験方法

試験は、1日1回行い、計9日間実施する。試験の時間は70分程度で、大まかな時間の配分は、試験開始時の心拍数の計測が5分、下肢のマッサージに20分、電極の貼り付けを含めたHALの装着に5分、休憩を含めた歩行時間が30分、HALの脱着に5分、試験終了時の心拍数の計測が5分である。

試験環境をFig. 5.5に示す。この試験では歩行中の転倒防止として移動式の免荷装置（All in one<sup>®</sup>, Ropox, Denmark）を用いる。免荷装置の操作は介助者が行い、協力者Bの歩行ペースに合わせて免荷装置を進める。また、介助者1名が協力者Bに付き添い、必要に応じて腰部介助を行う。また、試験には理学療法士が参加する。

協力者Bは、快適な速度で歩行する。免荷装置を把持してもよいが、上肢を用いた体重支持、推進力の発生を可能な限り行わないようにする。歩行経路は平地に設置した長方形のコースを周回歩行する。適宜、疲労に応じて椅子に座って休憩をとる。

本試験では、試験環境の安全性の検証と、運動強度および歩行距離に基づく試験内容の評価を行う。



Figure 5.5 HALを用いた歩行試験の試験環境

### 5.3.2 試験結果

協力者Bは、膝関節伸展に拘縮があるため、HAL装着前に下肢のマッサージを実施した。マッサージによって協力者Bの膝関節可動域がHAL福祉用の膝関節可動域以上となったことを確認し、HAL福祉用を介護者2名で協力者Bに装着した。協力者Bは、ベルトやカフの締め付け等による痛みを訴えることはなかった。HAL脱着の際に協力者Bの皮膚を確認したところ、電極を貼り付けた部位とカフと接続した部位に締め付けや擦れによって赤く変色していたが、次の試験時には回復し、変色した部位は元の肌の色に戻っていた。歩行試験中のHALの動作補助に関しても痛みや不快感を訴えることはなかった。また、歩行試験中に協力者Bが転倒し負傷することなく、移動式の免荷装置を使用したことにより、その予防も適切に行われた。介助者はHAL福祉用の腰部を把持し、体重移動のガイドを行う軽度の腰部介助を行った。休憩時に免荷装置を外す際にも腰部介助を行うことで転倒を予防することができた。これらの結果から、協力者Bに対してHAL福祉用を安全に適用でき、安全な試験環境の構築を実証できた。

Fig. 5.6に各試験における運動強度を示す。最大の運動強度は試験7日目の70.1 [%HRR]であり、最低の運動強度は試験6日目の5 [%HRR]であった。70 [%HRR]の運動はきついと感知することがBorgらによって示されていることから [48]、試験7日目のみ協力者Bへの高い身体的負荷が生じたことが確認できた。それ以外の試験日は運動強度が50 [%HRR]以下であり、楽であると感じる程度の試験を実施できた。また、歩行試験を通じて、協力者Bからは、「意思通りに脚を動かすことができる」、「気持ちよく運動できている」、「HAL装着時は上肢も動かしやすい」という感想が得られた。Fig. 5.7に各試験における歩行距離を示す。歩行距離は試験5日目が最も長く、276 [m]の距離を歩行できた。それ以外の試験日も150 [m]以上は歩行することができた。協力者Bは、普段の理学療法においても下肢を動かすことはないことから、HALを用いた歩行試験は、協力者Bに適切な身体的負荷を与え、下肢を積極的に動かす歩行試験の実施を実証できた。

### 5.3.3 考察

CPを有する協力者Bに対するHALを用いた歩行の安全性および有効性を検証するために、協力者BにHAL福祉用を適用し、歩行試験を行った。試験の結果、協力者BへのHAL福祉用の装着は安全に行われたことを確認できた。協力者Bは装着前に下肢のマッサージを受けており、関節可動域を拡張した上でHALの装着を行なったため、装着による負傷を回避できたと考えられる。したがって、可動域が狭い患者に対してHALを適用する際は装着前にマッサージを行うことが必要であると考えられる。また、協力者Bは、HALによる動作補助に対して不快感を感じておらず、HAL福祉用が生成した動作補助トルクは適切であったことが考えられる。歩行試験中に協力者Bが転倒し負傷することはなく、移動式の免荷装置を使用したことにより、その予防も適切に行われ、CPを有する小児に対してHALを用いた試験を安全に実施できることを示すことができた。協力者Bに対するHALを用いた歩行試験の運動強度は50 [%HRR]以下であり、楽であると感じる程度であった。この運動強度は有酸素性があることが示されており、協力者Bの心肺機能向上が期待できる。また、身体的負荷が非常に高くなる80 [%HRR]を越えた試験日はなく、安全な身体的負荷の範囲で協力者Bの歩行試験を実施できたと考えられる。

協力者Bは、普段の理学療法でも下肢を動かすことはない状態であった。その状態でHALを用いた歩行試験を行ったところ、試験時は最大で276 [m]の距離を歩行できた。したがって、HALを用いた歩行は協力者Bの下肢の運動量増加に対して有効であると考えられる。また、本試験と同等の運動強度でHALを用いた歩行を継続することで、筋力の増加、心肺機能の向上、関節拘縮の緩和が期待できる。

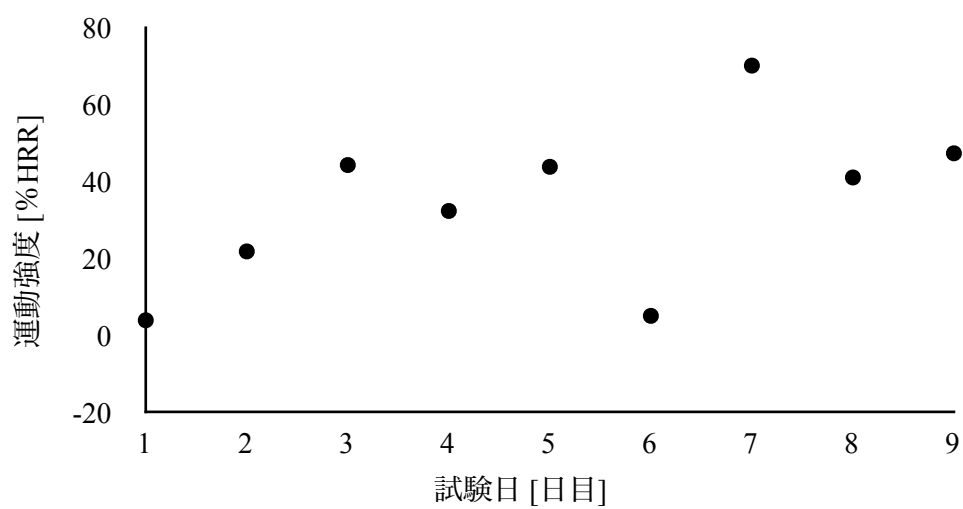


Figure 5.6 HALを用いた歩行試験時の運動強度

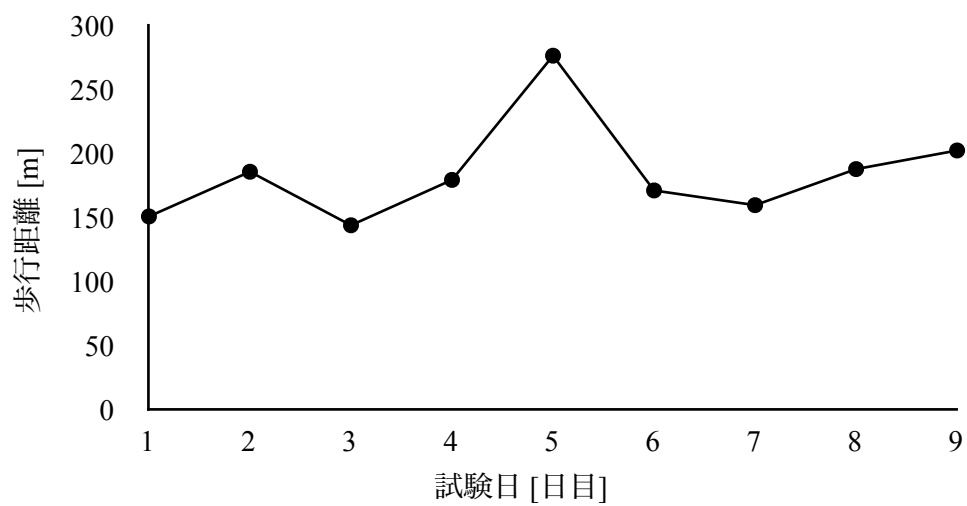


Figure 5.7 HALを用いた歩行試験時の歩行距離

## 5.4 歩行機能評価試験

### 5.4.1 試験方法

計測は、歩行試験の1日目と9日目の計2回実施する。1日目の計測結果をHALを用いた歩行試験前 (Before Trial) の歩行機能とし、9日目の計測結果をHALを用いた歩行試験後 (After Trial) の歩行機能とする。評価試験には10 [m]歩行試験、平行棒内歩行試験を用いる。

