

厚生労働科学研究費補助金
障害保健福祉総合研究事業

脊髄損傷者用歩行補助装具の開発

平成16年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 太田 裕治

平成17（2005）年 4月

目 次

I. 総括研究報告 脊髄損傷者用歩行補助装具の開発 太田 裕治	-----	1
II. 分担研究報告 中澤 公孝	-----	4
III. 研究成果の刊行に関する一覧表	-----	6
IV. 研究成果の刊行物・別刷	-----	7

現在、脊髄損傷者は移動手段として主に車椅子を利用しているが、車椅子のみに頼り歩行放棄すれば、長期的に呼吸循環機能、筋量、骨密度、免疫、消化機能等は低下し、また心理的側面も問題となる。本研究では2足歩行ロボット技術を応用することで、股・膝関節回転にパワーアシスト機構を組み込んだ動力化歩行装具を開発し、脊髄損傷者（対麻痺者）に日常利用可能な簡便な歩行補助装具を供することを目的とした。本年度はとくに、ロボット型歩行装具による外部強制歩行は周囲筋・関節からの脊髄求心性神経情報によって残存脊髄神経中の歩行パターンジェネレータ（CPG）も変化させ得ると仮定し、ニューロリハビリテーションの観点から歩行機能の再建を検討した。その結果、トレッドミル上の歩行実験等を通じ、腓腹筋および大腿直筋の活動振幅が有意に増加し、外部強制歩行運動が筋活動を変化させることが分かり、CPG再活性化への展望を開いた。今後、基礎的研究としてのCPG解析と日常利用可能なデバイス開発を両輪とした研究開発を実施することが極めて重要である。

分担研究者 中澤公孝（国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所・運動機能系障害研究部・神経筋機能障害研究室長）

ることで、足関節を強制的に底・背屈させるものである。

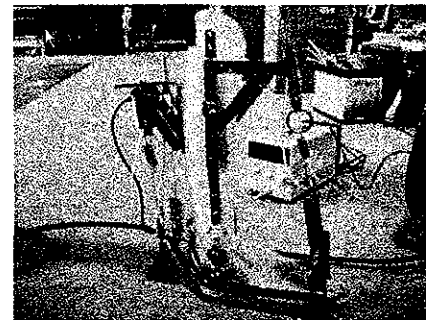
A. 研究目的

現在、脊髄損傷者は移動手段として主に車椅子を利用しているが、車椅子のみに頼り歩行放棄すれば、長期的に呼吸循環機能、筋量、骨密度、免疫、消化機能等は低下し、また心理的側面も問題となる。本研究では2足歩行ロボット技術を応用することで、股・膝関節回転にパワーアシスト機構を組み込んだ動力化歩行装具を開発し、脊髄損傷者（対麻痺者）に日常利用可能な簡便な歩行補助装具を供することを目的とした。同時に、ロボット型歩行装具による外部強制歩行は周囲筋・関節からの脊髄求心性神経情報によって残存脊髄神経中の歩行パターンジェネレータ（CPG）も変化させ得ると仮定し、ニューロリハビリテーションの観点から歩行機能の再建を検討した。

B. 研究方法

B-1. 足関節外乱デバイス

CPGの可塑的变化を調べるため、歩行訓練中に任意のタイミングで足関節に強制反射刺激の入力が可能なAFO（Ankle Foot Orthosis）を開発した。これにより脊髄反射系特性を歩行訓練中に調べることが可能となる。原理はバネに1J程度の機械エネルギーを蓄え、それを電磁石によってインパルス的に放出す



開発した足関節外乱デバイス

B-2. 被験者

本研究の主旨を理解し、研究参加への同意を得たT5～12の胸髄完全損傷者4名を対象とした。また倫理面への配慮として、歩行計測実験は国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所にて実施し、同研究所及び同病院の研究倫理規定に則り被験者の人権を尊重して行った。特に障害者が被験者となる場合は、事前に研究趣旨を十分説明し了解の上実施した。また、研究で得たデータを被験者に伝え、健康管理に役立てる方法を考慮した。

B-3. 計測項目

通常型・動力化ARGOによるトレッドミル上での歩行実験を実施し、Kinetics・Kinematicsとして、身体各部位に貼付したマーカの3次元座標データをOxford matrix製VICON 370 Systemにより取得する

とともに、床面に埋め込まれた Kistler 社製 3 分力床反力計上を歩行することにより床反力を記録した。また、歩行関連筋の EMG 計測 (SOL, MGAS, TA, RF, BF) を行った。

C. 研究結果及び考察

[歩容計測-股関節]股関節アシスト機構を用い、4 名に対し VICON を用いた歩行運動の損傷部位依存性に関して検討した。その結果、損傷高位となるにつれ上半身の動きを多用しつつ歩行すること (= energy cost の上昇) が分かり、動力化の有効性も高位損傷者を中心に確認できた。

[膝関節回転と CPG] T12 被験者の歩行実験を通じ、歩行周期に同調した筋活動 (歩行様筋活動) を見出した。とくに遊脚期における大腿直筋、立脚期における内側腓腹筋に、膝屈曲-伸展動作に伴う活動振幅の有意な増加が認められた。この変化は膝関節動作による求心性神経情報の変化が脊髄運動ニューロンの興奮性に変化を及ぼした可能性を示す事象であり、膝関節動作の実現により麻痺領域の神経活動を促し得ることを示す重要な所見と考える。装具歩行により麻痺領域に対し機械的負荷を課す、あるいは運動ニューロンの活動喚起により麻痺筋に反射性筋活動を発現させることが可能となれば、脊髄損傷後の身体機能を維持する重要な方策と成り得ると考えられる。

[トレッドミル上歩行-CPG 解析]トレッドミル上でより長時間安定して歩行することで、CPG 特性に関する詳細検討を行った。その際、被験者の歩行速度に合わせて各関節の動作位相・時間を制御できるよう改良した動力化装具 (2号機) を用いた。麻痺下肢筋群の活動を計測した結果、遊脚期における膝関節屈曲-伸展動作の実現に伴って腓腹筋および大腿直筋の活動振幅は有意に増加することを見出した。[歩行パターンジェネレータの解析のための外乱デバイス]健常者・脊損者を対象に試作外乱デバイスの特性を確認し、数 100deg/sec 程度の足関節屈曲回転速度が得られ、それに対する筋電反射信号も安定して得られることを確認した。

D. 考察

[移動デバイスに関して]

今回の一連の研究を通じ、市販の歩行装具を 2 点の小型アクチュエータにより動力化し得た。また、CPG 検討用に同様の機構で制御性に優れる 2 号機も開発した。ただし、本技術の普及に際しては装具歩行がより一般的となることが前提であり、そのためには、車椅子との整合性をより高めることで歩行装具自体の問題点-車椅子からのトランスファー、装具の脱着、座位-立位の移動、歩行エネルギーなどを解決する必要がある。

[CPG 再活性化に関して]

従来、CPG の再活性化には、股関節の伸展信号および抗重力筋への荷重負荷が必要と考えられていたが、本研究はそれらに加え、膝関節の屈曲進展も同様の作用を有することを見出し、学術的意義は極めて高い。今回の実験では被験者群は傷害部位が様々であったため、今後、さらに CPG 特性・制御性に関して検討を行う必要がある。

E. 結論

歩行ロボットデバイスによるトレッドミル上歩行実験を通じ、腓腹筋および大腿直筋の活動振幅が有意に増加し、外部強制歩行運動が筋活動を変化させることが分かり、CPG 再活性化への展望を開いた。今後、基礎的研究としての CPG 解析と日常利用可能なデバイス開発を両輪とした研究開発を実施することが極めて重要である。

F. 健康危険情報

とくになし。

G. 研究発表

太田裕治, 河島則天, 中澤公孝. 健康・福祉工学における ME 技術の応用と今後の展開. 脊髄損傷者のための歩行支援技術. 第 43 回日本エム・イー学会大会論文集, 158, 2004.

