

車椅子エルゴメータの開発

(課題番号：09558003)

平成9年度～平成10年度科学研究費補助金
(基盤研究(B)(2))
研究成果報告書

平成11年3月

研究代表者 池上 康男
(名古屋大学総合保健体育科学センター)

この報告書は平成9年から10年にかけて文部省科学研究費補助金（基盤研究（B）（2））の補助を受けて行なわれた、新しい作業計開発のための研究「車椅子エルゴメータの開発」の平成11年3月までの研究成果の概要についてまとめた報告書である。本報告書の執筆は主に研究代表者および研究分担者が行ったが、本研究は下記研究組織によって遂行された。

研究組織

研究代表者 : 池上 康男 (名古屋大学総合保健体育科学センター)
研究分担者 : 櫻井 伸二 (名古屋大学総合保健体育科学センター)
研究分担者 : 矢部 京之助 (名古屋大学総合保健体育科学センター)
研究協力者 : 布目 寛幸 (名古屋大学総合保健体育科学センター)
研究協力者 : 道用 亘 (名古屋大学大学院医学研究科)
研究協力者 : 秋谷 一平 (名古屋大学大学院医学研究科)

研究経費

平成 9 年度 6,600千円
平成 10 年度 1,200千円

計 7,800千円

名古屋大学図書	
和B	93029

目 次

1. はじめに	1
2. 研究の背景と目的	1
2-1 移動運動のための車椅子	1
2-2 車椅子駆動のバイオメカニクスの、運動生理学的研究	2
2-3 研究の目的	3
3. 動作原理	4
3-1 実走行の力学	4
3-2 走行中の仕事とパワー	5
3-3 走行のシミュレーション	5
3-4 シミュレーションにおける仕事とパワー	7
4. デザインコンセプト	8
4-1 方式	8
4-2 負荷	8
4-3 負荷の制御	9
4-4 計測	9
4-5 計測制御用ソフトウェア	9
4-5-1 負荷の制御	9
4-5-2 計測	9
5. 設計および試作	10
5-1 仕様	10
5-2 試作機の概要	10
6. テスト	19
6-1 車椅子エルゴメータに要求される性能	19
6-2 残留負荷	19
6-3 トルク検定器	20
6-4 回転数の検定	20
6-5 負荷の検定	20
6-5-1 残留負荷の測定	20
6-5-2 設定負荷の検討	21
6-5-3 車椅子系の重量と残留負荷	21
7. まとめ	30
8. 参考文献	31

1. はじめに

車椅子は障害や疾病などにより自力で歩行が困難な場合の移動のための補助具として利用されてきた。車椅子の中でも自力で駆動して移動するタイプの車椅子は、上肢に障害がないか、あるいは障害が軽度な者にとって、独力で移動するための手段として日常生活において欠くべからざるものとなっている。今日ではほとんどの公共施設において、車椅子用のスロープが階段に併設されたり、車椅子での利用に便利なエレベーターが設置されるなど、車椅子利用者の便宜に配慮がなされるようになった。

近年このような日常生活の質的な向上以外に、障害者スポーツの場での車椅子の利用に注目が集まっている。車椅子を利用したスポーツは立位が困難なためにその補助として車椅子を使う種目と、車椅子による移動運動がそのスポーツ種目における主要な運動となっているものも多い。車椅子マラソンに代表される、車椅子によるスピードレースでは車椅子駆動時の生体の発揮するパワーや駆動のテクニックに加え、車椅子の性能もパフォーマンスを決定する重要な要因になる。また、車椅子バスケットボールや車椅子テニスにおいても車椅子の操縦性能は重要になる。

今日、障害者スポーツはますます盛んになりつつあるが、障害者のスポーツに関する医科学的な研究は始まったばかりといえるであろう。車椅子駆動に関するバイオメカニクス的あるいは運動生理学的研究も、健常者のスポーツにおけるランニングや自転車走行に関するおびただしい研究成果と比べればはるかに少ない。

2. 研究の背景と目的

2-1 移動運動のための車椅子

車椅子は基本的に移動運動 (locomotion) のための装置と考えることができる。車椅子を自転車と同じように移動のための乗物と考えると、駆動動作によって発揮されたパワーが乗員をも含めた車椅子 (車椅子系) の推進のためのパワーに変換されることにより走行が成り立つ。自転車から容易に類推できることは、機械としての車椅子の諸性能として、重量、車輪 (後輪) の径、タイヤの形状と材質、自転車であればペダルのクランク長やギヤ比に相当する駆動用のハンドリムの径、乗車位置によって決まる前後輪の加重配分等が考えられる。また、車椅子特有の性能として、前後輪の距離、前輪の数 (3 輪車か、4 輪車か)、後輪のキャンバー角などが考えられる。また、これを駆動する生体側から見ると、上体とハンドリムの位置関係すなわち、肩関節位置と車軸の距離、前後の位置とハンドリムの径

などが駆動動作をバイオメカニクスの規定するパラメータになる。

2-2 車椅子駆動のバイオメカニクスの、運動生理学的研究

車椅子による走行に関するバイオメカニクスの研究では

- 1) 機械としての車椅子の諸性能に関する研究
- 2) man-machine systemとして駆動動作における身体と車椅子とのかかわりに関する研究
- 3) 駆動中の身体に関するバイオメカニクスの、運動生理学的研究

が挙げられる。これらのうち、1)に関するもの (VanSickle et al., 1996) は主に機械工学の分野のものであり、ここでは取り上げないことにする。2、3)は相互に関連が強く、これまでにいくつかの研究がなされている。先行研究の主な着眼点は、

- 1) ハンドリムに加えられた力、あるいは力によって生み出される車軸回りのトルクの大きさやその変化、1サイクル中の力やトルクの作用時間の測定 (Asato et al., 1993, Boninger et al., 1997a, 1997b, Cooper et al., 1996, Cooper et al., 1997, Robertson et al., 1996)
- 2) 車輪に加えられたトルクと車輪の回転速度からパワーや仕事量の計算 (van der Woude et al., 1986, Veeger et al., 1992)
- 3) 駆動中の動作の運動学的分析 (Sanderson and Sommer 1985, Shimada et al., 1998, van der Woude et al., 1989)
- 4) 運動中の呼気ガス分析から得られる生体内での生理学的消費エネルギーの測定 (van der Woude et al., 1986)
- 5) 機械的な仕事やパワーと生理学的消費エネルギーから車椅子走行の駆動効率の算出 (van der Woude et al., 1986)

といったものである。これらの研究では、他の locomotion に関するエネルギー的研究と同様、車椅子の実走行中に測定を行なうことは車椅子が移動するために様々な困難が伴う。そこで、トレッドミル走行や自転車エルゴメータの駆動と同様に、何らかの形で車椅子の移動を伴わない車椅子走行のシミュレーションを用いることが必要になる。いくつかの研究はトレッドミル上で車椅子駆動を行なわせ走行時の各種パラメータの収集を行なっている。トレッドミル上での走行シミュレーションでは速度の大きさがトレッドミルの速度で規定されるため、自由な速度での走行ができない点が問題となる。とくに、短時間での最大パワーの測定では速度を規定するのではなく負荷の方を規定し、全力駆動させるのが自転車

エルゴメータなどでは通常用いられる方法である。

2-3 研究の目的

これまでに車椅子と負荷装置が一体となった車椅子エルゴメータを用いた測定は行なわれている。しかし、車椅子スポーツで用いられる車椅子は種目により異なった設計になっている。また、それらは日常生活用に用いられているものとも全く異なる。マラソン等のスピードを競う競技では車椅子の性能は重要で、選手は自分に最も合うように設計、製作されたカスタムメイドの車椅子を使用している。トップクラスの選手のパワー発揮能力を高い精度で測定しようとするれば、個々の選手が使用している車椅子を用いて測定することが望ましい。

そこで本研究では、車椅子の種類によらない車椅子走行のシミュレーションを可能にするエルゴメータの開発を試みた。

3. 動作原理

今回開発を試みた車椅子エルゴメータは様々な条件下での車椅子による走行のための駆動動作をシミュレートできる作業計を新たに開発することである。今回対象とした車椅子は手で直接車輪を駆動するタイプとした。

3-1 実走行の力学

車椅子の自力駆動による走行中に加わる力は人体と車椅子を合わせた力学系を車椅子系と呼ぶことにすれば、

1) 駆動力 (F)

駆動用リムに手によって力を加えることにより発生するトルクによって生まれる車輪 (タイヤ) が地面 (床面) を水平に押す力の反作用

2) 重力 (W)

車椅子系の総重量に等しい鉛直下向きの力で、前後輪に配分される。平らでない斜面では斜面方向の成分が車椅子の加速あるいは減速を引き起こす力として働く。

3) 地面 (床) 反力

車輪が地面を垂直に押す力。

4) 路面抵抗 (D r)

車輪と地面との間に働く摩擦抵抗。一般に摩擦抵抗は乗員を含めた車椅子系の総重量に依存する。また、車椅子内部の機械系の様々な摩擦も駆動時に抵抗となって現れる。

5) 空気抵抗 (D a)

乗員を含めた車椅子と空気との相対速度に依存する。したがって、走行速度と風の向き、強さに依存する。一般に空気抵抗は相対速度の2乗に比例するため、通常の手押し車椅子走行における空気抵抗の影響は比較的小さいが、車椅子マラソン等の競技スポーツでは路面抵抗とともに重要なエネルギーロスの要因となる。

上に挙げた力の各成分のうち、路面に垂直な成分は互いに釣り合うため、路面に平行な成分の和が車椅子の加速あるいは減速を引き起こす。重力の路面に平行な成分を W_1 (上り坂を正) とすると、車椅子の路面に平行な方向の運動方程式は車椅子系が剛体であると考えて、その質量を M 、路面方向の加速度を A とすれば、

$$F - D_r - D_a - W_1 = M \cdot A \quad (3-1)$$

となる。現実の手押し車椅子走行では車輪の回転運動が必ず伴うので車輪の回転を加速

あるいは減速するための力が余計に必要となる。したがって(3-1)式でMは正確には車椅子系の質量に、車輪の慣性能率によって発生する等価慣性質量を加えたものである。

前述のように走行速度(正確には空気と車椅子系の相対速度)が小さい場合は空気抵抗は無視できるため、

$$R = D r + W l$$

とすれば、(3-1)式は

$$F - R = M \cdot A \quad (3-2)$$

となる。走行中の平均速度が変化しない場合、すなわち、Aの平均値が0の場合F-Rの平均値も0となる。F-Rが正であればAの平均値も正で、車椅子は加速する。逆に負であれば減速する。