10 [m]歩行試験では10 [m]の直線上を歩行した際に要する時間および歩数を2回連続で計測する。計測値から一般的な歩行評価指標である歩行速度 [m/s]、ストライド長 [m/step]、ケージンス[steps/s]を求める。試験環境をFig. 5.8に示す。協力者Bは体重支持を困難としており、介助なしでの歩行の計測は不可能である。そのため、理学療法士は、協力者Bが歩行可能となる程度まで腰部介助による体重の免荷を行う。歩行の開始は任意のタイミングで行い、可能な限り速く歩行する。

平行棒内歩行試験では、介助者の腰部介助を必要とせずに平行棒を用いて歩行可能な歩数、距離を計測する。試験環境をFig. 5.9に示す。試験協力者は、補助具を用いずに平行棒内で立位となり、任意のタイミングで歩行を開始する。計測中、理学療法士が転倒を防止するために協力者Bに付き添うが、身体的介助は行わない。協力者Bは、可能な限り長距離を歩行する。転倒等を回避するために理学療法士が介助を行うまでに歩行できた距離および時間を計測し、評価する。



Figure 5.8 10 [m]歩行試験の試験環境



Figure 5.9 平行棒内歩行試験の試験環境

## 5.4.2 試験結果

Fig. 5.10は、10 [m]歩行試験の計測値から求めた歩行速度、ストライド長、ケーデンスを示している。丸の点は計測1回目の結果、三角の点は計測2回目の結果である。After Trialの歩行速度はBefore Trialと比べ、計測1回目は190.4 [%]増加し、計測2回目は40.6 [%]増加した。After Trialのストライド長はBefore Trialと比べ、計測1回目は56.3 [%]増加し、計測2回目は29.3 [%]増加した。After TrialのケーデンスはBefore Trialと比べ、計測1回目は88.3 [%]増加し、計測2回目は40.6 [%]増加した。Before Trialでは理学療法士が腰部介助によって体重の大部分を免荷しなければ歩行できなかったが、After Trialでは腰部介助を必要とせずに10 [m]を一定のペースで歩行できた。

Fig5.11は、平行棒内歩行試験の歩行開始時から理学療法士が介助を行うまでの1歩毎の歩行姿勢を示している。Before Trialでは、上肢で体重を支持し、足部が地面に接した状態で前方へ移動した。3歩目を着地した時点でバランスを崩し、理学療法士が介助を行った。平行棒から片手を離すことはできなかった。After Trialでは、1歩ごとにバランスを維持した歩行が可能となり、8歩目まで脚を出すことができた。足部が地面から離れ、遊脚動作を行っていることが確認できた。また、平行棒から片手を離してもバランスを崩すことはなかった。8歩目の両脚支持期中に後方へ移動した重心を戻すことができず、理学療法士が介助を行った。歩行距離は、Before Trialでは0.5 [m]、After Trialでは2.0 [m]であった。

協力者BはHALを用いた歩行試験を行っている期間中は他の理学療法を行っていない。したがって、HALを用いた歩行のみで協力者Bの歩行機能の改善を実証できた。

### 5.4.3 考察

HALを用いた歩行試験によるCP患者の歩行機能改善の実現可能性を検証するために、協力者Bに対して10 [m]歩行試験および平行棒内歩行試験を行った。試験の結果、どちらの試験においても歩行機能の改善を確認できた。協力者Bは、普段の理学療法では下肢を動かしていない。したがって、本試験で確認できた歩行機能改善はHALを用いたことで実現できたと考えられる。

10 [m]歩行試験では、Before Trialでは体重の大部分を理学療法士が免荷していたが、After Trialでは腰部介助を必要とせず歩行できるようになった。また、After Trialでは支持脚期における膝関節伸展を確認することができた。これらの結果から、CACによって姿勢をガイドすることでHAL未装着時にもその姿勢を取れるようになることが示唆された。

平行棒内歩行試験では、Before Trialでは平行棒から手を離すことができなかったが、After Trialでは片手ずつ平行棒を離しながら前方へ歩行することができるようになった。この結果は10 [m]歩行試験における介助量の減少と同様に、協力者Bの支持脚期における体重支持動作が改善されたことで実現できたと考えられる。

CP患者の移動機能の発達は6歳ごろから停滞し始めることが示されている [13-15]。また、CPを有する移動機能獲得不全児の歩行機能改善を検証する研究が行われているが、協力者Bと同等の身体障害者障害程度等級、年齢で歩行機能を改善できた症例はこれまで報告されていない [57-66]。したがって、9日間という短期間で協力者Bの歩行機能の改善を実現したHALを用いた歩行は、CP患者の歩行機能改善を可能とする手法として非常に重要な事例を示すことができたと考えられる。

CPは非進行性の疾患であるため、HALの使用を継続することで歩行機能獲得を実現できる可能性がある。また、歩行機能獲得後は日常生活における活動範囲を拡張する階段昇降機能の獲得も期待される。



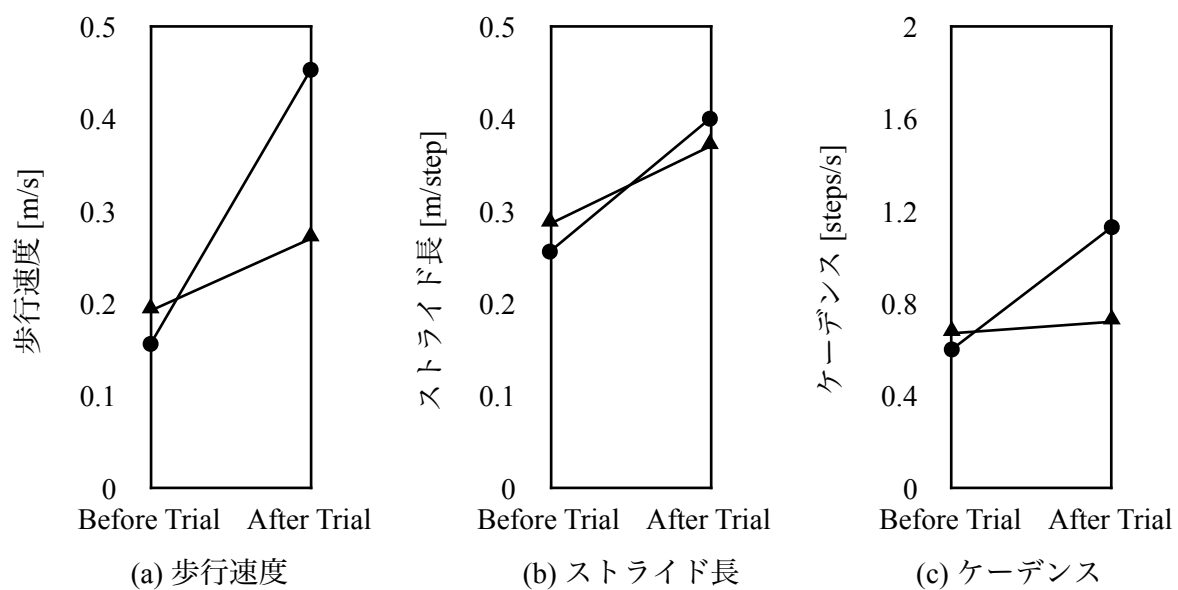


Figure 5.10 10 [m]歩行試験結果



(a)Before Trial



(b)After Trial

Figure 5.11 平行棒内歩行試験結果

## 5.5 まとめ

本章では、CPを有する協力者Bに対して、HALを用いた歩行試験による歩行機能獲得の実現可能性を示すため、CVCの適用可能性、HALを用いた歩行試験の安全性および有効性を検証する試験を行った。その結果、HAL福祉用は協力者Bの動作意思を反映した動作補助トルクを生成することができ、装着によって痛みや不快感が生じないことが確認できた。HALを用いた歩行試験は安全に実施され、試験による身体的負荷も安全な範囲内であった。また、下肢を動かす理学療法を行なってこなかった協力者Bが、HALを用いた歩行試験では最大276[m]を歩行することができた。