山口裕子, 矢野裕美, 河島則天, 中澤公孝, 太田裕治. 膝関節屈曲-伸展動作を実現する脊髄損傷者用歩行補助装具の開発. 第 2 回生活支援工学系学会連

矢野裕美, 山口裕子, 河島則天, 中澤公孝, 太田裕治. 膝関節屈曲-伸展動作を実現する脊髄損傷者用歩行補助装具の開発, 第2回生活支援工学系学会連合大会講演予稿集, 75-76, 2004.

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 取得特許

特になし

2. 実用新案登録

特になし

3. その他

特になし

脊髄損傷者用歩行補助装具の開発

研究者 中澤公孝（国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所）

研究要旨

2年度目までに製作・評価した膝関節屈曲-伸展機構付き歩行補助装具について、対象者の歩行特性に応じた膝関節動作の位相を決定し、さらに股-膝関節動作の連携を実現するために制御性・操作性の高いアクチュエータを装備した。昨年度までの下肢麻痺領域の筋活動計測に加え、本年度は3次元動作解析によるキネマティクス計測、床面とのクリアランスの定量を行った。その結果、同一歩行速度における立脚時間の短縮、膝関節動作付与による股関節屈曲速度の増加など、運動学的側面における効果を明らかにすることができた。開発した動力装具は、トレッドミル上での安定した歩行が可能であったことから、これまで明らかにされている装具歩行運動の効果に、さらに膝関節動作の付与による生理学的効果を加えた、新たなリハビリテーション方法となり得るものと考えられる。

A. 研究目的

本研究では脊髄損傷者の装具歩行運動によるリハビリテーション効果を最大限に得るための装具の改良と、その効果の定量化を目的とした。具体的には、脊髄損傷用の交互歩行装具 ARGO(Advanced reciprocating gait orthosis)を改良することによって遊脚期における膝関節屈曲-伸展動作を可能にする動力装置を開発するとともに、その実現効果を麻痺領域の神経活動の変化、改良装具と従来装具の歩行動作の比較の観点から検討した。

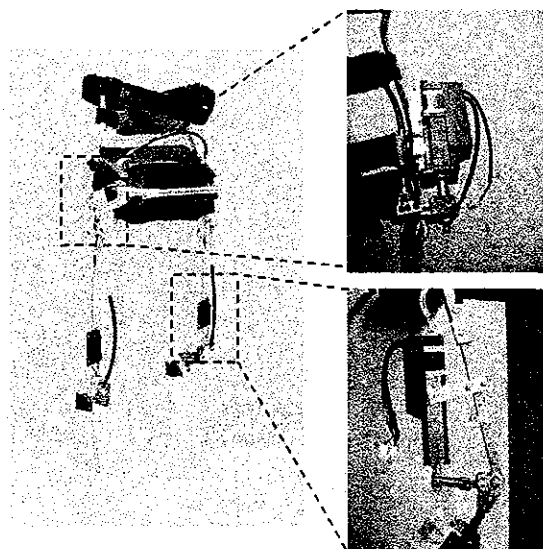


図1 開発した装具の外観

B. 装具の改良

昨年度までに開発した装具は、膝関節および股関節の動作補助に DC モータとボールネジの組み合わせによるリニアアクチュエータを使用したが、さらに制御性・操

作性を高め、被験者の歩行特性に応じた動作設定、股関節と膝関節の動作連携を図るために、アクチュエータをロッドタイプメカシリンダ(Dyadic Systems 社製、質量 1.1kg、最大ストローク 100mm、推力 100N)に変更した。また、股関節動作と膝関節動作を連動させるために、シーケンスコントローラを用いて両膝関節、片側股関節の計3体のアクチュエータの動作を制御し、対象者の歩行速度に合わせて動作位相・時間の設定を行った。

C. 研究方法

脊髄損傷者(第 5~12 胸髄損傷)4名を対象とした。被験者は装具装着の上、通常型 ARGO、改良型 ARGO 両装具によるトレッドミル上での自己快適速度歩行を実施した。被験者の身体に計 13 個の赤外線マーカを貼付し、CCD カメラによる画像計測(VICON370, Oxford Metrics 社製, UK)により各マーカの3次元空間上の標点座標を取得、関節角度・角速度、および床面と足部のクリアランス獲得量を算出した。ヒラメ筋(SOL)、内側腓腹筋(MGAS)、外側腓腹筋(LGAS)、前脛骨筋(TA)、大腿直筋(RF)、大腿二頭筋(BF)の各筋より筋EMG活動を記録した。また、トレッドミル内に埋め込まれた3分力床反力計から床反力を、股・膝・足関節に貼付した電気角度計により、関節角度変化を記録した。

D. 結果および考察

図2に、通常型、改良型それぞれによる装具装着歩行時のスティックピクチャを示す。改良型 ARGO では、遊脚期初期から中期において膝屈曲-伸展動作が実現されていることがわかる。遊脚期における床面と前足部のクリアランスの程度を解析したところ、全ての被験者において膝関節動作の印加によってクリアランスが増加する傾向を示し、うち3名では両装具間に統計的有意差

が認められた。また、両装具による歩行中の股関節屈曲角速度は、改良型ARGOによる歩行時で増加する傾向が認められ、股関節を屈曲する位相に膝関節伸展運動を実現することによって、脚の前方への振り出しをアシストする副次的な効果があることが分かった。

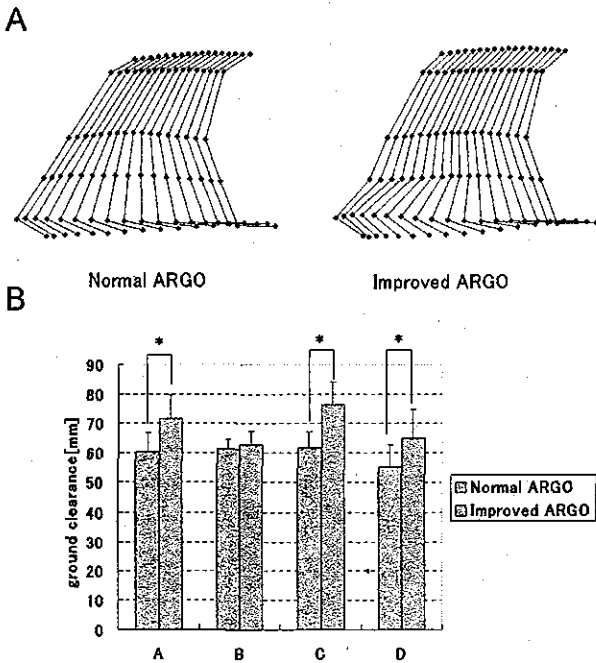


図2 両装具による歩行中のスティックピクチャ(A)および床面と足底面のクリアランスの比較(B)

麻痺下肢筋活動に関しては、昨年度までの結果と同様に、膝関節動作の実現によって腓腹筋、大腿直筋の活動に変化が認められ、装具歩行運動中の膝関節の動的運動の印加が麻痺領域の神経活動を励起し得る事実が再確認された。

E. 結論

昨年度までに開発した装具の制御性・操作性を高めるために、新たなアクチュエータを股関節・膝関節に装備し、使用者の歩行特性に合わせた関節運動の実現が可能な装具を開発した。これまでに明らかにしてきた、麻痺領域の神経活動の変化に加え、床面のクリアランスの増加、股関節屈曲速度の増加等、運動学的側面に対しても膝関節動作の印加が好影響をもたらす可能性が示唆された。

F. 健康危険情報

本研究の実施に際しては転倒等の危険性に十分に配慮し、転倒予防のための牽引装置下での歩行を実施、動作習熟後も後方からの補助により、転倒防止に備えた。また、立位姿勢保持による起立性低血圧の発現、褥瘡好発部位に対して適切な防止策、処置を講じた。

G. 研究発表

1. 論文発表

田口大介, 河島則天, 太田裕治, 中澤公孝 脊髄損傷者の装具歩行における股関節動作の動力補助 日本義肢装具学会誌 21(1); 36-43, 2005.

