高齢者用ローイングマシンの開発

Development of a Rowing Machine for Elderly People

巖見武裕(正会員), 宮脇和人(正会員)*, 山藤和也(非会員), 大日方五郎(正会員)**
島田洋一(非会員)***, 松永俊樹(非会員)***, 佐藤峰善(非会員)***, 渡辺基紀(非会員)****

Takehiro Iwami, Kazuto Miyawaki*, Kazuya Santo, Goro Obinata**,
Yoichi Shimada***, Toshiki Matsunaga***, Mineyoshi Sato*** and Motoki Watanabe****

Abstract

Machines and equipment to improve the healthy daily life of elderly people are becoming increasingly important. Resistance training equipment is especially effective for muscle atrophy prevention, not only in healthy adult people, but also in elderly people and even disabled individuals. Reportedly, training for elderly people is safe, and it ameliorates cardiovascular disease risk factors. Based on a new concept to strengthen disused muscles and to enable whole-body exercise in seniors, we developed a device using power rehabilitation technology. This study developed a new rowing machine that elderly people can use for safe and effective rehabilitation exercise.

Key Word

Rehabilitation, Human Dynamics, Biomechanics, Elderly people

1. 緒 言

高齢者は加齢や運動不足により下肢機能が低下し, 下肢の筋萎縮や血行障害などが起こる^{1, 2)}. そのため日常的にトレーニングを行い筋肉を維持し, 運動不足を改善する必要があると考えられる³⁾. 高齢者のリハビリトレーニング⁴⁾としては, 理学療法士の手により, 関節を動かすストレッチなどの運動療法や, 上肢で平行棒を掴んで下肢を交互に引きずる他動的な歩行運動を行っている. しかし, これら

の他動的な運動だけでは下肢の筋萎縮は防止できない. その理由として, 他動的な運動だけでは, 速筋の強化が期待できないことが挙げられる. 筋の能動的な収縮運動がなければ血流ポンプとしての作用も小さく, 末梢循環不全と内臓障害の十分な予防にもつながりにくい. 高齢者における遅筋と速筋の筋萎縮の比較では, 速筋の方が優位に萎縮すると報告されている⁵⁾. それゆえに, 他動的な運動だけではなく, 高齢者が自ら行う能動的な運動で, 速筋も強化するローイング運動が高齢者に対して有効であると考えられる. このような高齢者の筋力トレーニングはパワーリハビリテーションと呼ばれている⁶⁾. このパワーリハビリテーションはトレーニングマシンを使って身体にある程度の負荷を与え, 積極的に筋力や心肺機能を向上させるというリハビリテーションの考え方である.

高齢者のリハビリトレーニング機器としては自転車エルゴメータ(自転車漕ぎ)^{7, 8)}, トレッドミル(ランニングマシン)^{9, 10)}, ダンベル(おもり)上げ¹¹⁾などがあり, 理学療法士や作業療法士と共に身体機能を改善させている.

中高齢者がかかる生活習慣病の中でも運動不足が原因による疾病として, 糖尿病があげられる. 糖尿病を予防するため, 糖の代謝機能を維持するには, 体脂肪量の増加を抑えることが重要である¹²⁾. ローイング運動はウォーキングと同程度に糖の代謝機能を良好に維持できる運動形態であ

2008 年 3 月 26 日受付

2008 年 10 月 8 日最終原稿受理

秋田大学工学資源学部 〒 010-8502 秋田市手形学園町 1-1

*秋田工業高等専門学校 〒 011-8511 秋田市飯島文京町 1-1

**名古屋大学 エコトピア科学研究所 〒 464-8603 名古屋市千種区不老町

***秋田大学医学部 〒 010-8543 秋田市本道一丁目 1-1

****鹿嶋医院 〒 010-0683 男鹿市北浦北浦字山王林 4-2
Akita University, 1-1, Tegatagakuen-cho, Akita-shi,
010-8502 Japan

* Akita National College of Technology, 1-1,
Bunkyo-cho, Akita-shi, 011-8511 Japan

