

New Measurement System for the Center of Gravity in Rehabilitation Medicine-Efficiency Test in Sitting

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/8118

リハビリテーション医学における新しい重心計測システムの開発

— 椅坐位を計測のモデルとして —

金沢大学医学部整形外科科学講座 (主任: 富田勝郎教授)

生 田 宗 博

(平成1年4月8日受付)

Sel-Spot を用いて身体各部の水平面内位置計測値から、重心位置 (center of gravity of whole body calculated from Sel-Spot data, CGCS) を測定する新システムを開発した。これと従来の重心計を用いる方法で重心位置 (center of gravity of whole body measured by force plate, CGMF) を測定し、両者を比較し CGCS の測定精度を確認した。測定のための姿勢モデルには椅坐位の静止時と一側上肢作業時を設定した。対象は平均23歳の健常な男女学生各25名計50名とした。被験者の頭頂、両肩峰と作業側上肢の肘の計4点に、Sel-Spot 装置の発光ダイオードを取りつけた。被験者は重心計の2枚の重心測定板の上で椅坐位をとり、机上面に前後2行、左右3列で、各40cm 間隔で定めた6個の作業点を、片手に握ったペンで順次に触れ、姿勢を10秒間保持する作業を行い10秒間の平均で CGCS と CGMF を計測した。Sel-Spot で測定した4点の位置から測定した身体各部毎の重心位置と各部の重量比を乗じた値の総和を100で除して、CGCS の X・Y 座標位置を計測した。結果は、被験者の男女差、作業側の左右差として作業点の位置によらず、CGMF と CGCS の計測値の差は10mm 以下であった。CGMF と CGCS の測定値の差からセルスポットの機械的誤差5mm を差し引くと、CGCS の測定精度は5mm 以内であった。一方 CGMF の測定誤差は3mm であり CGCS との差は最大2mm と僅少であった。以上より今回の CGCS の測定結果は信頼できた。身体各部の重心位置で分析したモデル姿勢としての椅坐位重心は作業側上肢の運動で変化し、その位置は頭部重心に近く、また足部と臀部の重心によって位置が調整されていた。

Key words Sel-Spot, measurement of center of gravity, sitting posture, body movement, hand activity

リハビリテーション医学において、患者の姿勢を臥位、坐位、立位へと変化させて、患者の運動能力を高めることは治療の基本となる¹⁾。そして立位、坐位、臥位の姿勢をとる人の運動を検査する方法の一つとして、重心位置の測定は主に立位姿勢で研究されてきた^{2)~7)}。坐位は立位と臥位の間にあつて、上肢を用いた作業を安定して行うのに適した姿勢であるが、坐位重心位置に関する研究は十分に行われていない^{8)~12)}。

従来より重心位置の動揺は、平衡機能障害との関係で^{13)~16)}主に耳鼻科において周波数分析等の方法で解析

され、感覚器官としての内耳機能の病態像が解明されてきた^{13)~17)}。そして内耳機能障害や視覚、固有感覚の影響で生じた身体動揺と身体各部の動きの関係は相関分析等で究明されてきた^{18)~21)}。また模擬的な人体モデルに、身体各部の動作の測定値を当てはめて重心動揺を説明する方法もとられた^{22)~25)}。

一方、リハビリテーション医学に必要な運動器官の機能障害の検査を目的とした重心の測定では、身体各部の運動の結果として、重心がどのように変化するかを明らかにする必要がある。本研究の目的は、身体各

Abbreviations: CGCS, center of gravity of whole body calculated from Sel-Spot data; CGMF, center of gravity of whole body measured by force plates; LED, light-emitting diode; PW, percentage weight of each body part

部の位置の測定値から、身体各部と全身の重心を測定する新しいシステムを開発し、新システムの測定精度と利点ならびに特徴を明らかにすることである。そこで椅坐位の静止時と作業時の姿勢を重心測定のためのモデルに用い、新システムで重心位置を測定した。同時に従来の重心計^{19)~21)}を用いて重心位置を測定し、この2方法による測定結果を比較検討した。

対象および方法

I. 対 象

検査時点で運動障害の認められなかった、健常な18~28歳の男・女学生各25名づつ計50名を対象とした(表1)。

II. 計測システムと測定のための姿勢モデル

1. 計測システムとデータ処理の概要

身体各部の水平面内位置を測定し、この位置測定値から身体各部と全身の重心位置を計測するシステムを、セルスポット SL-2020D (Sel Com 社, Stockholm, Sweden)とマイクロコンピュータ(以下マイコン) FM16 β (富士通, 東京)で構成した。新システムで測定した重心は算出全身重心位置 (center of gravity of whole body calculated from Sel-Spot data, CGCS) とした。重心計で重心位置を計測する従来のシステムは、重心計 ELG-1010G (共和電業, 東京)とマイコンで構成した。重心計を用いて測定した重心は計測全身重心位置 (center of gravity of whole body measured by force plates, CGMF) とした(図1)。

2. 基準水平面内の座標と被験者の椅坐位位置

CGCS と CGMF の測定を行うための水平面は、臀部重心測定板の上面を含む水平面とし、この水平面を基準水平面とした。基準水平面の高さは床上 450mm であり、垂直下方に向け設置したセルスポットカメラの下 2450mm である(図2)。

基準水平面でY軸は、臀部重心測定板と足部重心測定板の横幅の中心を通る線で、被験者の前後方向を示す。X軸は臀部重心測定板の前端線とし、被験者の左右方向を示す(図3)。身体各部の位置と重心位置は、基準水平面内の X・Y 座標位置で表示した。

被験者の臀部を臀部重心測定板の所定位置に合わせた。両大転子をX軸から 150mm 後方の横線に合わせ、臀部をY軸に合わせた。被験者の両踵部を足部重心計の後端線(X軸)から 5cm 前方の横線に合わせた(図3)。この様に短パンとTシャツのみ着用した被験者の椅坐位における位置を、2枚の重心測定板の上に定めた。

3. CGMF と CGCS を測定した作業姿勢と作業

Table 1. Characteristics of subjects

	Height (cm)	SFI (cm)		SSH (cm)		UAL (cm)		LL (cm)		FL (cm)		DBIT (cm)		TPIICG (%)		BW (kg)		PWT (%)		PWH (%)		PWUE (%)		PWLE (%)	
		Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD
Male (n=25)	171.8 \pm 4.9	88.8 \pm 3.0	59.4 \pm 1.9	30.0 \pm 1.6	34.2 \pm 1.9	25.9 \pm 1.1	10.7 \pm 8.4	51.3 \pm 3.2	66.7 \pm 8.8	47.4 \pm 3.5	8.3 \pm 1.3	12.4 \pm 1.3	33.3 \pm 1.9												
Female (n=25)	160.2 \pm 5.5	84.7 \pm 2.5	55.4 \pm 2.8	28.2 \pm 1.2	31.1 \pm 1.8	23.8 \pm 1.0	13.1 \pm 6.8	50.9 \pm 3.4	52.3 \pm 5.1	47.2 \pm 4.3	8.2 \pm 1.4	12.2 \pm 2.4	33.4 \pm 3.2												

SFI, sitting height; SSH, sitting shoulder height; UAL, upper arm length; LL, leg length; FL, foot length; DBIT, distance between both ischial tuberosity; TPIICG, trunk percentage height of center of gravity from ischial tuberosity; BW, body weight; PWT, percentage weight of trunk; PWH, percentage weight of head; PWUE, percentage weight of upper extremities; PWLE, percentage weight of lower extremities.

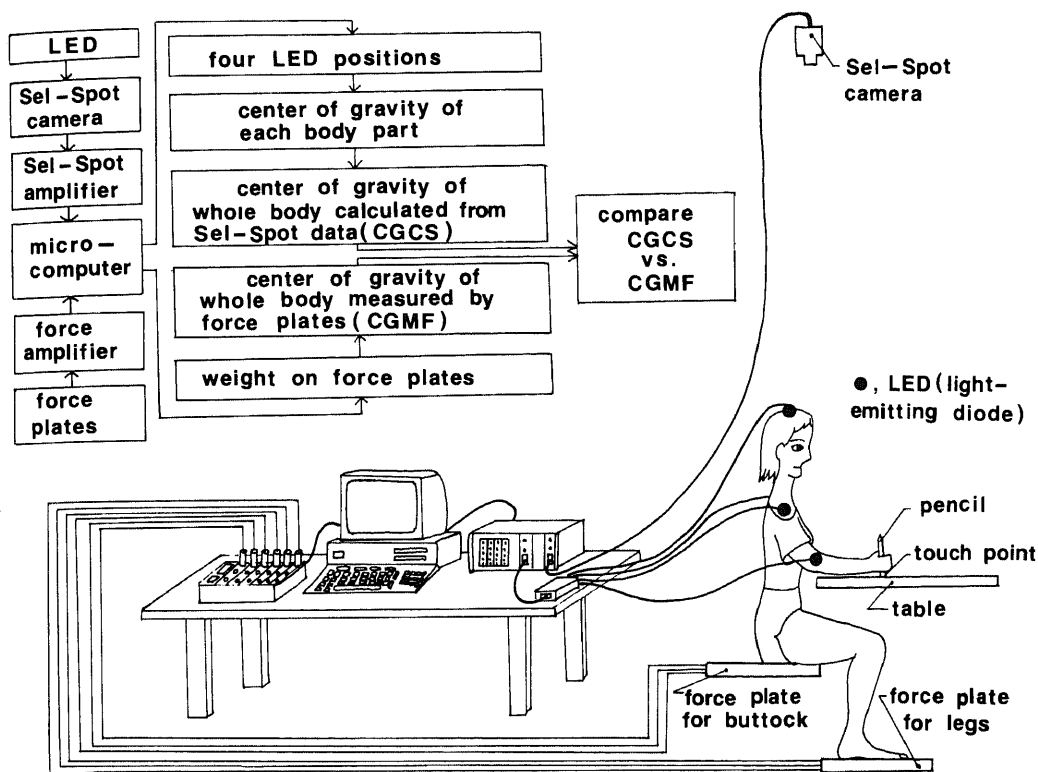


Fig. 1. Measurement and data analysis system.