歩行試験を通じた協力者Bの歩行機能の変化を確認する試験については、HALを用いた歩行を9日間行った結果、試験開始前と比べて全ての歩行評価指標に向上が確認でき、腰部介助を必要とせずに評価試験をおこなうことが可能となった。また、平行棒内の歩行では、平行棒から片手を離すことができない状態から片手を離しながら前方へ歩行することが可能となった。

これらの結果から、HALを用いた歩行によるCP患者の歩行機能改善を実証できた。10日間の、HALを用いた歩行を長期間継続することで歩行機能獲得の実現可能性が示唆された。

## 第6章 階段昇降支援手法

CPは、非進行性の疾患であるため、歩行機能獲得後もHALの使用を継続することで日常生活における活動範囲を拡張する階段昇降機能の獲得も期待される。階段昇降時における下肢の動作として、昇行時の支持脚初期には身体持ち上げが必要であり、降行時の支持脚終期には落下抑制が必要である [67]。CPを有する協力者BはCACによって支持脚期における体重支持姿勢がガイドされることでHAL脱着時にもその姿勢をとることが可能となった。したがって、階段昇降時に加わる支持脚動作に関してもCACによる姿勢のガイドが有用であると考えられる。

本章では、階段昇降時における支持脚動作をCACによってガイドする制御手法の開発と、健常者を通じた手法の有用性の検証、HALを用いたCP患者の階段昇降の実現可能性の検証について述べる。

### 6.1 階段昇降支援手法

#### 6.1.1 移動状態の判別

歩行時と階段昇降時では支持脚期の動作が異なるため、それらの移動状態を判別し、支援手法の切り替えを行う。

現在の移動状態の判別には、遊脚の着地高さを用いる。Fig. 6.1に示すように、脚の高さを前方に位置する脚と後方に位置する脚の足関節間の高さとして定義し、式(6.1)を用いて算出する。

$$h = -l_{thigh} \cos(\theta_{abs} - \theta_{hf}) - l_{shank} \cos(\theta_{kf} + \theta_{abs} - \theta_{hf}) + l_{thigh} \cos(\theta_{abs} - \theta_{hb}) + l_{shank} \cos(\theta_{kb} + \theta_{abs} - \theta_{hb}) \quad (6.1)$$

ただし、 $h$ は脚の高さ、 $l_{thigh}$ は大腿長、 $l_{shank}$ は下腿長、 $\theta_{hf}$ は前方に位置する股関節の角度、 $\theta_{kf}$ は前方に位置する膝関節の角度、 $\theta_{hb}$ は後方に位置する股関節の角度、 $\theta_{kb}$ は後方に位置する膝関節の角度である。

遊脚が着地し、単脚支持期から両脚支持期へ遷移する際の $h$ は段差の高さと同じとなる。この特徴を利用し、式(6.2)を用いて遊脚着地時の $h$ と段差の判定基準 $h_{step}$ と比較し、現在の移動状態を歩行、階段昇行、階段降行の3つの状態の中から判別する。

$$State = \begin{cases} Descent & (h \leq -h_{step}) \\ Walk & (-h_{step} < h < h_{step}) \\ Ascent & (h_{step} \leq h) \end{cases} \quad (6.2)$$

ただし、 $State$ は現在の移動状態、 $Descent$ は階段降行、 $Walk$ は歩行、 $Ascent$ は階段昇行、 $h$ は遊脚の着地高さ、 $h_{step}$ は段差の判定基準である。

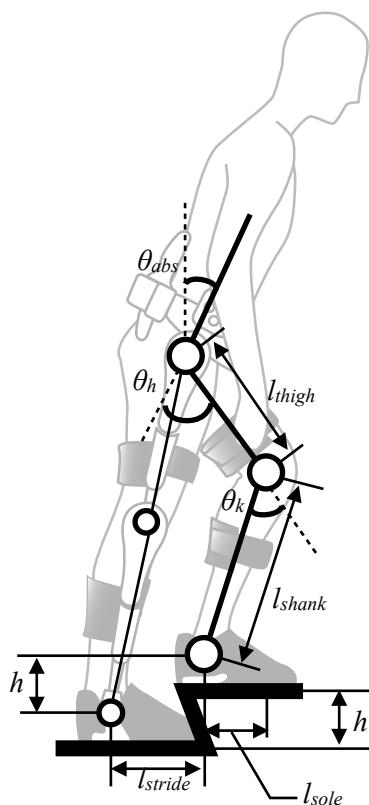


Figure 6.1 階段昇降支援における変数の定義

## 6.1.2 階段昇行時におけるフェイズ判別

階段昇行時は、段の上に遊脚が着地する。Fig. 6.2は階段昇行時の遊脚着地の際に形成されるCoGRFの移動範囲を示している。遊脚の踵が上段の端に着地した場合、Fig. 6.2の赤枠で示した領域内ではCoGRFが空中に存在する。第3章2節で用いた判別式を用いてその状態のフェイズ判別を行うと、Fig. 6.2の赤枠で示した領域内では、両脚支持期から上段に位置する脚の単脚支持期へのフェイズの移行を正しく判別できない。階段昇行時におけるフェイズの移行を正しく判別するために、 $C_x$ に基づいた判別に加え、CoGRFのY方向成分である $C_y$ に基づいた判別を行う。

左右の床反力センサの矢状面における位置が同じ場合、CoGRFのY方向成分は式(2.2)で算出される。脚が前後した場合のCoGRFのY方向成分は、脚の前後を式(6.3)で算出する足関節間の距離として定義し、式(6.4)を用いて算出する。

$$l_{stride} = l_{tigh} \sin(\theta_{abs} - \theta_{hf}) + l_{shank} \sin(\theta_{kf} + \theta_{abs} - \theta_{hf}) - l_{tigh} \sin(\theta_{abs} - \theta_{hb}) - l_{shank} \sin(\theta_{kb} + \theta_{abs} - \theta_{hb}) \quad (6.3)$$

ただし、 $l_{stride}$ は足関節間の距離である。

$$C_{y'} = \frac{|l_{stride}|C_x + l_{sole}C_y}{|l_{stride}| + l_{sole}} \quad (6.4)$$

ただし、 $C_{y'}$ は脚の前後を考慮したCoGRFのY方向成分であり、 $l_{sole}$ はつま先の床反力センサ代表点と踵の床反力センサ代表点との距離である。

遊脚の踵が上段の端に着地した際、CoGRFが上段に存在する条件は式(6.5)となる。

$$\frac{|l_{stride}|}{l_{sole} + |l_{stride}|} < C_{y'} \quad (6.5)$$

階段昇行時では、式(6.5)および第3章2節で用いた判別式を満たす位置にCoGRFが移動した場合にのみ、両脚支持期から上段に位置する脚の単脚支持期へフェイズを移行する。

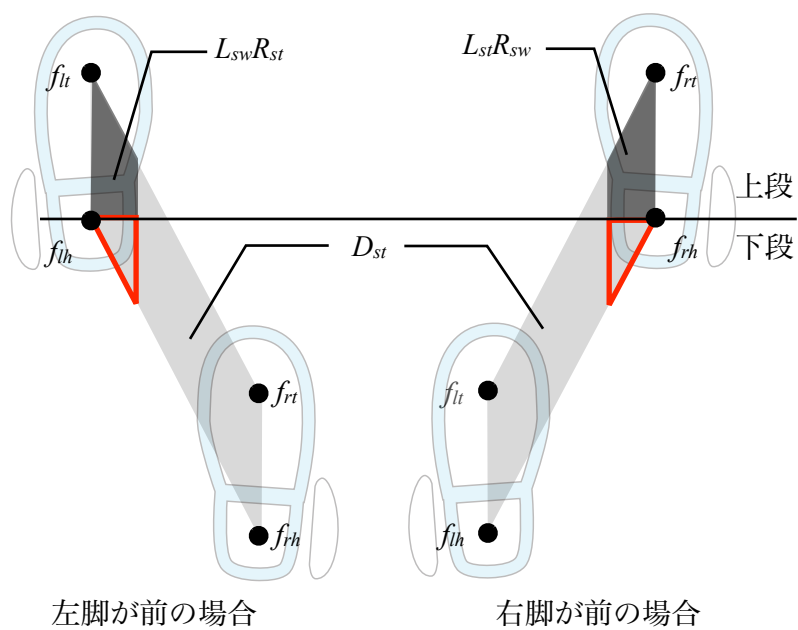


Figure 6.2 階段昇降時におけるCoGRFとフェイズの関係

### 6.1.3 身体持ち上げ支援

身体を持ち上げは、股関節が体幹を鉛直上向きで維持し、膝関節が段差の高さに応じて伸展方向のトルクを出力することで行われる [68,69]。CACによる階段昇行支援として、体重支持支援と同様の手法で体幹を鉛直上向きに維持し、身体持ち上げ時に必要となる膝関節伸展トルクを支援する。身体持ち上げ時に必要となる膝関節伸展トルクは式(6.6)を用いて算出される。

$$\tau_{up.k} = -Wgl \quad (6.6)$$

ただし、 $\tau_{up.k}$ は身体持ち上げ時、膝関節伸展に必要となるトルク、 $W$ は装着者の体重、 $g$ は重力加速度、 $l$ は矢状面における膝関節と重心（COG:Center of Gravity）との距離である。