** Nagoya University, Hurou-cho, Chikusa-ku nagoya-shi,
464-8603 Japan

*** Akita University School of Medicine, 1-1, Hondo,
Akita-shi, 010-8502 Japan

**** Kashima Clinic, 4-2, Kitaura, Kitaura, Oga-shi,
010-0683 Japan

り、高齢者にとっては、座った状態でトレーニングが可能のため極めて安全な運動である¹³⁾。また、ローイング運動は自転車エルゴメータ、トレッドミルや歩行などとは異なり、上肢と下肢による全身運動のため、同じ時間あたりの消費エネルギーが比較的高く、効率のよい脂肪燃焼が行なわれる¹⁴⁾。現在まで、ローイングマシンに関しては、漕艇選手や若年者には利用され、運動評価も数多く行われてきた。たとえば茅らは漕艇選手のローイング時のパワーとエネルギーの定量評価を行っている¹⁵⁾。また、長谷らは漕艇経験者と未経験者により、フィットネス効果を含めた技術向上を目的としたローイング運動における関節モーメント、筋張力の評価を行っている^{16, 17)}。しかし、高齢者用のローイングマシンがないため、高齢者によるローイングの運動評価の報告は少ない。そこで我々は高齢者でも容易にかつ安全に利用できる、高齢者用ローイングタイプのトレーニングマシンを開発し、高齢者がローイング運動を行う条件下肢の関節モーメントに着目し評価した結果を報告する。ローイング運動は高齢者にとって運動不足を解消するとともに、トレーニングによる筋力の充実で転倒予防効果など生活機能の向上も期待できる。

2. ローイングマシンの構成と使用法

開発したローイングマシンは、全長 2400mm、全幅 600mm、トレーニング時の座面高さが床面から 300mm、重量が 61.2kg である。下肢の屈伸運動を行う座面スライド部と腕の屈曲、伸展運動を行う負荷装置部から構成されている。負荷装置部は CONCEPT-2 (Concept II, Inc. USA) を用いた。この負荷装置部はハンドル、チェーン、フライホイールとファンから構成されている。ハンドルを引くことによる負荷は、チェーンを介してフライホイールに蓄積され、実際にボートを漕ぐ動作をつくりだしている。ファンによる空気抵抗は、水の抵抗のように感じられ、水上での利用感となる。負荷荷重として回転フライホイールのファンによって生じる空気抵抗を利用しているので、単位時間あたりの漕ぐ回数が多いほど、負荷荷重が大きくなる。逆に単位時間あたりの漕ぐ回数を少なくすると負荷荷重が小さくなるため、高齢者は自分のペースでゆっくり漕ぐことで本負荷装置部が利用可能である。

Table 1 Specification of the rowing machine

Item	Specification
Depth	2,400mm
Seat height	300 ~ 550mm
Width	600mm
Weight	61.2kg

Fig.1 Rowing machine

本装置は構想段階から医師、理学療法士の意見をとりいれているため、利用者に対しての使い勝手が優れた種々の工夫が盛り込まれている。

本ローイングマシンの最大の特徴は、車いすを利用者する高齢者の乗り移りが容易となるように、車いすの座面高さまで、電動によりローイングマシンスライド部の椅子の座面が上昇する構造になっている。最高で床面から 550mm まで上昇し、任意の高さで止めることができるため、車いすのメーカーや種類の違いによる乗り移りの段差が発生しない (図 2)。上昇および下降は、平行リンク機構のため、利用者が地面と平行を保った状態で上下移動が可能である。また、上下移動のアクチュエータは、ハンディー型のリモコンのため利用者自身での操作も可能である。この上下スライド機構により、ローイング運動時は床面から 300mm の低い位置となる。床面から 400mm 以上の高い位置でのローイング運動は、利用者は転倒または、恐怖感を与えるが、低い位置でのトレーニングが可能のため、利用者には恐怖感がない構造である。この電動リフトアップ機構は、車いすを利用しない高齢者にとっても、ローイングマシンから降りるときの立ち上がり、乗り込む動作の支援が可能である。

スライド部の椅子はクッション性のある座面、背もたれ、左右の肘掛けから構成されている。肘掛けは左右両方とも跳ね上げ機構となっているため (図 3)、乗り降りの妨げにならない。この肘掛けを降ろした状態では、高齢者が全体重を肘掛けにかけて、プッシュアップにより座位の調整が可能のように片側の肘掛けの耐荷重は 800N 以上を確保している。背もたれはクッション性を有しており、必要に応じて後方に傾けることが可能である (図 4)。そのため運動強度が高いトレーニング時においても背もたれが邪魔にならない。また、足部を固定するフットレストは角度自在のラバースプリングを装着している (図 5)。このラバースプリングは、金属製の内外殻と円柱形のゴムから構成され、ばね特性は非線形で荷重の増加とともに、ねじり剛性が増加する特性を持つ。そのため足部の固定位置から前後に 10 度の揺動が可能で、足関節の角度変化に追従する機構となっている。