測定のための姿勢モデルは、上腕は下垂位で両手を各大腿の上に乗せた椅坐位静止時と、椅坐位で机上の定点に一側の upper arm を伸ばした作業時の姿勢とした。机上面の1～6番の作業点は、机上最大作業域内²⁶⁾の前方と左右各々400mmの間隔で左右対称に定めた(図3)。作業点の上に圧力計の加圧部を置き、作業側の手で握った直径6mmのボールペンの底面で0kgの力で触れ10秒間姿勢を保持し、これを1～6番の作業とした。作業は右上肢で静止位の0番と1～6番までの作業を順に行い、次に左上肢にて行った。CGCSとCGMFは10秒間の平均値を計測した。

4. 被験者の身体測定値と坐骨結節部の測定値

実験を行う前に晒した骨の骨盤で坐骨結節の前後長を計測し、仙骨岬角部と坐骨結節中央部の間の水平面内距離および坐骨下枝と水平面の成す角度をFickの方法²⁷⁾をもとに計測²⁸⁾した(表2)。

被験者の身長、体重、坐高、椅坐位で坐面から肩峰までの高さを坐肩高とし、肩峰から頭頂までの高さを頭高とし計測した。また被験者の臀部の粘土面上の痕跡から両坐骨結節間距離を計った。

被験者を腹臥位にし顔面、胸部、両腸骨と腹部、両

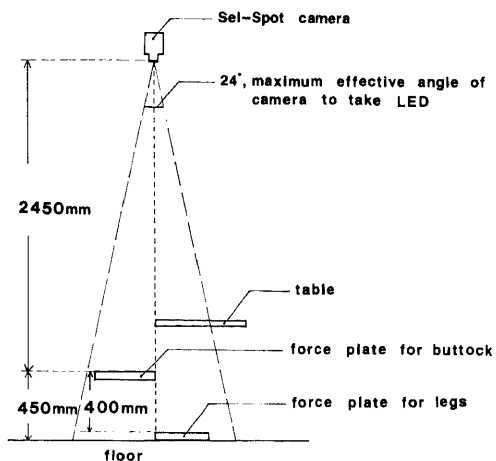


Fig. 2. Side view of the force plates, table and Sel-Spot camera. LED, light-emitting diode.

膝の下に各々体重計を置き、図4の様に測定した身体各部の重量を全体重で除して身体各部の体重量比を測定した。また体幹部の重心位置を坐面からの高さで計測し、坐肩高で除した値を比体幹部重心高とした(図

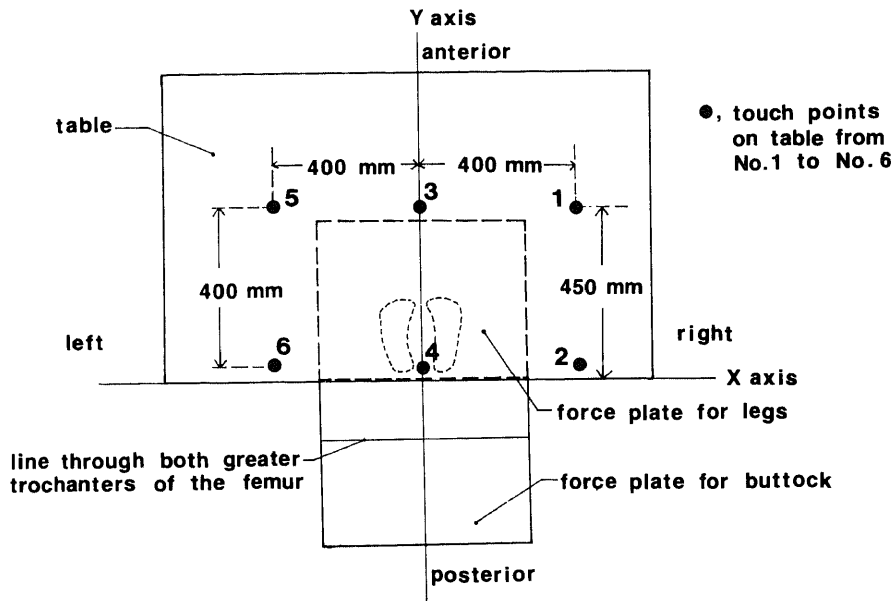


Fig. 3. Upper view. Set position of two force plates and six touch points on table. ●, touch point.

Table 2. Anteroposterior width of ischial tuberosity and horizontal distance from sacral promontory to ischial tuberosity
n=8 (bleached pelvis)

Anteropost. Width Ischial Tub.			H. Dist. Betw. S. Pro. Is. Tub.	Anteropost. Diame. Pelv.	Ang. H. Pla. Inf. Is. Ram.
Ant. P. (cm)	Pos. P. (cm)	Inf. Is. Ram. (cm)	(cm)	(cm)	(degree)
3.8±0.2	3.0±0.5	2.9±0.4	7.2±0.5	10.4±0.4	46.3±4.7

Ant. P., anterior part; Pos. P., posterior part; Inf. Is. Ram. inferior ischial ramus
H. Dis. Betw. S. Pro. Is. Tub., horizontal distance between sacral promontory and ischial tuberosity; Anteropost. Diame. Pelv., anteroposterior diameter of Pelvis;
Ang. H. Pla. Inf. Is. Ram., angle with horizontal plane and inferior ischial ram.

4). これら測定値(表1, 2)は, 被験者毎に数値を予めマイコンに入力しCGCSの計測に用いた.

III. 重心計によるCGMFの測定方法

重心計の2枚の重心測定板は各々3個, 計6個の荷重計を内蔵する. 被験者の体重は6個の荷重計で分散し支持される. 各荷重計に生じた電位を増幅してマイコンに入力しCGMFを測定した. すなわち各荷重センサーの座標位置と, 荷重センサーが支持した荷重の積の総和を, 重心計で測定した被験者の体重で除し²⁹⁾て, CGMFのX座標位置X-CGMFとY座標位置Y-CGMFを測定した(図5).

IV. セルススポットによるCGCSの測定方法

1. セルススポットによる身体位置の計測

セルスポットは電気的光学機械で, 発光ダイオード(light emitting diode, LED)の発する赤外線を専用カメラで500Hzの周期で撮し, LEDの位置に応じた電位信号を出力する. 増幅した電位信号をマイコンで処理し, LEDを取り付けた頭頂, 両肩と, 作業側上肢の肘(作業側肘と略す)の各座標位置を計測した. 尚, 頭頂は帽子の上の十字形の交点に貼り付けたLEDの位置とした.

セルスポットはカメラの前後と左右を各々X軸とY軸に割り当て, 各方向毎に+2.5~-2.5Vの電位を出力する. カメラから2450mm下方の基準水平面内で, 509mmの長さは2.5Vの電位になる. 基準水平面内での距離と電位の間の変換係数を ρ とすれば,

$$\rho = 509/2450/2.5 = 0.0831 \dots \dots \dots (1) \text{式}$$

したがってカメラからの距離Lにあるの LED の電位出力がX方向に VX, Y 方向に VY であれば, この LED の XY 座標位置 (X, Y) は(2), (3)式で計算できる.

$$X = \rho \times VX \times L \dots \dots \dots (2) \text{式}$$

$$Y = \rho \times VY \times L \dots \dots \dots (3) \text{式}$$

各作業に伴い LED を貼付した頭頂, 両肩峰と作業側肘の4点とカメラ間の距離は変化する. カメラとLED間の距離を変化させる要因には, 股関節を軸とした屈曲運動, 脊椎の各椎骨間で生じる回旋運動と円背化運動がある. 脊柱を丸め体幹の高さを減らす運動を脊椎の円背化とした. 屈曲は両肩の midpoint の前後移動から測定し, 回旋は左右の肩位置の前後差と左右差から測定した. また円背化は両肩の LED 間距離の増減から測定した. 坐面上で上体の重量支持部分となる坐骨結節部の位置は両坐骨結節の midpoint で示した. この midpoint の前後位置は -150mm を基準に体幹の屈曲と前後の円背化から計測し, 左右位置は 0mm を基準に体幹の回旋と左右の円背化から計測した. カメラと LED 間の距離は, 頭部では頸の屈曲と体幹の屈曲と円背化で増加する. 肘部では肩の屈曲で減少し, 体幹の屈曲

と円背化で増加する. そこで円背化と頸, 肩, 体幹の屈曲角度を計算し, LED とカメラ間距離を計算した. そして(2)式と(3)式で頭頂, 両肩, 作業側肘の4点のX座標位置とY座標位置を計測した.