身体持ち上げ動作は、鉛直上向きへの移動が主であり、前後方向への移動量は少ない。矢状面上では、COGとCoGRFは同じ位置に存在すると考えられる。したがって、身体持ち上げ時に必要となるトルクは式(6.6)の $l$ を、膝関節とCoGRFとの距離として置き換えた式(6.7)として算出できる。

$$\tau_{up.k} = -Wg\{l_{shank} \sin(\theta_k + \theta_{abs} - \theta_h) - (l_{sole} + |l_{stride}|)C'_y + |l_{stride}|\} \quad (6.7)$$

身体持ち上げは、支持脚初期に行われる。式(6.8)に示すように階段昇行支援では $l_{stride}$ に基づいて支持脚期を初期と中期以降に分け、支持脚初期では身体持ち上げ支援を、支持脚中期以降は体重支持支援を行う。

$$\tau_{st.k} = \begin{cases} \tau_{up.k} & (l_{stride} < 0) \\ \tau_{spp.k} & (l_{stride} \geq 0) \end{cases} \quad (6.8)$$

### 6.1.4 落下抑制支援

階段降行時に行われる落下抑制は、下肢の駆動筋群が鉛直下向きへの移動によって生じる関節角速度の増加を抑制することによって行われる。この動作の支援として、式(6.9)、式(6.10)を用いて股関節・膝関節の関節角速度増加を抑制するD制御を行う。

$$\tau_{brk\_h} = -D_{brk\_h}\dot{\theta}_h \quad (6.9)$$

$$\tau_{brk\_k} = -D_{brk\_k}\dot{\theta}_k \quad (6.10)$$

ただし、 $\tau_{brk\_h}$ は股関節の落下抑制トルク、 $D_{brk\_h}$ は落下抑制支援時の股関節角速度ゲイン、 $\tau_{brk\_k}$ は膝関節の落下抑制トルク、 $D_{brk\_k}$ は落下抑制支援時の膝関節角速度ゲインである。

落下抑制は、支持脚中期以降に行われる。式(6.11)、式(6.12)に示すように階段降行支援においても $l_{stride}$ に基づいて支持脚期を初期と中期以降に分け、支持脚初期では体重支持支援を、支持脚中期以降は落下抑制支援を行う。

$$\tau_{st\_h} = \begin{cases} \tau_{spp\_h} & (l_{stride} < 0) \\ \tau_{brk\_h} & (l_{stride} \geq 0) \end{cases} \quad (6.11)$$

$$\tau_{st\_k} = \begin{cases} \tau_{spp\_k} & (l_{stride} < 0) \\ \tau_{brk\_k} & (l_{stride} \geq 0) \end{cases} \quad (6.12)$$



## 6.2 健常者による移動状態判別の検証

### 6.2.1 試験方法

本試験の試験協力者は、健常な20代男性の協力者Cである。HAL福祉用のリンク長および靴のサイズは、協力者Cの大腿長、下腿長、足部のサイズに合わせて調整する。また、身体持ち上げ支援に必要な体重等のパラメータも協力者Cに合わせて事前に調整する。試験環境をFig. 6.3に示す。階段はリハビリテーション等で用いられている高さ12 [cm]、幅72 [cm]、奥行き27 [cm]の昇降練習用階段を用いる。協力者CはHAL福祉用を装着し、立位姿勢をとる。移動開始の合図の後、1.5m歩行し、5段の階段昇行を行う。頂上で折り返した後、5段の階段降行を行い、1.5m歩行する。歩行時、階段昇降時の歩行速度は指示しない。転倒防止のため手すりを把持してもよいが、上肢を用いた体重支持、推進力の発生を可能な限り行わないようにする。

本試験では、HALが推定した遊脚の着地高さ、移動状態の判別結果および移動速度に基づいて、提案した判別手法の有用性を検証する。階段昇降時の歩行速度はFig. 6.4に示すように3種類提案されており、本試験では一定時間内に進んだ水平距離(Horizontal speed [m/s])を用いる [70]。

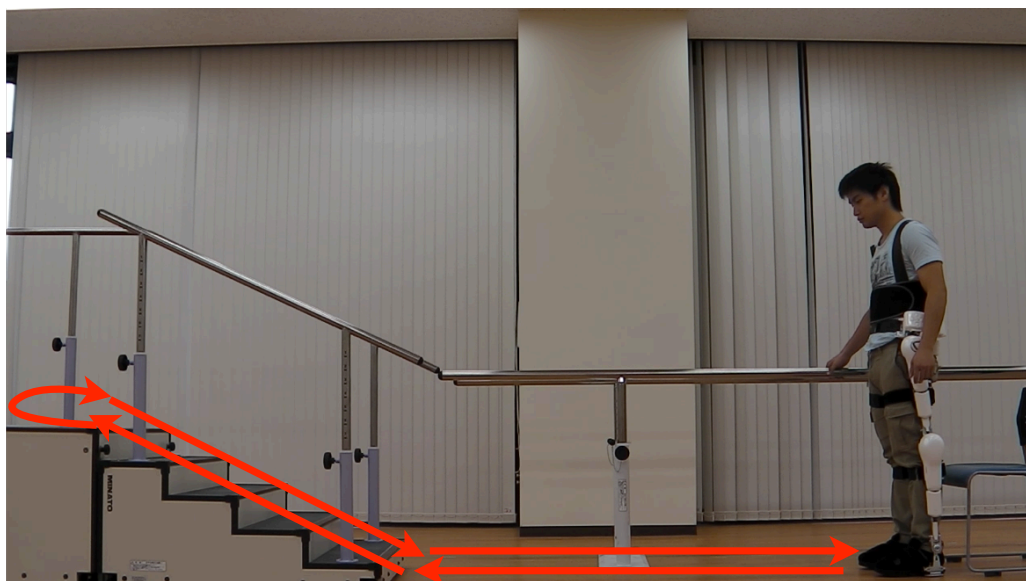


Figure 6.3 健常者による検証試験の試験環境

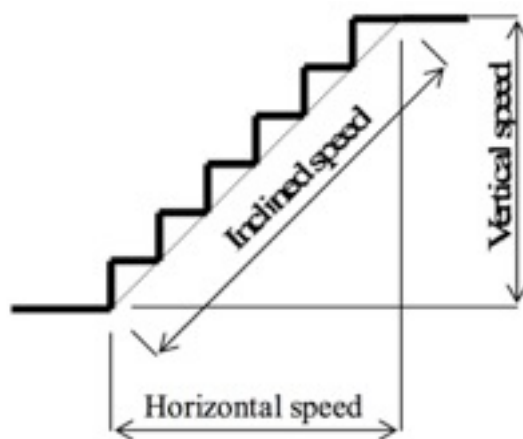


Figure 6.4 階段昇降時の歩行速度 [70]

## 6.2.2 試験結果

試験時における脚の高さの変化と遊脚着地高さをFig. 6.5に示す。HALが推定した歩行時における遊脚着地高さは、 $0.004 \pm 0.02$  [m]、昇行時における遊脚着地高さは $0.11 \pm 0.01$  [m]、降行時における遊脚着地高さは $-0.12 \pm 0.01$  [m]であった。階段の段差が $0.12$  [m]であるため、約15 [%]の誤差で推定できることが確認できた。Fig. 6.6は、推定した遊脚着地高さに基づいて移動状態を判別した結果である。歩行から階段昇行への移行、階段昇行後の頂上での折り返し、階段降行と、その後の歩行を正確に判別でき、歩行、階段昇行、階段降行を100 [%]の確率で判別できた。これらの結果から、HALが自動的に移動状態を切り替えられることを確認できた。

Fig. 6.7は、階段昇行時にフェイズ判別を行った結果を示している。黒枠はフェイズの誤判別が想定される領域である。黒枠内ではフェイズの遷移は生じておらず、適切に昇行時のフェイズ判別を行うことができていた。歩行速度は $0.37$  [m/s]、階段昇行速度は $0.23$  [m/s]、階段降行速度は $0.64$  [m/s]であった。

