

## 人・強制直立姿勢のレオロジー

メタデータ	言語: Japanese 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード: 作成者: 高田, 宗世 メールアドレス: 所属:
URL	<a href="http://hdl.handle.net/2297/8628">http://hdl.handle.net/2297/8628</a>

## 人・強制直立姿勢のレオロジー

金沢大学医学部整形外科教室 (主任: 高瀬武平教授)

大学院生 高田 宗世

(昭和51年3月3日受付)

すべて科学の跳躍的發展には、常に新しい研究方法の創造があったことは、科学史の教えるところである。Biomechanics に於ても同様のことが言える。

姿勢や、運動、動作に関する研究は、その当初では、筋肉の働きの捉え方として、物質代謝の面より把握されてきた。

歩行に関する科学的な研究の創始者は、Otto Fischer (1895, 1904) で、数学者である彼は、歩行に含まれる力を計算し、特に下肢の自由な振り出し期における研究をした。1938年、Hellebrandt は、平衡の問題に関して、直立位とは、“静止面上の動揺”と定義している。

一方、1870年代は、Hermann (1871, 1877) らにより、生体の電気発生及び、電気生理学一般に関する基礎が作りあげられ、筋の変形に関して、電気現象(変形電流)に変換され研究された。その後、第二次世界大戦後、Eccles & Sherrington (1930) らにより確立した筋電図が、Denny-Brown らにより臨床的に応用され、より詳細に生体の運動を捉えるようになった。現在 Kinesiology (身体運動学) 及び、Stasiology (身体平衡学) では、主に、歩行、平衡機能の重心移動に関する論文が散見されるも、その解析は、生体の動作の pattern の多様性と process の複雑性のため、如何にしてその特性を描くかという段階に止まっている感がある。

以上のごとく、生体の運動を構成する個々の運動単位を中心に、研究が行なわれてきたが、生体では、平衡と運動は互いに大変密接な関係にあるため、力学がバランスのとれている物体を扱う静力学と、運動をしている物体を扱う動力学とに分けて研究されているのと同様に、別個に論ずることは實際的ではないように思われる。

そこで、生体の運動機構の特性を知るその一つは、

1948年、Wiener らによって提唱された Cybenetics の一つである Servomechanisms による運動の分析、合成の研究である。1952年、Pringel & Wilson による cockroach の leg muscle の研究が生物に應用された最初である。本邦では、飯田や森貞が手の動きに関して、この手法を用いて興味ある研究をしている。

鹿野 (1976年) は、物質の流動と変形を扱う科学 Rheology に注目し、今日ほゞ体系ができあがっている粘弾性理論の概念と、Reuleaux (1875) が紹介した運動学的連鎖 (Kinematic chains) の概念を応用して、人の直立姿勢に関して、Rheological な分析を試みている。即ち、生体を骨、関節、筋より成る hard ware と、それを統御する神経系を soft ware とする complex とみなし、その全体の粘弾性より個々の緩和時間スペクトルを導き出す方法である。

### 実験目的と意義

鹿野が行なった直立姿勢の実験では、下肢及び軀幹は、Joseph (1957) の言う standing at ease や、Braune & Fischer (1889) による bequeme Haltung をとり、利き手を追従運動させて行なったレオロジー的な手法により、生体の内部に生ずる力を測定し、生体の運動もまた線型粘弾性を示すことが判明した。そしてその際種々の設定条件で実験したものの、未だ rule out しなければならない面がある。

そこで著者は、第1に脚間の大小によって確実に下半身では形状因子に変化が現われるので、脚間を系統的に変化させることにより直立姿勢における重心移動の parameter である貯蔵弾性率  $G'$ 、動的粘性率  $\eta'$ 、損失率  $\tan\theta$  が如何に変化するかを検討した。

次に正常人の中に線型ではあるが全く位相遅れを示

さない人が一部にいることが認められた為、質量負荷により、粘弾性関数がどのように変化するかを調べる事を第2の目的とした。

更に著者の実験装置では、一次元的現象のみ測定可能であり、二次元的な変化については考慮していない。従って強制的に交叉次元へ体軸を移動させる事、即ち前傾後傾した場合に粘弾性関数がいかなる変化を示すかを解明し、次に非対称姿勢をとった場合、即ち右傾あるいは左傾を強制的に行なわせしめた場合にもどのような変化が粘弾性関数に現われるかを検討し、更に現在まで行なわれて来た筋電図の手法による直立姿勢による結果を比較検討することを目的として、著者は以上の四点について鹿野と同様の手法を踏襲し、以下に述べる実験を行なった。