2. 身体各部の重心位置の計測

セルスポットで計測した頭頂, 両肩, 作業側肘の位置をもとに, マイコンで計算を進め以下の身体各部の重心位置を計測した.

1) 頭部重心位置

頭頂部と両肩 midpoint の中間点³⁰⁾で頭部重心位置を計測した.

2) 非作業側の upper limb 重心位置

同側の肩位置で非作業側の upper limb 重心位置を計測した.

3) 作業側の upper limb 重心位置

作業点位置と肘位置の中間点³⁰⁾で前腕と手全体の重心位置を計測した. 次に肩と肘の間の距離を, 肩を基点にして4/9に分ける点で^{30)~32)}上腕部重心位置を計測した. 前腕と手の重心位置と上腕部重心位置を結ぶ線を各々の重量の逆比率3.6対3.1で分ける点³⁰⁾で作業側腕重心を計測した. 但し0番作業では非作業側と同様に作業側肩位置を, 作業側 upper limb 重心位置として計測し

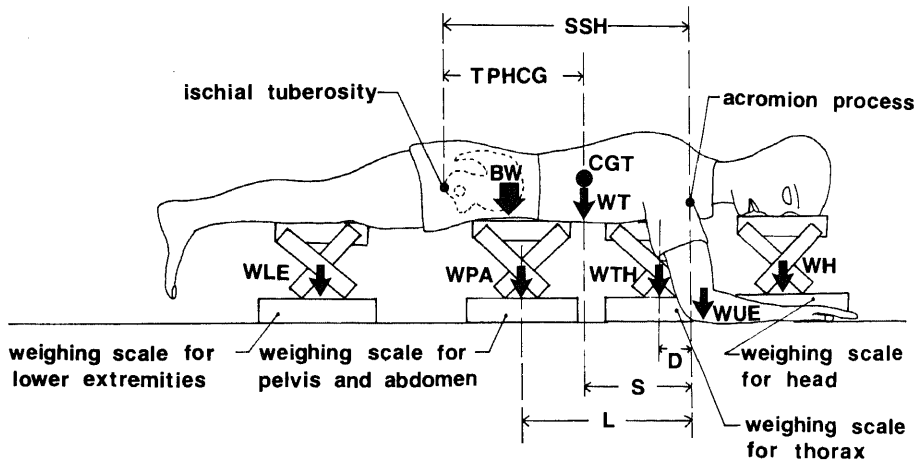


Fig. 4. Measurement method of weight of body parts and trunk percentage height of the center of gravity. SSH, sitting shoulder height; TPHCG, trunk percentage height of center of gravity; CGT, center of gravity of trunk; BW, body weight; WT, weight of trunk; WH, weight of head; WUE, weight of upper extremities; WTH, weight of thorax; WPA, weight of pelvis and abdomen; WLE, weight of lower extremities; D, distance between acromion and subset point of weight of abdomen; L, length from acromion to center of gravity of trunk; S, space between acromion and subset point of weight of abdomen.

$$WUE = BW - (WH + WTH + WPA + WLE), \quad WT = WTH + WPA, \\ S = (D \times WTH + L \times WPA) / WT, \quad TPHCG = 100 \times (SSH - S) \div SSH.$$

た。

4) 体幹部重心位置

両坐骨結節部の midpoint の後方 70mm にある仙骨と両肩の midpoint の間を、比体幹部重心高で分ける点で体幹の重心位置を計測した。

5) 両足部重心位置

両足部重心計で支持した分の下肢重量の重心位置を、足部重心位置として、足部重心計で計測した。

6) 臀部重心位置

あらかじめ測定した全下肢重量比 (男性 33 ± 2, 女性 33 ± 3%) から、足部重心計で計測した足部重量比 (男性 22 ± 5, 女性 23 ± 6%) を差し引いた残り (男性 11 ± 5, 女性 10 ± 6%) を臀部重量比とし、この重量の重心を臀部重心位置とし両坐骨結節の midpoint 位置で計測した。

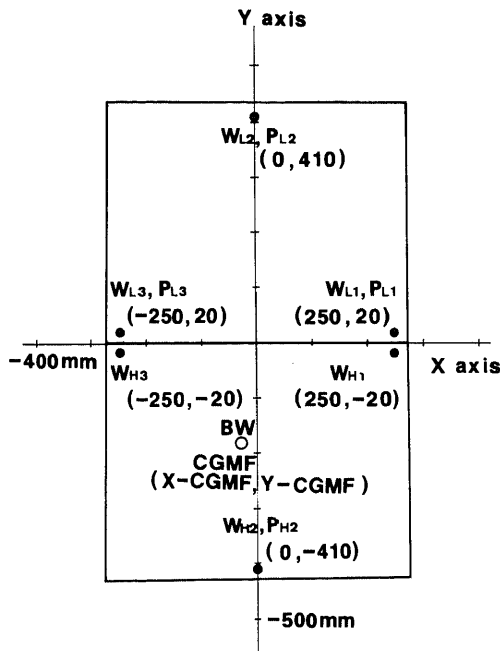


Fig. 5. Load cell position and center of gravity measured by force plates. $P_{L1} \sim P_{L3}$ and $P_{H1} \sim P_{H3}$, load cell position; $W_{L1} \sim W_{L3}$ and $W_{H1} \sim W_{H3}$, weight on load cell; BW, body weight; CGMF, center of gravity of whole body measured by force plates; X-CGMF, x-position of center of gravity of whole body measured by force plates; Y-CGMF, y-position of center of gravity of whole body measured by force plates.

$$BW = W_{L1} + W_{L2} + W_{L3} + W_{H1} + W_{H2} + W_{H3}$$

$$X-CGMF = 250 \times (W_{L1} + W_{H1} + W_{L3} + W_{H3}) \div BW$$

$$Y-CGMF = (20 \times (W_{L1} + W_{L3} - W_{H1} - W_{H3}) + 410 \times (W_{L1} + W_{L3})) \div BW$$

3. CGCS の計算方法

セルスポットで計測した 4 点の位置をもとにして計測した身体各部の重心位置から、マイコンで計算を行い CGCS 計測した。

CGCS の X 座標位置 X-CGCS と Y 座標位置 Y-CGCS は、身体各部の重心の座標位置と体重量比の

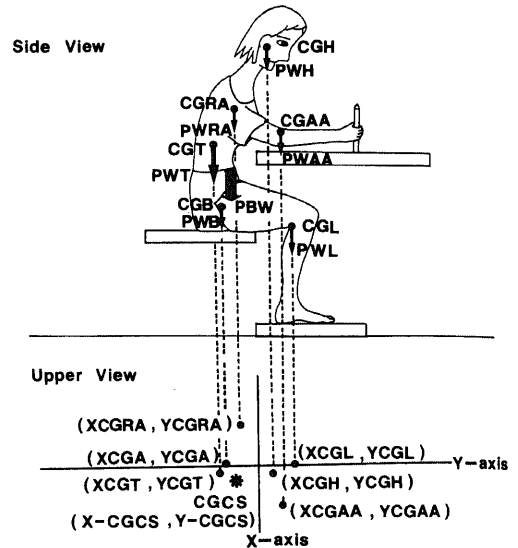


Fig. 6. Center of gravity and weight of body parts and CGCS.

CGCS, center of gravity of whole body calculated from Sel-Spot data; *, CGCS; X-CGCS, position on x-axis of CGCS; Y-CGCS, position on y-axis of CGCS; ●, center of gravity and weight of body part; ↓, center of gravity of head; PWH, percentage weight of head; CGAA, center of gravity of acting arm; PWAA, percentage weight of acting arm; CGRA, center of gravity of resting arm; PWRA, percentage weight of resting arm; CGT, center of gravity of trunk; PWT, percentage weight of trunk; CGB, center of gravity of buttock; PBW, percentage weight of buttock; CGL, center of gravity of legs; PWL, percentage weight of the legs.

$$PBW = 100(\%) = PWH + PWAA + PWRA + PWT + PBW + PWL$$

$$X-CGCS = (XCGH \times PWH + XCGAA \times PWAA + XCGRA \times PWRA + XCGT \times PWT + XCGB \times PBW + XCGL \times PWL) \div PBW$$

$$Y-CGCS = (YCGH \times PWH + YCGAA \times PWAA + YCGRA \times PWRA + YCGT \times PWT + YCGB \times PBW + YCGL \times PWL) \div PBW$$

積の総和を、全体重量比 (100%) で除す計算式によって測定した (図 6)。

V. 統計学的検定法

CGCS と CGMF の平均値を計算し、CGCS の CGMF に対する測定精度は両者の差を対応のある t 検定法で、また両者の相関関係はピアソンの積率相関係数を求めて t 検定で、それぞれ検定し $p < 0.05$ を有意とした。