車椅子における駆動動作では自転車のペダリングと異なり、駆動力を間欠的にしか発生させることができない。したがって、駆動力が路面抵抗と重力の路面方向成分の和(R)より大きい推進期では加速し、駆動力の方が小さいあるいは駆動力が加わらない惰行期では減速する。DrおよびWlは路面の傾斜および路面の材質、表面の状態が変化しなければ一定とみなせる。

駆動に必要な力は(3-2)式から

$$F = R + M \cdot A \quad (3-3)$$

となり、駆動に必要な平均の力は駆動抵抗に逆らうための部分と車椅子を加速あるいは減速させるために必要な力の和になる。減速時にはM・Aの平均値は負となるため駆動力は駆動抵抗を下回っている。

3-2 走行中の仕事とパワー

走行中の駆動パワー(P)は、空気抵抗を考慮に入れないことにすれば、(3-3)の力に車椅子の速度(V)を乗じた値となる。

$$P = F \cdot V = F \cdot R + M \cdot A \cdot V \quad (3-4)$$

ここで、最初の項は抵抗に逆らって進むことにより消費されるエネルギーに由来するパワーであり、2番目の項は車椅子系の運動エネルギーの増減によるパワーである。

ある時間内になされた仕事(W)は(3-4)をその時間で積分して得られる。

3-3 走行のシミュレーション

車椅子エルゴメータを完成させるためにはAで述べた実走行時の力学的条件をエルゴメータ上で再現できればよい。条件としては、シミュレーションでは車椅子を移動させることなく実走行と同じ駆動動作が行なえなければならない。

車椅子の移動を伴わずに駆動動作を可能にするための簡単な方法は車椅子の車輪をベルトやローラーと接触させ、駆動によってベルトやローラーを回転させ、

それらの回転に負荷となるトルクをかける方法であろう。すなわち、車椅子のフレームは固定しておき、車輪の駆動によって車椅子が移動する代わりにベルトやローラーが運動するものである。

今回開発した車椅子エルゴメータでは車輪とローラーを接触させ車輪の回転をローラーに伝え、ローラーに負荷となるトルクを与えることにより生体側から見た走行のシミュレーションが可能になると考えた。

走行中の空気抵抗のシミュレーションは今回は行なわないことにしたので、力学的に (3-2) あるいは (3-3) 式が満たされるようなトルクをローラーに加える必要がある。すなわち、発生させるべき抵抗となるトルクは車椅子の車輪に加わった力に換算して (3-3) 式の右辺

$$R + M \cdot A$$

あるいは

$$D_r + W_l + M \cdot A$$

に相当するトルクを負荷として与えればよい。路面抵抗 D_r が速度によらず一定と仮定し、走行中の斜度が変化しないと仮定すれば W_l も一定となるから、結局 R として速度によらない一定の負荷を与えればよいことになる。

抵抗に相当する負荷トルク (N_r) を車輪の軸回りに換算すると、車輪の半径を r とすれば、

$$N_r = r \cdot R \quad (3-4)$$

一方、(3-3) 式の右辺第 2 項は車椅子系の慣性力である。しかし、車椅子が静止した状態でのシミュレーションではそのままでは慣性力に相当する力を発生させることはできない。したがって、車椅子が静止していて、車輪のみが回転する場合は車輪の接地部 (ローラーとの接触部分) に $M \cdot A$ に相当する力 F が加わるようにすればよい。慣性負荷として車輪に加えるべきトルク (N_i) は

$$N_i = r \cdot F = r \cdot M \cdot A \quad (3-5)$$

となる。車椅子の加速度 A と車輪の角加速度 $\ddot{\theta}$ の関係は

$$A = r^2 \cdot \ddot{\theta}$$

となり、(3-5) 式は

$$N_i = r^2 \cdot M \cdot \ddot{\theta}$$

となる。したがって、エルゴメータ上では車椅子の車輪の回転軸に換算して

$$I_t = r^2 \cdot M$$

なる慣性能率を付加してやればよいことになる。エルゴメータ上での駆動では、左右の両車輪および駆動ローラーを含むエルゴメータの回転系の慣性能率が元々存在する。それらをすべて車輪の回転軸に換算することにし、 I_w 、 I_d とすれば、付加しなければならぬ慣性能率 (I_a) は車輪の回転軸換算で

$$I_a = I_t - (I_w + I_d) = r \cdot M - (I_w + I_d)$$

となる。ここで、 r と I_w は車椅子の種類によって異なり、 M は車椅子系の重量

によって異なるので、車椅子の種類および乗員の体重によって異なる慣性能率を持つフライホイールをエルゴメータの回転系に付加することによって実走行時の慣性力に相当する付加抵抗を発生させることができる。

3-4 シミュレーションにおける仕事とパワー

駆動シミュレーション中のパワー（P）は車輪の回転角速度を（ ω ）、車椅子を含む全駆動系の車輪軸換算での慣性能率を I_t とすれば、

$$P = N r \cdot \omega + I_t \cdot \ddot{\theta} \cdot \omega$$

によって求められ、定められた時間内の仕事は上記のパワーをその時間区間で積分することによって得られる。

4. デザインコンセプト

4-1 方式

作業計として最も普及している自転車エルゴメータはエルゴメータそのものに自転車の駆動部分が組み込まれており、ハンドル位置やサドルの高さが調節できるようになっているものがほとんどである。自転車にも普及型からスポーツタイプまで様々な種類があるが、ハンドルとサドルの種類が交換でき両者の位置の調整ができればほとんどの種類の自転車駆動のシミュレーションが可能になる。ただし、自転車によってペダルの種類とクランク長が異なるので目的に応じてクランクとペダルを交換することも行なわれている。

一方車椅子では、車輪の種類、両輪の幅、キャンバー、ハンドリムの径等の調整すべき要素が多いため、自転車エルゴメータ方式を採用することは装置が複雑になりすぎ、開発が困難になる。今回開発を試みた車椅子エルゴメータでは、エルゴメータには駆動抵抗を発生させるメカニズムと、駆動中の回転数と駆動トルクを実測するための計測部分だけを組み込み、車椅子の実物をエルゴメータ上で駆動する方式とした。

この方法の利点は、ほとんどあらゆる種類の車椅子を用いたシミュレーションが可能なことであり、実際に対象者が日常用いている車椅子で測定が可能となる。また、車椅子スポーツでは種目に応じて異なる設計で車椅子が作られ、さらには選手は自分に最もあった形で車椅子の製作を依頼し、改良も行なっている。したがって、選手が使っている車椅子を用いて測定ができることは、車椅子スポーツの研究では重要なこととなる。

以上の考えを基に、2本のローラーの上に車椅子を固定し、一方のローラー(入力ローラー)に付加となるトルクを加える方式を採用した。

4-2 負荷

3-1,2で示したように車椅子走行のシミュレーションのためには速度によらない抵抗負荷と車椅子系の質量に比例する慣性負荷が必要になる。

抵抗負荷としては、これまでに多くの自転車エルゴメータで利用されてきたベルトとフライホイールによる摩擦を利用することとした。ベルトにかかる張力を変化させることにより負荷の調整が可能となる。

慣性負荷に関しては、3-2で示したように、エルゴメータの駆動系に交換可能な慣性車輪を付加し、車輪の交換によって駆動時の生体側から見た慣性負荷を何段階かで調整できるようにした。このような方式をとったため、車椅子系の質量に完全に一致する慣性負荷をシミュレートすることはできず、慣性能率の異なる慣性車輪をいくつか用意し、最も近い慣性能率を持つ慣性車輪を使用することとした。

4-3 負荷の制御

今回開発の対象としたエルゴメータでは走行時の抵抗負荷(斜度に伴う重力負荷を含む)を外部から制御可能となるようにした。そのため、サーボモータによりバネの伸びを変化させることにより、ベルトに加わる張力を変化させる方式を採用した。負荷の制御は手動による設定と電圧入力による外部制御の両方が可能になるようにした。

4-4 計測

走行シミュレーション中に連続的に計測可能な量は車輪の回転数と抵抗負荷トルクとした。回転数はロータリーエンコーダによって回転数に比例したパルスを得、周波数-電圧変換により回転数に比例した電圧を得ることとした。また、抵抗負荷トルクは負荷ベルトの張力発生用のバネの伸びをポテンシオメータで検出し電圧出力を得ることとした。負荷の検出はマニュアル設定あるいは外部制御による負荷が正しい値になっていることをチェックするためにも用いることとした。

4-5 計測制御用ソフトウェア

走行シミュレーション中の負荷の連続的な制御と、速度変動、駆動パワー等を連続測定するため、A-D変換器を組み合わせたパーソナルコンピュータシステムを用いる計測制御用ソフトウェアを開発することとした。

4-5-1 負荷の制御

負荷の制御は予め時間と負荷の関係を入力しておく方式と、オペレーターが必要に応じて負荷値を入力する方式および両者を組み合わせた方式の3種類とした。

4-5-2 計測

計測する物理量は車輪の回転速度および負荷トルクである。それらに加えて、予め測定しておいた駆動系の慣性能率および駆動系の摩擦抵抗などを用いて、車輪の軸換算での実トルク、パワー、仕事量が計算できることとした。

5. 設計および試作

5-1 仕様

4. に示したデザインコンセプトに従って仕様を決定し、エルゴメータの試作を行なった。なお、静止状態から駆動を開始する場合、静止の状態では負荷を設定しておくこと、静止摩擦係数と動摩擦係数の違いにより、駆動開始後、負荷が設定値より下がってしまうことを防ぐため、負荷がかかる最低の回転数を決め、静止の状態から駆動を開始した場合、一定回転数に達するまで負荷がかからないようにした。

車椅子エルゴメータの主な仕様を表5-1に示す。

設計および試作は竹井機器工業株式会社（東京）が行なった。

5-2 試作機の概要

試作機のブロックダイアグラムを図5-1、駆動系および検出機構を図5-2（原理図）に示す。図5-3、4に全体図および操作パネル、写真5-1～3に試作機の外観を示す。完成した試作機の形状および消費電力は