## 6.2.3 考察

提案した移動状態の判別手法の有用性を検証するために、健常な成人男性の協力者Cに対する適用試験を行った。試験の結果、HALは誤差10 [%]程度で段差の高さを推定し、歩行、階段昇行、階段降行を自律的に100 [%]判別できた。したがって、開発した手法は移動内容に応じたCACによる支援動作の切り替えを実現でき、HALを用いて歩行と階段昇降をシームレスに補助可能であることを示した。

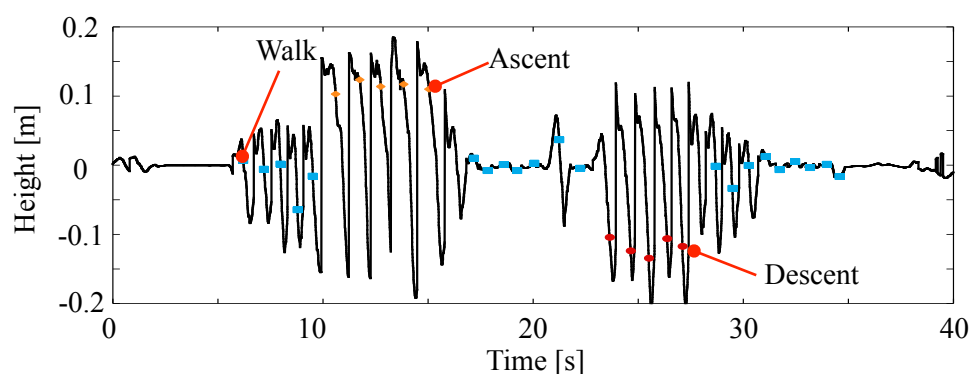


Figure 6.5 脚の高さの変化および遊脚着地高さ

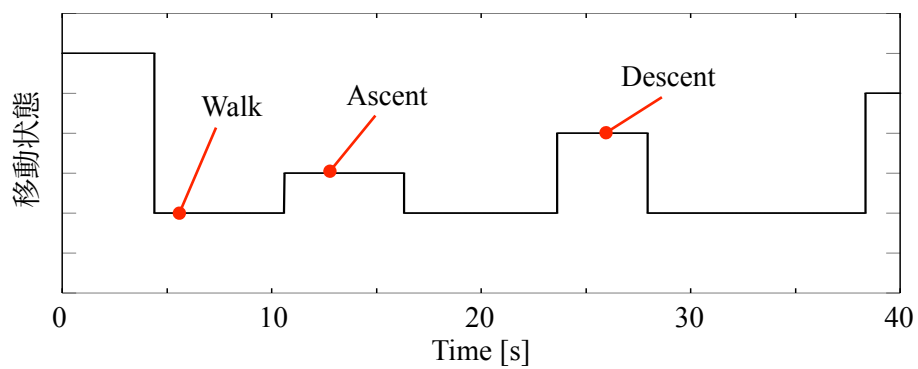


Figure 6.6 移動状態判別結果

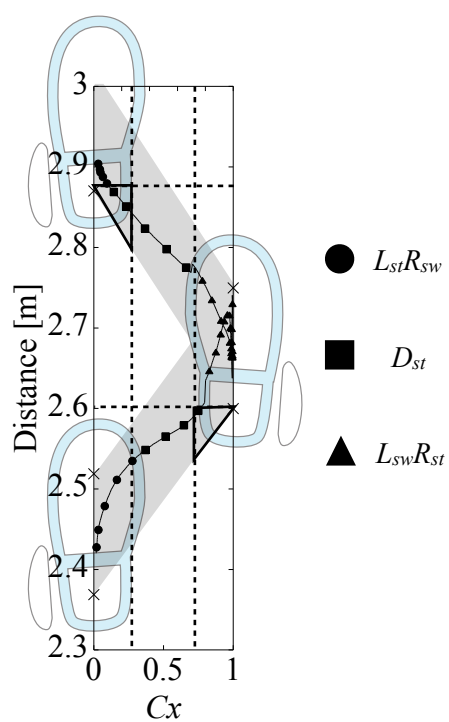


Figure 6.7 階段昇降時のフェイズ判定結果

## 6.3 HALを用いた階段昇降試験

### 6.3.1 試験方法

本試験の試験協力者は、CPを有する協力者Bである。試験環境をFig. 6.8に示す。この試験では移動中の転倒を防止するため、免荷装置(partner, meiden, Japan)を用いる。階段は、リハビリテーション等で用いられている高さ12 [cm]、幅72 [cm]、奥行き27 [cm]の昇降練習用階段を用いる。協力者Bは、HAL福祉用を装着し、階段昇行を開始可能な位置で立位姿勢をとる。移動開始の合図の後、5段の階段昇行を行う。頂上で折り返した後、5段の階段降行を行う。階段昇降時の歩行速度は指示しない。転倒防止のため手すりを把持してもよいが、上肢を用いた体重支持、推進力の発生を可能な限り行わないようにする。介助者1名が協力者Bに付き添い、必要に応じて腰部介助を行う。また、試験には理学療法士が参加する。

本試験では、試験環境の安全性の検証、協力者Bに対する階段昇降支援手法の有用性の検証を行う。

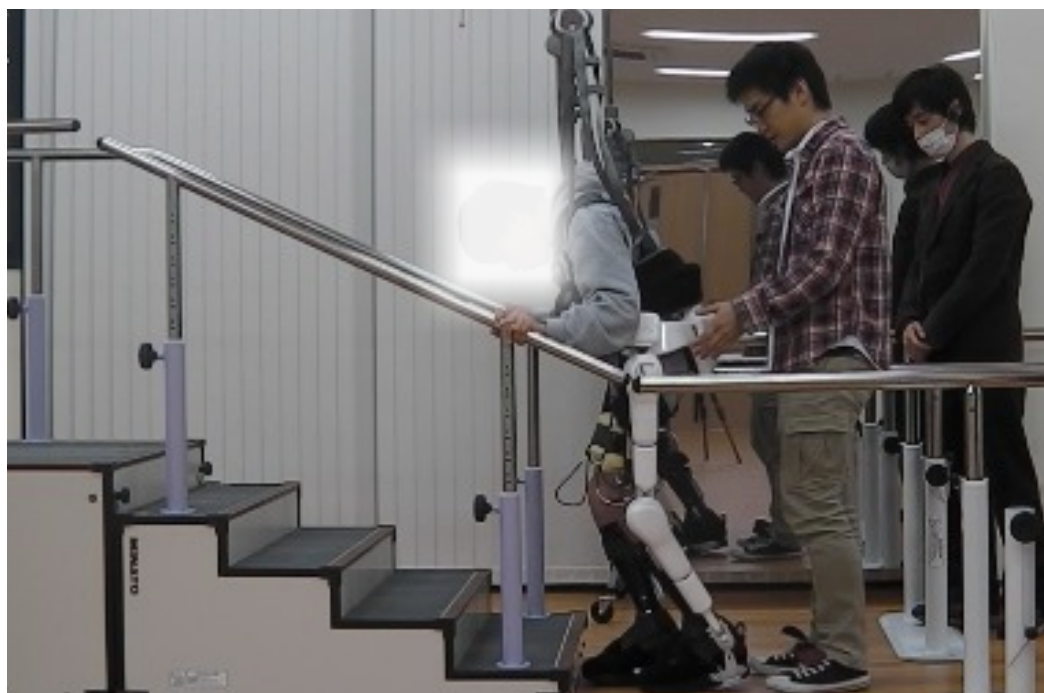


Figure 6.8 HALを用いた階段昇降試験の試験環境

### 6.3.2 試験結果

協力者Bは、普段、介助者による全介助を受けなければ階段昇降を行うことができない。そのため、HAL未装着時の階段昇降試験は実施しなかった。

Fig. 6.9にHAL装着時の階段昇行を示す。協力者Bは、HAL福祉用を装着することによって一段ごとに両足を揃える二足一段昇行で5段の階段昇行を行うことができた。介助者は適宜、軽度の腰部介助を行ったが、協力者Bは介助を必要とせずに身体の持ち上げを行うことも可能であった。最も時間を要した動作は手すりの把持位置を調整する上肢の動作であった。

Fig 6.10にHAL装着時の階段降行を示す。協力者Bは、HAL福祉用を装着することによって二足一段降行で5段の階段降行を行うことができた。介助者は、常に軽度の腰部介助を行った。階段降行時においても、最も時間を要した動作は手すりの把持位置を調整する上肢の動作であった。