成 績

CGCS 測定のためにセルスポットで計測した 4 測定点の位置と、身体各部の重心位置をまず示す。次に身体各部重心位置から測定した CGCS を示し、CGCS の CGMF に対する測定精度を検定する。そして身体各部重心が相互に釣り合う点として表した CGCS を示す。

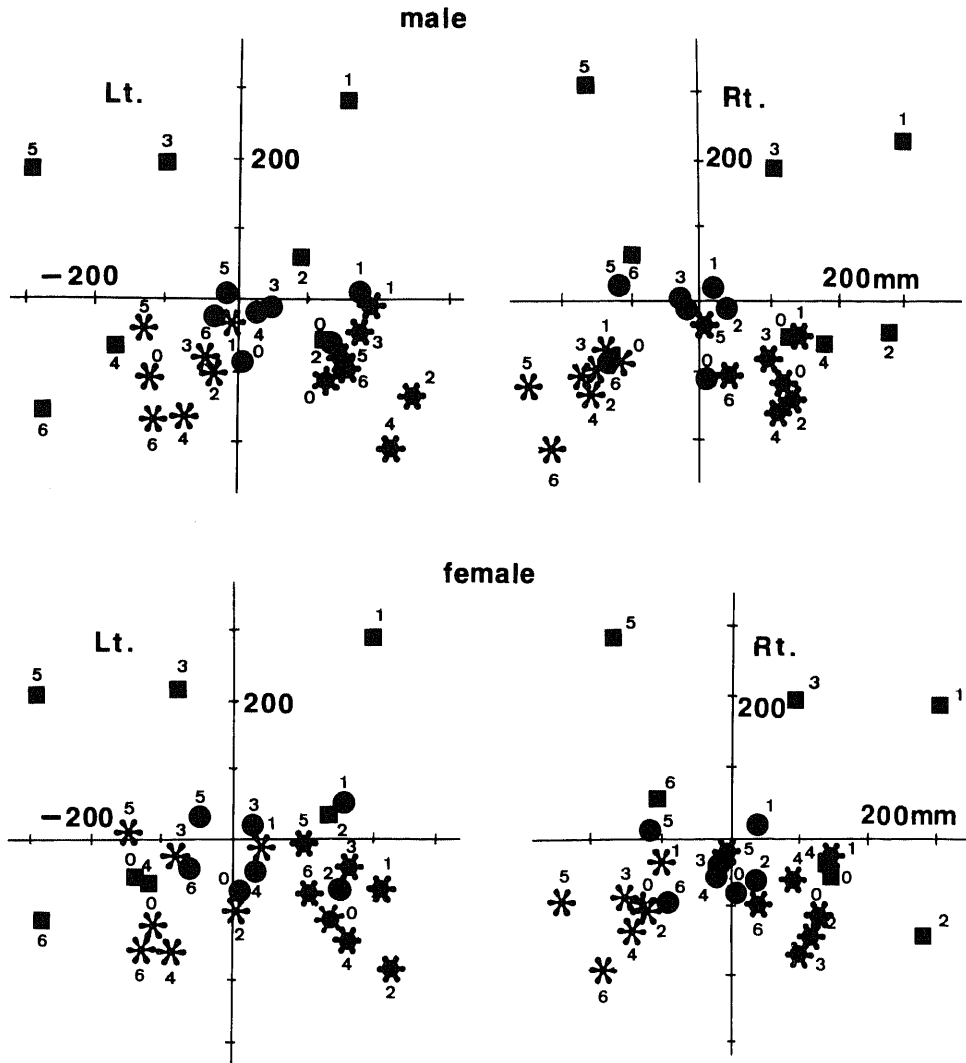


Fig. 7. The mean position of each body part measured by Sel-Spot. (1) The data of twenty five males was divided in right acting arm and left acting arm. (2) The data of twenty five females was divided in right acting arm and left acting arm. Number from 0 to 6 are activity numbers. ●, head; ■, acting arm side elbow; ⋆, right shoulder; *, left shoulder.

I. 身体各部の位置と重心

1. 頭頂, 両肩, 作業側肘の位置

男女別に0~6番の各作業点毎の頭頂, 両肩と作業側肘の4測定点の平均位置を図7に示した。0番作業時は頭頂は正中位で後方に位置し, 両肩は左右対称位を取り, 肘は同側肩の近傍に位置した。

1~6番の作業で頭頂, 両肩と肘は0番の位置から移動した。1~6番の頭頂の位置はいずれも座標の中心部分に2行3列の位置パターンを示した。右肩は座標の右後方, 左肩は座標の左後方, 作業側肘は外周部に各々変形した2行3列の位置パターンを示した。すなわち1, 3, 5は前行に2, 4, 6は後行に, また

1, 2は右列に3, 4は中央列に5, 6は左列に位置した。一方の肩が前方に位置すると他方は後方に位置する関係が両肩に見られた。

2. 身体各部の重心位置

男女別に0~6番の身体各部重心の平均位置を図8に示した。

0番作業で頭部, 臀部, 体幹部の重心は正中位後方に位置し, 足部は正中位前方, 両上肢は後外側に位置した。

1~6番の各作業で, 頭部重心は座標のほぼ中央部に位置した。作業側上肢の重心は前外方・外周部に位置した。非作業側上肢の重心は非作業側肩位置と一致

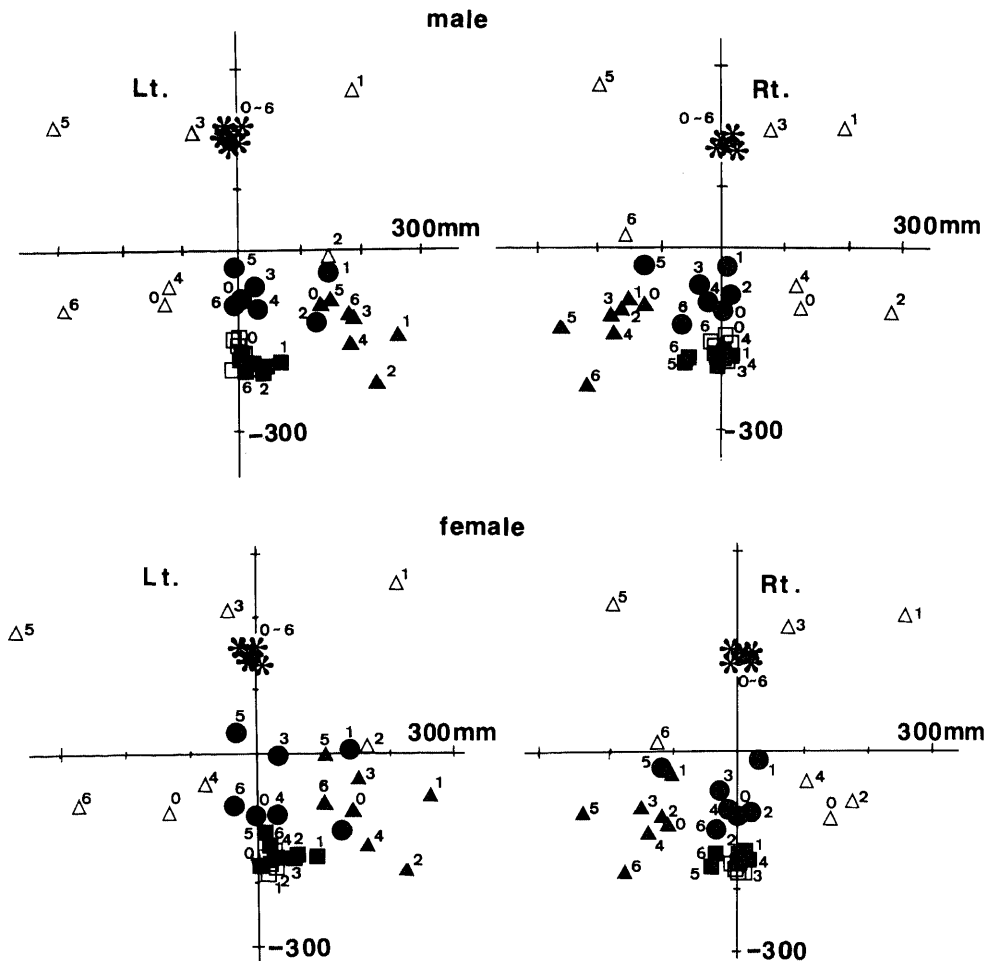


Fig. 8. The mean position of center of gravity of each body part. (1) The data of twenty five males was divided in right acting arm and left acting arm. (2) The data of twenty five females was divided in right acting arm and left acting arm. Number from 0 to 6 are activity numbers. ●, head; △, acting arm; ▲, resting arm; ■, trunk; □, buttock; *, legs.

