

と考えられる。また筋紡錘は $\gamma$ 運動細胞という、やはり脊髄に存在する神経細胞によって感度調整を受けており、 $\gamma$ 運動細胞の興奮が高まっていると、 $\alpha$ 運動細胞の興奮性も高まるという関係になっている ( $\alpha\gamma$ 共役)。

$\alpha$ 運動細胞も $\gamma$ 運動細胞もともに運動に関わる筋の数に見合っただけ、脊髄に存在している。人間が運動を起こそうとすると、脳から発した指令が次々とシナプスを介して神経細胞を伝達し、最終的に $\alpha$ 運動細胞に到達する。 $\alpha$ 運動細胞が興奮すると、興奮は運動神経線維を介して筋に伝達し、 $\alpha$ 細胞が支配している筋を収縮させる。

$\alpha$ 運動細胞は筋に直接指令を与える神経細胞なので、暴走しないように筋紡錘の感度調整を行う $\gamma$ 運動細胞に抑制がかけられている。この抑制中枢はやはり脳に存在し、網様体脊髄路(網様体抑制中枢)とよばれている。これはさらに上位の皮質延髄路、尾状核脊髄路、小脳網様体路によって支配される。一方 $\alpha$ 運動細胞は前庭脊髄路と網様体促進中枢(網様体脊髄路)から直接促進される。

脳原性の疾患における筋緊張亢進の病態はしばしば除脳ネコのモデルで説明される<sup>5</sup>。脳幹を橋の上端で切断すると延髄網様体抑制中枢を駆動する経路が遮断されて促進が相対的に増大する。しかし前庭外側核を一側破壊すると一側の除脳固縮が消失する。これは外側前庭脊髄路の直接的な $\alpha$ 運動細胞への側通効果であると考えられる。

緊張が亢進していると筋を触ると硬く、他

動的に関節を動かそうとすると強い抵抗を感じる。これは脳の病変によって $\alpha$ 運動細胞に対する促進が強く働いたり、 $\gamma$ 運動細胞に対する抑制が効いていない状態になっていると考えられる。

筋緊張亢進は患者の関節を他動的に運動させた際に検者が感じる抵抗の種類によって痙性と固縮に分けられる。痙性と固縮は障害される経路がそれぞれ主に錐体路系と錐体外路系である。痙性は、関節を他動的に動かそうとした時、最初に強い抵抗を起こすが、それに打ち勝ってさらに力を加えると突然抵抗が消失する。この特性はあたかも飛出しナイフを折りたたむのに似ていることから、ジャックナイフ現象と呼ばれる<sup>50</sup>。固縮は、関節を他動的に動かそうとした時、常に一定の抵抗をコンスタントに感じるもので、あたかも鉛の管を曲げるような感触に似ていることから鉛管現象と呼ばれる。

痙性麻痺にみられる筋緊張亢進は痙性と固縮の両者が様々な割合で混合している。一般に固縮の含まれる割合が多いと運動障害の程度は大きい。欧米の論文では痙性麻痺に伴う筋緊張亢進を一括して spasticity(痙性)と呼んでいる。

#### 1-1-2-2 評価

痙性の客観的な評価法の確立を試みた種々の研究がなされてきたが、いまだに確立した方法はない。痙性の客観的な評価はきわめて困難な課題であるといえよう。ここでは代表

的な評価法を幾つか紹介する。

Ashworth<sup>8</sup>は、徒手的に関節を動かした時の抵抗をもとに、固縮の含まれる割合が多いほど痙性が強くなるという段階的な評価法を提案した。これを Bohannon と Smith<sup>17</sup>が改変し、痙直型脳性麻痺を対象として検者間の誤差を検定した。このような臨床的なスケール評価は科学的な妥当性はともかく、広く一般的に用いられている。

定量的な痙性の評価法としては種々試みられてきたが、その一つに懸振性運動を分析するものがある(pendulum test<sup>9,39,42,91</sup>)。被験者をテーブル上に仰臥位をとらせ、膝伸展位から下腿を落下させる。この時下腿は膝関節を運動中心として振り運動を始める。この運動を電気角度計などで解析するものである。しかしながら、大腿四頭筋とハムストリングスの機械的な特性が一致するという仮定のもとで数学的解析を行うことに対する批判がある<sup>39</sup>。

膝窩で脛骨神経を電気刺激し、ヒラメ筋から筋電図を導出すると、直接脛骨を伝達する電気刺激によってM波が、一度脊髄を上行してから脊髄の運動細胞を刺激してから、再び脛骨神経を下行しH波が得られる。このようにH波の出現する機序は筋紡錘が関与しないが、伸張反射に類似している。H波とM波の最大振幅の比は脊髄運動細胞の興奮性における伸張反射を介する割合を評価できるとする報告がある<sup>54</sup>。しかし、H波の導出において電気刺激の周波数、患者の安静状態、肢位に

よって影響を受けやすいという欠点がある。また痙性を評価する上での有効性も実証されていない。

その他、他動的な運動を関節に負荷した際の関節トルクを機械的に測定する方法が考えられてきた<sup>45,66,67</sup>。トルクや筋活動が急激に増大する時の関節角度を用いることもできる<sup>65</sup>。その他、Price<sup>66</sup>は足関節の他動的運動を機械制御し、得られた痙性反応を粘弾性の特性で評価する方法を提案している。

著者らは新たな痙性の評価法を考案したが、1-2-5で述べる。

## 1-2 柔軟性と立位

痙直型脳性麻痺にみられる関節拘縮や筋の短縮が歩行<sup>52, 77, 79</sup>や姿勢<sup>63, 69, 96</sup>に影響をあたえることは多くの研究から明らかにされてきた。傾斜角 $10^\circ$ の後方傾斜斜面上で立位姿勢を保持しようとする時、正常では主として足関節の柔軟な動きによって代償されるが、痙直型脳性麻痺では膝、股関節などの動きも姿勢調節に動員される<sup>80, 93</sup>。つまり痙直型脳性麻痺では $10^\circ$ 後方傾斜斜面上の起立に際しては膝および股関節周囲筋群の参加が増大するためよりエネルギー消費的である。そこで本研究では、後方傾斜斜面における参加筋群増大の機序、特に動的柔軟性低下との関連と、歩行との関連について検討した。

正常小児10名、痙直型脳性麻痺児11名をプラットフォームに起立させた際の姿勢側面像を解析し、腓腹筋およびハムストリングスの動的柔軟性の低下との関連について検討した。プラットフォームの傾斜角を変化させながら、立位姿勢アライメントを測定した。

### 1-2-1 正常被験者における起立傾斜角の変化に対する各パラメータの変化

前方傾斜斜面では傾斜角が $0^\circ$ にむかって小さくなると足関節の底屈が減少し、股関節および膝関節の屈曲が減少する単調な変化であった。これに対して、後方傾斜斜面では $0^\circ$ から傾斜角が増大するにつれて足関節

の背屈が増大、これに伴って股関節の屈曲は大きく変化する。しかも膝関節の変化は単純ではなく、屈曲の後伸展へ変化するものであった。このような姿勢アライメントの変化の特色から、前方傾斜斜面立位を姿勢アライメントの変化を第1相とし、以下のごとく、後方傾斜斜面立位を第2～第4相にわけた。