本体

外寸：1400 × 1385 × 650 mm

重量：157kg

補助台

外寸：395 × 1105 × 153 mm

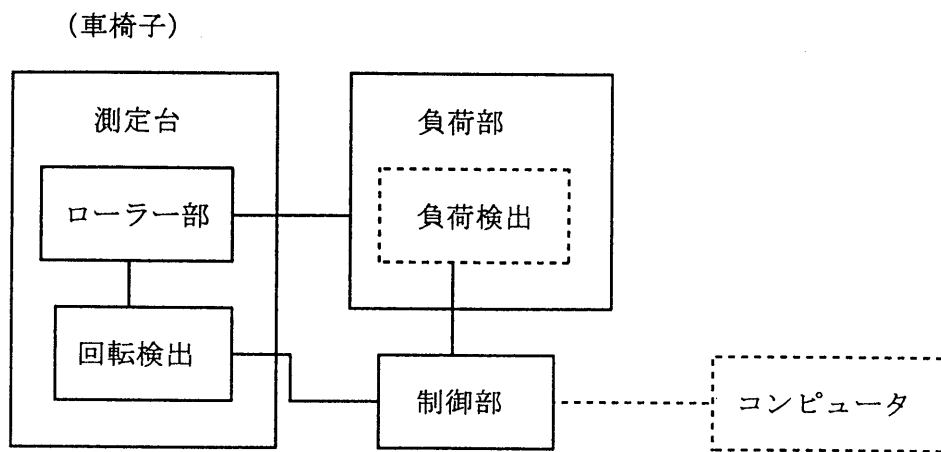
重量：25kg

消費電力：15W 以下（AC100V）

であった。

表 5-1 車椅子エルゴメータの主な仕様

- 1) 方式
 - ・ 2本のローラー上に車椅子後輪を固定し、一方のローラーに負荷トルクを加える。
- 2) ローラー
 - ・ 外径：100mm
 - ・ 外周：ゴムライニング
- 3) 負荷
 - ・ ベルトによる摩擦抵抗負荷
 - ・ 手動および外部信号入力にて設定可能、0～10 V電圧入力
 - ・ 設定範囲：約1.0～40kgfcm（ローラー軸換算）
- 4) 駆動速度
 - ・ 測定可能範囲：約150～1800rpm（ローラー軸換算）
約3～34km/h（70cm車輪換算）
- 5) 等価慣性質量
 - ・ フライホイールの交換により可変
- 6) 計測
 - ・ 回転数：ローラーの回転数を検出、0～10 V電圧出力
 - ・ 負荷トルク：ローラー軸換算、0～10 V電圧出力



アナログ入力：トルク
 アナログ出力：トルク
 アナログ出力：回転数

図 5-1 車椅子エルゴメータの構成

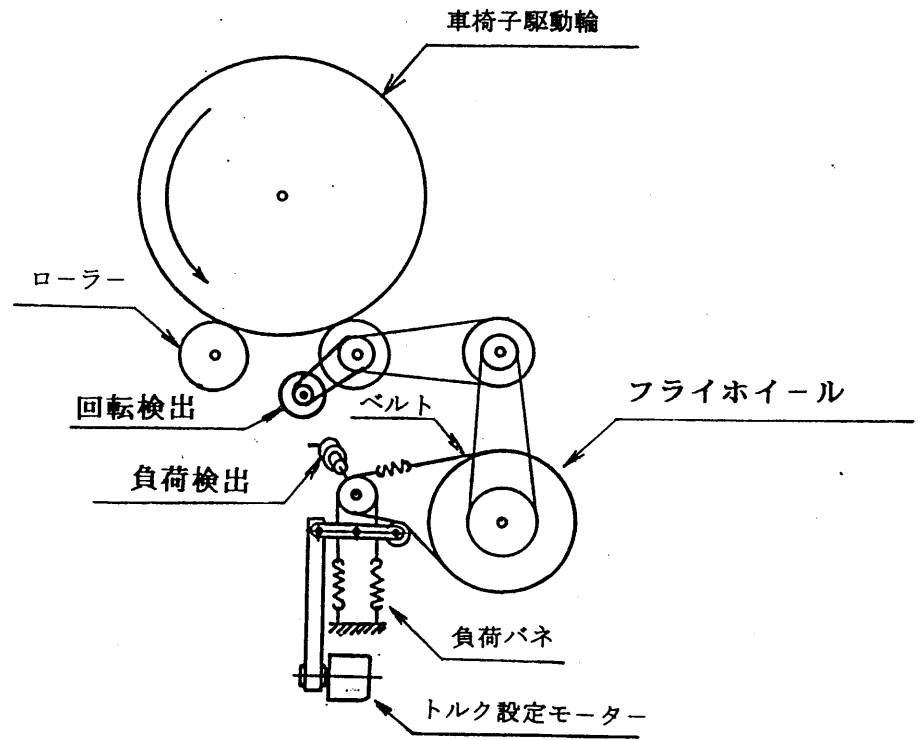
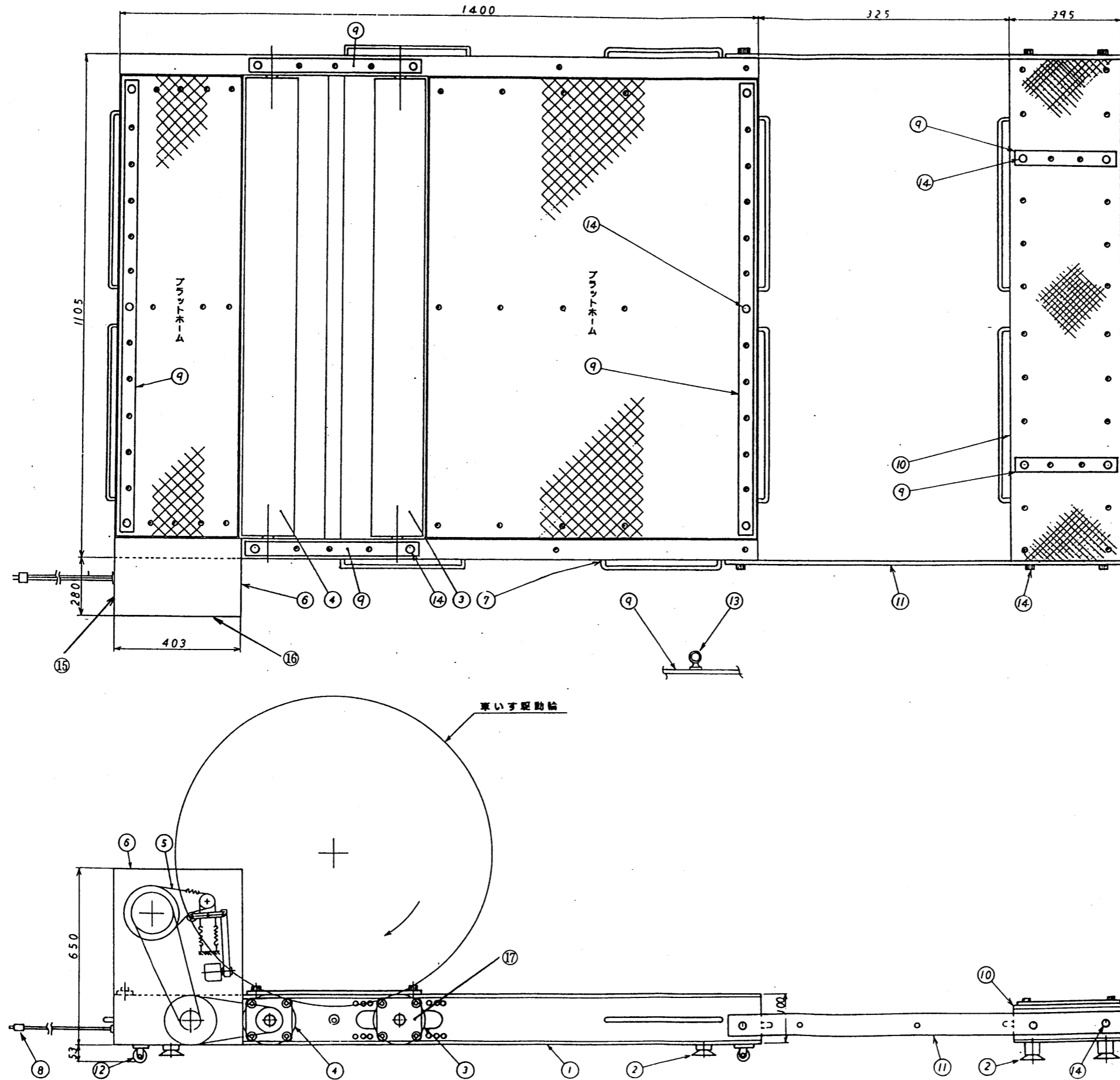


図 5 - 2 駆動系と検出機構

図 5-3 車椅子エルゴメータの外観



番号	部品名
1	フレーム
2	アジャスタ
3	前ローラー
4	後ローラー
5	摩擦ベルト
6	負荷部
7	取手
8	電源プラグ
9	フック取付金具
10	補助フレーム
11	連結金具
12	キャスター
13	フック
14	ノブ
15	操作パネル
16	側板
17	ベアリングホルダ