し、頭部と左右の上肢の重心位置は変形した2行3列のパターンとなった。体幹部重心は臀部重心とともに後方に位置した。足部重心は前方にあり、男性±25mm、女性±15mm 以内の範囲に位置した。

II. CGCS の測定値と測定精度

CGCS と CGMF を X と Y の座標位置に分け、平均値と相関係数を計算し男女の結果を表3、4にまとめて図9に示した。

1. 男性の結果

X座標位置で3.1~6.6mmの差は有意差となり、これは右の1番、3番、4番と6番そして左の2番であった。その他の作業点での差は0.0~3.2mmであった。CGMF と CGCS の相関係数は0.598~0.974と有意に高い相関を示した。

Y座標位置で3.6~3.8mmの差は有意差となり、これは右1番と5番、左4番と5番であった。他の作業

Table 3. Center of gravity of whole body calculated from Sel-Spot data vs. center of gravity of whole body measured by force plates

Touch Point Number	Active Arm Side	Position at X-axis (Right and Left)				Position at Y-axis (Anterior and Posterior)			
		CGCS	CGMF	CGCS-CGMF	r	CGCS	CGMF	CGCS-CGMF	r
		Mean±SD (mm)	Mean±SD (mm)	Mean±SD (mm)		Mean±SD (mm)	Mean±SD (mm)	Mean±SD (mm)	
0	Rt.	2.1±3.1	1.4±3.9	0.7±2.8	0.690**	-82.3±27.9	-80.3±24.5	-2.0±7.4	0.969**
0	Lt.	1.7±3.0	1.7±4.3	0.0±3.4	0.622**	-83.7±26.6	-81.9±25.2	-1.8±4.9	0.983**
1	Rt.	14.8±9.7	11.7±7.8	3.1±4.8#	0.875**	-45.2±20.0	-48.9±18.8	3.7±4.9##	0.969**
1	Lt.	47.0±17.9	46.3±16.5	0.7±6.1	0.940**	-34.9±21.3	-34.5±17.6	-0.3±6.1	0.972**
2	Rt.	6.9±9.2	5.9±7.5	1.0±5.4	0.810**	-77.7±25.2	-79.8±23.8	2.1±5.9	0.973**
2	Lt.	22.5±14.6	27.4±12.2	-4.8±6.1##	0.912**	-82.5±26.6	-82.1±23.7	-0.4±6.0	0.978**
3	Rt.	-2.8±7.6	-9.4±5.5	6.6±5.3##	0.714**	-57.9±21.8	-58.5±20.1	1.2±5.8	0.964**
3	Lt.	10.0±10.1	9.4±7.6	0.6±5.5	0.839**	-60.7±24.1	-59.3±21.7	-1.7±7.2	0.956**
4	Rt.	3.6±8.0	-1.6±8.1	-5.2±4.7##	0.831**	-84.8±26.7	-85.0±24.4	0.3±7.1	0.965**
4	Lt.	2.9±6.0	4.8±5.3	-1.9±5.1	0.598**	-91.8±25.4	-88.2±24.1	-3.6±5.8##	0.974**
5	Rt.	-42.5±21.6	-43.6±18.8	1.1±5.4	0.974**	-26.6±19.8	-30.2±17.3	3.6±5.5##	0.965**
5	Lt.	-7.8±9.2	-11.0±8.9	3.2±6.1	0.771**	-44.2±18.4	-47.6±17.6	3.8±4.6##	0.968**
6	Rt.	-16.9±15.0	-22.1±11.3	5.2±6.4##	0.917**	-80.7±25.0	-80.8±24.1	0.2±5.4	0.976**
6	Lt.	-1.8±11.9	-4.2±10.6	2.4±6.7	0.830**	-82.2±25.3	-81.3±23.1	0.9±5.9	0.974**

At X-axis (-) means on left side and no mark means on right side. At Y-axis (-) means on posterior area. CGCS, center of gravity of whole body calculated from Sel-Spot data; CGMF, center of gravity of whole body measured by force plates. #, P<0.05; ##, P<0.01 (paired t-test); **, P<0.01 (t-test)

Table 4. Center of gravity of whole body calculated from Sel-Spot data vs. center of gravity of whole body measured by force plates

Touch Point Number	Activity Arm Side	Position at X-axis (Right and Left)				Position at Y-axis (Anterior and Posterior)			
		CGCS	CGMF	CGCS-CGMF	r	CGCS	CGMF	CGCS-CGMF	r
		Mean±SD (mm)	Mean±SD (mm)	Mean±SD (mm)		Mean±SD (mm)	Mean±SD (mm)	Mean±SD (mm)	
0	Rt.	1.9±2.9	0.9±4.4	1.1±3.1	0.795**	-85.9±22.8	-82.8±21.4	-3.2±4.5#	0.981**
0	Lt.	1.6±2.8	1.8±5.1	-0.1±2.9	0.910**	-87.3±22.8	-83.2±22.8	-4.0±6.1##	0.964**
1	Rt.	18.1±11.1	16.0±10.9	2.1±6.7	0.815**	-32.9±14.9	-40.1±15.5	7.6±4.6##	0.955**
1	Lt.	51.9±15.7	47.0±14.6	5.0±6.6##	0.909**	-28.3±14.9	-28.3±15.1	0.0±6.8	0.896**
2	Rt.	6.0±10.1	5.8±8.3	0.2±8.2	0.677**	-81.7±22.5	-80.2±20.9	-1.6±6.8	0.954**
2	Lt.	27.6±13.8	29.6±12.3	-2.0±8.1	0.812**	-83.9±25.2	-79.8±22.2	-4.1±9.9	0.921**
3	Rt.	-3.4±8.1	-9.6±7.1	6.2±4.7##	0.818**	-49.6±18.4	-51.9±17.4	-2.3±6.3	0.941**
3	Lt.	10.5±7.6	10.2±7.7	0.3±5.7	0.727**	-49.1±20.7	-49.7±17.5	0.5±7.1	0.944**
4	Rt.	1.0±6.6	-4.3±6.4	5.4±5.4##	0.664**	-88.7±23.4	-82.8±21.4	-6.0±7.8#	0.944**
4	Lt.	4.0±3.5	4.6±6.3	-0.6±4.4	0.749**	-95.9±23.4	-92.6±27.5	-3.3±18.9	0.736**
5	Rt.	-47.9±13.0	-47.8±13.5	-0.1±5.5	0.915**	-26.0±21.1	-26.2±17.7	0.2±10.0	0.879**
5	Lt.	-13.3±13.0	-16.7±10.7	3.4±9.3	0.709**	-26.8±17.2	-37.1±16.1	10.3±7.6#	0.897**
6	Rt.	-14.5±16.7	-20.0±20.1	-5.5±9.7	0.898**	-76.3±25.2	-72.5±22.9	-3.8±8.7	0.940**
6	Lt.	0.6±12.0	-3.7±12.9	-4.2±7.6	0.818**	-80.8±22.3	-80.2±21.4	0.5±7.4	0.944**

At X-axis (-) means on left side and no mark mean on right side. At Y-axis (-) means on posterior area. CGCS, center of gravity of whole body calculated from Sel-Spot data; CGMF, center of gravity of whole body measured by force plates. #, P<0.01; ##, P<0.05 (paired t-test); **, P<0.01 (t-test)

点は0.2~2.1mmの差であった。相関係数は0.956~0.983と有意に高かった。

2. 女性の結果

X座標位置で5.0~6.2mmは有意差となり、これは右3番と左1番、4番であった。他は0.1~5.5mmで有意差がなかった。相関係数は0.664~0.915と有意に高かった。

Y座標位置では0番の左右、右1番、4番と左5番は差が3.2~10.3mmで有意差を示し、その他の作業点で4.1mm以下の差は有意差とならなかった。相関

係数は0.736~0.981と有意に高かった。

III. 身体各部重心が相互に釣り合う点としてのCGCS

図10に0~6番の各作業毎に、CGCSを中心にして身体各部の重心が相互に釣り合う状態を示した。身体各部の重心位置からCGCSの位置を引き算してえた正・負の符号の付いた距離の値と、身体各部の体重量比 (percentage weight of each body part, PW) の積を計算し平均値を座標上に示した。この値は身体各部の重心が、CGCSを身体各部の重心の方向に動かす力