斜面の傾斜角が負 $\sim 0^\circ$

第1相：足関節底屈位、膝関節屈曲位、股関節屈曲位、体幹前傾位から足関節の底屈、膝関節の屈曲位、股関節屈曲位、体幹の前傾が減少していく単調な変化。

斜面の傾斜角が $0^\circ \sim$ 正

第2相：足関節背屈が増加、膝関節および股関節は変化しない。

第3相：足関節の背屈増加が鈍麻、膝関節屈曲が増加、股関節屈曲が増加、体幹の前傾が増加するようになる。

第4相：足関節背屈が増加、膝関節屈曲の増加が減少、足関節背屈が限界に達する。

第5相：足関節背屈が減少、膝関節が伸展しはじめる。

### 1-2-2 正常被験者における幾何学モデルとの対比

腓腹筋長をあらわす直線に対して：

第1相では膝関節が足関節の底屈が減少し、膝関節の屈曲が減少していき、第2相では足関節の背屈が増加し、膝関節の屈曲が増加するが、足関節の変化にくらべ膝関節の変化は乏しいため、第1~2相では軌跡が単純に上行するのが観察された。軌跡は第3相で腓腹筋長をあらわす直線に対して平行に上行するよう折れ、第4相で膝関節の屈曲が増加しないまま足関節背屈が最大に達した。この時の最大背屈は腓腹筋長をしめす直線に到達した。第5相では腓腹筋長をしめす直線を辿りながら、足関節背屈が減少、膝関節が伸展していった。

ハムストリングス長をあらわす直線に対して：

第1相~第4相までは股関節角の変化はほとんどなく、第1~2相における膝関節角の変化のみのため、軌跡は膝関節軸に対してほぼ平行に移動するのが観察された。第5相では股関節の屈曲が増大していったがハムストリングス長をあらわす直線と交わることはなかった。

#### 1-2-3 痙直型脳性麻痺児と正常被験者との比較

第1~5相すべて確認できたのは正常被験者10例中8例であった。1例は第4相の開始が不明確であり、残りの1例は第5相の開始が特定できなかった。一方痙直型脳性麻痺では11例中4例に同様な現象が確認された。2例は第4相の開始および第5相の開始が、5

例は第5相の開始がそれぞれ確認できなかった。

第1相のはじまりは正常では $-30 \sim -44$  ( $-38.2 \pm 4.1, n=10$ )、痙直型脳性麻痺では $-10 \sim -35$  ( $-23.7 \pm 10.1, n=11$ )であり、痙直型脳性麻痺が有意に増加。第3相のはじまり、すなわち張力閾値は正常で $8 \sim 16$  ( $12.8 \pm 2.7, n=10$ )、痙直型脳性麻痺で $4 \sim 20$  ( $8.2 \pm 4.6, n=11$ )であり痙直型脳性麻痺が有意に減少していた。第4相のはじまりは正常で1例が検出できず、痙直型脳性麻痺で2例検出できなかった。正常で $14 \sim 22$  ( $19.1 \pm 2.8, n=9$ )、痙直型脳性麻痺で $7 \sim 16$  ( $10.1 \pm 3.0, n=9$ )であり、痙直型脳性麻痺が有意に減少していた。腓腹筋の伸張限界は正常で1例、痙直型脳性麻痺で7例検出できなかった。正常で $14 \sim 36$  ( $26.0 \pm 6.1, n=9$ )、痙直型脳性麻痺で $9 \sim 14$  ( $11.8 \pm 2.2, n=4$ )で痙直型脳性麻痺が有意に減少していた。

腓腹筋長をあらわす直線の幾何学モデルとの対比では痙直型脳性麻痺児についても第1~5相すべてを確認できた症例では正常と同様であった。ハムストリングス長をあらわす幾何学モデルとの対比では、第3相まで確認できた痙直型脳性麻痺児1例で、第3相においてハムストリングス長の直線にそって膝関節角および股関節角が増加するのが認められた。

#### 1-2-4 斜面上での立位姿勢が第 1~5 相へ変化するメカニズム

第 1 相では腓腹筋への張力負荷が加わっていないことから、アライメントの変化は単純なものと考えられる。第 2 相では足関節単独の変化であり、腓腹筋の影響を受けていないと考えられる。

第 3 相から足関節背屈の増加は膝関節屈曲の増加をともなうことから、二関節筋である腓腹筋の関与が推定できる。幾何学モデルとの対比から腓腹筋長をしめす直線の下方で平行に第 3 相の軌跡が描かれることから、第 3 相では腓腹筋が張力負荷を受け、筋の緊張が若干高まった状態、すなわち伸張反射が生じている状態が起きているものと推察される。

第 3 相の開始点では腓腹筋に張力負荷がかかり始めることから張力閾値 (TT(Tensile Threshold)) よぶことにする。この第 3 相では腓腹筋に張力負荷がかかり始めると、腓腹筋は底屈筋なので、身体を後方へ転倒する力として作用すると推定される。そのため身体を前方へ倒すモーメントが働かなければならない (図 4)。第 3 相で股関節が屈曲し始めるのは体幹を前方へ傾斜させるモーメントとして作用すると考える。

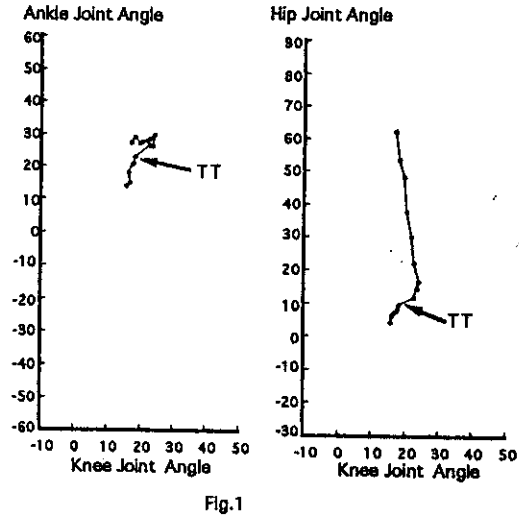


Fig.1



Fig.2

図 4.左：斜面上起立時アライメントの軌跡。  
右：腓腹筋へ張力負荷が加わると股関節が屈曲する。

そして第 4 相では膝関節屈曲の増加が一旦鈍麻し、足関節背屈が増加していく。これは前述の股関節を中心とした前方へのモーメントが膝関節伸展に作用するものとする。ここで腓腹筋は最大限に伸張を受けるので腓腹筋長を示す直線と一致する。これを伸張限界 (TL(Tensile Limit)) とよぶことにする。正常被験者で第 4 相の開始が明らかでなかった 1 例では腓腹筋長が大きいためであろうと考える。

第 5 相では関節を中心とした前方への回転

モーメントにより膝関節は伸展していくが、腓腹筋は最大に伸張されているので幾何学モデル上の腓腹筋長をしめす直線を移動するようになると考える。第5相の開始が明らかでなかった1例は第4相の開始が明らかでなかった1例と同様腓腹筋長が大きいためであろうと考える。