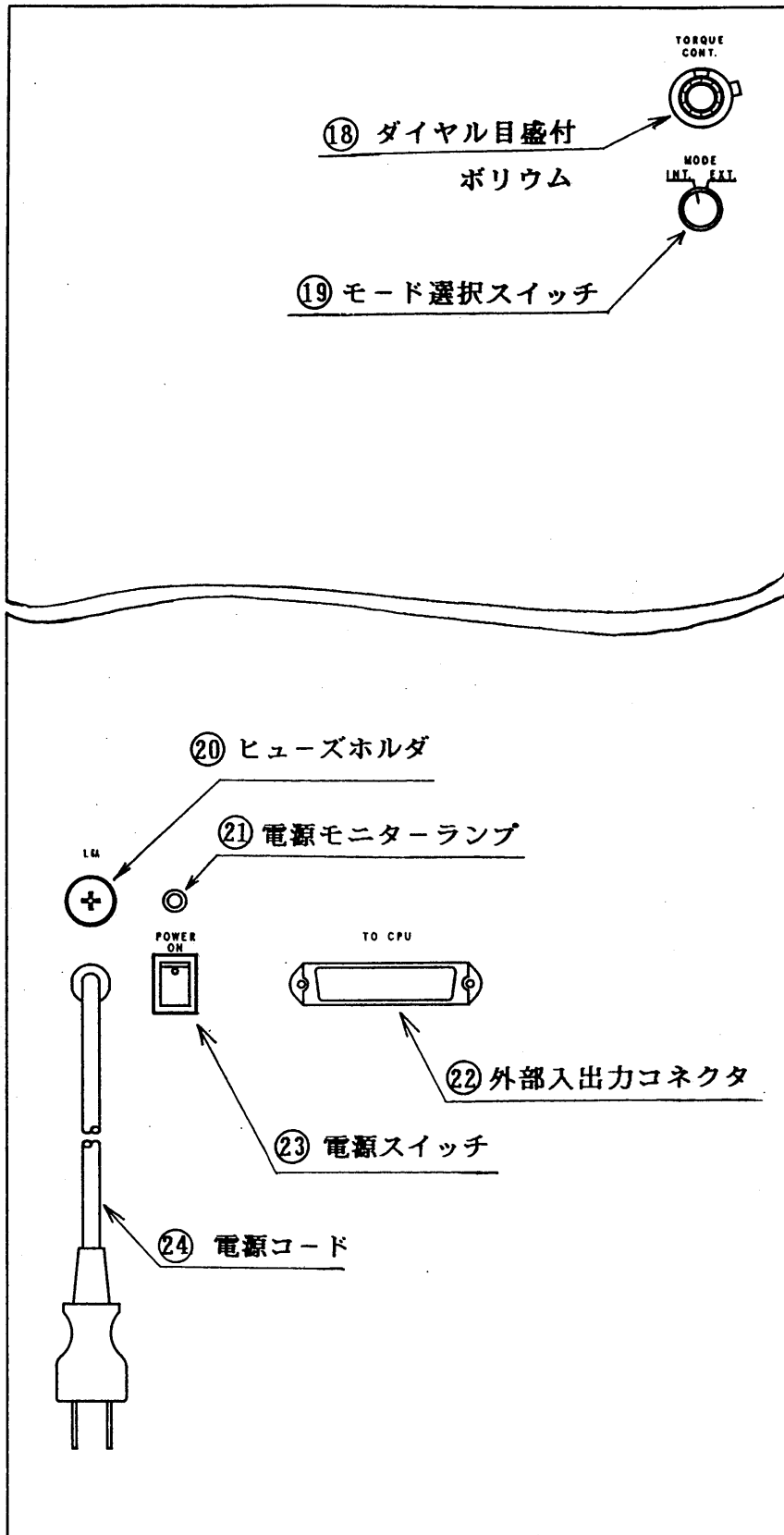


図 5-4 操作パネル

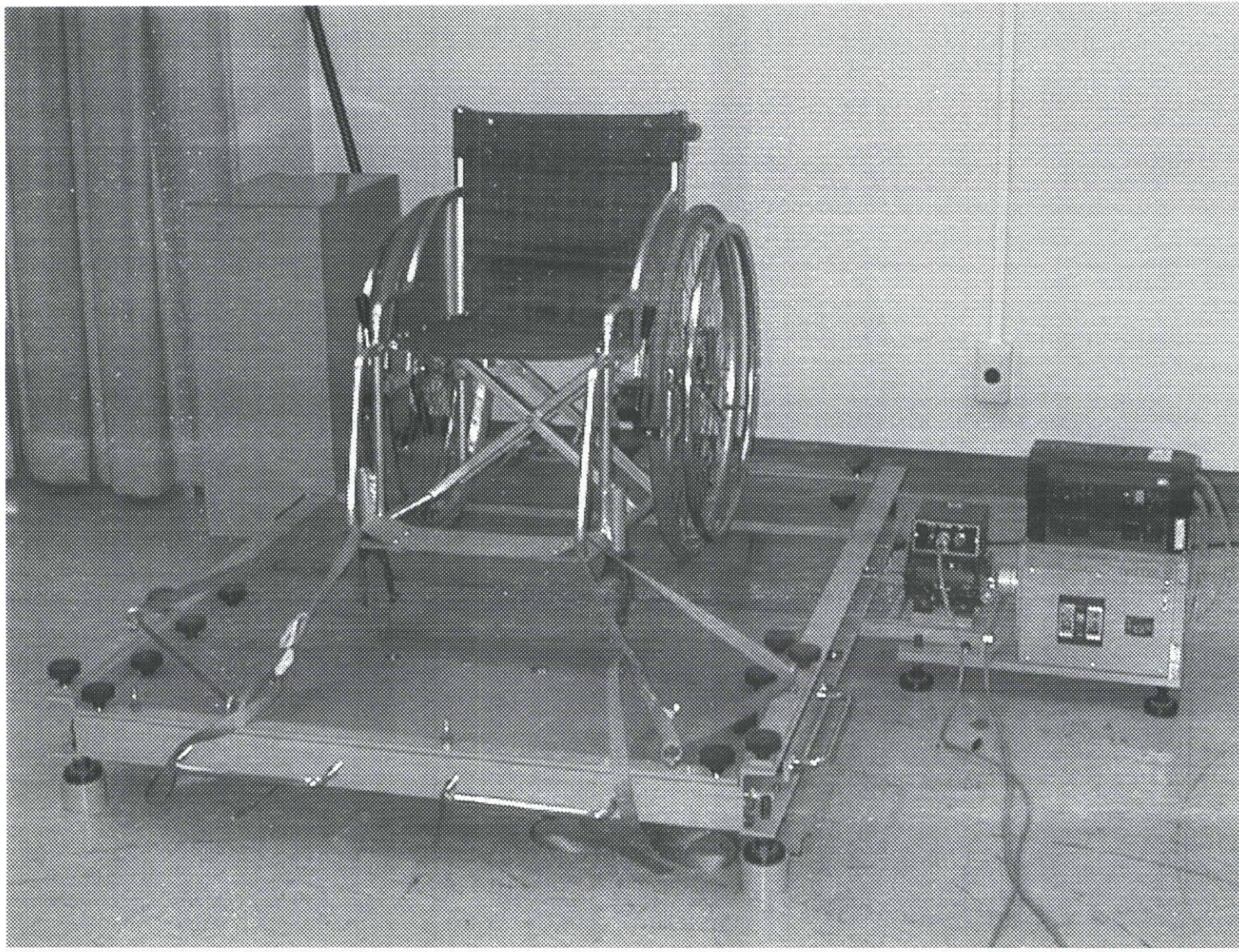


写真5-1

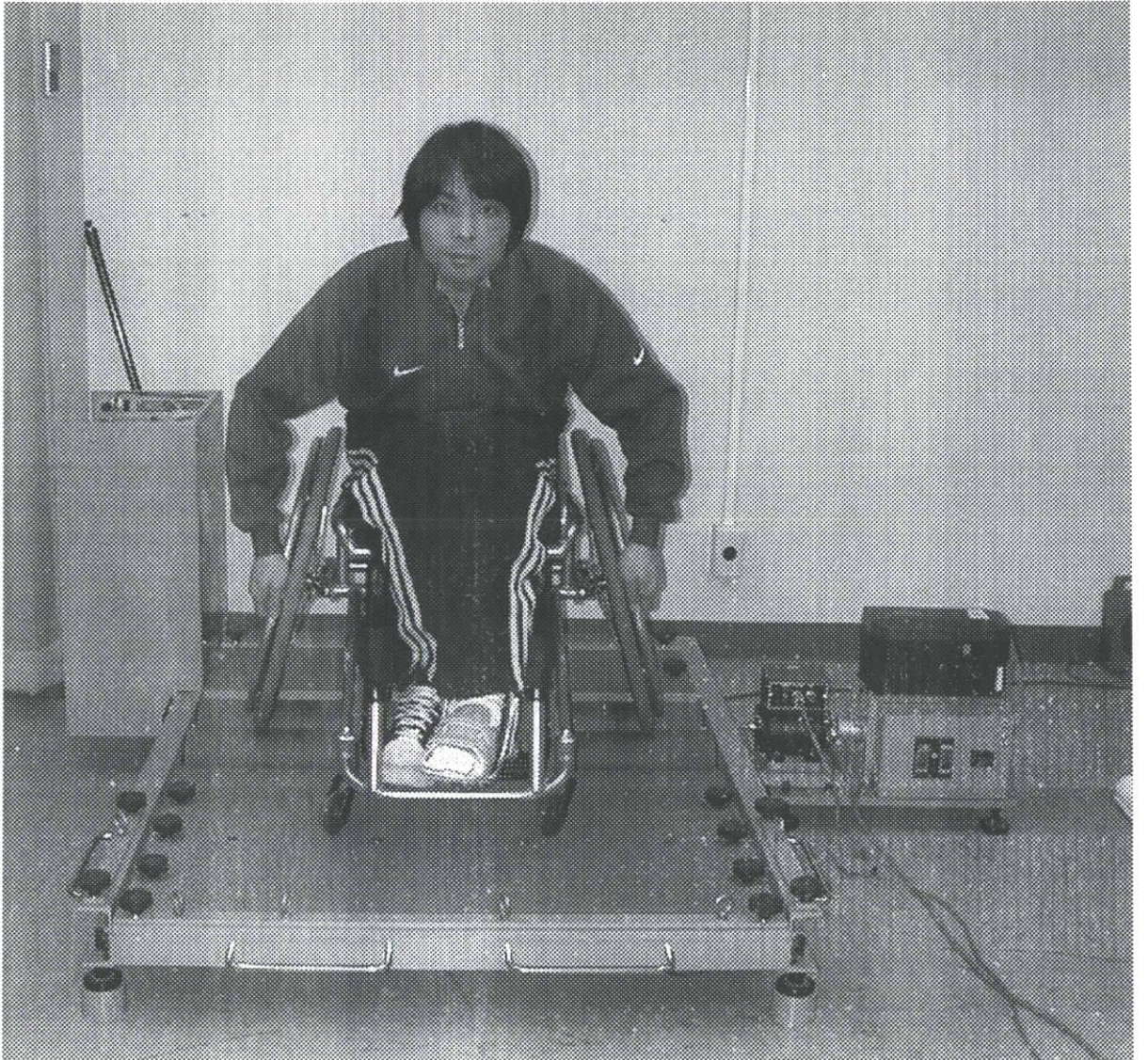


写真 5-2

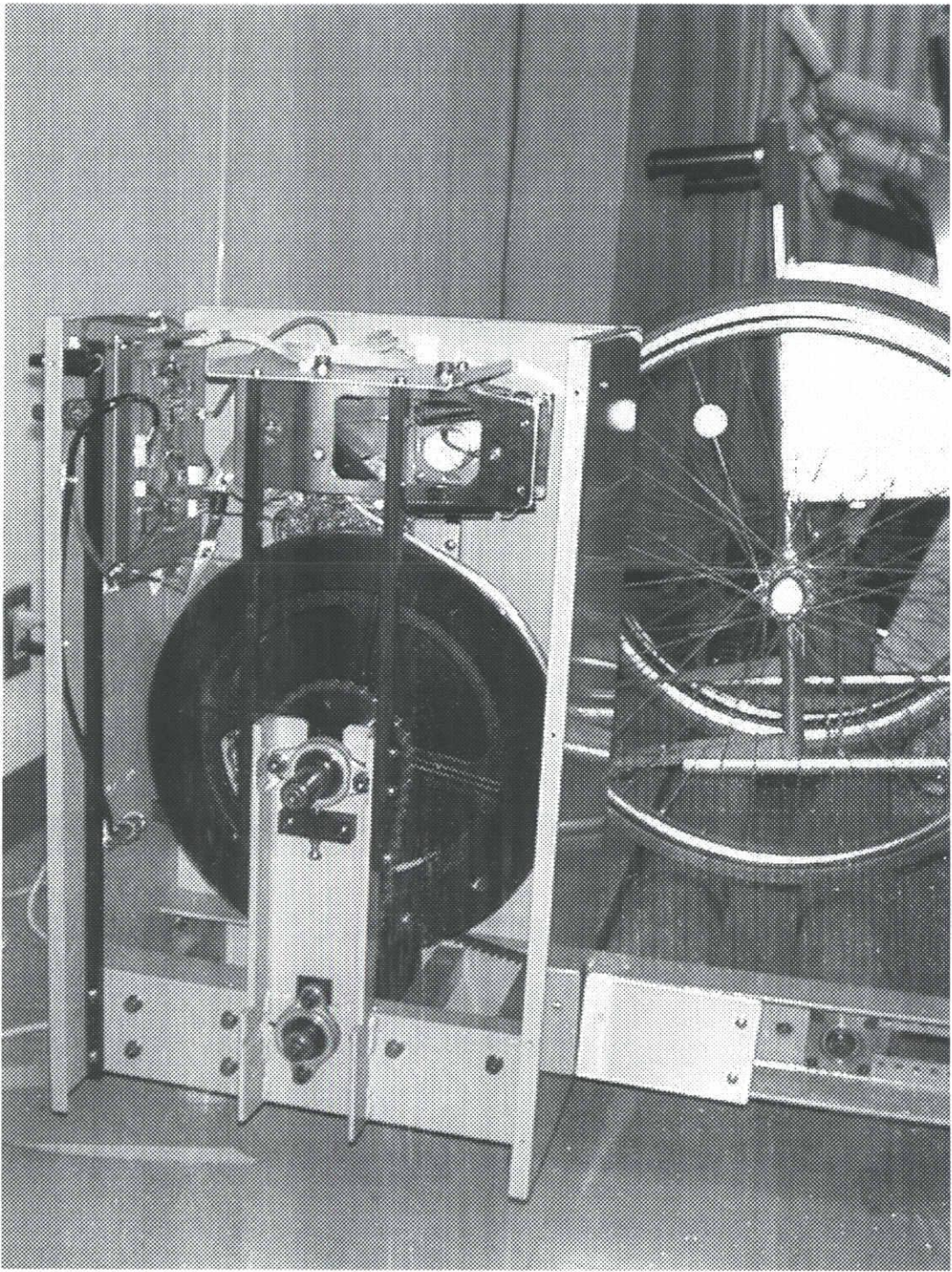


写真 5-3

6. テスト

完成した試作機に対し、精度や信頼性を検討するために各種テストを行なった。

6-1 車椅子エルゴメータに要求される性能

作業計としての車椅子エルゴメータに要求される精度は

- 1) 負荷の設定精度
- 2) 負荷の測定精度
- 3) 駆動速度（回転数）の測定精度

が挙げられる。このうち、負荷の設定精度は外部入力を用いたコンピュータ制御では負荷の測定結果をフィードバックとして制御できるので結局2および3の測定精度が重要となる。

回転数に関してはロータリーエンコーダを用いているので回転速度が大幅に変化してもそれに伴って誤差が増大する恐れは少なく、ほぼ、周波数-電圧変換時の誤差が主なものとなる。

一方、負荷に関しては、今回用いた原理では、フライホイールに巻きつけたベルトの摩擦力に依っており、ベルトの摩擦力をベルトに加わった張力によるバネの伸びとして検出している。バネの伸びを滑車の回転角に変換し、ポテンシオメータによって角度を電気抵抗の変化として検出している。したがって主な誤差の発生要因として、

- 1) バネの「張力-伸び」関係の直線性
- 2) ポテンシオメータの「角度-抵抗」関係の直線性

が考えられる。これらは、より精度の高いトルク測定法を用いた較正により精度を高めることが可能である。

6-2 残留負荷

今回開発を試みた車椅子エルゴメータでは負荷トルクがフライホイールに加わり、その大きさが検出されるようになっている。しかし、車椅子を駆動する生体側から見た負荷は、上記設定負荷に車椅子の車軸の摩擦、車輪-ローラー間の摩擦、エルゴメータ駆動系の回転部分の摩擦などが加えられた物となる。また、車輪-ローラー間の摩擦は車輪の種類によって異なり、同一車輪ではそれに加わった重量にほぼ比例して増加する。車輪（後輪）に加わる重量は車椅子系の重量と乗車姿勢に依存する。

負荷トルクを0に設定したときの抵抗を残留負荷（あるいは残留抵抗、残留トルク）と呼ぶことにする。残留負荷は車椅子と乗員によって異なることになる。したがって、負荷の設定および計測の精度をあげるためには必要な精度で残留負荷を予め測定しておく必要がある。

6-3 トルク検定器

残留負荷の測定は異なる車椅子毎に行なわなければならないので、比較的簡便に行なえる必要がある。そこで本研究では車椅子に人が乗車した状態で駆動ローラーの軸をモーターで回転させ、回転に必要なトルクをトルク検出器によって測定する装置（トルク検定器）を新たに製作し、この装置によって残留トルクを求めることにした。この方法は負荷の設定が0でなくても利用できるのも、負荷の設定精度の検定にも用いることができる。検定器に用いたトルク変換器は回転数もデジタルでカウントできるようになっており、エルゴメータの回転数の測定精度の検定にも用いることができた。