Nakazawa K, Kakihana W, Kawashima N and Akai M. Induction of locomotor-like EMG activity in paraplegic persons by orthotic gait training. Exp Brain Res 157: 117-123, 2004.

Kawashima N, Nakazawa K, Ishii N, Akai M. and Yano H. Potential impact of orthotic gait on natural killer cell activities in thoracic level of spinal cord injured patients. Spinal Cord 42: 420-424, 2004.

河島則天, 中澤公孝, 岩谷力 脊髄損傷者の健康・体力向上のための立位歩行訓練 脊椎脊髄ジャーナル Vol. 17(11), 1043-1050, 2004.

2. 学会発表

河島則天, 中澤公孝, 岩谷力, 赤居正美 脊髄損傷者の残存運動機能と装具歩行パフォーマンスの関連 第15回日本臨床スポーツ医学会(大阪):2004.10.

河島則天, 田口大介, 中澤公孝, 赤居正美, 岩谷力 脊髄損傷者の装具歩行トレーニングに伴う歩行動作の変容 第16理学診療医学会(東京):2004.7.

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 取得特許

特になし

2. 実用新案登録

特になし

3. その他

特になし

研究成果の刊行に関する一覧表

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	ページ	出版年
田口大介, 河島則天, 太田裕治, 中澤公孝, 赤居正美	脊髄損傷者の装具歩行における股関節動作の動力補助	日本義肢装具学会誌21(1)	36-43	2005
Kawashima N, Nakazawa K, Ishii N, Akai M. and Yano H.	Potential impact of orthotic gait on natural killer cell activities in thoracic level of spinal cord injured patients.	Spinal Cord vol. 42	420-424	2004
Nakazawa K, Kakihana W, Kawashima N and Akai M.	Induction of locomotor-like EMG activity in paraplegic persons by orthotic gait training.	Experimental Brain Research vol. 157	117-123	2004
中澤公孝, 河島則天, 岩谷力	立位歩行訓練による損傷脊髄機能最大化の試み 脊椎脊髄ジャーナル Vol. 17(11), 2004	脊椎脊髄ジャーナル Vol. 17	1035-41	2004
河島則天, 中澤公孝, 岩谷力	脊髄損傷者の健康・体力向上のための立位歩行訓練	脊椎脊髄ジャーナル Vol. 17	1043-1050	2004
Kawashima N., Nozaki D., Abe OM., Nakazawa K., and Akai M.	Alternative leg movements contribute to amplify locomotor-like muscle activity in spinal cord injured patients.	Journal of Neurophysiology vol. 93	777-785	2005
Kawashima N, Nakazawa K, and Akai M	Muscle oxygenation of the paralyzed lower limb in spinal cord injured persons.	Medicine Science & Sports Exercise vol. 36	印刷中	2005
山口裕子, 矢野裕美, 河島則天, 中澤公孝, 太田裕治	膝関節屈曲一伸展動作を実現する脊髄損傷者用歩行補助装具の開発	第2回生活支援工学系学会連合大会講演予稿集	73-74	2004
矢野裕美, 山口裕子, 河島則天, 中澤公孝, 太田裕治	膝関節屈曲一伸展動作を実現する脊髄損傷者用歩行補助装具の開発	第2回生活支援工学系学会連合大会講演予稿集	75-76	2004
太田裕治, 河島則天, 中澤公孝	健康・福祉工学におけるME技術の応用と今後の展開. 脊髄損傷者のための歩行支援技術	第43回日本エム・イー学会大会論文集	158	2004

脊髄損傷者の装具歩行における股関節動作の動力補助 —動力補助による装具歩行動作, エネルギーコストの変化—

田口 大介^{1,2)} 河島 則天^{1,3)} 太田 裕治³⁾

山本 紳一郎²⁾ 中澤 公孝¹⁾

キーワード 脊髄損傷者, 装具歩行, 動力補助

抄録

交互歩行装具 (Advanced Reciprocating Gait Orthosis: ARGO) を用いた脊髄完全損傷者の装具歩行について, 遊脚期の股関節屈曲動作を動力補助する装置を考案した。動力補助の有無が装具歩行パフォーマンスに及ぼす影響を及ぼすかを検討するために, 胸髄完全損傷者 8 名 (Th5~12) を対象として, 装具歩行中の動作力学的計測, 代謝計測を実施した。動力補助の直接の対象である股関節屈曲動作には動力補助に伴う顕著な変化は認められなかったが, 体幹の筋群に運動麻痺が及ぶ胸髄高位損傷者では, 歩行中の定常状態酸素摂取量と歩行速度から算出したエネルギーコストが動力補助によって改善する傾向を示した。本研究の結果は, 脊髄損傷者の装具歩行動作に動力補助を施すことによって過度の身体的負担を軽減できる可能性を示すと共に, 動力補助による影響が損傷高位によって異なる可能性を示すものであった。

1. はじめに

外傷等によって脊髄を損傷すると, 多くの場合下肢の運動機能障害によって立位・歩行が困難となる。立位姿勢からの隔離は, 骨・筋萎縮に代表される麻痺領域の退行の直接的な原因となるばかりか, 日常生活における身体活動量の低下を引き起こし, 心臓循環系疾患や生活習慣病の発現リスクを増加させる^{1,2)}。したがって, 脊髄損傷後のリハビリテーションにおける立位・歩行訓練は他の

運動では代替不可能な重要な役割を担うものと考えられる。しかし一方で, 下肢に完全麻痺を有する脊髄損傷者の装具歩行は, 杖を介した上肢・体幹等の残余運動機能によって代償的に脚を前方に振り出す運動様式を採ることから, 歩行運動に要する労力が極めて大きくなることが指摘されている³⁾。先行研究では, 装具歩行中のエネルギー消費が健常者の歩行時の約 3 倍におよび, 運動効率を反映するエネルギーコストに至っては約 15 倍

2004 年 3 月 9 日受付

Novel device for the hip motion assistance during orthotic gait for paraplegic patients

- 1) 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所運動機能系障害研究部 〒359-8555 所沢市並木 4-1
Department of Rehabilitation for the Movement Functions, Research Institute, National Rehabilitation Center for the Disabled
4-1 Namiki, Tokorozawa-shi, Saitama, 359-8555 Japan
Noritaka KAWASHIMA (研究職), Kimitaka NAKAZAWA (研究職)
- 2) 芝浦工業大学大学院工学研究科
Daisuke TAGUCHI (大学院生), Shin-ichiro YAMAMOTO (研究職)
- 3) お茶の水女子大学 生活科学部
Yuji OHTA (研究職)

に相当することが報告されている^{6,8)}。このような過度の身体的負担は短時間での疲労困憊を招き、身体機能の維持・向上を図るための適切な運動強度の実現を妨げる要因となる。