以上のように傾斜角を変化させた際の立位姿勢の変化は腓腹筋長や腓腹筋にくわわる伸張負荷の影響が大きいと考える。一方、同じ二関節筋であるハムストリングスとの関連について考える。正常ではハムストリングス長をあらわす直線をプロットした直行座標上で膝関節角および股関節角の軌跡はハムストリングス長をあらわす直線からへだたったものであったことから、斜面上ではハムストリングスへ伸張負荷はかからず、立位姿勢への影響はないものと考えられる。

#### 1-2-5 新たな動的柔軟性の評価法

痙直型脳性麻痺児の立位姿勢の変化も正常ときわめて類似したものといえよう。第3相の開始(TT)までは正常被験者、痙直型脳性麻痺児とも全例確認された。しかしながら、TTに達する時の傾斜角は痙直型脳性麻痺児では有意に小さかったことから、痙直型脳性麻痺児では足関節が背屈を強制される斜面上に起立する際に腓腹筋が正常より小さな傾斜角で伸張負荷がかかり始めることを意味する。つまり、以下に述べるように動的柔軟性低下の詳細が明らかになった。痙直型脳性麻痺児

の筋では痙性により伸張反射が亢進しているため小さな伸張に亢して腓腹筋が収縮しようとする結果、伸張負荷がかかりやすいものと考えられる。痙性の特に強いものでは腓腹筋が十分伸張されることができず、その結果第4相の開始および第5相の開始(TL)が明らかでないものが多かった理由と考える。

痙直型脳性麻痺児のほとんどは正常と同様ハムストリングスの影響がないと考える。しかし1例のみは股関節と膝関節の幾何学モデルで膝関節角と股関節角の軌跡がハムストリングス長をあらわす直線をたどったことが認められた。痙直型脳性麻痺児の関節可動域では関節自体の可動域は保たれるが、二関節筋は短縮しやすいという特徴がみられる<sup>2)</sup>。ハムストリングスの短縮は痙性が強い症例でしばしば認められる所見である。この症例ではハムストリングスの短縮により第3相で股関節中心の前方へのモーメントが膝関節を伸展させるように作用した段階でハムストリングスに伸張負荷がかかったものと考えられる。この症例では膝関節には股関節中心の前方へのモーメントを吸収するに十分な伸展方向への可動域が制限されるため、股関節の屈曲をより多く必要とされる。つまり後方傾斜斜面上で安定した立位を保つ上でより大きく股関節の動きが必要とされるため不利である。ただしハムストリングスが短縮するような症例では痙性が強く、斜面上で起立することができる症例はきわめてまれであると考えられる。

以上述べてきたように痙直型脳性麻痺児で

は痙性による腓腹筋およびハムストリングスの動的柔軟性の低下が斜面上の立位姿勢の調節に重要な影響を与えていると考えられる。従って、斜面に起立させて傾斜角度を変化させることにより、腓腹筋の動的柔軟性の評価法となり得ると考える。

#### 1-2-6 起立時の歩行効率関連要因

後方傾斜斜面で足関節の背屈を強制することにより腓腹筋が伸張を受け、股関節が屈曲する機構を明らかにした。痙直型脳性麻痺ではさらにハムストリングスが伸張を受けることも明らかになった。歩行に際して、腓腹筋やハムストリングスが伸張を受けるような状況下では同様に股関節および膝関節周囲筋群の参加が増大すると考えられる。すなわち腓腹筋やハムストリングスの動的柔軟性に対して負荷が加わる状況は歩行効率を悪化させる要因といえよう。

## 1-3 柔軟性と歩行

### 1-3-1 多変量解析による柔軟性と歩行能力との関係

過去に整形外科的手術治療の既往を有しない、痙直型脳性麻痺児 73 例(6才4ヶ月~17才, 平均 12 才)を対象とし, 下肢軟部組織拘縮などの理学所見と, 歩行能力水準との関係を統計学的に検討するために数量化Ⅱ類<sup>41</sup>を用いた解析を行った。歩行能力水準は Lonstein ら<sup>48</sup>(1986)による 4 段階の歩行能力分類を改変した以下のごとき 6 段階分類<sup>53</sup>により評価した。すなわち 1:独立歩行, 前かがみ姿勢なし, 2:独立歩行, 前かがみ姿勢あり, 3:介助歩行, 4:歩行不能, 独立座位可能, 5:歩行不能, 介助座位可能, および 6:歩行不能, 座位不能である。

解析に用いた理学所見は, 股関節屈曲拘縮, 膝関節屈曲拘縮, 膝屈筋短縮程度, 膝屈筋痙性程度, 内転筋短縮程度, 内転筋痙性程度, 大腿四頭筋短縮程度, 大腿四頭筋痙性程度, 股関節脱臼および年齢の 10 個である。解析には, それぞれの理学所見の粗データを数段階のカテゴリーに分けて用いた<sup>41</sup>。

股関節屈曲拘縮は Thomas 試験<sup>15</sup>によって評価し, 10° ごときの 6 段階である。膝関節屈曲拘縮<sup>15</sup>は 10° ごときの 6 段階である。膝屈筋短縮程度は slow stretch test による popliteal angle<sup>4, 15</sup> を用いて評価し, 10° ごときの 5 段階である。膝屈筋痙性程度は fast stretch

test<sup>4, 50</sup>による popliteal angle<sup>4, 15</sup>を用いて評価し, 10° ごときの 6 段階である。内転筋短縮程度は股関節 90° 位における slow stretch test による開排角度<sup>15, 34</sup>を用いて評価し, 10° ごときの 5 段階である。内転筋痙性程度は股関節屈曲 90° 位における fast stretch test による開排角度を用いて評価し, 10° ごときの 5 段階である。大腿四頭筋短縮程度は腹臥位における slow stretch test による Ely 試験<sup>4, 15</sup>で尻上がり現象ありを陽性, なしを陰性とする 2 段階である。大腿四頭筋痙性程度は腹臥位における fast stretch test による Ely 試験で, 尻上がり現象ありを陽性, なしを陰性とする 2 段階である。股関節脱臼は X 線所見から Sharrard らの分類<sup>74</sup>による正常, 形成不全, 亜脱臼および脱臼の 4 段階である。年齢は 6 才~17 才まで, 2 才ごときの等間隔で 6 段階である。このようにして得られたデータから, 数量化理論プログラムパッケージ SPSS を用いて解析した。

解析の結果, 解析に用いたすべての理学所見と歩行能力水準との間に高い相関性が認められた(相関比 0.86)。また, 同時に求められるそれぞれの理学所見の偏相関係数は, 股関節屈曲拘縮 0.72, 股関節脱臼 0.68, 膝関節屈曲拘縮 0.65, 年齢 0.64, 膝屈筋痙性程度 0.61, 内転筋短縮程度 0.51, 膝屈筋短縮程度 0.24, 内転筋痙性程度 0.15, 大腿四頭筋短縮程度 0.13 および大腿四頭筋痙性程度 0.03 であった。ここでは膝屈筋短縮程度, 内転筋痙性程度, 大腿四頭筋短縮程度および大腿四頭筋痙