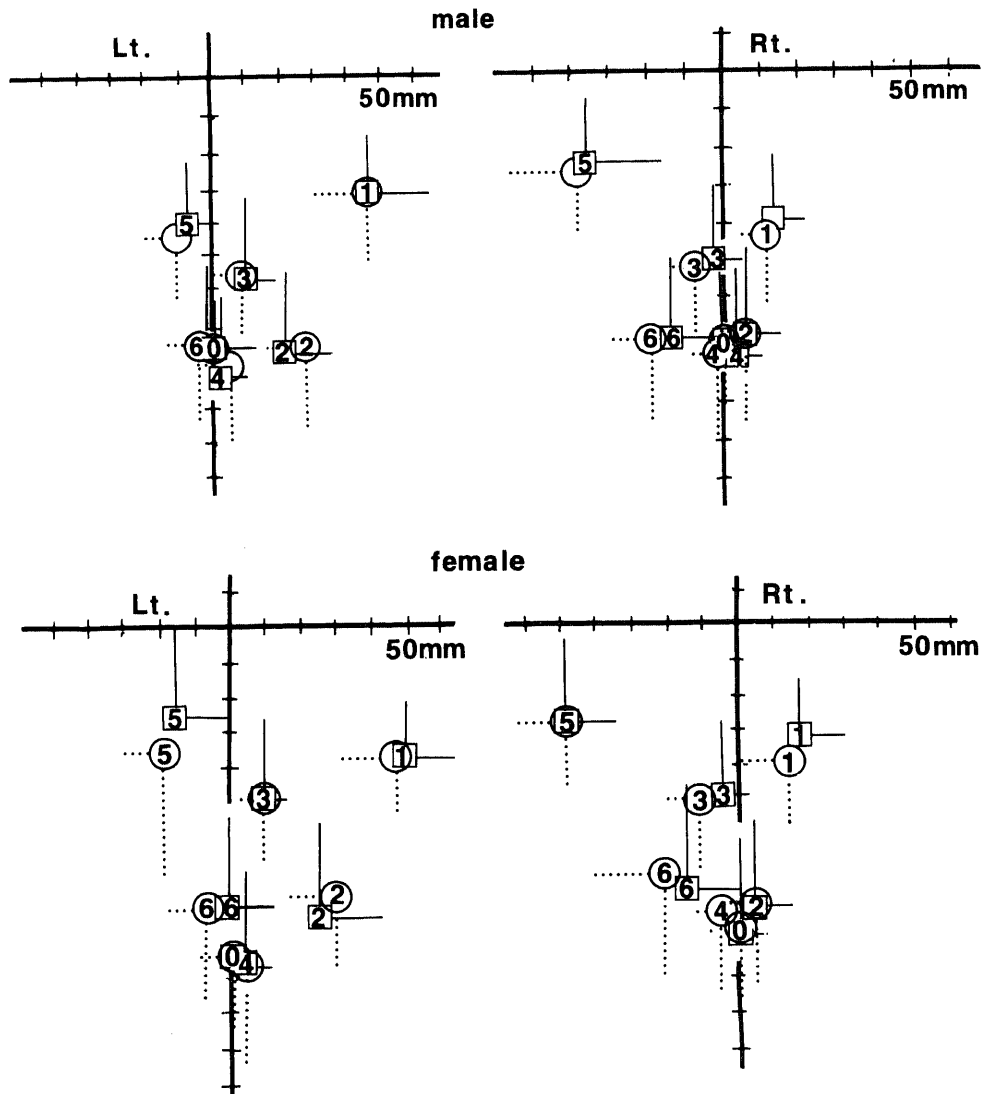


Fig. 9. The position of CGCS and CGMF from number 0 to 6. (1) The data of twenty five males was divided in right acting arm and left acting arm. (2) The data of twenty five females was divided in right acting arm and left acting arm. \square -, mean and SD of CGCS; \circ -, mean and SD of CGMF.

を表すベクトル量である。CGCS の各部分が身体各部の重心であり、各作業毎のベクトルの和は両軸方向とも0で、原点0はCGCSを示す。

椅坐位静止時を測定モデル姿勢とした場合は、足部と体幹部のベクトルは前後±65mm×PW、両上肢のベクトルは左右±16mm×PWの間に分布した。

椅坐位作業時を測定モデル姿勢とした場合に、ベクトルが大きく変化したのは作業側上肢であり、頭部は原点のCGCSに近く、非作業側上肢のベクトルは変化が少なかった。また各作業毎にCGCSの位置が移動するため(図9)、外見的動きが少ない臀部と足部(図8)でベクトルがCGCSの反対方向へ相対的に変化した。

考 察

本研究ではセルスポットで測定した4点の位置から

身体各部の重心を計算し、さらに重心位置CGCSを測定するシステムを開発した。椅坐位の静止時と作業時の姿勢を計測のモデルに用いてCGCSを測定し、従来の重心計で測定した重心CGMEとの比較によって、新システムの測定精度を確認した。これによりCGCSとCGMFの測定方法の違いを検討しCGCSの利点を明らかにした。また従来のCGMFにないCGCSの特徴である身体各部の重心が相互に釣り合う状態を、各モデル姿勢で測定し分析した。

1. CGCSの測定精度

CGCSの座標位置は、身体各部重心の座標位置と身体各部の体重量比の積の総和を、全体重量比100で割る計算で測定した(図6)。一方、CGMFの座標位置は、各荷重計の座標位置と各荷重計に加わった重量の積の総和を、重心計で測定した体重で除して計算した(図5)。そこでCGCSにおける身体各部の座標位置と

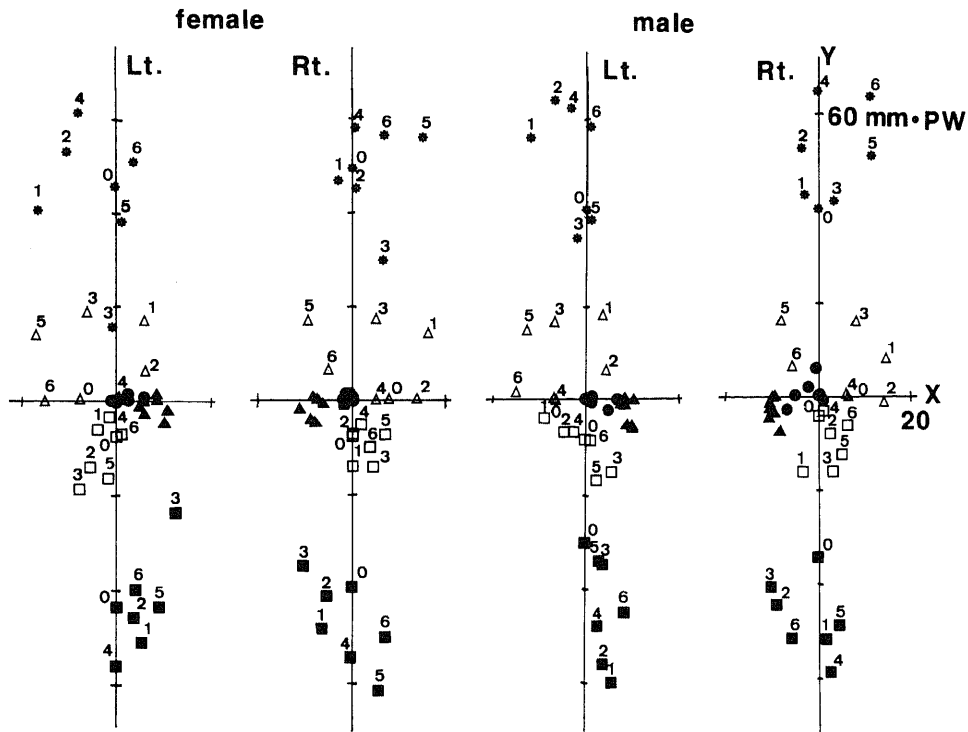


Fig. 10. Internal balance of center of gravity of each body part. The data of twenty five males was divided in right acting arm and left acting arm and also the data of twenty five females was divided in right acting arm and left acting arm. Number from 0 to 6 are activity numbers. The origin of the coordinates was CGCS. The value was calculated as follows, $\{(the\ position\ of\ the\ center\ of\ gravity\ of\ each\ body\ part) - (the\ position\ of\ CGCS)\} \times (the\ percentage\ weight\ of\ each\ body\ part)$. ●, head; △, acting arm; ▲, resting arm; ■, trunk; □, buttock; *, legs; PW, percentage weight of each body part.

CGMF における各荷重計の座標位置, および CGCS における全体重量比と CGMF における被験者の体重を相互に置き換えると, CGCS と CGMF は同じ計算式を用いたことになる. したがって CGCS と CGMF は測定方法は異なるが, 物理学的な計算原理は等しく相互の比較が可能である.

今回用いた椅坐位姿勢における測定では, CGCS と CGMF の X 座標位置の差は男性で全て 6.6mm 以下で, 差が 3.1mm 以上の 5 点で有意差を示した (表 3) が, 5 番左の 3.2mm は有意差とならなかった. 女性の差は全て 6.2mm 以下で, 5.2mm 以上の 3 点で有意差を示したが, 5 番左は -5.5mm が有意差とならなかった (表 4). すなわち X 座標では 4 ± 1 mm に統計学的な有意差の臨界値があると考えられた.

Y 座標位置では CGCS と CGMF の差が, 男性は 3.8mm 以下でありこの内 3.6mm 以上は有意差となった (表 3). 女性の差は 10.3mm 以下で 3.2mm 以上で有意差を示す場合が認められたが, -4.1mm で有意差とならない場合もあった (表 4). すなわち Y 座標での統計学的な有意差の臨界値は 4 ± 1 mm と考えられた.

今回の実験に使用した重心測定板の機械的測定誤差は, 最大で前後・左右が各 3.0mm 以内であった. 一方セルスポットの機械的測定誤差は 5.1mm であった. すなわち今回測定した CGCS と CGMF の差の内, 5.1mm は機械的誤差で生じたことが否定できない. そこで CGCS と CGMF の 5.2mm 以上の差から, 機械的誤差 5.1mm を除いた残りが CGCS の計算精度を表す誤差である. 計算誤差が 5.2mm 以上となったのは女性 5 番左の Y 座標値のみ (表 4) で, 男女・左右の計 24 作業点のうち 23 点は差が 2.5mm 以下であった. したがって両座標軸における CGCS の計算誤差は, この実験における統計学的な有意差の臨界値以下となり, CGCS の測定は統計学的にも妥当と考えられた. すなわち新システムの測定誤差は, 従来の重心計を用いた方法と同等であり, 測定精度が安定し信頼できる測定結果をえた.