高齢者は伸長性収縮の筋力が低下しているため、ローイング運動で膝が屈曲するときに、極端に膝部に負担がかからないように、スライド部椅子座面のスライドガイド前方に、樹脂製ストッパーとショックアブソーバを装着した。このストッパーにより過度な膝屈曲を防止する。ストッパー位置は 20mm 間隔で調節可能なため利用者に適合した停止位置となる。(図 6) スライド部椅子の下部には、利用者が自ら操作できる、ワイヤーのテンションを用いたレバー式ストッパーが付いており、スライド部の任意の場所で固定が可能である。車いすからの移乗時には、ストッパーでスライド椅子を固定することにより、スライド椅子の座面や肘掛けに体重をかけて、プッシュアップによる移乗が可能である。

Fig.2 Up and down the seat

Fig.3 Seat stopper handle and arm rest

Fig.4 Backrest

Fig.5 Footrest

Fig.6 Stopper

ローイングマシンを用いたトレーニング方法を図 7 に示す。①スタート位置では、膝を屈曲させ、肘を伸展させる。②フットレストに両脚で力かけることで、スライド座面が後方に移動し、膝の伸展が開始する。③膝の伸展が終了するとスライド座面は停止し、肘の屈曲動作を開始する。④両腕でハンドルが腹部に付くように、しっかりと引き込む。⑤ハンドルの引き込みが終了すると、肘の伸展を開始させると同時に、膝の屈曲動作を開始しスライド座面を前方に移動する。①' 膝の屈曲が終了しスライド座面が前方で停止する。次のストロークを始めるスタート位置となる。この①から⑤の動作を繰り返すことでトレーニングを行う。ローイング動作を大きく 2 つに別けると①～④がドライブ動作で、④～①' がリカバリー動作である。

Fig.7 Methods of training

3. ローイングマシンの評価

3.1 測定装置

実験評価のため被験者の動作測定には、標点の空間座標を計測する三次元動作解析装置 (Vicon140: OXFORD METRICS Limited)と、足部に加わる力を測定するフォースプレート (9286: KISTLER) を組み合わせたシステムを用いた。足部に加わる力の計測時はフォースプレート及びフットレストを固定した。3次元の画像とフットレストから足への荷重のデータはともに 60Hz のサンプリング周波数で測定した。空間座標における測定精度は ± 1.5 mm 以内、フットレストから足への荷重の測定精度は ± 3 N 以内である。5m $\times$ 5m のフロアーに 4 台の赤外線 CCD カメラを設置した (図 8)。

Fig.8 Experimental setup

3.2 実験方法

被験者は 22 歳から 24 歳までの健康男性 3 名である。全ての被験者に対し実験の目的および内容を説明し十分なインフォームドコンセントが得られた後に、毎分 10 ストロークの運動条件でローイング実験を行った。ローイング動作の軌跡を測定するために標点は、第五中足骨・足関節・膝関節・大転子・肩峰の 5 カ所に張り付けた。

3.3 剛体リンクモデルを用いた下肢の関節モーメント評価方法

ローイング運動の状態を 2 次元のリンクモデルで表す (図 9)。各リンクは、足部、下腿部、大腿部、胴体部、で構成されている。本モデルは、山崎¹⁸⁾が提案し、江原、山本らが測定手法を確立した^{19, 20)}。また、大橋²¹⁾らにより歩行に、長谷^{16, 17)}らによりこれらのモデルを用いたローイング分析に適用されている。

本研究では、人体のモデル化においては以下のような仮定を設けた。

- (1) ローイング運動は、矢状面内での運動であり、体幹の回旋は無視できる」は無視できる。
- (2) 各節は剛体リンクと考え、重心は関節間の軸上に位置する。
- (3) 各関節は 1 軸の回転関節とする。

Fig.9 Link Model

剛体リンクへの外力としてフットレストから足への荷重ベクトル (F_p)、重力加速度を考慮して各関節に作用する水平方向と鉛直方向の力とモーメントの釣り合いによる Newton-Euler の運動方程式より足関節モーメント M_a 、膝関節モーメント M_k 、股関節モーメント M_h を求めると式(1)～(3)になる。

《リンク L 1 (足部)》

$$M_a = -I_1 \ddot{\theta}_1 + f_p z_1 + (f_p - m_1 \ddot{x}_1)(z_a - z_1) + n_p(u - x_1) + (n_p - m_1(\ddot{z}_1 + g))(x_1 - x_a) \quad (1)$$