性程度という4個の理学所見の偏相関係数は他の6個の理学所見のそれと比べると小さく、これらの理学所見の歩行能力水準に対する関与の程度は小さいと判断できる<sup>41</sup>。そこで、これら4個の理学所見を除いた6個の理学所見、換言すれば股関節屈曲拘縮、股関節脱臼、膝関節屈曲拘縮、年齢、膝屈筋痙性程度および内転筋短縮程度を用いて、これらと歩行能力水準との関係を数量化Ⅱ類によって解析した。この場合にも、相関比は0.85となり、すべての理学所見を用いて行った解析の結果(相関比0.86)とほぼ等しかった。このことは歩行能力水準を判別するために最低限必要な理学所見(重要因子)はこの6個、すなわち股関節屈曲拘縮(0.77)、股関節脱臼(0.65)、膝関節屈曲拘縮(0.63)、年齢(0.63)、膝屈筋痙性程度(0.56)および内転筋短縮程度(0.52)(括弧内は6個の理学所見を用いた解析の結果得られた偏相関係数を示す)であることが分かった。

このようにして個々の症例に与えられた点数の値は分散分析の結果、歩行能力水準1-2間、2-3間、および3-4間で有意差が認められた(各々 $p < 0.001$ ,  $p < 0.001$ ,  $P < 0.01$ )。このことは理学所見の数量化によって、歩行能力水準の判別が可能であることを示す。

これまで痙直型脳性麻痺児の歩行能力は多くの理学所見の中でも主に股関節脱臼との関連で論じられているが<sup>35, 60, 74</sup>歩行能力と下肢軟部組織拘縮との関連性についての研究は少ない。Hiroshimaら<sup>34</sup>(1979)は歩行可能な

症例群と歩行不能な症例群において内転筋と膝屈筋の拘縮程度を比較し、歩行不能な症例では拘縮程度が大きいことを報告している。また、下肢軟部組織拘縮を軽減させる筋腱延長や解離術などの手術によって、痙直型脳性麻痺児の歩行能力が改善するという報告<sup>31, 53</sup>から、下肢軟部組織拘縮の歩行能力への関連が推察されている。本研究では、数量化Ⅱ類<sup>41</sup>を用いた解析を行なうことによって、下肢軟部組織拘縮が歩行能力水準に関与する重要な因子であることを実証した。また股関節脱臼も歩行障害に対する重要な因子の1つであることが再確認された。さらに、これらの因子以外に、年齢も重要な因子の一つであることが分かった。このことは痙直型脳性麻痺児では、歩行機能の発達の完成が9才前後まで遅れること<sup>15</sup>や、15才前後から歩行能力が低下すること<sup>76</sup>などの事実を反映しているものと推察できる。

また、数量化Ⅱ類を用いた解析から、理学所見の数量化によって歩行能力水準を判別できることが明らかとなった。これをもとに、痙直型脳性麻痺児に軟部組織手術を行なう際、術前予測される術後の理学所見から歩行能力水準の予後を推定することも可能であると考えられる。

1-3-2 柔軟性と歩行時のエネルギー消費量との関係

トレッドミル上での歩行が可能な痙直型脳

性麻痺児 11 例(9 才 7 月～15 才 4 月, 平均 12 才 8 月)を対象とした。正常(対照)群として正常小児 11 例(8 才 5 月～15 才 9 月, 平均 12 才 6 月)を用いた。

あらかじめトレッドミル上で歩行させ, 歩行可能な最低速度, 最高速度を確認した。測定時の歩行速度を, この最高速度と最低速度との間で 10～30m/min ごとの等間隔になるように 3～4 段階に設定した(正常群は全例 4 段階)。被験者を裸足で各歩行速度につき 3 分間歩行させ, この時の単位体重, 単位時間当りの酸素消費量 (VO<sub>2</sub>(ml/kg/min)) をガスメータ(ミナト医科学社製モデル HG360)および呼気ガス分析装置(ミナト医科学社製モデル RM300)を用いて測定した。同時に頭頂に装着した加速度計を用い頭部鉛直方向運動加速度を測定した。測定された VO<sub>2</sub> から歩行のエネルギー効率の指標となる Energy Expenditure Index (EEI)<sup>70</sup>を次式によって求めた。

$$EEI(\text{ml/kg/m}) = \frac{\text{歩行時 VO}_2(\text{ml/kg/min})}{\text{歩行速度}(\text{m/min})}$$

このようにして得られた VO<sub>2</sub>, 頭部鉛直方向運動加速度, EEI のそれぞれと歩行速度との関係を痙直型脳性麻痺児群と正常群とで比較した。また被験者の EEI の最低値は economical EEI, その時の歩行速度は経済速度と定義されている<sup>70</sup>。この economical EEI および経済速度を同様に 2 群間で比較した。

さらに痙直型脳性麻痺児における歩行能力と下肢軟部組織拘縮などの理学所見との関連性について検討するため, economical EEI を目的変数, 理学所見を説明変数とし, 重回帰分析<sup>41</sup>を行った。この分析に用いた説明変数は, 股関節屈曲拘縮, 膝関節屈曲拘縮, 膝屈筋短縮程度, 膝屈筋痙性程度, 内転筋短縮程度, 内転筋痙性程度, アキレス腱短縮程度および年齢である。これらの理学所見は数量化Ⅱ類を用いた解析と同様に評価したが, 重回帰分析ではカテゴリーに分類する必要がないので, 粗データを直接用いた<sup>41</sup>。アキレス腱短縮程度は, 膝関節最大伸展位での slow stretch test による足関節背屈角度<sup>15</sup>を用いた。大腿四頭筋の短縮および痙性程度は数値データではないので重回帰分析には使用できなかった。また, 対象症例には股関節亜脱臼および脱臼は認められなかったので解析の対象としなかった。

痙直型脳性麻痺児の歩行速度の範囲は症例間で不均一であり, 酸素消費量(VO<sub>2</sub>)は歩行速度に伴って変化することが報告されているため<sup>16,21,68,70</sup>, VO<sub>2</sub> および頭部鉛直方向運動加速度の痙直型脳性麻痺児群と正常群との比較は同等な歩行速度で行う必要がある。痙直型脳性麻痺児群の歩行速度は, 最低 11.2～24.3m/min(平均 19.6m/min), 最高 18.3～76.9m/min(平均 53.8m/min)であった。一方, 正常群では最低速度が 17.4～21.1m/min(平均 19.8m/min), 最高速度が 75.1～104.6m/min(平均 97.1m/min)であ

った。痙直型脳性麻痺児の歩行速度の症例間の差は最高速度で最大58.6m/min, 最低速度で最大13.1m/minであったことから、痙直型脳性麻痺児において歩行速度が比較的均一であるのは最低速度であることになる。したがって、VO<sub>2</sub> および頭部鉛直方向運動加速度の痙直型脳性麻痺児群と正常群との比較は、最低速度における値を用いて行った。

最低速度時におけるVO<sub>2</sub>は痙直型脳性麻痺児群で7.6~15.9ml/kg/min(平均11.9±2.5 ml/kg/min), 正常群で8.0~11.5ml/kg/min(平均9.5±1.3ml/kg/min)であり、前者は有意に大きかった(p<0.05)。VO<sub>2</sub>は痙直型脳性麻痺児, 正常小児共に歩行速度の増加につれて増大したが、その値は歩行速度が増加しても痙直型脳性麻痺児の方が正常小児に比し大きい傾向があった。痙直型脳性麻痺児の歩行速度の範囲は正常小児に比し狭く、また歩行速度1段階または2段階の歩行のみ可能であった症例もみられた。