### 研究 方 法

実験原理は鹿野の手法に習い、変位強制定常振動法を用いた。この詳細については鹿野が述べているので、その要点のみを記す。

生体各部の応答は質量の中心に集約され、この力学系における運動方程式より、貯蔵弾性率  $G'$ 、動的粘性率  $\eta'$ 、損失率  $\tan \theta$  は次の如く表わされる。

$$G' = C \frac{A^2 + 2B^2 + 3AB \cos \delta'}{A^2 + B^2 + 2AB \cos \delta'} \quad \dots\dots(1)$$

$$\omega \eta' \equiv G'' = C \frac{AB \sin \delta'}{A^2 + B^2 + 2AB \cos \delta'} \quad \dots\dots(2)$$

$$\tan \theta = \frac{AB \sin \delta'}{A^2 + 2B^2 + 3AB \cos \delta'} \quad \dots\dots(3)$$

$$\begin{aligned} \text{但し } A &= l \cdot F_0 \\ B &= r_0 \omega^2 M h \\ C &= M (g + \omega^2 h) \end{aligned}$$

$l$  は支持台の支点・作用点間距離、 $F_0$  は支持台への力、 $r_0$  は支持台の振幅、 $\omega$  は正弦運動板の角速度、 $M$  は体重、 $h$  は重心の高さ、 $g$  は重力の加速度  $9.8 \text{ m/sec}^2$ 、 $\delta'$  は位相角を表わすが、これらを測定することにより、 $G'$ 、 $\eta'$ 、 $G''$ 、 $\tan \theta$  を計算した。

実際には、上記の式の各々に形状因子  $h/S$  ( $S$  : 生体の断面積) を掛けなければならないが、現時点では  $S$  が定まらないので、 $N/S \cdot \text{cm}^2$  ( $N$  : newton) としておく。

又緩和弾性率  $G(t)$  は

$$G'(\omega) \Big|_{1/\omega = t} - G(t) = \int_{-\infty}^{\infty} H \left( \frac{\tau^2}{t^2 + \tau^2} - e^{-\frac{t}{\tau}} \right) \ln \tau$$

より近似的に求め、 $G'(\omega) \Big|_{1/\omega = t} \approx G(t)$  となる。

緩和スペクトル  $H(\ln \tau)$  は

$$\omega \eta'(\omega) \equiv G''(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} H(\ln \tau) \frac{\omega \tau}{1 + \omega^2 \tau^2} d(\ln \tau)$$

から零次近似より、 $G''(\omega) \approx H \Big|_{\omega \tau = 1}$  となり、それぞれの実験結果を緩和弾性率と緩和スペクトルとして作図した。

### 実験装置と記録方法

実験装置は、駆動部、連結部、重心位置検出部の三部より成る。図(1)は、実際の実験装置の全貌である。

駆動部は正確に角速度が一定に保たれるように、サーボモーター (03PT46-2, Lumex Inc.) を使用し、出力は300Wであるが、更に60:1の変速器とベルトで結合し、回転数をおとし、トルクの増大を図った。 $r_0$  を調整するため、低速回転アームの長さを可変とし、これにより  $r_0$  は0~6cmの任意の位置に固定される。低速回転アームはまた、 $r$  位相の $-90^\circ$ の位置にセットされたマイクロスイッチを開閉するように工作し、これにより、演算部のトリガー電圧を供給するようにした。連結部の連結棒は、正弦運動板の  $r$  がほぼ満足な正弦波になるように、1.20mとした。この正弦運動板の動きは、低速回転アームに取り付けた別のアームと連動するポテンショメーター HP-7の出力によって行ない、その定電圧入力は、刺激装置 MSE-2 (三栄測器) の直流出力を応用し、更に centering のための差動電圧をアイソレーター MSE-2 -JA によって調整し記録した。

重心位置検出部は、前に述べた正弦運動板上に Reynolds の原理に基づく一次元的重心位置測定装置を工作し、ストレンゲージ HG30 により出力  $F$  を検出した。この出力  $F$  は、動歪増幅器 (DS6/PX, 新興) により増幅し、この出力をモニター部、演算部のY軸入力とした。