《リンク L 2 (下腿部)》

$$M_k = -I_2 \ddot{\theta}_2 + (f_p - m_1 \ddot{x}_1)(z_2 - z_a) + (f_p - m_1 \ddot{x}_1 - m_2 \ddot{x}_2)(z_k - z_2) - (n_p - m_1(\ddot{z}_1 + g))(x_2 - x_a) - (n_p - m_1(\ddot{z}_1 + g) - m_2(\ddot{z}_2 + g))(x_k - x_2) - M_a \quad (2)$$

《リンク L 3 (大腿部)》

$$M_h = -I_3 \ddot{\theta}_3 + (f_p - m_1 \ddot{x}_1 - m_2 \ddot{x}_2)(z_3 - z_k) + (f_p - m_1 \ddot{x}_1 - m_2 \ddot{x}_2 - m_3 \ddot{x}_3)(z_h - z_3) - (n_p - m_1(\ddot{z}_1 + g) - m_2(\ddot{z}_2 + g))(x_k - x_3) - (n_p - m_1(\ddot{z}_1 + g) - m_2(\ddot{z}_2 + g) - m_3(\ddot{z}_3 + g))(x_h - x_k) - M_k \quad (3)$$

ここで、 f_p は水平方向のフットレストから足への荷重、 n_p は鉛直方向のフットレストから足への荷重、 x はリンク重心の水平方向座標、 $\ddot{x}$ はリンク重心の水平方向加速度、 z はリンク重心の鉛直方向座標、 $\ddot{z}$ はリンク重心の鉛直方向加速度、 m はリンク質量、 I は重心まわりのリンク慣性モーメント、 θ はリンク角度、 $\ddot{\theta}$ はリンク角加速度、 g は重力加速度、 u はフットレストから足への荷重作用点の水平方向の座標を示す。添字の1は足部、2は下腿部、3は大腿部、 a は足関節、 k は膝関節、 h は股関節を示す。また、身体リンク全体の質量中心位置を体重中心と呼ぶ。リンクの質量や慣性モーメントに関しては、阿江^{2,2)}らの文献を参考にした。

4. ローイングマシンの実験結果

ローイング運動の実験において、足関節、膝関節、股関節の軌跡と角度、フットレストから足への荷重を測定し、これらのデータから身体全体の体重中心、関節モーメントを求めた。図10～13は男性A(22歳、身長175cm、体重64kg)のローイング実験結果である。他の被験者のローイング運動実験結果もほぼ同じ傾向を示していた。図中の数字は図7に示した各ローイング動作である。

4.1 関節の軌跡

図10がローイング運動時の右側矢状面スティック図である。縦軸は床面からの高さ、横軸はトレーニング時の移動距離、図中の×印は体重中心を示す。このスティック図の肩峰と体重心の軌跡に着目すると、どちらも水平方向に同じ周期の軌跡を描くことがわかった。

図11が三次元動作解析装置で計測した、第五中足骨・足関節・膝関節・大転子・肩峰の軌跡の変化を示す。図の横軸は時間で、足部の屈曲位置から伸展して、腕部のキャッチ動作を経て足部が屈曲する1ストロークを示している。各関節ともスタート位置からゆっくりと軌跡が変化し、再びスタート位置に戻っている。この図よりローイング運動は下肢の各関節に対して滑らかな運動であることがわかる。

4.2 足に加わる力と関節モーメント

図12がローイングマシンのフットレストから足に加わる力である。前後(X)方向、上下(Z)方向ともにローイング時の初期に当たる、膝が伸展しスライド座面が後方に移動している間に一番大きな力が必要であり、後半の膝が屈曲しスライド座面が前方に移動している時は、フットレストから足への荷重の値は比較的小さい値であった。

図13に足関節、膝関節、股関節のモーメントを示す。足関節、股関節モーメントはローイング時の初期に当たる、膝が伸展しスライド座面が後方に移動している間に一番大きな値を示していた。ローイング運動は、膝の屈伸運動のため膝モーメントが大きく現れると予想されたが、歩行動作の踵接地時と同程度のモーメントであった。これは、ローイング運動は膝の屈伸運動ではあるが、ローイングマシン