トルク検定器のブロックダイアグラムを図6-1に、外観を図6-2、写真6-1、2に示した。

6-4 回転数の検定

図6-3にトルク検定器のモーターを用いてエルゴメータを駆動した場合のトルク検定器の回転数表示とエルゴメータの回転数出力の関係を示した。回転数に関しては、エルゴメータ出力がわずかに大きくなっているが、補正を行なわなくても十分な精度が得られている。

これは、トルク検定器でもエルゴメータでも回転の検出は回転円盤に刻まれたスリットの光の通過をカウントするもので、基本的にロータリーエンコーダと同じ原理であり、トルク検定器ではその単位時間当たりのカウント値をデジタル表示し、エルゴメータ側ではアナログ出力を得るために周波数-電圧変換を行なっているだけで、回転数の検出そのものに大きな誤差が入り込む余地がないためと思われる。エルゴメータ出力の誤差はアナログ回路系の誤差である。

6-5 負荷の検定

6-5-1 残留負荷の測定

図6-4はトルク検定器を用いて設定負荷と実測負荷の関係を求めたものである。車椅子は医療用の車椅子で40kgのバーベルのプレートを乗せて測定した。図に示した回帰直線のy軸切片がここで用いた車椅子系の残留負荷である。

6-5-2 設定負荷の検討

図6-5は図6-4を負荷設定0における実測負荷値を残留負荷として補正して示したものである。図から、無負荷設定で実負荷を測定しその値を残留負荷として負荷設定を補正することで十分な負荷設定の精度を得られることが明らかになった。

6-5-3 車椅子系の重量と残留負荷

残留負荷の主要な部分として車椅子の車輪とローラーの間の転がり摩擦抵抗が挙げられる。両者の摩擦は車椅子系の重量に直接的に影響を受ける。そこで、重量による影響を見るため車椅子系の重量を変えて残留抵抗の測定を行なった。

6-5-1の残留負荷と同じ車椅子と回転速度を用いて車いすに乗せる重量を変化させ、重量と残留負荷の関係を求めた。重量物として20kgのバーベルプレート2枚および、体重60.1kgの人体（験者）の組み合わせとした。

1) バーベル2枚	40kg
2) 人体	60kg
3) 人体+バーベル1枚	80kg
4) 人体+バーベル2枚	100kg

結果を図6-6に示した横軸は付加した重量で車椅子の自重（約10kg）は含まれていない。重量と残留負荷の間の直線性がやや悪いことが読み取れる。これは付加重量として人体とバーベルプレートの組み合わせを用いたために重量物の重心位置がそれぞれ異なり、車椅子の前後輪の重量配分が異なり、その結果後輪の垂直加重（垂直抗力）が付加加重に比例しなかったためと考えられる。しかしながら、ラフな加重の付加方法にもかかわらず、直線からの誤差は5%程度であった。

車椅子と乗員の組み合わせが異なれば車椅子系の重量も異なるため、同じ車椅子を用いても乗員が異なればその度毎に残留負荷を測定しなければならない。しかし、上記の結果から、同一の車椅子において体重の離れた2名の乗員によって重量と残留負荷の関係を直線式で求めておけば多少精度は落ちるものの、実用上十分な負荷の設定精度が得られるものと思われる。

車椅子上の重量の加重位置（重心位置）の違いによって残留負荷が異なってくることは、極めて精度の高い測定を必要とする場合、車椅子場での乗車姿勢によっても負荷の補正を行なう必要性が生まれ得ることを示している。