本研究では、交互歩行装具 (Advanced Reciprocating Gait Orthosis: ARGO, 図 1A) を用いた脊髄完全損傷者の装具歩行時に、股関節動作を補助することで装具歩行動作の改善が図られるのではないかと、この着想を持ち、歩行遊脚期における股関節屈曲動作を動力によって補助する装置を試作・評価した。歩行運動中の過度の身体的負担が動力補助によって軽減できれば、脊髄損傷後の身体機能の維持・向上を図る上で、より適切な身体的負荷を実現することが可能になるものと考えられる。

2. 研究方法

2-1 被験者

本研究の主旨を理解し、研究参加への同意を得た脊髄完全損傷者 8 名 (19~34 歳, Th5~12 損傷) を対象とした (表 1)。被験者は一般的なリハビリテーション訓練を受けた後、少なくとも 10 週間の装具歩行トレーニングを実施した。被験者には事前に本研究の実施に際しての危険性、身体

的苦痛について十分に説明し、書面をもって研究参加に対する同意を得た。本研究で実施するプロトコルは国立身体障害者リハビリテーションセンター生物倫理委員会の是認を受けて実施した。

2-2 動力補助の概要

ARGO および股関節部に装備した動力機構の外観を図 1 に示す。ARGO は左右の股関節部を連結するヒップドライビングケーブルの作用 (図 1B 参照) により、左右の脚を交互に振り出すことを可能にしている⁹⁾。本研究ではヒップドライビングケーブルの末端部分にモータアクチュエータを取り付けることにより、歩行遊脚期の股関節屈

表 1 被験者の身体特性

Subject	Age (year)	Weight (kg)	Injured level	Grade of ASIA
A	19	53	Th5	B
B	21	68	Th7	A
C	30	74	Th8	A
D	26	48	Th10	A
E	34	73	Th10	A
F	19	53	Th12	A
G	29	67	Th12	A
H	26	75	Th12	A

A ARGO



B Hip driving cable



C Motor assistive device

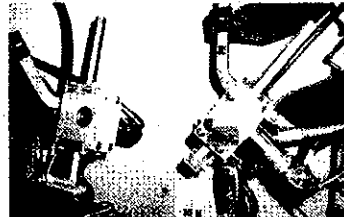


図 1 交互歩行装具 ARGO

A: 外観。B: ARGO 股関節部のヒップドライビングケーブル (左: 股関節伸展時, 右: 股関節屈曲時)。C: 本研究で試作した動力装置。アクチュエータによってヒップドライビングケーブルの末端部を動作させる。

曲動作を補助する動力装置を試作した(図1C)。モータアクチュエータはDC-マイクロモータ、遊星ギア(ともにMINIMOTOR社)、ラックアンドピニオン(旭精工(株))で構成され、ニッケル水素電池を電源として駆動する。動力機構による股関節動作は、ロフトランド杖のグリップ部に設置した赤外線リモコンによって使用者本人が操作した。以降、動力装置を装備した装具、通常の装具をそれぞれ、M-ARGO (Motor assist-ARGO)、N-ARGO (Normal ARGO) と表記する。

2-3 歩行動作解析

歩行動作の解析には三次元動作解析装置 VICON370 system (Oxford Metrix 製) を使用し、身体各部位に貼付したマーカの3次元座標データを取得した。同時に床面に埋め込まれた3分力床反力計(Kistler社製)により、身体および杖の床反力を測定した。M-ARGO、N-ARGO 各々について、自己快適速度での歩行を5試行実施した。

両装具による歩行動作は、①歩行速度、②股関節動作、③床反力の各計測項目によって比較した。股関節動作に関してはマーカの座標データより関節可動域 (ROM: Range of Motion)、股関節角速度のピーク値 (Hip VEL) を定量した。また、床反力に関しては身体荷重、杖各々の積分値により定量した。

2-4 代謝計測

携帯型代謝測定装置 (K4-RQ, Cosmed社製) を用いて両装具による20分間の自己快適速度による装具歩行中の呼気ガス計測を実施した。N-ARGO、M-ARGO 各々の計測は異なる日の同時時間帯に実施した。呼気ガスはリアルタイムで分析され、酸素摂取量、二酸化炭素排泄量等の換気パラメータを15秒間隔で得た。同時にテレメトリ心拍計にて心拍数を記録した。実験後、歩行中の定常状態酸素摂取量と既定の係数¹⁰⁾ ($K=20.19$ J/ml, $1\text{ ml O}_2=4.825\text{ cal}$, $1\text{ cal}=4.184\text{ J}$) の積によりエネルギー消費量を、さらに歩行速度で除すことによりエネルギーコストを算出した(エネルギー消費量は単位時間あたり(秒)に要する熱量、エネルギーコストは1mの移動に要する熱量をそれぞれ示す)。なお、各変数は体重あたりに換算した値を用いた。

Energy consumption(J/kg/s)=

$$\frac{\text{Ambulatory min } V_{O_2}(\text{ml/min})}{\text{Weight}(\text{kg}) \times 60} \times K$$

Energy cost(J/kg/m)=

$$\frac{\text{Ambulatory min } V_{O_2}(\text{ml/min})}{\text{Speed}(\text{m/min}) \times 60} \times K$$

2-5 統計解析

本研究で定量した変数は、各被験者の値は平均値±標準偏差、すべての被験者の平均値については平均値±標準誤差で表記した。改良型、通常型ARGO双方の装具歩行時の差異は対応のあるt検定を用いて検討した。また、損傷高位と各変数の関連をピアソンの積率相関係数を用いて検討した。本研究における統計的有意性の判断は5%水準とした。

3. 結果

図2にARGOによる脊髄完全損傷者(Th12損傷)の装具歩行の様子、歩行動作解析、代謝計測によって得られるデータの典型例を示す。図3にはM-ARGO、N-ARGO両装具による歩行中の平均速度を示した。被験者全員の平均値と比較すると、両装具間には有意な差異は認められなかったが(N-ARGO vs. M-ARGO: 18.87 ± 6.18 vs. 19.56 ± 6.02 m/min, 図3上段)、損傷高位との関連を見ると、損傷部位が高い被験者において、動力補助による歩行速度の増加傾向が認められた(図3中段)。N-ARGO歩行時の速度に対する変化率(図3下段)で示すと、特に高位損傷者において動力補助による歩行速度の増加が実現されていることが伺える。

3-1 歩行動作解析

図4には両装具による歩行中の動作力学的計測から得られた各変数の、群間の平均値(図4左)、損傷高位との関連(図4右)を示した。動力補助の直接の対象である股関節動作については、被験者全員の平均値では可動域(N-ARGO vs. M-ARGO: 44.04 ± 3.82 vs. 42.94 ± 4.02 deg)、関節角速度(148.80 ± 15.34 vs. 142.18 ± 12.78 deg/sec)共に両装具間に有意な差異を認めなかったが、杖の床反力は高位損傷者で減少する傾向が認められた。