(a) Drive phase

(b) Recovery phase

Fig.10 Stick figure

(a) X axis

(b) Z axis

Fig.11 Displacement of the body

座面の傾斜角度が 4 度と非常に小さいため、屈伸運動における負荷が低下したと考えられる。長谷らは、健常者が毎分 26 ストロークのローイング運動におけるフットレストにかかる力と下肢の各関節モーメントの実験結果が示されているため、本研究の実験結果と比較考察する¹⁶⁾。長谷らの研究は健常者が技術力を向上させることを目的として、その時の生体動作解析を行っている。それに対し本研究では高齢者が利用することを前提としているため、ローイング運動の回数は毎分 10 ストロークと長谷らの研究に比べて 1 分間あたりの運動量は小さい。そのため、フットレストにかかる力を比較するとその最大値は、鉛直方向成分、水平方向成分ともに長谷らの研究に対し、本研究結果は 25%ほど小さくなっている。ここでローイング運動 1 サイクル動作の傾向は類似していた。次に関節モーメントに関して比較考察する。股関節モーメントに関しては長谷らの研究は膝関節の伸展が終了しリカバリー動作が開始するときに 200Nm と大きなモーメントになっているのに対し、本研究の結果では 80Nm と小さなモーメントであった。これは、毎分あたりのストロークが少ないため、ドライブ動作を終了させるために必要な力が小さいためと考えられる。次に膝関節モーメントに関しては、整形外科医を始めとする医療従事者が最も気を配る箇所である。その理由として、高齢者には、変形性膝関節症に代表されるように、膝部に何らかの疾患を持つことが多いからである。長谷らの研究と本研究はともに足関節や股関節に比べ膝関節モーメントが小さい値であることがわかった。今後は膝関節に作用する関節間力を評価する必要がある。最後に、足関節モーメントに関しては、長谷らの研究に対して本研究の実験値が約 2 倍の値を示していた。これは、本ローイングマシンを使用した場合に踏ん張る力が必要で、その結果として、足関節モーメントが大きな値を示したと考えられる。

Fig.12 Footrest reaction force

Fig.13 Joint moment

5. 高齢者への適合と考察

本研究で開発した、ローイングマシンが実際に高齢者にとって利用可能かどうかの評価を実施した。被験者はデイサービスに通所している女性 3 名、男性 2 名（年齢 66 ～ 75 歳：平均 70 歳、ADL は自立）である。被験者には実験の目的および内容を詳しく説明し、十分なインフォームドコンセントが得られたあとにリハビリとしてトレーニングを実施した。評価の方法は、理学療法士がローイングのマシンの操作方法を説明してから各被験者の能力を考慮して、被験者のペースに合わせてローイング運動を実施した。

被験者すべてに共通する評価結果としては、初めて利用する高齢者に対して、理学療法士による約 10 分の説明でローイング運動が可能であった。本ローイングマシンの特徴である座面上下機構は、車いす利用者の移乗が容易となるようにスライド座面高さを調節して利用するとともに、車いすを利用しない高齢者にとっては、立ち上がりや、着座の補助機構として有効であった。アームレストは移乗時に利用され、バックレストとフットレストはトレーニング時に有効に利用できていることを確認した。ローイングマシンを用いたリハビリトレーニングは高齢者の身体状況を考慮して、理学療法士の指導で行った。実施した期間は、1 日につき約 10 ～ 20 分で 2 ヶ月である。この時の単位時間あたりのストローク数は 1 分間あたり 10 ～ 15 ストロークと非常にゆっくりとしたペースでトレーニングを実施した。

男性高齢者からの個別意見としては、「漁村での生活が長くローイング運動が懐かしい。若い頃の体験がよみがえってきた。」女性高齢者の個別意見としては、「最初は足を伸展させて、その次に腕を屈曲させる。このようなトレーニングの順序にとまどったが、慣れるとエアロバイクより、全身運動になった。」など、高齢者も新しくバラエティーに富んだリハビリトレーニングに好感を示した。

本研究で開発した、ローイングマシンが高齢者にとって利用可能であることを確認した。

Fig.14 Rowing training by elderly people

6. 結 語

本研究では、車いす利用者が容易に利用できる高齢者用のローイングマシンを開発し評価した。それを用いて生体への負荷の評価を行った。また、高齢者への適合評価を実施した。その結果以下のことが明らかになった。

1. ローイング運動の実験において、足関節、膝関節、股関節の軌跡はスタート位置からゆっくりと変化し、再びスタート位置に戻っていることより、ローイング運動は下肢の各関節に対して滑らかな運動であった。
2. ローイング運動は、膝の屈伸運動のため膝モーメントが大きく現れると予想されたが、歩行動作と同程度のモーメントであった。
3. 本研究で開発した、ローイングマシンが高齢者にとって利用可能であることを確認した。