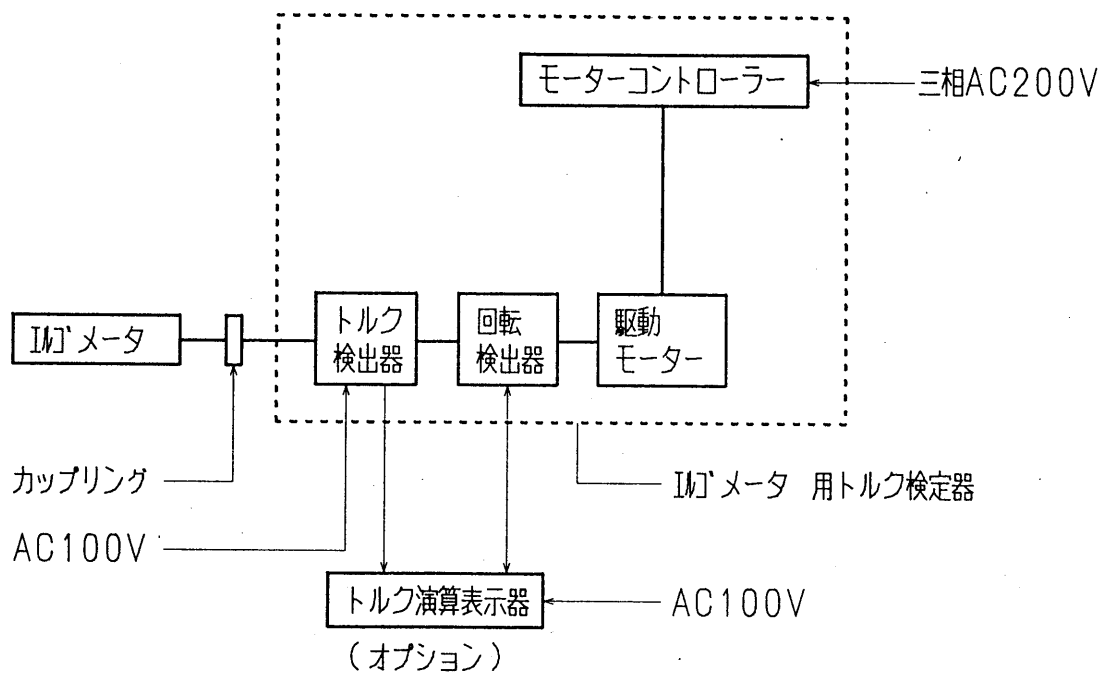
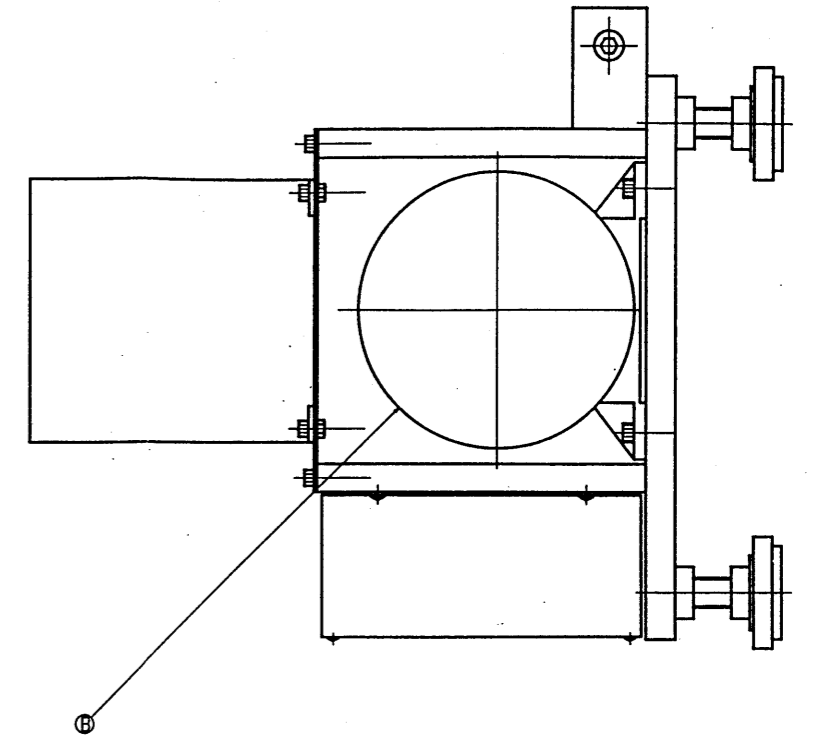
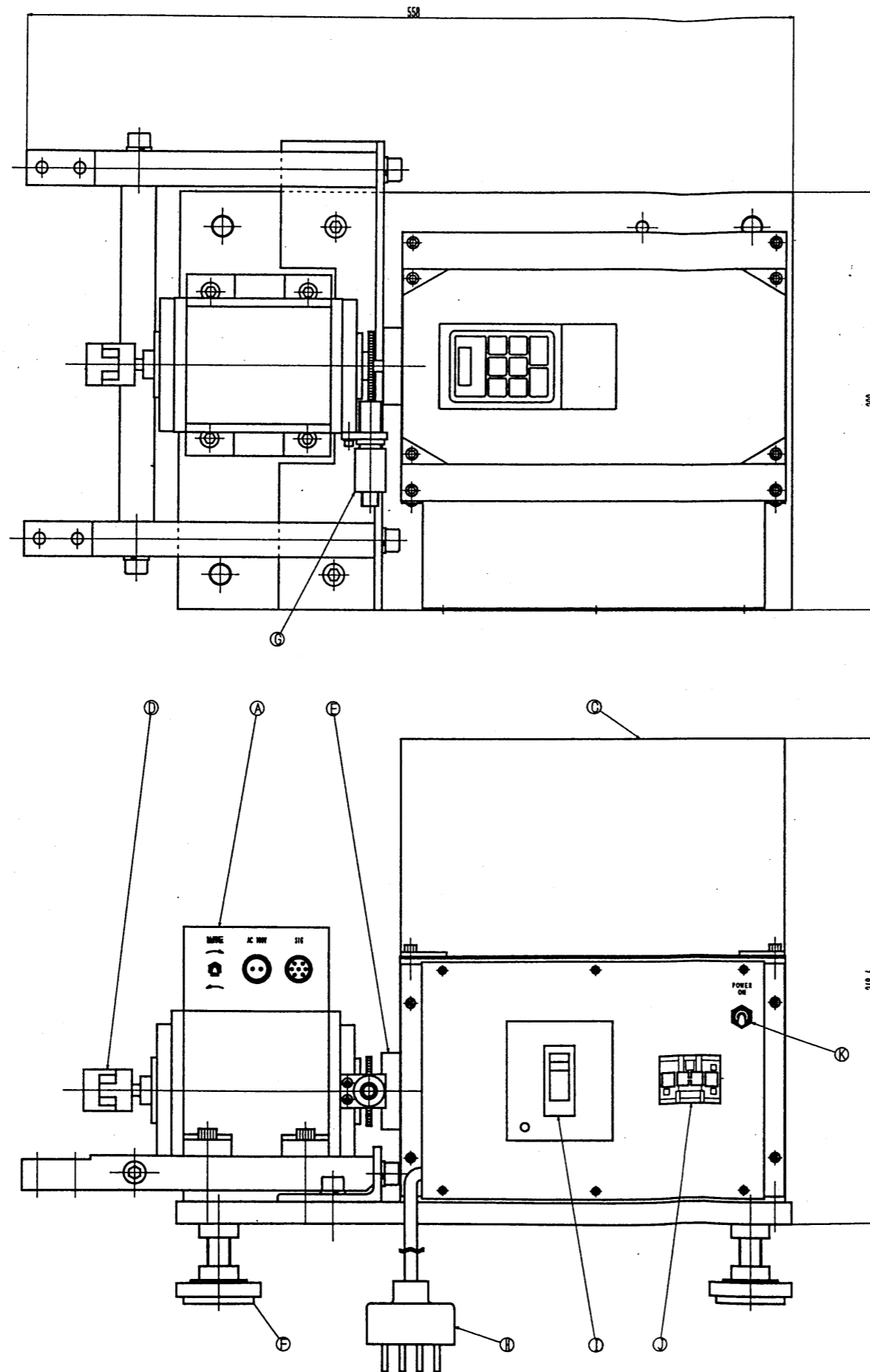


図 6-1 トルク検定器のブロックダイアグラム

図 6-2 トルク検定器の外観



- Ⓚ スイッチ(S-301)
- Ⓛ 電圧検出器(C133)
- ① ノーヒューズ遮断器(SS30 3極)
- Ⓜ 防水ゴムキャブ(WF1(20))
- Ⓝ 回転検出器(NP-101)
- Ⓟ アジャスター(P-200-2)
- Ⓠ カップリング(CP-XC 55-EL-19-19)
- Ⓡ カップリング(CP-XC 30-EL-8-8)
- Ⓢ インバータ(WFAS-2007P)
- Ⓣ 駆動モーター(出力 750W)
- Ⓐ トルク検出器(SS-050)