最低速度時における頭部鉛直方向運動加速度は痙直型脳性麻痺児群で2.55~6.86m/sec<sup>2</sup>(平均3.53±1.27m/sec<sup>2</sup>), 正常群で0.98~2.55m/sec<sup>2</sup>(平均1.71±0.62m/sec<sup>2</sup>)であり、正常群に比し有意に大きかった(p<0.01)。痙直型脳性麻痺児, 正常小児ともに頭部鉛直方向運動加速度は歩行速度の増加につれて増大したが、その値は歩行速度が増加しても痙直型脳性麻痺児の方が正常小児に比し大きく、VO<sub>2</sub>と同様な傾向を示した。

正常小児のEEI(Energy Expenditure Index)は最低速度では比較的高いが歩行速度の増加につれて減少し、その後ほとんど変化しない。しかもSDが小さく、個体間でばらつきが小さいことを示している。一方痙直型脳性麻痺児では歩行速度の範囲が狭く、症例間でばらつきも大きい。economical EEIは正常群で0.16~0.22ml/kg/m(平均0.19±0.02ml/kg/m), 痙直型脳性麻痺群で0.22~0.94ml/kg/m(平均0.42±0.22ml/kg/m)であり後者は有意に高かった(p<0.01)。経済速度は正常群で74.0~78.0m/min(75.4±1.2m/min), 痙直型脳性麻痺群で18.3~75.9m/min(49.5±16.4m/min)であり後者は有意に低かった(p<0.01)(図5)。

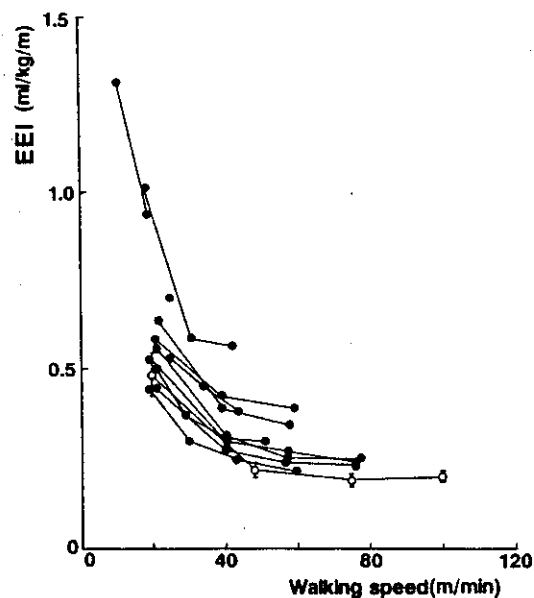


図5.歩行速度とEEI。○は正常小児の平均値とSD。●は痙直型脳性麻痺児。

economical EEIを目的変数, 理学所見を説明変数とした重回帰分析の結果, 重相関係数

は0.99となり、高い相関性が認められた。偏相関係数は内転筋短縮程度0.97, 年齢0.96, 膝屈筋短縮程度0.94, 股関節屈曲拘縮0.93, 膝関節屈曲拘縮0.92, アキレス腱短縮程度0.84, 内転筋痙性程度0.81, および膝屈筋痙性程度0.41であった。説明変量の有意性を検討した結果(14), t値は内転筋短縮程度10.72, 年齢9.08, 膝屈筋短縮程度7.65, 股関節屈曲拘縮6.88, 膝関節屈曲拘縮6.57, アキレス腱短縮程度4.44, 内転筋痙性程度3.96, および膝屈筋痙性程度1.27であった。これらから膝屈筋痙性程度を除くすべての理学所見が危険率1%で有意であることが分かった(1%有意水準t値=3.36)。解析結果からEEIの予測式を以下に示す。

#### 予測式

$$\text{EEI} = -0.289x \text{ 内転筋短縮程度} - 0.24x \text{ 年齢} + 0.0112x \text{ ハムストリングス短縮程度} - 0.246x \text{ 股関節屈曲拘縮} + 0.332x \text{ 膝関節屈曲拘縮} + 0.0131x \text{ アキレス腱短縮程度} + 0.0061x \text{ 内転筋痙性程度} + 4.23$$

歩行時のエネルギー消費は主に歩行可能な障害者の歩行能力の定量的な評価法として用いられている<sup>12,18,21,26,70</sup>。これは一般に酸素消費量(VO<sub>2</sub>)の測定によって求められ、歩行速度の増加に伴って増大することが、多くの研究者により認められている<sup>16,21,68,70</sup>。これまで、痙直型脳性麻痺児の歩行時エネルギー消費に関する報告は少なく、また歩行速度に対応し

た検討はRoseら<sup>70</sup>(1990)の報告があるのみで、ほとんどなされていない。このVO<sub>2</sub>から歩行能力を定量的に評価するためには、VO<sub>2</sub>を歩行速度で標準化したEEI(Energy Expenditure Index: VO<sub>2</sub>ml/kg/m)を用いることが一般的である<sup>12,18,21,68,70</sup>。これは歩行のエネルギー効率を示すものであり、歩行能力を評価する上で最も信頼できる指標とされている<sup>12,18,21,68,70</sup>。

著者らの測定結果によると正常群(平均年齢12才6ヶ月)のeconomical EEIと経済速度はそれぞれ0.19ml/kg/m, 75.4m/minであった。これらの測定値は正常小児(平均年齢15才)の測定値が各々0.18ml/kg/m, 73m/minとするWatersら<sup>90</sup>(1983)の報告とほぼ一致した。

痙直型脳性麻痺児における歩行のエネルギー効率と下肢軟部組織拘縮との関連性について検討された報告はないため、著者らは痙直型脳性麻痺児のeconomical EEIと下肢軟部組織拘縮などの理学所見との関連性を重回帰分析を用いて分析した。その結果、両者の間に高い相関性が認められた。これは数量化II類を用いた解析と同様に下肢軟部組織拘縮が痙直型脳性麻痺児の歩行能力に強く影響を及ぼしていることを意味している。また内転筋短縮程度、年齢、膝屈筋短縮程度、股関節屈曲拘縮、膝関節屈曲拘縮、アキレス腱短縮程度、内転筋痙性程度および膝屈筋痙性程度の偏相関係数の有意性を検討した結果、膝屈筋痙性程度以外はすべて有意であった。この解析に

において、内転筋痙性程度の有意性が得られ、膝屈筋痙性程度の有意性が得られなかったことは、数量化Ⅱ類を用いた解析結果と矛盾するが、この理由として重回帰分析を行った症例数が少ないこと、あるいは、数量化Ⅱ類を用いた解析では対象を独立歩行可能な痙直型脳性麻痺児に限らず、歩行不可能な症例まで含めたためであることが考えられる。