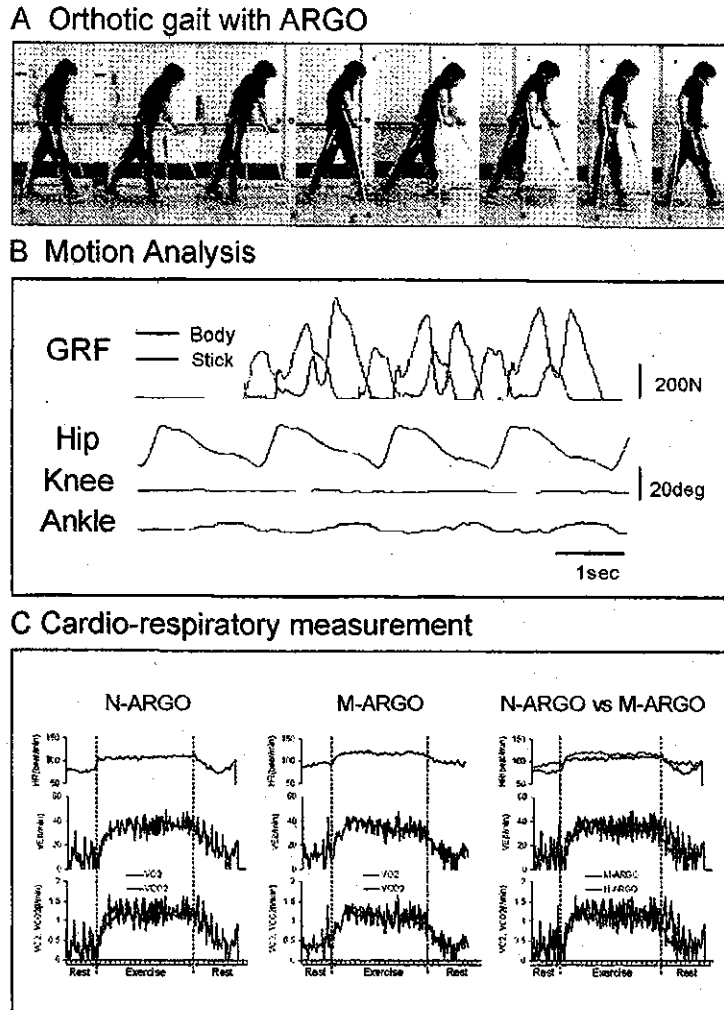


図 2

A: ARGO による歩行の様子. B: 歩行中の動作解析から得られる床反力および関節角度データの典型例.
C: 歩行中の代謝計測から得られる換気パラメータの典型例 (左: N-ARGO 歩行時, 中央: M-ARGO 歩行時, 右: 両装具の比較).

3-2 エネルギー消費量, エネルギーコスト

表 2 には呼気ガス計測から得られた両装具による歩行中の心拍数, 酸素摂取量を示す. 酸素摂取量は安静時と比較して装具歩行時では約 3 倍を示し, この値は先行研究における報告⁸⁾とほぼ一致した. 図 5 には上記酸素摂取量と歩行速度から算出した, 歩行中のエネルギー消費量とエネルギーコストの結果を示した. エネルギー消費量は, 動力補助の有無による顕著な差異を認めなかった一

方で, エネルギーコストは高位損傷者ほど減少する結果を示した.

4. 考察

本研究では, 交互歩行装具 ARGO の股関節部に動力機構を装備し, 動力補助の効果歩行動作, 運動中のエネルギー消費の観点から検討した. 機械的な動力補助対象である股関節動作には, 動力補助の有無で大きな変化は認められな

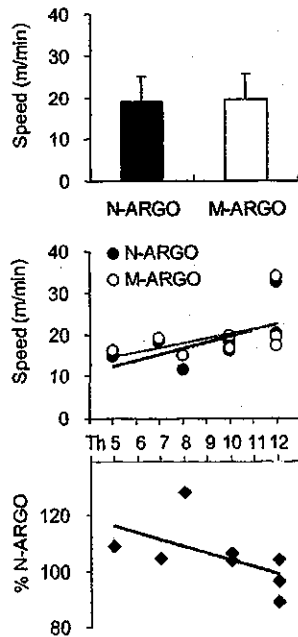


図3 両装具による歩行中の平均速度

上段: 全被験者の平均値, 中段: 損傷高位と歩行速度の関連, 下段: N-ARGO 歩行時に対する M-ARGO 歩行時の変化率。

かったものの (図4), 歩行中の運動効率を反映するエネルギーコストは, 高位損傷者で減少する傾向が認められた (図5)。以下の考察では, 今回試作した動力補助の作用について, ARGOを用いた装具歩行の特性, 損傷高位による効果の違いの観点から議論する。

4-1 動力補助の作用

本研究で対象とした脊髄損傷者はいずれも下肢運動機能に完全麻痺を有する者であり, 随意的な股関節屈曲動作が困難な者であった。ARGOを用いた脊髄損傷者の装具歩行では, 杖を介した上肢, 体幹等の残余機能によって上半身を前後傾させ, 左右の股関節部を連結するヒップドライビングケーブル⁹⁾を作用させることによって, 脚を前方に振り出す運動形態を採る。本研究ではARGOのヒップドライビングケーブルの作用に着目し, ケーブルの終止部にアクチュエータを装備することによって, 歩行遊脚期における股関節屈曲動作の動力補助を試みた (図1C)。評価実験

の結果, 直接的に動力補助を施した股関節屈曲動作には動力装置の有無による顕著な差異は認められなかったが, 酸素摂取量計測から得た装具歩行中のエネルギーコストは, 高位損傷者で動力補助によって減少する傾向を示した。また, 高位損傷者では動力補助によって杖の床反力が減少する結果を示した (図4)。

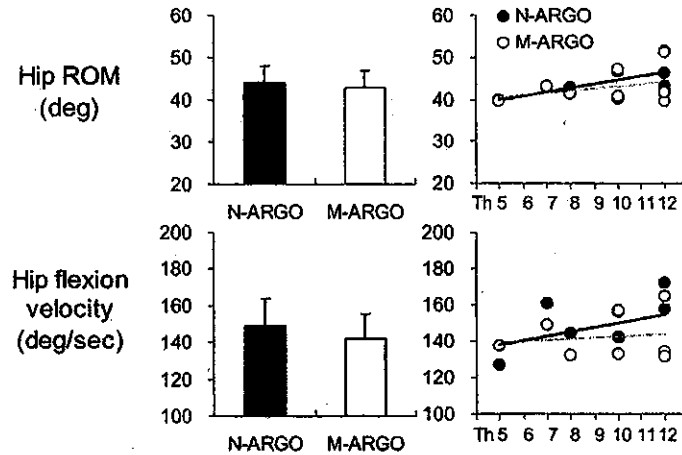
本研究で対象とした脊髄損傷者の受傷部位は, 体幹の筋群を支配する胸髄中～下位の髄節にわたるため, 上記の結果には体幹の残存運動機能の有無が影響している可能性が高い。杖の床反力が減少した結果を合わせて考えると, 本研究で認められた高位損傷者におけるエネルギーコストの変化は, 動力補助が股関節動作を生み出すための上肢の代償動作に必要な労力を緩和したことによって生じた可能性が高い。

4-2 装具歩行の動力補助とリハビリテーション効果の関連

本研究では, 脊髄損傷者における装具歩行中の過度の負担⁶⁻⁸⁾が指摘されている現状を踏まえ, 身体機能の維持・向上のためのより適切な運動強度を実現するための支援策として, 股関節動作の動力補助を考案した。歩行運動によるリハビリテーション効果を最大限に得るためには, 装具歩行に要する高い身体的負担を軽減することは極めて重要であり, 上記の企図が実現されれば脊髄損傷者の装具歩行訓練に新たな展開をもたらす可能性がある。

脊髄損傷では損傷部位が脳に近いほど麻痺に陥る部位が広範に及ぶことから, 損傷部位が高位になるほど, 装具歩行の実現可能性もより低くなることは容易に想像される。事実, 装具歩行パフォーマンスと損傷高位との関連について検討した我々の先行研究では, 本研究と同様に損傷高位とエネルギーコストの間に負の相関関係を認めている¹¹⁾。しかし, 歩行リハビリテーションの効果は損傷高位を問うものではなく, むしろ身体諸機能の障害の程度が深刻な高位損傷者ほど立位・歩行の必要性が高い場合もあり得る。こうした視座に立てば, 運動麻痺によって実現が困難な動作に動力補助を施すことにより, より適切な運動強度の実現を図ることは極めて重要な意味を持つものと考えられる。