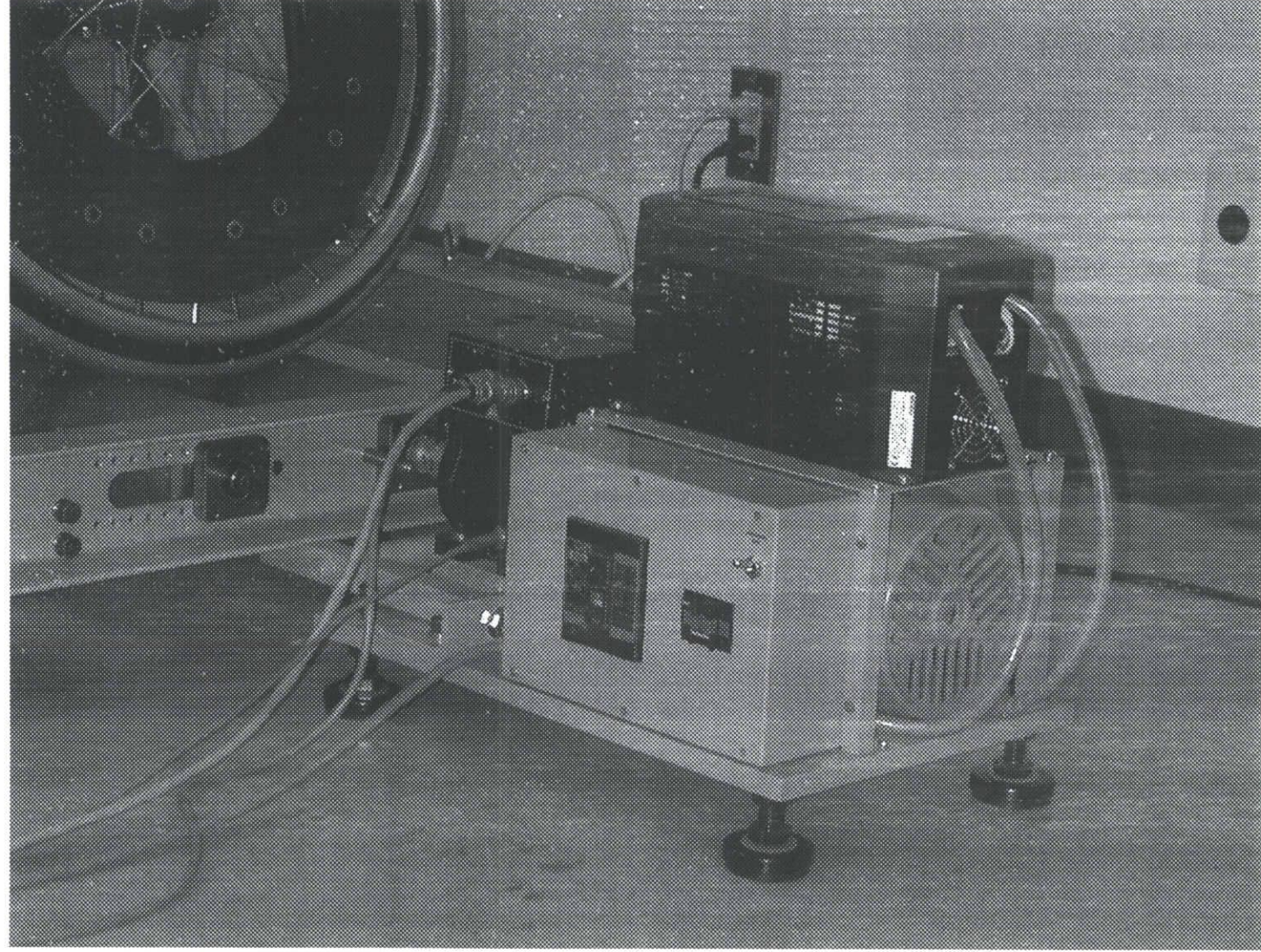


写真 6-1

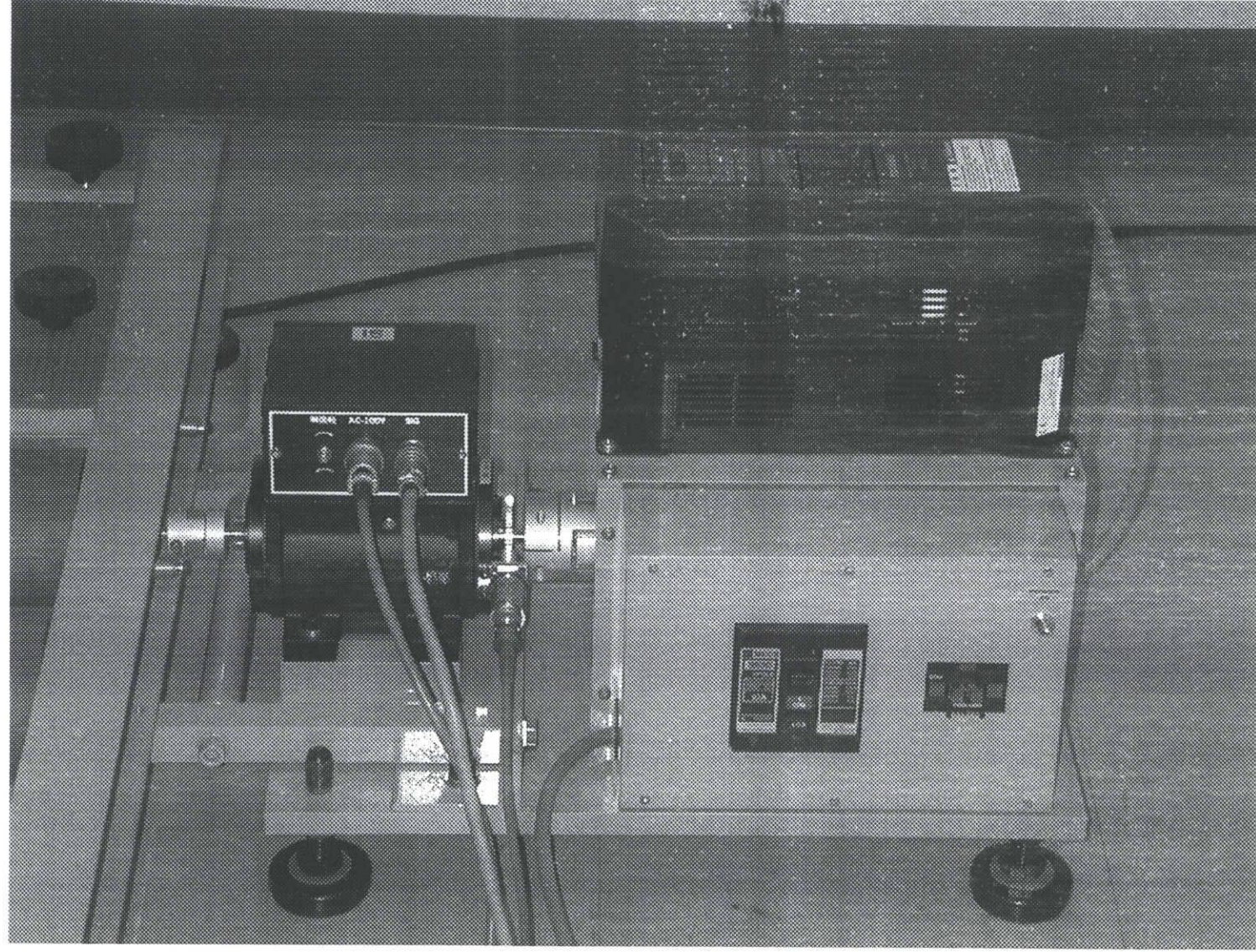


写真 6-2

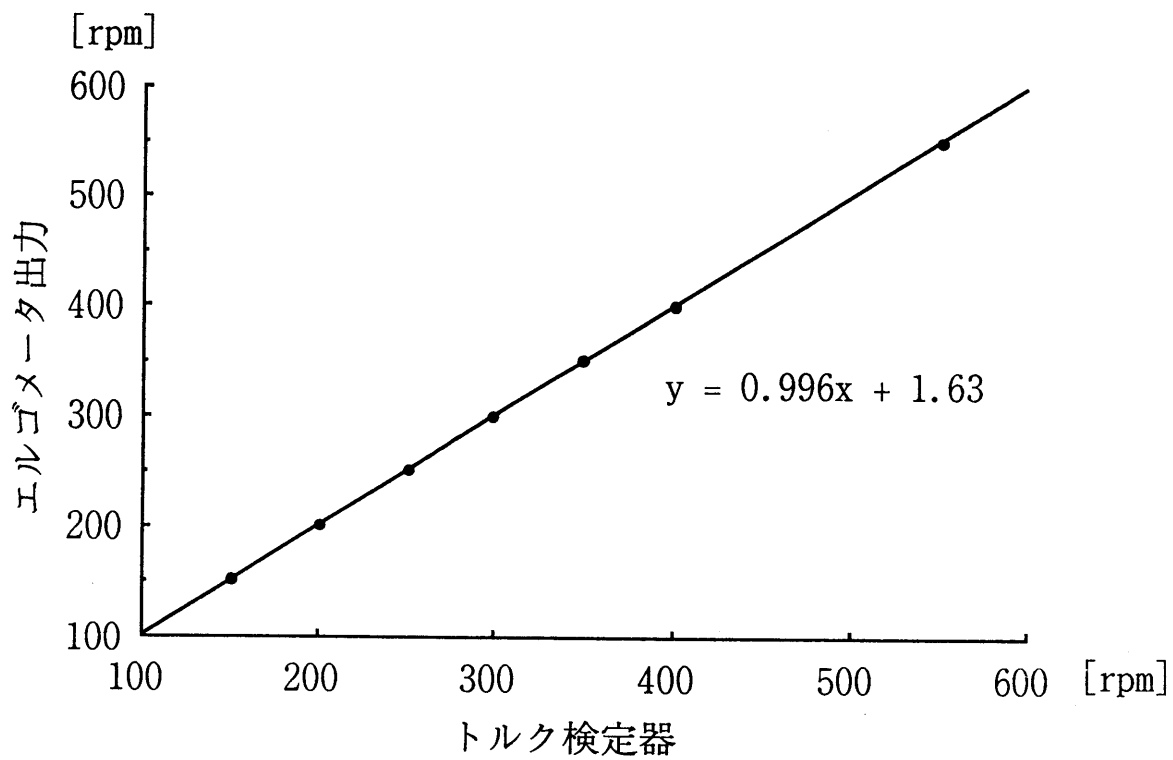


図 6-3 回転数の検定
ローラーの回転数、設定負荷0kgfcm、車椅子空回り

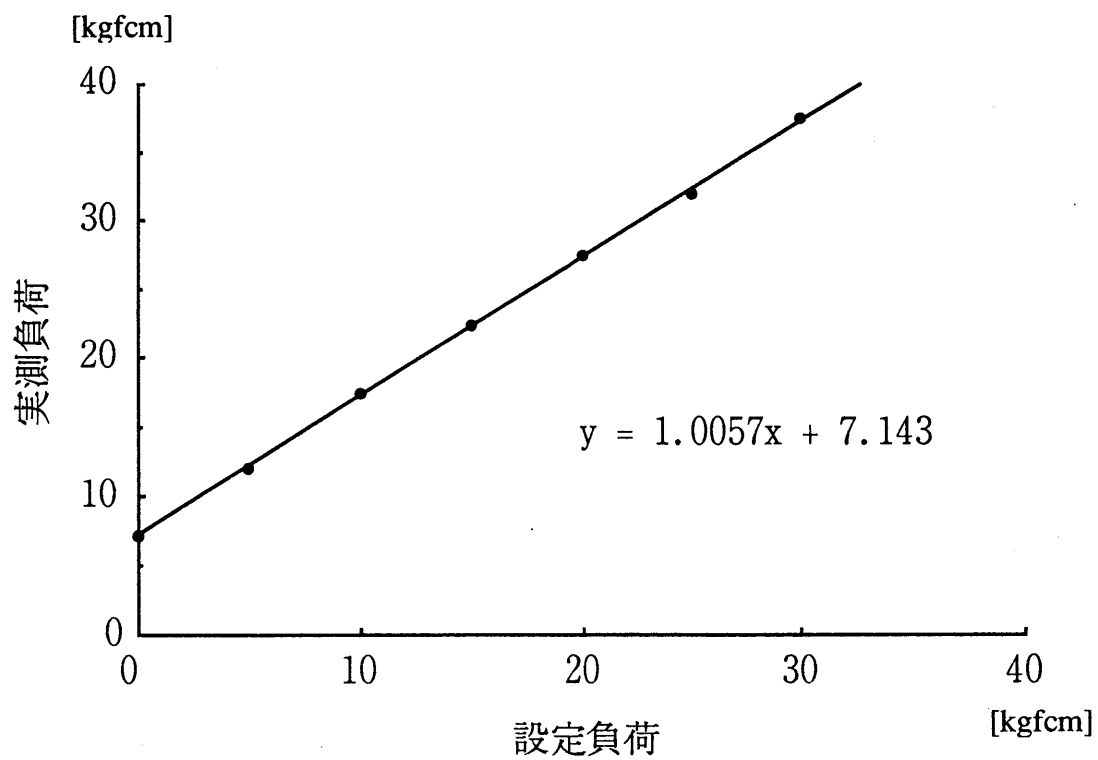


図6-4 負荷の検定
毎分300回転、車椅子+40kg

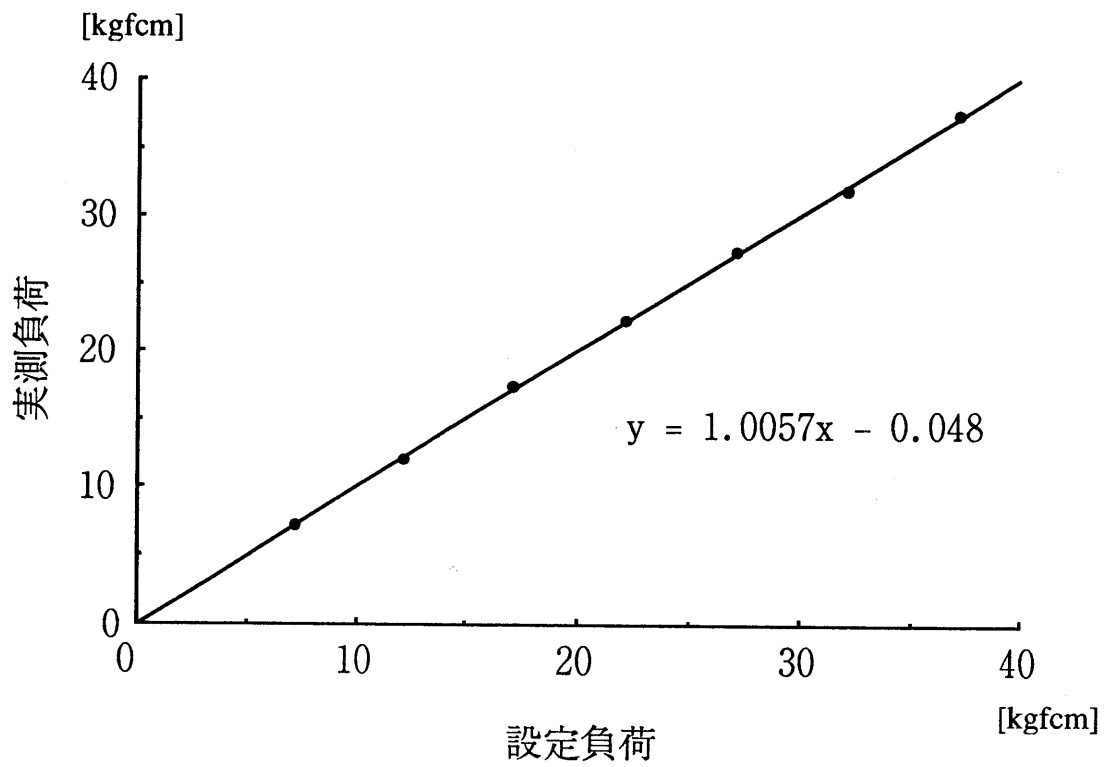


図 6 - 5 残留負荷で補正後の設定負荷と実負荷の関係
毎分300回転、車椅子+40kg

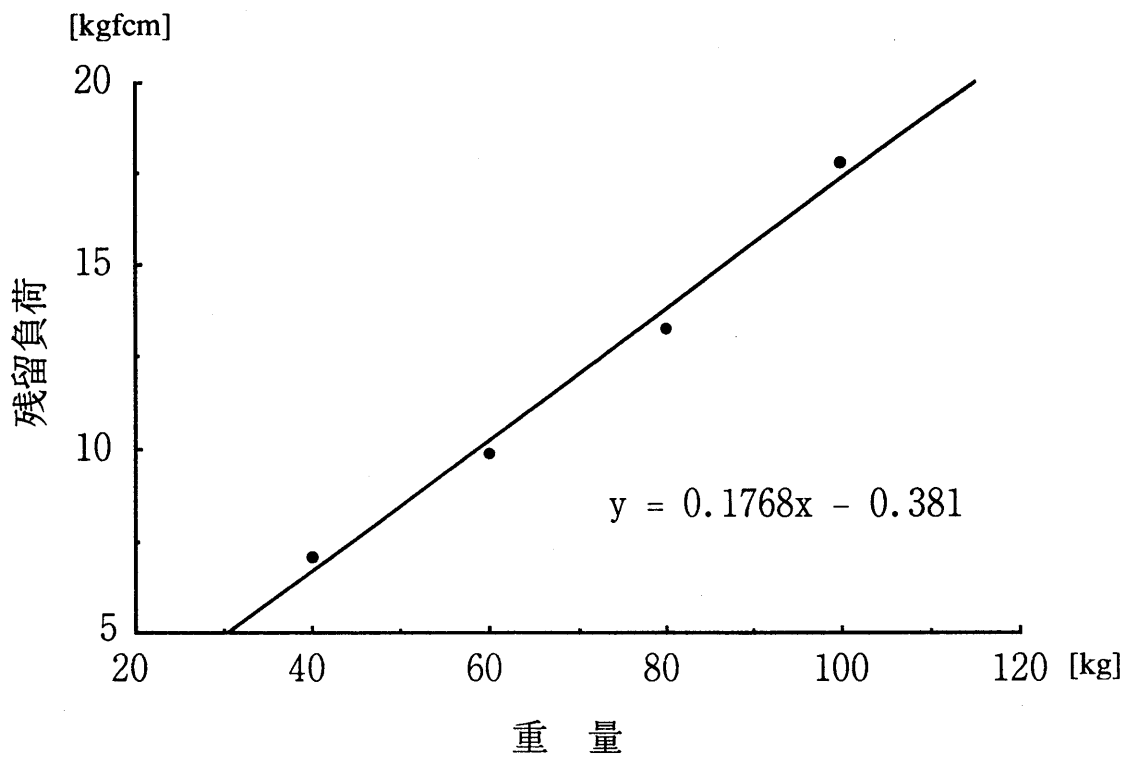


図 6-6 体重と残留負荷の関係
毎分300回転

7. まとめ

車椅子駆動動作をシミュレートするための新しい車椅子エルゴメータの開発を試みた。開発にあたっては下記のデザインコンセプトに基づいた。

1) 方式

スポーツ用車椅子から日常生活における補助具としての車椅子に至るあらゆる種類の車椅子で測定が可能のように、負荷発生機構ならびに計測部分を独立させ、任意の車椅子をエルゴメータ上に固定して測定できる方式とした。

2) 負荷

ベルトとフライホイールの摩擦抵抗方式とし、ベルトの張力を変化させ負荷を調整する方式とした。また、車椅子系の慣性質量に相当する負荷は、エルゴメータの回転系に交換可能な慣性車輪を取り付けることにより、段階的に変化させる方式とした。

3) 制御

手動および電圧入力により負荷値の設定が可能となるようにした。また、パーソナルコンピュータとD-Aコンバータを組み合わせ、プログラムにより負荷制御が可能となるようにした。

4) 計測

車輪の回転数および負荷トルクを電圧出力として得られるようにし、A-Dコンバータとパーソナルコンピュータを用いた計測プログラムを開発し、回転数、トルク、パワー、仕事量およびそれらの統計量の算出を行なえるようにした。

完成した試作機に対し、精度および信頼性の検討のため、各種のテストを行なった。今回開発を試みた車椅子エルゴメータの方式では、用いる車椅子によって無負荷時の残留負荷が異なるため、トルク検定器をあらたに製作し、残留負荷の測定ならびに負荷設定精度の検討を行なった。以下のテストの結果を得た。

- 1) 回転数の測定精度は十分に高いものであった。
- 2) 設定負荷値と実負荷の間にも十分な直線性があり、負荷0（無負荷）での残留抵抗で補正を行なえば十分な負荷の設定精度が得られることが明らかとなった。
- 3) 車椅子系の重量と残留負荷の関係を検討した結果、実用上十分な直線関係が得られたが、車椅子系の重心位置によって前-後輪の加重配分が異なるため、同重量であっても残留負荷が異なることが明らかとなった。

8. 参考文献

- Asato KT., Cooper RA., Robertson RN., and Ster JF. (1993) SMARTWheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 40(12):1320-1324.
- Boninger ML., Cooper RA., Robertson RN., and Rudy TE. (1997) Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: an analysis using a local coordinate system. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 78(4):364-372.
- Boninger ML., Cooper RA., Robertson RN., and Shimada SD. (1997) Three-dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 76(5):420-426.