記録及び演算は、出力  $F$  の振幅及び位相角  $\delta'$  の測定を行なうため、出力  $F$  の一部は、シグナルプロセッサー (7SO6-A, 三栄) と、一部はモニター、撮影用として筋電計 (UB204, 三栄) のY軸入力端子に入れた。いずれも DC input とし、動歪増幅器よりのキャリアー 5 KHzを除くため、1 KHzのフィルター

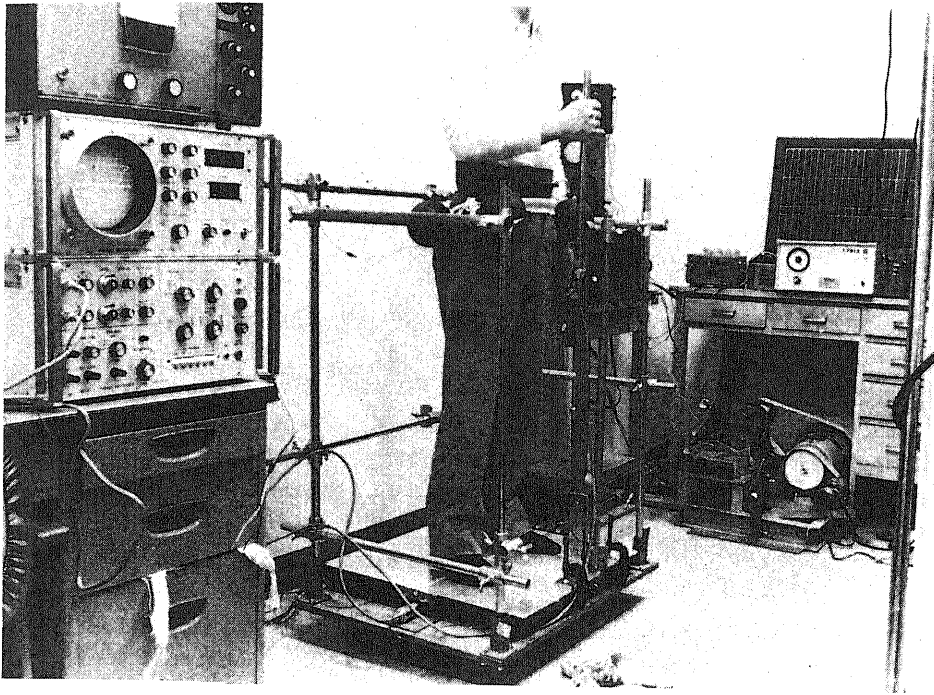


図1 実験装置と質量負荷による実験の様子

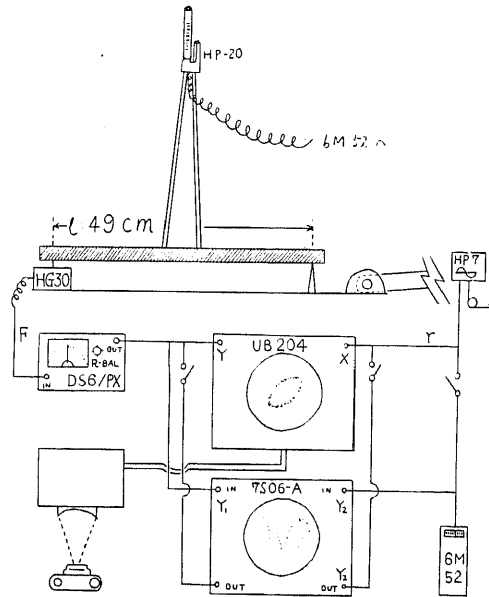


図2 Block diagram

をかけた。演算は、先の駆動部に取り付けたマイクロスイッチのトリガー電圧により開始され、演算時間は  $r$  の周期により、2秒又は4秒とした。結果は、観察に都合のよい大きさに、Y軸 points/Div を調整し、更に、X軸 points/f.s. を200のもの、100のものを別々に読み出し、そのアナログ出力を、UB204のY軸X軸に入れ、88mmオッシロペーパーに駒撮りした。X軸の points/f.s. を半分にすることにより、 $\delta'$  の測定は2倍の精度となる。一方、測定中の生データは、UB204のY軸入力に取り、駆動部に取り付けたポテンショ出力をX軸にとって、リサーチ図形を描かせた。記録は観察に便利のように、輝点を10Hz、1msに点滅させるように、ブラウン管輝度回路変調をかけて dot として、同じオッシロペーパーに重ね撮りした。図(2)は、以上の Block diagram である。