II. CGCS の利点

人体の重心位置を初めて詳細かつ系統的に計測したのは Braune と Fisher³⁰であり, 凍結遺体を吊り下げた紐が通る垂線の交点で重心位置を測定した. さらに, 身体を各部に切断し, 各々の重量と重心位置を測定し, 身体各部の重心から計算して合成した全体の重心が, 元の遺体の重心位置と一致する事を確認した. 生体の重心は, 初め臥位の人を乗せた平板の下に楔を置いて作った天秤で計られ, 続いて楔の下に重量計を

置き, この 2~4 個の楔の位置と重量計で測った重量から計算を行い重心位置が測定された²⁹⁻³⁰. 現在は平板と楔と重量計が発展した重心計を用いて, 人が乗る時に重心計に加わる力の中心点を重心と考えて測定している²⁹⁻¹⁰¹⁴⁻¹⁹. 一方, 近年シミュレーションの技術は発展が目覚ましく³⁰, 医学分野での利用可能性が高まっている³⁰. 人体をモデル化したシミュレーション・モデルに置き換え, モデルを数値的に動かすシステムがある³⁰が, 全身の重心位置を解析した報告はない. また身体各部の空間内における位置の測定システムは各種あるが³⁴⁻³⁷, 身体各部の空間内の位置から重心位置を測定した報告は, 松井²⁹の単純な形態の人体模型と, 被験者の写真による測定を組み合わせた方法以外になく, これはデータの処理に手作業を要し大量のデータを扱うことが困難であった.

本研究では身体の模型は使用せず, 実際の各被験者の各作業点毎に身体的位置をセルスポットで測定し, この測定値から計算を進め最終的に CGCS を測定した. データは短時間でマイコンで計算し処理できるため臨床での使用が可能と考えられる.

上述したように CGCS は, 身体各部の重量比と重心位置の積の総和を全体重量比で除す計算で測定した. すなわち Braune と Fisher³⁰が凍結遺体で実証したように, CGCS は身体各部分から成り立つ全身の正しい重心位置と言える. 一方 CGMF は人が乗ることで重心測定板に加わった力の中心点を表し, 人が全体重を重心測定板に乗せている場合にのみ, 重心位置として測定できる. しかし身体が上下運動を行う等で重心測定板に加わる力が変動する時³⁴, 測定した点は人の運動で発生した力の下方への分力の中心を表し, 身体の重心とはならない. 今回測定した CGCS は CGMF との誤差が最大 10.3mm 以内 (表 3, 4) で, すでに検討したように CGCS の計算誤差は 5.2mm 以内であった. 誤差が少なかったのは, 椅坐位静止時あるいは作業時の姿勢を 10 秒間保持した状態で測定したからである. もし運動状態あるいは手で物を押す等で力が変動する状態で測定を行えば, CGMF が身体の重心位置と必ずしも一致せず, CGCS に対する CGMF の測定誤差が大きくなると考えられる.

CGMF は重心測定板の上以外では測定できないが, CGCS は床上の広い範囲での測定が可能になる利点があり, 人の重心計測システムとして今後の応用・利用範囲が広がる.

CGMF と身体各部の運動の関係は, 相関分析等で定性的に知る事ができ¹⁷⁻²¹, 回帰式で身体部位の運動から CGMF を類推する可能性がある. しかし

CGMF と身体各部の位置との相関は、その時々条件下での状態を示すもので定量的な利用は困難と考えられる。一方身体各部の重心から計算した CGCS は、全身の重心と部分の重心、全身の姿勢と部分の肢位等、全身と部分を同じ次元で定量的に比較し検討できる利点がある。

III. CGCS の特徴

身体各部重心位置から CGCS の位置を差し引いた値と身体各部の重量比の積は、身体各部重心が CGCS を動かす力のベクトル量を表す。0～6番の各モデル姿勢において、身体各部が CGCS を動かそうとする力のベクトルの和は常に0となり、中心は CGCS である(図10)。すなわち1～6番の各作業に際し身体各部が動き(図7, 8)、CGCS の位置が移動した(図9)が、新たに全身の平衡が作られ CGCS は中心を保った(図10)と理解できる。

椅坐位静止時の姿勢モデルにおける、頭部のベクトルは0の場合が多く CGCS の位置に近い。前方にある足部のベクトルは、後方にある体幹部と臀部のベクトルの和と釣り合い、左右は両上肢が釣り合っていた(図10)。ベクトルは前後に長く左右で短く、椅坐位静止時において CGCS の位置を調整する幅は前後より左右で少ないと考えられた。月村の報告⁹では正坐位重心の移動可能範囲は前後方向が左右方向の2倍であった。今回は前後のベクトルは左右のベクトルの4倍で、前後と左右の比率が月村の値⁹と異なったのは椅坐位と正坐位の差および、重心移動範囲とベクトルの違いによると考えられるが、前後の調整範囲が広い事で結果は一致していた。

1～6番の椅坐位作業時のモデルで、ベクトルの変化が最も大きかった作業側上肢の動きで CGCS は位置が変化し、この変化に応じて他の身体部位の重心が移動した(図10)と考えられる。頭部重心位置は CGCS に近く CGCS の位置を誘導したと考えられる。一側の肩の動きで生じた体幹の回転は他側の肩を引き戻すため、非作業側上肢のベクトルは変化が少なく、左右の釣合の過度な変化が抑えられた。足部と臀部のベクトルの方向は同じで外見的動きが少ない足部と臀部(図8)では、CGCS の動き(図9)に伴い、ベクトルが CGCS の移動の反対方向へ変化し(図10)、CGCS の移動を抑える効果を発揮した。体幹部のベクトルは足部と臀部のほぼ反対方向を示した(図10)。すなわち椅坐位作業時の重心位置は、頭部重心位置とほぼ一致し、作業側上肢の運動で変化し、外見的動きが少ない足部と臀部の重心によって調整されていた³⁰と考えられる。このようにモデルの姿勢を作る身体各部

の位置の移動に際して、全身が新たな平衡をどのように保持するかが CGCS の測定によって判る。

以上のように CGCS 固有の特徴として、身体の一部の運動で生じた全身の姿勢の変化を定量的に測定し分析できる。例えば脳卒中後の片麻痺患者で患側の上肢の異常な運動が全身運動の中にどのように吸収され、また他の部位における異常運動を誘発するか等の、運動における病態像を解明する基礎的な方法として CGCS の測定は有用と考えられる。脳卒中後の片麻痺患者では椅坐位における重心移動の範囲がせばまり¹⁰これは麻痺側での体重支持が不十分で重心が健側に偏り、麻痺側のみならず健側のベクトルも小さくなり、重心移動を調整する範囲が両側で減少するためと考えられる。重心の移動範囲の減少は脳性麻痺においても報告³⁰されており、平衡機能の未発達あるいは異常、そして四肢の緊張や不随意運動によるためとされている^{30,31}。このような身体各部位の重心の適切な釣合を十分に調整できず、平衡を保ちながら全身の重心を移動させ目的に適した運動を自由に行うことが制限された状態は、今後 CGCS を測定することで分析が可能になると考えられる。臨床での CGCS の測定は、異常運動によって阻害された運動機能の解析と運動機能の病態検査や治療効果の判定に有効であり、運動と姿勢の病態を研究する³⁰リハビリテーション医学あるいは整形外科等の分野で今後利用できると考えられる。

結 論

セルスポットで計測した身体各部の位置から、全身の重心位置を測定する新しいシステムを開発し、従来の重心計による測定方法と比較した。椅坐位静止時と、椅坐位作業時の姿勢を計測のためのモデルとし、健常な男女各25名を対象に重心位置を計測し、新システムの測定精度と利点を明らかにし、特徴を示した。

1. 新システムで測定した重心位置は、男女差や各モデル姿勢の差異によらず重心計で測定した重心位置と差が10.3mm以下で、機械的誤差5.1mmを除くと、測定精度±5.2mmで得られたことを確認した。すなわち従来の重心計と同等の精度で、重心位置が新システムによって安定して測定できることを確認した。

2. 新システムでは、身体各部の重心位置と体重量比の積の和を、全体重量比で割る計算を用いて重心位置を測定した。すなわち従来の重心計では測定できなかった、理論的に正しい重心が測定できる利点を実証した。