階段昇降試験中、転倒を防止するために協力者Bはスリングを通じて免荷装置に接続していたが、協力者Bは転倒することなく、免荷装置に依存する状況はなかった。

これらの結果から、階段昇降時に介助者による全介助を必要とする移動機能獲得不全児に対して、CACによる階段昇降支援を搭載したHALを適用することで階段昇降を実現可能であることを実証できた。

### 6.3.3 考察

移動機能獲得不全児に対するHALを用いた階段昇降の実現可能性を検証するため、CPを有する協力者Bを対象とした階段昇降試験を行った。試験の結果、階段昇降時に全介助を必要としていた協力者Bが本章で開発した手法を適用したHALを装着することで、軽度腰部介助によって階段昇降を行うことができた。免荷装置、腰部介助によって試験中転倒することなく、安全な試験を実施できた。これらの結果から、HALを用いた階段昇降の実現可能性を示すことができた。

HALを用いた歩行試験では、歩行機能改善を実証できており、階段昇降の機能に関してもHALの使用を継続することで機能改善が期待できる。階段昇降には筋力や心肺機能が必要となるため、単独で行えるまで改善するにはHALを長期間使用することが必要となると予想されるが、介助量が全介助から腰部の軽度介助に減少できれば介護者の身体的負担を大幅に軽減できると考えられる。

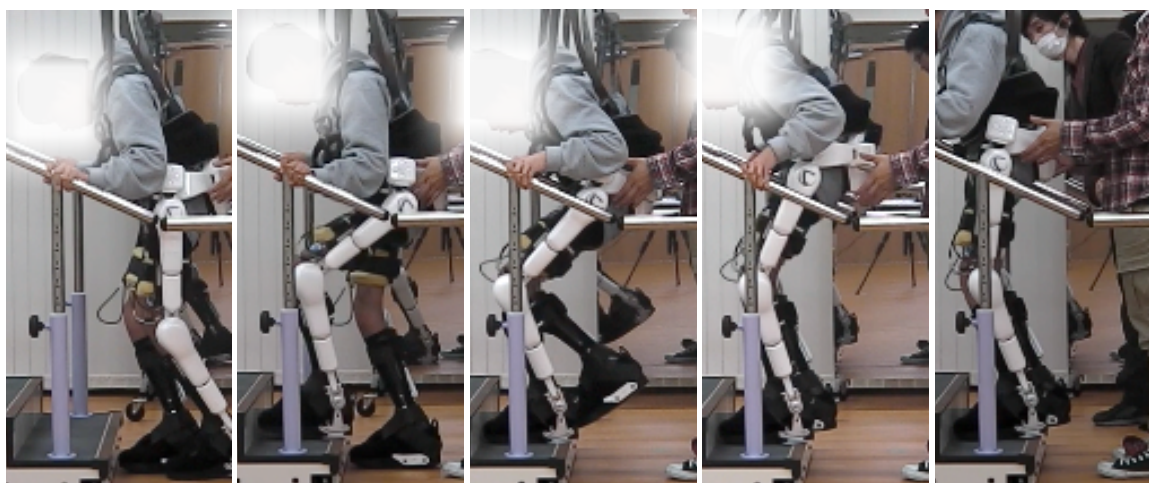


Figure 6.9 HALを用いた階段昇行試験結果



Figure 6.10 HALを用いた階段降行試験結果



## 6.4 まとめ

本章では、HALを用いた階段昇降を実現するため、歩行、階段昇行、階段降行の3つの移動状態を自律的に判別する手法を提案し、階段昇降時に加わる支持脚動作を支援するCACを開発した。移動状態の自律的な判別の有用性は健常者を対象とした試験を通じて検証し、100 [%]の確率で移動状態を判別することができた。開発した手法をCPを有する協力者Bに対して適用し、階段昇降試験を行ったところ、階段昇降を行う際に全介助を必要としていた協力者Bが軽度腰部介助によって階段昇降を行うことができるようになった。これらの結果から、開発した階段昇降支援手法はCP患者に対するHALを用いた階段昇降を実現可能であることを示すことができた。



## 第7章 結論

移動機能獲得不全児は、日常的な移動手段として車いすを使用する。車いすは自立した移動を支援することができるが、活動範囲の制限があり、長期的使用による身体的悪影響を伴う。本研究では移動機能獲得不全児の一例としてSMA2型を有する協力者A、CPによる四肢麻痺を有し、障害者等級1級に認定されている協力者Bを対象とした。どちらの協力者も現代医学では歩行機能獲得が不可能であると定義されており、協力者が車いすを離れ、歩行による移動で日常生活を営むことは諦められてきた。我々は、協力者のような脳・神経・筋系の疾患患者の機能改善・機能再生に関する仮説としてHALを用いたiBF仮説を提唱している。iBF仮説はこれまで様々な疾患患者を対象とした実証が行われており、協力者の歩行機能改善にも有効であることが期待できる仮説である。しかしながら、従来のHALに関する研究開発は成人を対象としており、小児に関しては全くの未開拓分野であった。

本論文では、未開拓分野であった小児に関して、HALを用いてSMAおよびCPに起因する移動機能獲得不全児の歩行機能の改善を実証し、歩行機能獲得の実現可能性を示した。具体的には以下を示した。

- 1) 移動機能獲得不全児に対してHALを用いた歩行を実施可能とするために、小児の身体的特徴に基づいてパワーユニットを選定し、CFRPを構造部材として用いることで小型・軽量な小児用HALを開発した。また、成長による身長の変化に対応するため、HALの関節間のリンク長を無段階で調整できる機構を搭載した。
- 2) HALによる歩行の動作補助を実現するため、SMA患者およびCP患者のBESを計測し、本研究の協力者に適用可能なCVCを開発した。また、CVCと、支持脚期において体重支持姿勢へガイドするCACによる動作補助を混在させたハイブリッド制御を開発した。
- 3) SMAを有する協力者Aに対するCVCの適用可能性を検証するために、協力者AのBESを用いたCVCによるHALの駆動試験を行った。検証の結果、HALは協力者Aの動作意思を反映した動作を行うことができ、CVCによって協力者Aの動作補助が可能であることを示すことができた。CVCを搭載したHALを用いて協力者Aの歩行試験を行った。試験の結果、低い運動強度でHAL未装着時の約4倍の距離を歩行できた。歩行試験前後で協力者Aの歩行機能を比較したところ、5 [m]歩行試験ではケージンスが40 [%]以上向上し、独歩試験では3歩で転倒していた状態から10歩以上、バランスを維持しながら歩行できるようになった。これらの結果から、HALを用いて協力者Aの歩行機能が改善されたことを確認できた。従来の知見では不可能とされていたSMA2型の歩行機能改善を実現した

ことで、HALを用いたSMA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を示すことができた。

4) CPを有する協力者Bに対するCVCの適用可能性を検証するために、協力者BのBESを用いたCVCによるHALの駆動試験を行った。検証の結果、HALは協力者Bの動作意思を反映した動作を行うことができ、CVCによって協力者Bの動作補助が可能であることを示すことができた。また、CVCに体重支持支援を行うCACを混在させたハイブリッド制御を協力者Bに適用した。その結果、協力者Bの一侧上肢平行棒支持時の立位が安定し、体重支持に対するハイブリッド制御の有用性を確認することができた。ハイブリッド制御を搭載したHALを用いて協力者Bの歩行試験を行った。試験の結果、運動強度は過剰な身体的負荷が生じるとされる80 [%]以上になることはなく、267 [m]を歩行できた。歩行試験前後で協力者Bの歩行機能を比較したところ、10 [m]歩行試験では、一般的な歩行評価指標である歩行速度、ストライド長、ケーデンスが全て向上していた。また、腰部介助を必要とせずに歩行することが可能となった。平行棒内歩行試験では、平行棒から手を離すことができなかつた状態から5歩以上、交互に手を平行棒から離しながら歩行できるようになった。HALを用いて協力者Bの歩行機能が改善されたことを確認できた。従来知見では不可能とされていた障害者等級の歩行機能改善を実現したことで、HALを用いた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を示すことができた。

5) CACによって歩行時・階段昇降時の支持脚動作を補助し、CVCによって遊脚動作を支援するハイブリッド制御を提案した。CPを有する協力者Bに対してそのハイブリッド制御を搭載したHALを用いた階段昇降試験を行った。その結果、HAL未装着時には階段昇降時に全介助を必要としていた協力者BがHAL装着時は腰部の軽介助のみで階段昇降を行うことができ、HALを用いた階段昇降の実現可能性を示すことができた。