他の報告<sup>70</sup>と同様、痙直型脳性麻痺児のVO<sub>2</sub>は正常小児に比して最低速度で既に大きく、歩行速度の増加につれて増大することが観察された。これは痙直型脳性麻痺児では歩行時に、正常小児に比べ、より多くのエネルギーが消費されていることを意味している。本研究では、この原因について検討するため、VO<sub>2</sub>と同時に頭部鉛直方向運動加速度、歩行時の下肢筋活動量を測定した。痙直型脳性麻痺児の頭部鉛直方向運動加速度は正常小児に比べ大きく、VO<sub>2</sub>と同様な傾向を示し、歩行速度の増加につれて増大することが観察された。正常者に対して足関節を尖足位に固定した実験的歩行を行わせた研究では、頭部鉛直方向運動加速度とエネルギー消費の増大が同時に観察されていることから、下肢関節可動域の減少が、歩行時のエネルギー消費と頭部鉛直方向運動加速度を増大させる一因となっていることを示唆している。Olneyら<sup>61</sup>(1987)も歩行時の関節運動を幾何学的に解析して機械的エネルギー消費との関係を解析した結果、痙直型脳性麻痺児の歩行におけるエネルギー損失は下肢関節可動域の減少が体

幹の鉛直方向運動の異常を引き起こしたためであるとしている。また Aptekarら<sup>6</sup>(1976)も歩行時における痙直型脳性麻痺児の身体各部の運動軌跡を分析した結果、尖足変形が肩および体幹の不規則な動きを引き起こし、鉛直方向運動が増大すると報告している。したがって、痙直型脳性麻痺児の歩行では、下肢軟部組織拘縮による下肢関節可動域の減少によって鉛直方向運動が増大することがエネルギー効率低下の主因と考えられる。

### 1-3-3 歩行時下肢筋活動量

トレッドミル上での歩行が可能な痙直型脳性麻痺児11例(9才7ヶ月～15才4ヶ月、平均12才8ヶ月)を対象とした。正常(対照)群として正常小児11例(8才5ヶ月～15才9ヶ月、平均12才6ヶ月)を用いた。エネルギー消費の測定と同様、測定時の歩行速度を最高速度と最低速度との間で10～30m/minごとの等間隔で3～4段階に設定した(正常小児は全例4段階)。被験者を裸足で各速度につき3分間歩行させた。なお、足底前部、後部にフットスイッチを装着し、立脚期(踵接地、全足底接地)および前足部離地)および遊脚期を同定した。また筋活動は内側広筋、内側膝屈筋、前脛骨筋、下腿三頭筋より表面電極にて、テレメータ(日本電気三栄社製マルチテレメータ511)を介して導出記録した。得られた筋電図信号を全波整流し、積分処理を行った。筋活動量は歩行立脚期の積分ピーク値を、各筋の最大

随意収縮 (MVC;Maximal Voluntary Contraction)時の積分ピーク値で除した百分率(%MVC)で評価した。

歩行時下肢筋活動量の痙直型脳性麻痺児群と正常群との比較は、エネルギー消費の測定と同様最低速度における値を用いて行った。最低速度における内側広筋の筋活動量は痙直型脳性麻痺児群で11.6～ 87.5%(平均 40.3 ±26.0%)、正常群で0～10.8%(平均 6.7 ± 5.9%)であり前者が有意に大きかった ( $p<0.05$ )。内側広筋の筋活動量は痙直型脳性麻痺児、正常小児共に歩行速度の増加につれて増大したが、その値は歩行速度が増加しても正常小児に比し大きく、酸素消費量 ( $VO_2$ )(Fig. 4 A)と同様の傾向を示すものであった。内側膝屈筋、前脛骨筋および下腿三頭筋においても同様の傾向が認められた。

痙直型脳性麻痺児の下肢筋活動量も正常小児に比し大きく、 $VO_2$ と同様、歩行速度の増加につれて増大することが観察された。佐野<sup>73</sup>(1984)も痙直型脳性麻痺児の臥位と立位における下肢筋活動量と $VO_2$ を測定し、立位における下肢筋活動量と $VO_2$ が臥位に比べて、ともに平行して増加することを報告している。このことから、痙直型脳性麻痺児の歩行における高いエネルギー消費は、同時に高い下肢筋活動量にも表われていると考えられる。

以上から下肢軟部組織拘縮は痙直型脳性麻痺児の歩行能力に強く影響を及ぼしていることが明らかとなった。また、下肢軟部組織拘縮を手術的に処置する際に痙直型脳性麻痺児

の歩行能力の予後を推定できる可能性が示唆された。

## 2.筋力・筋パワー

### 2-1 筋力・筋パワーと歩行

大腿四頭筋筋力は歩行能力や運動能力と密接な関係を有する<sup>1</sup>。ボバースが脳性麻痺への筋力訓練は有害であるとの見解を示して以来、脳性麻痺に対する筋力訓練はタブー視されてきた。しかしながら、最近では脳性麻痺に対する筋力訓練の意義が見直されてきている<sup>51,56</sup>。

#### 2-1-1 最大筋力

最大筋力、すなわち最大随意当尺性筋力と歩行能力との関係を図6に示す。最大筋力の平均値は実用的に歩行できる群で0.74kg、非実用歩行群で0.35kgであり有意差が認められた。

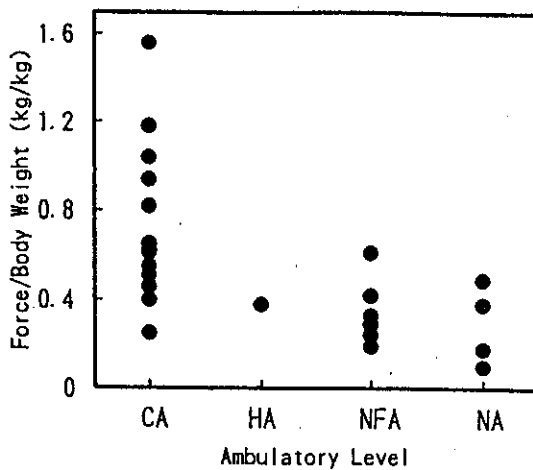


図6.最大筋力と歩行能力との関係。 CA: Community Ambulator, HA: Household Ambulator, NFA: Non-functional Ambulator, NA: Non Ambulator

#### 2-1-2 筋パワー

痙性片麻痺児の筋力速度曲線を図7に示す。痙性筋の筋力速度曲線の特徴はこのように最大筋力の低下に比べ動的な筋力発揮が著しく低下していることを示している。すなわち最大筋力に比べ筋パワーの低下が特徴的であるといえよう。従って、脳性麻痺に対し、歩行能力向上をはかるには筋パワーの訓練が必要になる。

筋力訓練のパターンを図8にしめす。筋パワーの訓練には等張性筋力訓練、等運動性筋力訓練が従来提唱されてきた。しかしながら、関節へ急激なストレスが負荷されるこれらの訓練は、脳性麻痺児のような低体力者には注意すべきであり、むしろ等粘性筋力訓練が安全であろう<sup>86</sup>。すなわち等粘性筋力訓練では遅い速度では小さな負荷が、速い速度では大きな負荷が加わるようになっているために、水中運動に類似している。