A Hip kinematics



B Ground reaction force

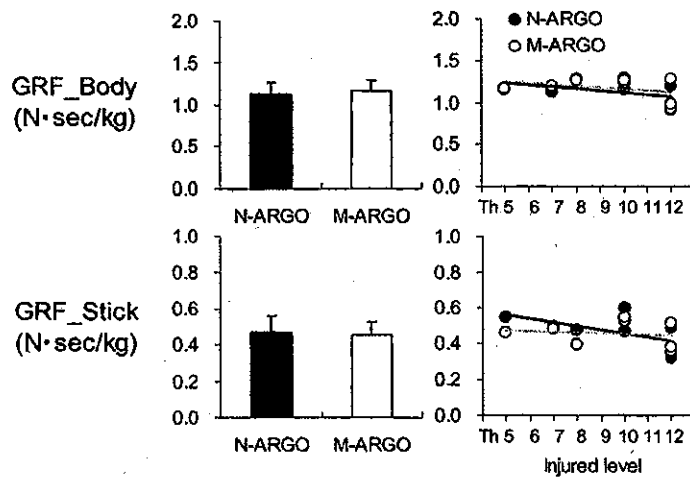


図 4 両装具による歩行中の股関節動作 (A), 床反力 (B) の比較

左: 全被験者の平均値, 右: 損傷高位と歩行速度の関連.

4-3 今後の課題—より適切な動力補助を目指して—

前項に記した目的を達するには、装置のさらなる改良が必要である。今回試作した装置は、アクチュエータの出力が一定であったが、被験者個々の歩行速度、股関節の動作特性に応じてアクチュエータの出力を調節することができれば、より適切な動作補助が可能になるものと考えられる。ま

た、動力装置の操作は杖のグリップ部に設置したスイッチを被験者本人が操作することによって行わせたが、この操作方法では、動力補助の駆動位相や時間が被験者のボタン操作に依存する。これに対して、他の身体部位の運動位相、あるいは床反力を参照して股関節屈曲の位相を同定し、動力装置の駆動位相を制御するなどの方策が取れば、より効果的な動力補助が実現できるものと考え

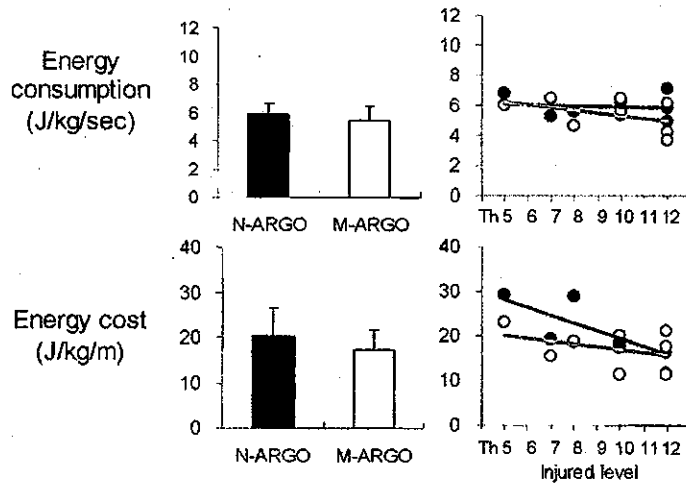


図5 両装具による歩行中のエネルギー消費量、エネルギーコストの比較
左：全被験者の平均値、右：損傷高位と歩行速度の関連

表2 両装具での歩行中の心拍数 (HR) および酸素摂取量 (V_{O_2})

Subject	HR (beat/min)		V_{O_2} (ml/min/kg)	
	N-ARGO	M-ARGO	N-ARGO	M-ARGO
A	166.4	165.0	21.14	18.23
B	134.0	122.0	17.46	11.05
C	110.1	117.0	16.75	13.75
D	132.0	132.0	14.73	12.66
E	131.5	130.7	15.62	19.34
F	135.5	115.6	20.24	17.84
G	99.2	92.4	16.01	16.74
H	114.3	122.5	18.57	19.15
Mean	127.9	124.6	17.57	16.09
SD	20.47	20.40	2.26	3.18

えられる。今後の改良過程では、本研究の結果と上記の改善点を考慮しながら、さらに適切な装置の製作を行う必要がある。

本研究は平成15年度厚生労働科学研究費補助金(障害保健福祉総合研究事業, H15-障害-017)の助成により行われた。

文献

1) Lazer R.B.: 脊髄損傷のリハビリテーション 神経リハビリテーション, 1版, 113-132, 医学書院, 2001

2) Noreau, L. et al.: Secondary impairments after spinal cord injury, *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 79: 526-535, 2000
 3) Frey-Rindova, P. et al.: Bone mineral density in upper and lower extremities during 12 months after spinal cord injury measured by peripheral quantitative computed tomography, *Spinal Cord*, 38: 26-32, 2000
 4) Lotta, S. et al.: Morphometric and neurophysiological analysis of skeletal muscle in paraplegic patients with traumatic cord lesion, *Paraplegia*, 29: 247-252, 1991
 5) 中澤公孝, 赤居正美: 脊髄損傷と歩行の可能性, *臨床リハ*, 11: 193-203, 2002
 6) Popovic, D., Sinkjaer, T.: *Control of Movement for the Physically Disabled*, Springer Verlag, 2000
 7) Nene, A.V. et al.: Paraplegic locomotion: a review, *Spinal Cord*, 34: 507-524, 1996
 8) Kawashima, N. et al.: Energy expenditure during walking with weight bearing control orthosis (WBC) in thoracic level of paraplegic patients, *Spinal Cord*, 41: 506-510, 2003
 9) IJzerman, M.J. et al.: The influence of the reciprocal cable linkage in the advanced reciprocating gait orthosis on paraplegic gait

田口ほか：脊髄損傷者の装具歩行における股関節動作の動力補助

- performance, *Prosthet. Orthot. Int.*, 21 : 52-61, 1997
- 10) Nene, A.V., Patrick, J.H. : Energy cost of paraplegic locomotion using the parawalker electrical stimulation hybrid orthosis, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 71 : 116-120, 1990
- 11) 河島則天ほか：脊髄損傷者の損傷高位と装具歩行パフォーマンスの関連, *日本義肢装具学会誌*, 19 (特別号) : 214-215, 2003
- 12) Janssen, T.W. et al. : Changes in physical strain and physical capacity in men with spinal cord injuries, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1996 ; 28 : 551-559
- 11) 河島則天ほか：脊髄損傷者の損傷高位と装具

Original Article

Potential impact of orthotic gait exercise on natural killer cell activities in thoracic level of spinal cord-injured patients

N Kawashima^{*1}, K Nakazawa¹, N Ishii², M Akai¹ and H Yano¹

¹Department of Rehabilitation for the Movement Functions, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Saitama, Japan; ²Department of Diagnosis and Treatment, Hospital of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Saitama, Japan

Study design: Prospective before–after trial.

Objective: To examine the changes of natural killer (NK) cell activity in response to orthotic gait exercise in thoracic level of spinal cord-injured (SCI) patients.

Setting: National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Japan.

Methods: In all, 10 thoracic level of SCI patients (ranging Th5–Th12), who experienced orthotic gait training, participated in this study. NK cell activity at an effector:target (*E/T*) ratio (20:1) was examined in a sample of peripheral blood taken before and just after orthotic gait exercise for 20 min. On a separate day, to evaluate the physical intensity of the orthotic gait exercise, cardiorespiratory responses at rest and during exercise were measured.