- Cooper RA., Robertson RN., VanSickle DP., Boninger ML., and Shimada SD. (1997) Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 34(2):162-170.
- Cooper RA., Robertson RN., VanSickle DP., Boninger ML., and Shimada SD. (1996) Projection of the point of force application onto a palmar plane of the hand during wheelchair propulsion. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 4(3):133-142.
- Robertson RN., Boninger ML., Cooper RA., and Shimada SD. (1996) Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 77(9):856-864.
- Sanderson DJ., and Sommer HJ 3d. (1985) Kinematic features of wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*. 18(6):423-429.
- Shimada SD., Robertson RN., Boninger ML., and Cooper RA. (1998) Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 35(2):210-218.
- van der Woude LH., de Groot G., Hollander AP., and van Ingen Schenau GJ. (1986) Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes. *Ergonomics*. 29(12):1561-1573.

- van der Woude LH., Veeger HE., Rozendal RH., and Sargeant AJ. (1989) Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. Wheelchair propulsion technique. European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology. 58(6):625-632.
- VanSickle DP., Cooper RA., Robertson RN., and Boninger ML. (1996) Determination of wheelchair dynamic load data for use with finite element analysis. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering. 4(3):161-170.
- Veeger HE., Lute EM., Roeleveld K., and van der Woude LH. (1992) Differences in performance between trained and untrained subjects during a 30-s sprint test in a wheelchair ergometer. European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology. 64(2):158-164.