#### 実験対象と実験条件

実験対象は、正常成人男子2名である。1人は、身長175cm、体重68kg、重心の高さ98cm(56%)で、この被験者については、支持台の上で直立姿勢をとり、体軸を変化させる——1つは脚間による変化、前傾後傾による変化、そして左傾右傾による変化——を測定した。また、この被験者は鹿野が粘弾性関数を導いた被験者と同一人物であることを付記しておく。他の1人は、全く位相の遅れを示さないために、重量負荷により変化をみたが、この被験者は、身長164cm、体重54kg、重心の高さ90cm(55%)である。なお、重心の高さは、可及的に身体を緊張させた状態で、頭部を10cm移動させた時の重心移動距離を算定し、比例配分方式で求める静的方法により決定した。

設定条件は、鹿野の行なった実験のうち最も欠点の少ない指標系を利き手で追従運動させることによる水平反応の零補償動作によるカスケード制御を用いて、以下の実験を行なった。

(1) 脚間による変化は、脚間を支持台の上で最も開脚できる両踵間距離40cmより始めて、5cm毎に距離を縮めて、両踵間距離10cmまでの、7段階について、角速度を2.24rad/secと、4.48rad/secで行なった。足部開角度は45°、 $r_0$  は2.5cmとした。

(2) 線型を示すも全く位相の遅れを示さない被験者に対しては、先ず最初質量を負荷しないで両踵間30cm、足部開角度45°の楽な直立姿勢で、角速度1.78rad/secより7.75rad/secの9段階に於て測定し、次に、図(2)の如く、ベルトにダンベル20kg(左右の腰に10kgずつ付けた状態)で質力負荷を行ない、角速

度1.54rad/secより7.91rad/secの間の9段階について変化をみた。

(3) 前傾後傾による変化は、支持台上で足を板の横中央線より前後に5cm間隔に刻まれた線に合わせることによって、強制的に身体を前傾或いは後傾させ、前傾5cm、後傾5cm、前傾10cm、後傾10cmの4ヶ所で行なった。両踵間距離は30cmとし、足部開角度は45°とし、角速度2.33rad/secより7.64rad/secの8ヶ所について測定した。この場合、一次元的な装置のため、実際の重心の着地点を明らかにすることはできない。

(4) 左傾右傾による変化は、指標系を検出する感圧部(HP20、新興)を取り付けた control bar を支持台上縦中央線より、左右へ5cmずつずらすことにより、左傾5cm、右傾5cm、左傾10cm、右傾10cmの4ヶ所で行なった。両踵間距離は30cmとし、足部開角度は45°で、角速度1.63rad/secより7.71rad/secまでの9段階の速度で測定した。なお、左傾10cmの状態での角速度1.63rad/secの値はシグナルプロセッサの演算をしなかったため、計算不能であった。

一回の測定時間は、加算回数を20回、或いは15回とするため、60秒から90秒であった。一回毎に約3分間の椅坐休憩を設け、先に述べた方法で記録し、結果は支持台への力  $F_0$  と位相角  $\delta'$  をノギスにて0.5mmまで計測し、更に  $\sin\delta'$ 、 $\cos\delta'$  は三角関数表により下三桁まで読み取り、別に計測した  $r_0$ 、 $\omega$ 、 $M$ 、 $h$  とともに、式(1)(2)(3)から、 $G'$ 、 $G''$ 、 $\eta'$ 、 $\tan\theta$  を計算した。

尚、室温については特に注意を払わなかったが常温と考えて良い。また被験者は着衣脱靴としたが、可及的軽装として測定が行なわれた。

#### 実験結果

以上の実験の結果をまとめると、表(1)の如くなる。そこで各々の様相を捉えるためにさらにグラフにプロットした。

##### (1) 脚間による変化

$G'$  に関しては  $\omega$  2.24rad/secでは図(3)-Aの実線で示してある如く、さほど変化はなく、両踵間距離10cm(キオツケの直立姿勢)で上昇をみている。一方、 $\omega$  4.48rad/secでは、図(3)-Bの実線のように、脚間の増大とともに  $G'$  の減少をみるが、両踵間距離25cmを境にして減少率は鈍る。 $\eta'$  に関しては、図(3)-A・Bの点線の如く、 $\omega$  2.24rad/sec、 $\omega$  4.48rad/secのいずれの場合も変化が著しいが、ほぼ両踵間距離が20cmから30cmの間(自然立位に相当)で、