Results: The resting value of the NK cell activity in our SCI patients was remarkably lower than that in normal subjects reported in previous studies. The NK cell activity was significantly increased through a 20 min orthotic gait exercise (pre versus post; 12.7 ± 5.28 versus 17.76 ± 6.71 , $P < 0.05$). The steady-state value of oxygen (V_{O_2}) and heart rate (HR) were 18.13 ± 3.92 ml/kg and 142.53 ± 19.84 b/min, respectively. It was noteworthy that a patient who showed decrement of NK cell activity in response to exercise had the highest level of injury (Th5), and showed the higher energy cost of orthotic gait.

Conclusion: These findings suggested that the orthotic gait exercise has the potential to enhance the immune function for SCI persons, although patients with a higher level of SCI may have some difficulties.

Sponsorship: Mitsui Sumitomo Insurance Welfare Foundation

Spinal Cord (2004) 42, 420–424. doi:10.1038/sj.sc.3101625; Published online 4 May 2004

Keywords: natural killer cell activity; spinal cord injury; orthotic gait; secondary disorder

Introduction

Natural killer (NK) cells have been proposed as a major factor in the first-line defense system against viral infection.^{1,2} Previous investigations demonstrated that spinal cord injury (SCI) brings depression of the immune system including decreased NK cell activities, and also reported restoration of the immune function through the rehabilitation therapy.³

Orthotic gait training is usually prescribed for paraplegic patients with SCI in the therapeutic phase to promote their general health. On the other hand, there are several obstacles to achieving locomotion for paraplegic patients, in particular the high-energy cost of orthotic gait leads to exhaustion within a few minutes of

walking (for a review, see Nene *et al*⁴). Although some positive effects of orthotic gait have been reported,⁵ it is still unclear whether the physical intensity of the orthotic gait is suitable for SCI patients to promote their health or not.

We previously examined the physiological characteristics of orthotic gait in thoracic level of SCI patients, and our findings suggested that the physical intensity during walking exercise is suitable to promote the aerobic capacity of SCI patients.⁶ In the present study, we designed a direct approach to clarify the effect of orthotic gait exercise on the general health of SCI patients, particularly in terms of exercise-induced changes in NK cell activity. Previous investigations revealed that moderate intensity exercise can enhance NK cell activity.^{1,7,8} Therefore, we focused on whether orthotic gait exercise in particular could enhance NK cell activity.

*Correspondence: N Kawashima, Department of Rehabilitation for Movement Functions, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, 4-1 Namiki, Tokorozawa, Saitama 359-8555, Japan

Methods

Subjects

In all, 10 SCI patients who met the following criteria participated in this study: (i) injured at thoracic level, (ii) complete motor paralysis in the lower limb muscle (ASIA classification; grade A or B), (iii) no history of cardiorespiratory disease. All patients were at least 6 months since time of injury, with time since injury ranging from 8 to 32 months (Table 1). Each subject gave his or her informed consent to the experimental procedure, which was approved by the local biological ethics committee of the National Rehabilitation Center for the Persons with Disabilities (NRCDC).

Orthotic gait training

All patients had undergone a standard rehabilitation program, consisting of muscle stretching, balance training, and transfer activity, and participated in orthotic gait training with a weight-bearing control orthosis (WBC) or advanced reciprocating gait orthosis (ARGO). Eight of 10 patients have kept the orthotic gait training for 15 weeks, and the other two patients have kept for 10 (patient E) and 4 weeks (patient G), respectively. Although there is individual variation, in many cases, lower thoracic level of paraplegic patients could walk after 10 weeks of gait training independently, while it needs more practice for higher thoracic level of patients. After the training period, each subject could perform the orthotic gait (patients F and G still required light support to avoid falling) independently, and were able to walk continuously for at least 20 min.

Apparatus

Appearance and sequential picture of walking with WBC and ARGO were shown in Figure 1. The mechanical features of the WBC have been fully described elsewhere.^{11,12} This orthosis consists of a rigid frame that supports the user's body weight, a special hip joint device that reciprocally propels each leg forward, a gas-powered foot device that varies the sole thickness of the device for foot/floor clearance, and a control system of the orthosis.

As a whole these mechanical features enable a user to ambulate at a faster speed and with less energy expended.⁶ The ARGO also has a special hip joint device named 'hip driving cable' which connects both sides of the leg frame. With this device a torque exerted by the right (left) hip joint is mechanically transmitted to the left (right) hip joint, resulting in the torque to the opposite direction exerted by the left (right) hip joint.

Physical intensity during orthotic gait

On a separate day, cardiorespiratory responses at rest and during orthotic gait were measured. Subjects were asked to abstain from alcohol and caffeine for at least 12h before the experiment. The temperature and humidity on the experiment were $23.5 \pm 4.2^\circ\text{C}$ and $68.3 \pm 3.3\%$, respectively. The experimental procedure was as follows: 5 min at rest in the sitting position, 20 min of continuous walking at the most comfortable speed. The cardiorespiratory parameters at rest and during walking were measured continuously with a telemetric device (K4 Cosmed, Italy) and were analyzed in real time. The telemetric device consists of a transmitting unit, a face mask to sample the expired gas, a heart rate chest strip, a battery, and a receiving unit. The following cardiorespiratory parameters were

Weight bearing control orthosis (WBC)



Advanced reciprocating gait orthosis (ARGO)



Figure 1 Appearance and sequential picture of walking with weight-bearing control orthosis (WBC; above) and advanced reciprocating gait orthosis (ARGO; below)

Table 1 Characteristics of the patients

Patient	Sex	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	Lesion level	Grade of ASIA	Duration of paraplegia (months)	Orthosis
A	M	28	173	63	Th8	A	12	WBC
B	M	27	175	60	Th10	A	10	WBC
C	M	22	175	68	Th12	A	8	WBC
D	M	21	167	46	Th12	B	32	WBC
E	M	36	178	73	Th11	A	20	ARGO
F	M	19	175	53	Th5	B	24	ARGO
G	F	26	156	45	Th10	A	13	ARGO
H	M	30	178	67	Th12	A	13	ARGO
I	M	34	165	54	Th6	A	28	ARGO
J	M	23	168	65	Th8	A	26	ARGO

obtained: oxygen uptake (V_{O_2}) and heart rate (HR). Walking speed in the steady state during walking and rating of perceived exertion (RPE) score were also recorded. After the experiments, the energy consumption and walking energy cost were calculated. The terms adopted were those of Nene and Patrick⁹ and calculations performed according to their protocol:

$$\begin{aligned} &\text{Energy consumption (J/kg/s)} \\ &= \frac{\text{Ambulatory min } V_{O_2}(\text{ml/min})}{\text{Weight (kg)} \times 60} \times K \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &\text{Energy cost (J/kg/m)} \\ &= \frac{\text{Ambulatory min } V_{O_2}(\text{ml/min})}{\text{Speed (m/min)} \times 60} \times K \end{aligned}$$

where $K=20.19$ J/ml, since $1 \text{ ml } O_2=4.825 \text{ cal}$ and $1 \text{ cal}=4.184 \text{ J}$.

NK cell activities

Blood samples were drawn from an antecubital vein with the patient in the seated position before and just after orthotic gait exercise. The exercise consisted of 20 min of continuous walking at the most comfortable speed in the inside of the hospital ward.