本論文では、HALを用いた移動機能獲得不全児の歩行機能獲得の実現可能性を示した。下位運動ニューロン障害としてSMAを、上位運動ニューロンとしてCPを対象とし、各々の疾患に対して現代医学では不可能とされてきた歩行機能改善を示すことで、小児に対してiBF仮説が成立する可能性を示唆できた。日常生活を営む上で最も基礎的な動作である歩行を改善できたことにより、更衣・排泄・入浴等の日常生活活動も同時に改善されることが予想され、本研究の協力者は、これまでは諦められてきた介助者から自立した日常生活を営むことができるようになることと期待される。また、HALを用いることで移動機能獲得不全児が歩行だけでなく、階段昇降も実現可能となることを示した。これらの研究成果は、移動機能獲得不全児に対する歩行機能改善治療としての導入が今後の展望として期待される。

## 謝辞

本研究は、筑波大学システム情報工学研究科の山海嘉之教授の御指導のもと、文部科学省グローバルCOEプログラム「サイバニクス：人・機械・情報系の融合複合」ならびに、内閣府最先端研究開発支援プログラム「健康長寿社会を支える最先端人支援技術研究プログラム」の支援により行われたものである。山海教授には、これまで全くの未開拓分野であった小児の機能獲得に対するHALの研究・開発の機会を頂き、常日頃から昼夜を問わず熱心な御指導、ご鞭撻を賜りました。心より感謝し、厚く御礼申し上げます。また、山海教授には、研究内容のみならず、世界最先端を担うための常識、礼儀、責任感、周囲への心配りなど多くの素養を教えてくださいました。心から感謝しております。

また、本論文をまとめるにあたり、適切且つ親切な御指導とご助言を頂きました筑波大学システム情報工学研究科の鬼沢武久教授、堀憲之教授、葛岡英明教授、白川友紀教授に深く感謝の意を表します。

そして、鋭いご助言だけでなく、温かい激励を頂きました山海研究室の皆様にも心より感謝致します。特に、Cyberoidチームの皆様とは日頃から活発な議論をさせて頂くだけでなく、HALの開発や実証試験の実施、さらには論文の執筆にあたり、昼夜を問わずご協力を頂き、心より感謝致します。また、HAL福祉用を使用した実証試験を行うにあたりご尽力頂きましたCYBERDYNE株式会社の皆様、独立行政法人病院機構新潟病院の皆様にも厚く御礼申し上げます。こうして有意義な研究生活を送るための素晴らしい環境とメンバーに恵まれ、本論文をまとめることができましたことに、深く御礼申し上げます。

そして何より、家族にこの場を持って心から御礼申し上げます。

## 参考文献

- [1] 桃井真理子 (1993), 「7 I 運動発達の診かた」, 鴨下重久監修, 『ベッドサイドの小児神経・発達の診かた』, 南山堂, pp. 125-137
- [2] 益財団法人日本医療機能評価機構, 重度脳性麻痺; 庫児の予後に関する医学的調査プロジェクトチーム, 横地分類(改訂大島分類)記載マニュアル, 重度脳性麻痺児の予後に関する医学的調査報告書, 2011, <[http://www.seirei.or.jp/mikatahara/oozora\\_center/upimg/2010060111153431312.pdf](http://www.seirei.or.jp/mikatahara/oozora_center/upimg/2010060111153431312.pdf)>
- [3] 内閣府, 障害者白書, 平成22年版, p298-302
- [4] 下泉秀夫 (1993), 「7 II 運動機能の診かた」, 鴨下重久監修, 『ベッドサイドの小児神経・発達の診かた』, 南山堂, pp. 137-155
- [5] Sherrington CS, the integrative action of the nervous system, Yale University Press (New Heaven), 1906
- [6] 「運動ニューロン疾患」, Mark H. Beers 他著, 福島雅典監修, 『メルクマニュアル 18版 日本語版』, <<http://merckmanual.jp/mmpej/sec16/ch223/ch223f.html>>
- [7] SMA診療マニュアル編集委員会 編集, 『脊髄性筋萎縮症診療マニュアル』, 金芳堂
- [8] 厚生労働省, 身体障害者福祉法施行規則, <<http://law.e-gov.go.jp/htmldata/S25/S25F03601000015.html>>
- [9] Kaufmann P, McDermott M P, Darras B T, Finkel R, Kang P, Oskoui M, De Vivo D C. Observational study of spinal muscular atrophy type 2 and 3: functional outcomes over 1 year. Archives of neurology, 68(6), 779, 2011.
- [10] Chung B H, Wong V C, Ip P. Spinal muscular atrophy: survival pattern and functional status. Pediatrics, 114(5), e548-e553, 2004.
- [11] Kroksmark A K, Beckung E, Tulinius M. Muscle strength and motor function in children and adolescents with spinal muscular atrophy II and III. European Journal of Paediatric Neurology, 5(5), 191-198, 2011.
- [12] 大川弥生, 江藤文夫, 上田敏. Werdnig-Hoffmann 病 (慢性経過型) の障害経過についての検討, リハビリテーション医学, 日本リハビリテーション医学会誌, 1986, 23.3: 115-120.
- [13] Rosenbaum P L, Walter S D, Hanna S E, Palisano R J, Russell D J, Raina P, Galuppi B E. Prognosis for gross motor function in cerebral palsy. JAMA: the journal of the American Medical Association, 288(11), 1357-1363, 2002.
- [14] Wu Y W, Day S M, Strauss D J, Shavelle R M. Prognosis for ambulation in cerebral palsy: a population-based study. Pediatrics, 114(5), 1264-1271, 2004.

- [15]Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39(4), 214-223, 1997.
- [16]Bleck EE, Locomotor prognosis in cerebral palsy, *Develop Med Child Neurol*, 17, 18-25, 1975
- [17]溝田康司, 落合靖男. 脳性麻痺児の運動発達経緯と歩行予後の検討. *理学療法学*, 22(3), 114-118, 1995.
- [18]江口壽榮夫, 中徹, 中嶋正明, 浜田全紀, 北野嘉孝, 嶋田進. 脳性麻痺児の訓練頻度と移動能力獲得の限界: 療育からみた治療的訓練の効率. *リハビリテーション医学: 日本リハビリテーション医学会誌*, 37(4), 219-225, 2000.
- [19]平田淳, 脳性麻痺児における歩行能力の予測に関する研究, *リハビリテーション医学: 日本リハビリテーション医学会誌*, 34(3), 205-211, 1997.
- [20]千代丸信一, 歩行獲得遅延を示した脳性麻痺・痙直型・両麻痺児, *近畿福祉大学紀要*, 5, 54-62, 2004.
- [21]Okamura, J., Tanaka, H., and Sankai, Y., “EMG-based prototype powered assistive system for walking aid”, in *Proc. Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics*, 229-234, 1999.
- [22]Kawamoto H. and Sankai Y., 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.
- [23]Kawamoto, H., et al. Development of single leg version of HAL for hemiplegia, *Engineering in Medicine and Biology Society(EMBC), 2009, Annual International Conference of the IEEE*, 2009.
- [24]Lee S. and Sankai Y., 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 Intelligent Robots and Systems (IROS 2002)*, Lausanne, 1499-1504, 2002.
- [25]Hayashi T., Kawamoto H., Sankai Y., Control Method of RobotSuitHAL working as Operator’s Muscles using Biological and Dynamical Information, *Proc. of IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, 2-6, Aug., 3455-3460, 2005.
- [26]Suzuki K., Mito G, Kawamoto H., Hasegawa Y. Sankai Y., Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL, *Advanced Robotics*, Vol. 21, No. 12, 1441-1469, 2007.
- [27]Tsukahara A, Hasegawa Y., and Sankai Y., Standing-up motion support for paraplegic patient with Robot Suit HAL. *Rehabilitation Robotics*, 2009. *ICORR 2009. IEEE International Conference on. IEEE*, 2009.
- [28]林知広, 岩月幸一, 山海嘉之. 神経・筋活動の制御に支障がある重度対麻痺患者の脚上げ意思推定と歩行アシスト. *日本機械学会論文集 C 編 77.774 (2011): 439-449.*
- [29]Kawamoto, H., et al. Voluntary motion support control of Robot Suit HAL triggered by bioelectrical signal for hemiplegia, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, 2010.