3. 椅坐位静止時モデルは、重心が前後・左右で安

定し、重心位置の調整幅は前後と左右が4対1で、前方の動作に適した姿勢であることが明確になった。

4. 椅坐位作業時モデルにおいて重心位置は、頭部重心に近く、作業側上肢の運動で移動したが、足部と臀部の重心が重心位置の過度な移動を抑えることが判明した。

5. 新システム固有の特徴として、身体の一部の動作によって生じた全身の姿勢の変化量を測定し明示できた。

謝 辞

稿を終えるにあたり、御指導と御校閲を賜りました恩師整形外科教室富田勝郎教授に深甚の謝意を表します。研究の御指導を戴きました金沢大学整形外科教室野村 進名誉教授に深謝致します。実験の御指導を戴きました金沢大学医療技術短期大学部立野勝彦教授に深謝致します。統計学的検討について御指導戴きました金沢大学医学部衛生学講座橋本和夫教授に感謝致します。論文作成にあたり御助言戴きました厚生連高岡病院整形外科鹿野尚英部長並びに金沢大学医療技術短期大学部小林直泰教授並びに金沢大学医療技術短期大学部荻原新八郎助教授に感謝いたします。

文 献

- 1) 上田 敏: 目で見るとハビリティーション医学. 第1版, 36-37 頁, 東京大学出版会, 東京, 1971.
- 2) 菅原正信: 歩行分析(3). 総合リハ, 5, 203-210 (1977).
- 3) 鹿野尚英: 人・直立姿勢のレオロジー. 十全医会誌, 86, 90-101 (1977).
- 4) 竹広 舜, 赤司富紗雄, 貞光俊二, 河井弘次, 津山直一, 中島雅之輔, 望月直哉: 生体解析システムの設計と運用(1), (2), (3). 総合リハ, 5, 671-678, 739-747, 822-831 (1977).
- 5) 月村泰治, 山下八重子, 池田珠江, 川村碩彬: 重心図からみた脳性麻痺の治療. 整形外科, 29, 227-234 (1978).
- 6) 月村泰治, 山下八重子, 池田珠江, 川村碩彬: 重心図からみた脳性麻痺の治療, その2. 整形外科, 31, 1201-1208 (1980).
- 7) Tajima, N., Yamaguchi, I., Sato, K. & Morisada, C.: Dynamic analysis of higher order activities of human postural sways. 姿勢研究, 4, 107-112 (1984).
- 8) 月村泰治, 伊藤 純, 池田珠江: 脳性麻痺における Cross Test—起立および坐位の安定域の検討—. 姿勢研究, 3, 7-95 (1983).
- 9) 福田 精: 訓練の平衡生理. 或る狂言の姿勢とのりもの酔い. 神経進歩, 18, 11-20 (1974).
- 10) 生田宗博, 奈良進弘, 山口昌夫, 砂原伸行: 健康人の椅坐位における左右方向への静的傾斜刺激と動的傾斜刺激に対する反応. 作業療法, 2, 38-48 (1983).
- 11) 宮本智次, 生田宗博: 片麻痺患者のサンディング作業における坐位の重心移動. 作業療法, 3, 32-39 (1984).
- 12) 生田宗博, 山口昌夫, 毛利草子: 健康人の椅坐位における机上面右手作業の水平面内重心点位置. 姿勢研究, 5, 61-67 (1985).
- 13) 福田 精: 運動と平衡の反射生理. 第2版. 15-71 頁, 医学書院, 東京, 1981.
- 14) 長谷川高敏: バランス. Equilibrium Res., 47, 19-21 (1988).
- 15) 三好豊二, 太田文彦, 文殊敏雄, 佐伯 宏: 身体重心動揺の周波数分析. 日耳鼻, 70, 281-282 (1967).
- 16) Brandt, T., Wenzel, D. & Dichgans, J.: Die Entwicklung der visuellen Stabilization des aufrechten Standes beim Kind: Ein Reifezeichen in der Kinderneurologie. Arch. Psychiat. Nervenkr., 223, 1-13 (1967).
- 17) 田口拓雄: 起立時身体動揺の研究. 耳鼻臨床, 70, 1065-1112 (1977).
- 18) 嶋田六郎: 中枢性めまいの平衡障害例の起立時身体動揺の研究. 耳鼻臨床, 70, 1113-1190 (1977).
- 19) 松岡豊彦: 起立時身体動揺の定量的解析. 耳鼻臨床, 70, 1191-1280 (1977).
- 20) 竹内 聡: 重心動揺の偏立と動揺速度の分析. 耳鼻臨床, 75, 1805-1834 (1982).
- 21) Ishida, A. & Imai, S.: Analysis of the sensory information of postural regulation utilizing a servocontrolled force plate. Agressologie, 24, 61-62 (1983).
- 22) Kapteyn, T. S.: Data processing of posturographic curves. Agressologie, 13B, 29-34 (1972).
- 23) Volk-Fai, T.: Analysis of the dynamical behaviour of the body whilst "standing still". Agressologie, 14C, 21-25 (1973).
- 24) Kapteyn, T. S.: After thought about the physics and mechanics of the postural sway. Agressologie, 14C, 27-35 (1973).
- 25) Matsuhira, T., Yamashita, K. & Adachi, H.: A simple model to analyse drifting of the center of gravity. Agressologie, 24, 83-84 (1966).
- 26) 小原二郎, 内田祥哉, 宇野秀隆: 建築・室内・人間工学. 第1版, 29-47 頁, 鹿島出版会, 東京, 1987.
- 27) Fick, R.: Anatomie und Mechanik der

Gelenke. Teil III, Spezielle Gelenk und Muskelmechanik, 1st ed., p438-439, Fischer, Jena, 1911.

28) 金子丑之助: 日本人体解剖学, 第一巻. 第13版, 207-231 頁, 南山堂, 東京, 1969.

29) 松井秀治: 運動と身体の重心 - 各種姿勢の重心位置に関する研究. 第1版, 21-118 頁, 体育の科学社, 東京, 1958.

30) Braune, W. & Fisher, O.: Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers mit Rücksicht auf die Ausrüstung des deutschen Infanteristen. Abh. d. Kgl. Sachs. Gesd. Wissensch. Math. Phys. Classe, 26, 561-705 (1889).

31) Brunstrom, S.: Clinical Kinesiology, 3rd ed., p60-75, F. A. Davis, Philadelphia, 1977.

32) Drillis, R., Contini, R. & Bluestein, M.: Body segment parameters. Artificial Lim., 8, 44-66 (1964).

33) 磯前栄一: 生体の重心に関する研究, III. 第3次元Z極の重心位置. 慶応医学, 33, 248-254 (1956).

34) Foley, J. D.: Interfaces for advanced computing. Scientific American, October, 83-90 (1987).

35) 島脇純一郎, 横井茂樹: 医用画像の三次元表示. Mebio, 2, 73-79 (1985).

36) Bonney, M. C., Blunsdon, C. A., Case, K. & Poter, J. M.: Man-machine interaction in work systems. Int. J. Prod. Res., 17, 619-629 (1979).

37) Ishida, A. & Imai, S.: Analysis of the sensory information of postural regulation utilizing a servocontrolled force plate. Agressologie, 24, 61-62 (1983).

38) Antonelli, D. & Yoshida, H.: Semiautomated vector analysis. Annual Reports of Progress, Rancho Los Amigos Hospital, 94-100 (1981).

39) 生田宗博, 澤村智恵美: 椅座位側方傾斜時の上肢, 臀部, 下肢での体重支持率 - 若年成人と老人の比較 -. 作業療法, 7, 48-54 (1988).

40) 津山直一: 整形外科クルズス. 第2版, 2-4 頁, 南江堂, 東京, 1988.

New Measurement System for the Center of Gravity in Rehabilitation Medicine-Efficiency Test in Sitting Munehiro Ikuta, Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920—J. Juzen Med. Soc., 98, 551—566 (1989)

Key words Sel-Spot, measurement of center of gravity, sitting posture, body movement, hand activity

Abstract

The purpose of this study was to develop a new system of measurement to compute the center of gravity (CG) from position data of each body part in a horizontal plane. The new method was tested in sitting during resting and one-armed activities. The author tried to find out the accuracy of CG calculated from Sel-Spot data (CGCS) by comparing with CG measured by the force plates (CGMF). The subjects consisted of 25 healthy male and 25 healthy female college students whose ages ranged from 18 to 28 years old. Light-emitting diodes were fixed on the apex of head, on each acromion process, and on the elbow of the acting arm. The subject was asked to assume a sitting posture on two force plates, then to touch with a pen six numbered activity points that were arranged in three columns and two rows with each point separated by 40 centimeters on a table. The right arm, then the left arm were used as the acting arm, and CGCS and CGMF were measured while maintaining each position for ten seconds. The final expressions for CGCS were as follows: $CGCS = \sum (\text{position of CG of each body part} \times \text{percentage of weight of each body part}) / 100$. The difference in the computation result between CGCS and CGMF on X and Y coordinates was within ten millimeters, regardless of sex, acting arm, or the position of activity point. The accuracy of the device used in this experiment was within the maximum of a five-millimeter error. One half of the ten-millimeter error in CGCS was derived from the built-in mechanism of the device, which meant that the accuracy of computation for CGCS was less than five millimeters. The accuracy of measurement of CGMF was within three millimeters, so the difference in accuracy between CGCS and CGMF was less than two millimeters. Thus, the measurement value of CGCS in this study showed the correct position of CG of each subject. The characteristics of CGCS were analysed by CG of each body part. The movement of CGCS occurred with movement of CG of the acting arm and the position of CGCS was the same as that of CG of the head and was controlled by those CG of buttock and legs.