NK cell activity was determined by (superscript: 51) Cr-release cytotoxicity assay using the K562 cell-line which derived from cells with chronic myelogenous leukemia as targets, and calculated using the following formula: %NK cell activity = $\{(\text{experiment mean} - \text{spontaneous mean}) / (\text{total mean} - \text{spontaneous mean})\} * 100$. In all NK cell activity testing, percent of spontaneous release was less than 5% of total release. Effector:target (E:T) ratios used were 20:1. Controls included cultures of untreated cells (spontaneous release) and cells treated with 3% sodium dodecyl sulfate (SDS) (total release).

Statistical analysis

Values are given as the mean \pm SD. Statistical difference in NK cell activity between pre- and postexercise was tested by paired *t*-test. Significance was accepted at $P < 0.05$.

Results

Physical intensity during orthotic gait

The average walking speed during orthotic gait was 18.01 ± 2.22 m/min. Eight of 10 patients were able to walk continuously, without stumbling, for 20 min. Table 2 shows the cardiorespiratory responses, energy consumption, energy cost, walking speed, and RPE during orthotic gait. During walking, cardiorespiratory parameters clearly showed a significant increase compared with resting rate. The steady-state value of the V_{O_2} ranged from 14.20 to 24.83 ml/kg (average value = 18.13 ± 3.92 ml/kg), and HR was $99.2-166.4$ b/min (average value = 142.53 ± 19.84 b/min). The energy consumption and energy cost during walking were 5.94 ± 1.16 J/kg/s and 19.63 ± 5.04 J/kg/m, respectively. The RPE score just after exercise ranged from 13 to 19 (median value: 15).

NK cell activity

The average value of NK cell activity in the SCI patients at rest (12.7 ± 5.28 ; ranging from 7.6 to 23.4) was remarkably lower than the standard value in the healthy nondisabled persons (32.9 ± 15.8). Nine of 10 patients showed enhancement of NK cell activity in response to the 20 min of orthotic gait exercise. The total average value of the postexercise NK cell activity was significantly higher than that of the pre-exercise (pre versus post; 12.7 ± 5.28 versus 17.76 ± 6.71 , $P < 0.05$, Table 3, Figure 2).

Table 2 Physical intensity during orthotic walking

Patient	V_{O_2} (ml/kg)		HR (beat/min)		Energy consumption (J/kg/s)	Energy cost (J/kg/m)	Walking speed (m/min)	RPE score (unit)
	Rest	Exercise	Rest	Exercise				
A	8.84	17.39	84.6	154.0	5.85	17.55	20	15
C	6.76	14.67	104.4	132.9	4.94	16.45	18	15
D	4.57	18.05	96.0	145.1	6.07	16.56	22	13
E	6.71	15.62	78.3	131.5	5.26	17.19	18	13
F	8.29	21.14	104.1	166.4	7.11	29.06	15	19
G	6.78	24.20	62.11	132.5	8.14	26.22	18	17
H	6.70	16.01	40.1	99.2	5.39	16.12	20	13
I	9.75	24.83	81.0	143.6	8.35	29.33	17	17
J	5.80	15.19	107.8	163.0	5.11	19.67	16	17
Mean	7.03	18.13	85.18	142.53	6.10	20.61	18.01	15 (median)
SD	1.53	3.92	21.23	19.84	1.32	5.40	2.22	-

Table 3 NK cell activity in pre- and postexercise

Patient	Pre	Post	Δ (%Pre)
A	10.1	14.4	142.36
B	11.3	14.6	129.19
C	23.4	27.1	115.87
D	18.0	19.4	107.78
E	9.8	17.3	176.53
F	18.3	16.6	90.71
G	9.3	30.8	331.18
H	7.6	11.6	152.63
I	11	17.3	157.27
J	8.3	8.6	103.61
Mean	12.70	17.76	150.71
SD	5.28	6.71	68.87

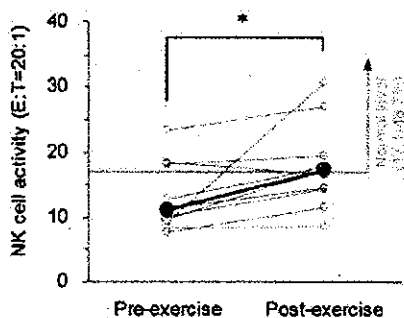


Figure 2 Natural killer (NK) cell activity in response to 20 min of orthotic gait exercise. Thick and thin lines indicate the total averaged ($n=10$) and each subject's value, respectively. NK cell activity was represented by an E/T ratio (20:1)

Discussion

In the present study, we aimed to examine the effect of orthotic gait exercise on the NK cell activity in SCI patients. The main observations made here were as follows: (i) the NK cell activity in SCI patients was remarkably lower than the standard value in healthy persons; (ii) the NK cell activity was significantly increased through 20 min of orthotic gait exercise, and (iii) the one patient who showed decrement of NK cell activity in response to exercise had an injury of the highest level (Th5) and showed the higher energy cost during orthotic gait exercise.

Previous investigations have reported that SCI was accompanied by depression of immune system including decrement of NK cell activities.³ These findings, taken together with the fact that paraplegic patients have significantly reduced $\dot{V}O_2$ peak values as a consequence of the reduction in the daily activity levels,¹⁰ suggest that the decrements of NK cell activity may be the result of limitation of the patient's physical activity.

Because immune resistance is generally regarded as an essential factor for health care, it is conceivable that enhancement of immune function is important for SCI

patients to maintain decent physical condition. In this regard, many investigations have reported the possibility of enhancement of immune function through moderate exercise not only in normal persons^{1,7,8} but also in SCI patients.¹¹ Kliesch *et al*³ demonstrated restoration of immune function through rehabilitation therapy in treated subjects by comparison with those not receiving treatment. The present result of exercise-induced enhancement of NK cell activity is in good agreement with these reports. In the present study, the steady-state value of the $\dot{V}O_2$ during orthotic gait was 18.13 ± 3.92 ml/kg, and HR was 142.53 ± 19.84 b/min (Table 2). The level of physical intensity implied by these values was considered to be suitable for promoting the general health of SCI patients. Further, all of our subjects, with the exception of patient F, could walk for a considerable time and distance without exhaustion. It is therefore considered that the enhancement of NK cell activities was the result of the suitable aerobic condition during orthotic gait.

Finally, we considered why only patient F showed a decrement in the NK cell activity in response to the orthotic gait exercise. As mentioned above, this patient showed the higher energy cost during orthotic gait and had the highest level of injury in all eight patients. The orthotic gait for SCI patients requires compensatory motion of the residual trunk and upper limbs to swing the paralyzed leg.^{12,13} Patient F, who was injured at Th5, could not contract his trunk muscles due to motor paralysis. Consequently, the excess energy expenditure and burden on his upper limbs made it impossible for him to achieve suitable exercise intensity for enhancement of immune function during orthotic gait. His higher RPE score (19: very very hard, Table 2) reflects greater energy consumption than that of the other patients during orthotic gait.

To date, many researchers have reported extremely high-energy requirements of orthotic gait.^{4,14,15} Although many devices have been developed to improve this problem to date, it is still unknown whether the orthotic use contribute to facilitate the health care for SCI persons. The present result provides evidence of the effectiveness of the orthotic gait exercise for promotion of the general health of these SCI patients. However, the question remains whether regular exercise training leads to chronically elevated NK cell activity. Further study will be needed to clarify this issue.

Acknowledgements

This work was supported by Research Grants from the Mitsui Sumitomo Insurance Welfare Foundation.

References

- Shephard RJ, Shek PN. Effects of exercise and training on natural killer cell counts and cytolytic activity. *Sports Med* 1999; 28: 177-195.
- Welsh RM. Regulation of virus infections by natural killer cells: A review. *Nat Immun Cell Growth Regul* 1986; 5: 169-199.