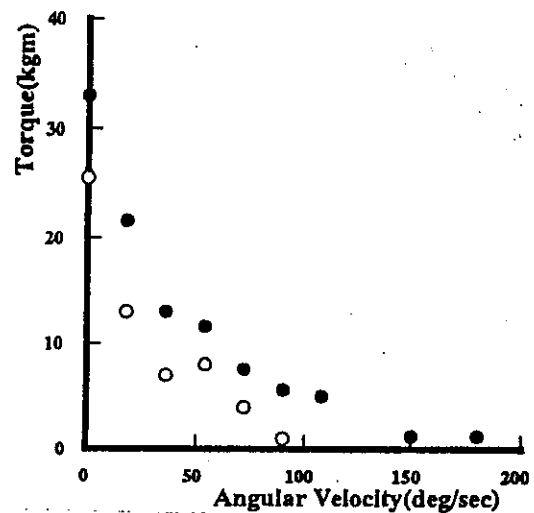


図7.痙性片麻痺の速度筋力曲線。

○患側、●健側

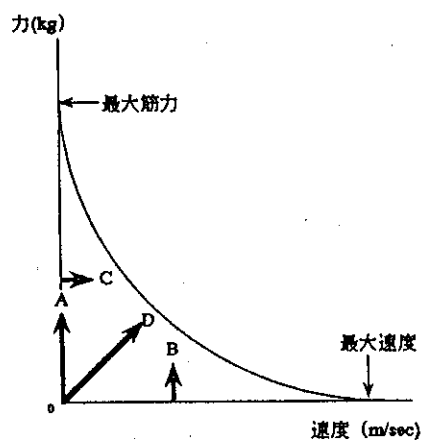


図 8.A:等尺性筋力訓練 B:等速性筋力訓練 C:  
等張性筋力訓練 D:等粘性筋力訓練



### 3.全身持久力

#### 3-1 全身持久力と歩行

行動体力を構成する柔軟性、筋力・筋パワー、運動の協調が下肢に十分備わった者は歩行できる<sup>86</sup>。しかし、その歩行が実用性を帯びるためには持久力の要素がさらに要求される。肢体不自由児に対しては持久力向上を目的として歩行訓練がしばしば用いられる。健常者においては歩行は比較的運動強度が低いために安全である。しかし、脳性麻痺児の歩行時エネルギー消費を測定した研究から、脳性麻痺児では歩行に際して、歩行速度が低いにもかかわらず非常にエネルギー消費が高くなりやすい<sup>79,84</sup>。従って、肢体不自由児に対する歩行訓練は必ずしも安全とはいえない。

そこで、本研究では脳性麻痺児などの肢体不自由児者の歩行時エネルギー消費の特徴を明らかにしようと試みた。歩行時のエネルギー消費を測定するには歩行速度が規定できるトレッドミルを用い、酸素摂取量を測定する方法が望ましい。しかし、トレッドミルを歩行できる肢体不自由児者は運動能力の優れたものであり、少ない。トレッドミルを歩行できる肢体不自由児者はむしろ問題が少なく、時々歩行訓練をしなければならない肢体不自由児者に対する安全性を確認することがより重要である。そのため、本研究では床上の歩行におけるエネルギー消費を重量の影響が少

ないと考えられる小形軽量の心拍数メモリ計を用いて測定した。

日常生活で独歩で移動している肢体不自由児者 10 例を独歩群とした。年齢は 9.9~24.3 歳 (平均  $13.4 \pm 4.6$  歳) であり、疾患の内訳は痙直型両麻痺 5 例、片麻痺 3 例、アテトーゼ型脳性麻痺 2 例であった。一方、日常生活における移動を車椅子で行い、養護学校などの訓練時間など限られた範囲で歩行する肢体不自由児者 9 例を要車椅子群とした。年齢は 10.1~22.9 歳 (平均  $16.0 \pm 4.1$  歳) であり、疾患の内訳は痙直型両麻痺 4 例、痙直型四肢麻痺 3 例、遺伝性痙直性対麻痺 1 例、二分脊椎 1 例であった。歩行様式は独歩 4 例、両松葉づえ使用 4 例、歩行器使用 1 例であった。

正常対照として 9.3~16.3 歳 (平均  $12.4 \pm 2.8$  歳) の正常児 7 例を用いた。

心拍数は小型心拍数メモリー計 (アリス 2) を用いて測定した。安静臥床時の心拍数を安静時心拍数とした。10 分間の安静臥床の後、平坦な廊下を被験者の歩きやすい歩行速度で歩行させた。その際、100m ごとにアリス 2 にマーク信号を入れた。歩行目標を 800m として設定したが、少なくとも連続して 3 分間歩行できたものをデータとして採用した。アリス 2 をパーソナルコンピュータへ接続し、100m ごとの平均歩行時心拍数を算出した。歩行目標の達成度 (距離)、100m ごとの歩行速度、平均歩行時心拍数、および歩行のエネルギー消費効率を検討した。歩行のエネルギー消費効率は以下の式で求めた。すなわち

EI(Energy Expenditure Index) <sup>70</sup>の逆数を求めた。これにより歩行効率の数値が増加すると効率が向上する。

歩行効率 (m/beats)=

$$\frac{\text{歩行速度 (m/min)}}{\text{歩行時心拍数} - \text{安静時心拍数( beats/min)}}$$

### 3-1-1 歩行目標の達成度 (距離)

独歩群および正常対照では全例800mを歩行できた。要車椅子群では800mを歩行できたのは3例で、その他400mが2例、500m、300m、200m、100mがそれぞれ1例ずつであった。

### 3-1-2 歩行速度および平均歩行時心拍数

独歩群、要車椅子群、正常対照の歩行速度と平均歩行時心拍数の結果をまとめて図9に示す。要車椅子群は歩行速度が他の2群に比し有意に低下しているが、逆に平均歩行時心拍数は有意に高かった。独歩群は正常対照に比し歩行速度に差はなかったが、歩行時心拍数は有意に増加していた。

歩行速度(m/min)

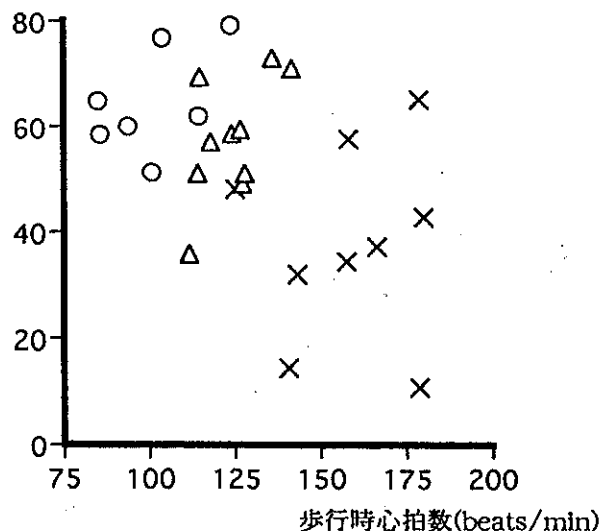


図9.歩行速度と歩行時心拍数の関係.

○正常, △独歩群, ×要車椅子群.