- [30]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 (機械力学, 計測, 自動制御). 日本機械学会論文集. C 編, 2010, 76.772: 3630-3639.
- [31]中島孝, 神経・筋難病患者が装着するロボットスーツHALの医学応用に向けた進捗, 期待される臨床効果, 保険医療科学, 60 (2), 130-137, 2011
- [32]林知広, 岩月幸一, 長谷川真人, 田上未来, 山海嘉之. (2012). 自力運動困難な麻痺患者に対するロボットスーツを用いた新しい随意運動訓練—重度脊髄損傷患者への臨床適用—. 生体医工学, 50 (1), 117-123.
- [33]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, 27 (6), 723-729, 2012.
- [34]Kubota S, Nakata Y, Eguchi K, Kawamoto H, Kamibayashi K, Sakane M, Sankai Y, Ochiai N. Feasibility of rehabilitation training with a newly developed wearable robot for patients with limited mobility, Arch Phys Med Rehabil, 94 (6):1080–1087, 2013
- [35]Murray MP, Drought AB, Kory RC, Walking patterns of normal men, J Bone Joint Surg 46A(2), 335-360, 1964.
- [36]Elftman H., The functional structure of the lower limb, In Klopsteg PE, Wilson PD(Eds), Human Limbs and Their Substitutes. New York, McGraw-Hill Book Co., 1954, 411-436
- [37]Ralston HJ, Effect of immobilization of various body segments on the energy cost of human locomotion, Proc. 2nd I.E.A. Conf., Dortmund. Ergonomics 53, 1965.
- [38]Waters RL, Barnes G, Husserl T., Silver L, Liss R, Comparable energy expenditure following arthrodesis of the hip and ankle. J Bone Joint Surg 70, 1032-1037, 1988.
- [39]Inman VT, Ralston HJ, Todd F, Human Walking, Baltimore, MD, Waverly Press, 1981.
- [40]Waters RL, Lunsford BR, Energy expenditure of normal and pathologic gait, application to orthotic prescription, Atlas of Orthotics, ST. Louis, C. V. Mosby Co., 1985.
- [41]末益博志著, 日本複合材料学会監修, 『入門複合材料の力学』, 培風館, 2009.
- [42]厚生労働省, 平成23年国民健康・栄養調査報告 第2部 身体状況調査の結果, 107-152, <<http://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/eiyoubu/dl/h23-houkoku-05.pdf>>
- [43]Baratta, R., M. Solomonow, et al., Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability, The American Journal of Sports Medicine, 16(2), 113-122, 1988
- [44]木塚朝博, 長潜時伸張反射を用いた運動評価の可能性, バイオメカニズム学会誌, 23(3), 166-171, 1999
- [45]Finley FR, Cody KA, Locomotive characteristics of urban pedestrians, Arch Phys Med Rehabil, 51, 423-426, 1970.

- [46]Kadaba MP, Ramakaishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB, Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait, *J. Orthop Res.*, 7, 849-860, 1989
- [47]Jacquelin P., 武田功・弓岡光徳ほか監訳, 歩行分析-正常歩行と異常歩行, 医歯薬出版株式会社, 2007
- [48]Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion, *Med Sci Sports Exerc*, 14, 377-381, 1982.
- [49]Kraemer WJ et al, Strength and power training, physiological mechanism of adaptation, *Exerc Sports Sci Rev* 24, 363-397, 1996
- [50]Merlini L, Solari A, Vita G, et al. Role of gabapentin in spinal muscular atrophy: results of a multicenter, randomized Italian study. *J Child Neurol*. 2003;18:537-541.
- [51]Wang CH, So YT, Chen X, et al. Hydroxyurea clinical trial in types II/III SMA Patients. 12th Annual International Spinal Muscular Atrophy Research Group Meeting (FSMA), Boston, MA; 2008.
- [52]Montes J, Gordon A M, Pandya S, Darryl C, Kaufmann P. Clinical outcome measures in spinal muscular atrophy. *Journal of child neurology*, 24(8), 968-978, 2009.
- [53]Kissel J T, Elsheikh B, King W M, Freimer M, Scott C B, Kolb S J, Swoboda K J. SMA valiant trial: a prospective, double-blind, placebo-controlled trial of valproic acid in ambulatory adults with spinal muscular atrophy. *Muscle & nerve*, 2013.
- [54]近藤克則. 訓練量とリハビリテーションの効果 (第 41 回 日本リハビリテーション学術集会). *リハビリテーション医学: 日本リハビリテーション医学会誌*, 41(12), 849-853, 2004.
- [55]田嶋明彦, 伊東春樹, 運動処方, 特に運動強度の設定について, *Heart View*, 3(8), 857-860, 1999.
- [56]Asmussen E., Klausen K., Form and function of the erect human spine, *Clin Orthop* 25.55-63, 1962.
- [57]Smania N, Bonetti P, Gandolfi M, Cosentino A, Waldner A, Hesse S, Munari D. Improved gait after repetitive locomotor training in children with cerebral palsy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 90(2), 137-149, 2011.
- [58]Smania N, Gandolfi M, Marconi V, Calanca A, Geroïn C, Piazza S, Picelli A. Applicability of a new robotic walking aid in a patient with cerebral palsy. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 2011.
- [59]Patriitti B L, Straudi S, Deming L C, Benedetti M G, Nimec D L, Bonato P. Robotic gait training in an adult with cerebral palsy: a case report. *PM&R*, 2(1), 71-75, 2010.
- [60]Andersson C, Grooten W, Hellsten M, Kaping K, Mattsson E. Adults with cerebral palsy: walking ability after progressive strength training. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 45(4), 220-228, 2003.
- [61]Pierce S R, Laughton C A, Smith B T, Orlin M N, Johnston T E, McCarthy J J. Direct effect of percutaneous electric stimulation during gait in children with hemiplegic cerebral palsy: a report of 2 cases. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(2), 339-343, 2004

- [62]Meyer-Heim A, Borggraefe I, Ammann-Reiffer C, Berweck S, Sennhauser F H, Colombo G, Heinen F. Feasibility of robotic-assisted locomotor training in children with central gait impairment. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49(12), 900-906, 2007.
- [63]Borggraefe I, Meyer-Heim A, Kumar A, Schaefer J S, Berweck S, Heinen F. Improved gait parameters after robotic-assisted locomotor treadmill therapy in a 6-year-old child with cerebral palsy. *Movement Disorders*, 23(2), 280-283, 2008.
- [64]朝貝芳美, 渡辺泰央. 脳性麻痺児粗大運動に対する集中訓練の意義. *リハビリテーション医学*: 日本リハビリテーション医学会誌, 40(12), 833-838, 2003.
- [65]田中弘之, 井上貴江, 竹内靖人. 癱直型脳性麻痺による肢体不自由者の最重度障害部位のトレーニング効果に関する研究. *鳴門教育大学研究紀要*, 27, 2012.
- [66]高橋秀寿, 関勝, 里宇明元. Gross Motor Function Measure (GMFM) を用いた小児リハビリテーション治療の検討—文献的考察—. *リハビリテーション医学*, 42(7), 475-488, 2005.
- [67]Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & posture*, 15(1), 32-44, 2002.
- [68]黒後裕彦, 飛松好子, 毛利光宏, 大町かおり, 岩谷力, 鈴木堅二. 関節モーメントによる健常者の段昇降分析. *リハビリテーション医学*: 日本リハビリテーション医学会誌, 37(6), 389-397, 2000.
- [69]Protopapadaki A, Drechsler W I, Cramp M C, Coutts F J, Scott O M. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*, 22(2), 203-210, 2007.
- [70]Fujiyama T., Tyler N. An explicit study on walking speeds of pedestrians on stairs. 2004



# 研究業績

## 査読付き学術雑誌論文 (Journals)

- [1] 武富 卓三, 山海 嘉之, “ロボットスーツHALによる脳性麻痺患者の歩行支援に関する研究”, 生体医工学, Vol. 50, No. 1, pp. 105-110, 2012.

## 査読付き国際会議論文 (Proceedings)

- [1] Takumi Taketomi, Yoshiyuki Sankai, “Stair Ascent Assistance for Cerebral Palsy with Robot Suit HAL”, Proc. of 2012 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, Fukuoka, Dec, 2012, pp.331-336

## 査読付き発表論文

- [1] 武富 卓三, 山海 嘉之, “ロボットスーツHALによる脳性麻痺患者の随意的動作支援に関する研究”, 生体医工学シンポジウム2011, Nagano, Sep, 2011.

## 査読付き発表論文

- [1] Takumi Taketomi, Yoshiyuki Sankai, "Walking Assistance for Cerebral Palsy with Robot Suit HAL" 5th International Workshop on Cybernetics (IWC2012), Tsukuba, Mar, 2012.