今後は上肢関節モーメント、心拍数や血圧などの効果について定量的に評価を行うと共に、老人施設や臨床現場で継続的な機器評価を行う。

謝 辞

本研究の被験者になっていただいた、医療法人鹿嶋医院デイサービスセンター「鹿山」通所者の方々、秋田大学機械工学科学生の方々に心より感謝申し上げます。

文 献

- (1) 草野修輔, 高齢者のリハビリテーション, 理学療法科学, 2004 ; 19(3) 175-181.
- (2) 林 泰史, 高齢者のリハビリテーションと QOL, 日本老年医学会雑誌, 2003;40(5), 459-462.
- (3) 辻 一郎, 健康寿命と介護予防, 理学療法の歩み, 2004; 15(1), 2-8.
- (4) 勝平純司, 谷口敬道, 下井俊典, 霍 明, 齊藤里果, 杉原泰子, 介護トレーニング前後における歩行能力比較, 理学療法科学, 2006;21(3), 215-220
- (5) 猪股高志, 理学療法のための筋の基礎知識, 埼玉理学療法, 2004;11-2-11.
- (6) 堀内雅弘, 佐々木浩子, 介護老人保健施設におけるパワーリハビリテーションが身体健康および精神的健康に及ぼす影響, 人間福祉研究, 2006;9,143-156.
- (7) 山本美江子, 進 俊夫, 中園敬生, 長田穰二, 原口 毅, 韓 正任, 他 4 名, 地域高齢女性に対する運動プログラムの効果, 産業医科大学雑誌, 2005;27(4) 339-348.
- (8) 堀田 昇, 高齢者および中年者の最大下運動に対する循環応答と最大酸素摂取量, 健康科学, 1991;13,41-47.
- (9) 谷知之, 大内厚, 藤江正克, 歩行訓練システムの開発と評価, バイオメカニズム学会誌, 1998;22(4), 169-173
- (10) 吉田輝, 岡田誠, 藤本勉, 小澤邦昭, 高齢者・障害者の自立した生活を支援するシステム・機器, 日立評論, 1999; Vol.81-No.4,,43-48.
- (11) 古川秀敏, 吉田恵理子, 高比良祥子, 永峯卓哉, 中尾八重子, 小竹 訓子, 高齢者筋力向上トレーニング事業の評価に関する研究, 県立長崎シーボルト大学看護栄養学部紀要, 2005;5,91-95.
- (12) 林 容市, 田中喜代次, 曾根博仁, 久野 譜也, 短期間の運動が中高齢者の内臓脂肪面積および糖代謝能に及ぼす影響, 体力科学, 2005;54(4), 305-313.
- (13) 寺田 新, 樋口 満, 田畑 泉, 岡 純, ローイング・トレーニングが中高年者の糖処理能力に及ぼす影響, デザントスポーツ科学, 2005;26,78-84.
- (14) 樋口 満, 吉賀千恵, 岡 純, 橘 完太, 谷代一哉, 薄井澄登子, 谷 友江, 中高年者におけるローイング運動の健康増進効果に関する研究, 国立健康・栄養研究所研究報告, 2002;51,34.
- (15) Motoshi Kaya, Haruyuki Minamitani, Kazunori Hase, Nobutoshi Yamazaki, Motion analysis of optimal rowing form by using biomechanical model, Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference Volume2, 1995, 1281-1282.
- (16) Kazunori HASE, Motoshi KAYA, Nobutoshi YAMAZAKI, Brian J. ANDREWS, Amy B. ZAVATSKY and Suzanne E. HALLIDAY, Biomechanics of Rowing(I. A Model Analysis of Musculo-Skeletal Loads in Rowing for Fitness), JSME International Journal Series C, 2002 ; 45(4) 1073-1081.
- (17) Kazunori HASE, Brian J. ANDREWS, Amy B. ZAVATSKY and Suzanne E. HALLIDAY, Biomechanics of Rowing(II. A Control Model for the Simulation Study of Rowing and Other Human Movement), JSME International Journal Series C, 2002 ; 45(4) 1082-1091.
- (18) 山崎信寿, 2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション, バイオメカニズム, 3, (1975), 261-269.
- (19) 江原義弘 別府正敏 野村進: 歩行の効率, バイオメカニズム, 1989;9,93-104.
- (20) 臨床歩行分析研究会編, 関節モーメントによる歩行分析, 1997, 医歯薬出版
- (21) 大橋正洋 江原義弘, モデル計算法の歩行障害解析への応用, 総合リハ, 1998;26-11, 1049-1054.
- (22) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム 1993;11,23-33.