独歩群では歩行速度は 35.6~72.8m/min (平均 57.4±11.5m/min)であり、歩行時平均心拍数は 112.1~141.9beats/min(平均 124.5 ± 19.4beats/min)であった。120beats/min 以上のものが6例みられたが150beats/minを越えたものはなかった。要車椅子群では歩行速度は 11.0~65.3m/min (平均 38.2±18.0m/min)であり、歩行時平均心拍数は 124.8~179.8beats/min (平均 158.6 ± 20.6beats/min)であった。150beats/min以上が6例みられ著しい高心拍数であった。正常対照では歩行速度は 51.5~79.5m/min (平均 64.7±10.1m/min)であり、歩行時平均心拍数は 84.9~124.0beats/min (平均

101.1±14.4beats/min)であった。

正常対照の歩行時心拍数, 歩行速度, 歩行のエネルギー消費効率の平均値と標準偏差をまとめて図10にしめす。歩行速度が一定に保たれており, 歩行まもなく歩行時心拍数は定常状態となり, ほぼ一定にたもたれた。要車

椅子群のうち松葉づえ使用者1名および歩行器使用者1名の計2名では歩行速度が一定に保たれているにもかかわらず歩行時心拍数が増加しつづけたものがみられた(図11)。

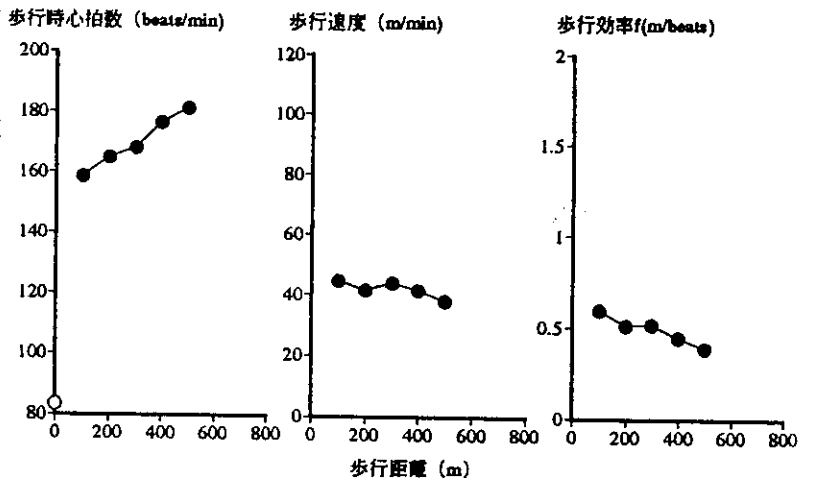


図11.要車椅子群の1例.歩行速度が一定に保たれていながら心拍数は増加し続けた。

3-1-3 歩行のエネルギー消費効率

独歩群では0.89~1.65 (平均 1.15±0.25) m/beats, 要車椅子群では0.12~1.21 (平均 0.66±0.29) m/beats, 正常対照では 1.35~2.74 (平均 2.22±0.46) m/beatsであった。独歩群は正常対照に比し有意に低下しており, また要車椅子群は独歩群に比し有意に低下していた。

3-1-4 肢体不自由児の全身持久力

独歩群では歩行のエネルギー消費率は正常に比し低下しており, 歩行時の心拍数も増

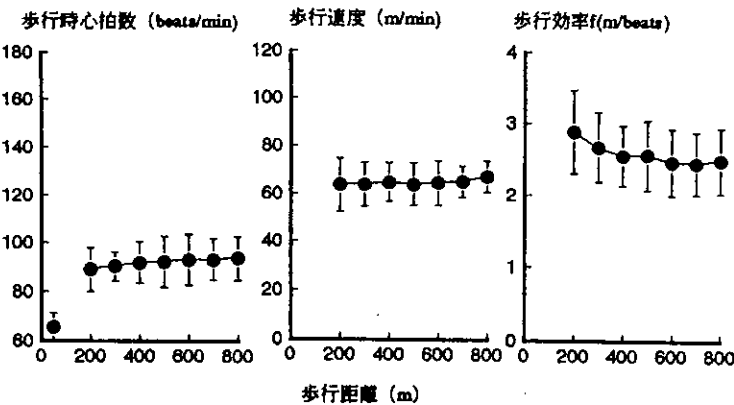


図10.正常対象の歩行時心拍数, 歩行速度, 歩行効率。

加していたことから、呼吸循環系の持久力は正常対照に比しやや低下していると考え<sup>11</sup>。歩行時に心拍数が120beats/min以上のものが6例みられたが150beats/minを越えたものはなく、歩行時の運動強度としてみると軽～中等度に相当し、持久力を向上させる上で歩行は適当な手段になると考える。

要車椅子群では独歩群に比し歩行速度が低下しているのにもかかわらず歩行時心拍数は非常に増加し、150beats/minを越えるものが6例もみられた。歩行速度をみる限りゆっくり歩いているのに、運動の強度が正常児者が走る時と同等になっていた。彼らにとって歩行はかなりきつい運動といえよう。

柔軟性で述べたように<sup>79</sup>から下肢関節の拘縮が強い程歩行時のエネルギー消費が増加し、歩行のエネルギー消費効率が低下することがわかっており、要車椅子群の肢体不自由児者の歩行時心拍数が非常に高い一因として下肢関節拘縮などによる柔軟性の低下が考えられる。一方、著者らの研究から肢体不自由児の無酸素性作業閾値が低下していることもわかっていて、従って、要車椅子群においては日常の身体活動の水準が低いために、ディコンディショニング効果<sup>11</sup>による呼吸循環器系の持久力低下、すなわち最大酸素摂取量の低下も歩行時心拍数増加の一因と考えられる。

さらに、本研究で得られた結果の中で、要車椅子群の2例は歩行速度が増加しないにもかかわらず、心拍数は定常状態に達せず増加しつづけた観察事実はきわめて重要である。

これは歩行時の酸素摂取量が無酸素性作業閾値を越えているためであると考え<sup>28,92</sup>。このような状態で運動をつづけさせると歩行速度は遅くても最大酸素摂取量まで追い込むことになり危険であるといわざるをえない。

要車椅子群では歩行できる距離が独歩群に比べ非常に短く、実用的ではない。歩行は歩行に必要な持久力を向上させる上でてっとりばよい訓練手段ではあるが、呼吸循環系の持久力が低下している場合、特に歩行によって高心拍数になる場合や歩行時の酸素摂取量が無酸素性作業閾値を越えていると考えられるような場合においては危険である。そこで歩行を運動療法として処方するのであれば運動強度を調節する必要がある。水中歩行訓練<sup>84</sup>や体重免荷歩行装置<sup>86</sup>などを利用するべきである。

日本には弱者を精神論的に鍛えるという悪習が存在するのも事実である。要車椅子群では歩行速度が遅いために、指導者によって「がんばれ」ということばが不注意に発せられるということは珍しくない。けっしてなまけているために歩くのが遅いのではなく、実は走るほど努力を要して歩いているのである。本研究の結果はこのような精神論的な歩行訓練に警鐘を鳴らすものである。

要車椅子群に対しては二通りの考え方が成り立つと考える。第一は実用的な歩行を獲得することをあきらめることである。移動する手段と考えれば車椅子あるいは電動車椅子で良いとわりきることである。第二は健康と体