表 1

1. 脚間による変化

$\omega$	脚間	40	35	30	25	20	15	10
2.24	$\tan \theta$	0.0904	0.1090	0.1168	0.1330	0.1620	0.2568	0.2200
	G'	1551	1549	1545	1533	1521	1575	1674
	$\eta'$	62.62	75.41	80.60	91.05	110.0	180.6	164.5
4.48	$\tan \theta$	0.1223	0.1982	0.2132	0.2036	0.2342	0.1731	0.1124
	G'	3130	3221	3299	3372	3686	3928	4087
	$\eta'$	85.45	142.5	157.0	153.2	192.7	151.7	102.5

2. 質量負荷をしない場合の変化 (イ)

$\omega$	1.78	2.55	3.23	4.21	4.95	5.81	6.28	7.12	7.75
G'	1096	1394	1698	2375	2948	3665	4100	5598	7001

質量負荷による変化 (ロ)

$\omega$	1.54	2.37	3.08	3.92	4.64	5.34	6.17	7.06	7.91
$\tan \theta$				0.0671	0.0552	0.1012	0.0840	0.1804	0.1530
G'	1431	1777	2208	2870	3566	4355	5460	6844	9127
G''				192	196	440	458	1234	1396
$\eta'$				49.1	42.4	82.5	74.3	174.8	176.5

3. 後傾前傾による変化

	$\omega$	2.33	3.13	3.81	4.65	5.28	6.38	6.77	7.64
後傾 10 cm	$\tan \theta$	0.1277	0.1345	0.1458	0.2115	0.1975	0.1712	0.1725	0.1521
	G'	1587	2054	2577	3442	4404	6228	6978	8756
	G''	203	276	375	727	869	1066	1203	1331
	$\eta'$	87.02	88.30	98.61	156.5	164.7	167.1	177.8	174.3
後傾 5 cm	$\tan \theta$	0.0591	0.1629	0.1816	0.1946	0.2062	0.1835	0.1687	0.1509
	G'	1582	2063	2582	3452	4343	6346	6717	8929
	G''	93	336	469	673	895	1164	1133	1344
	$\eta'$	40.13	107.4	123.1	144.7	169.6	182.5	167.4	176.3
前傾 5 cm	$\tan \theta$	0.0954	0.1641	0.1857	0.1847	0.1989	0.2013	0.1791	0.1425
	G'	1571	2020	2557	3540	4405	6234	6954	8826
	G''	150	331	474	653	876	1254	1245	1257
	$\eta'$	64.34	105.9	124.6	140.6	165.9	196.7	183.9	164.6
前傾 10 cm	$\tan \theta$	0.0940	0.1109	0.1804	0.1942	0.1890	0.1641	0.1948	0.1833
	G'	1569	2063	2569	3558	4279	6011	6679	8594
	G''	147	229	463	691	808	986	1301	1575
	$\eta'$	63.30	73.12	121.6	148.6	153.1	154.6	192.2	206.2

## 4. 左傾右傾による変化

		$\omega$	1.63	2.43	3.26	3.89	4.54	5.34	6.08	6.97	7.71
右傾 10 cm	$\tan \theta$		0.1091	0.1916	0.2033	0.2067	0.1946	0.2012	0.1666	0.1055	0.0738
	$G'$		1324	1719	2284	2789	3618	4893	6253	8248	9737
	$G''$		144.5	329	462	576	708	984	1041	869	718
	$\eta'$		88.66	135.6	141.7	148.2	155.1	184.3	171.3	124.8	93.20
右傾 5 cm	$\tan \theta$		0.1116	0.1288	0.1896	0.2356	0.2028	0.1925	0.1714	0.1566	0.1288
	$G'$		1249	1586	2127	2700	3742	4904	6448	7706	10174
	$G''$		139	204	403	636	759	944	1105	1207	1259
	$\eta'$		85.56	86.22	128.4	166.1	161.8	170.7	173.2	173.1	158.4
左傾 5 cm	$\tan \theta$		0.1263	0.1686	0.2466	0.2230	0.2540	0.2295	0.1939	0.1851	0.1624
	$G'$		1222	1529	2039	2541	3541	4542	6545	7884	9638
	$G''$		154	257	503	566	893	1042	1269	1459	1565
	$\eta'$		97.7	108.7	157.3	147.6	191.8	193.0	197.1	203	198.6
左傾 10 cm	$\tan \theta$			0.1793	0.2043	0.2059	0.2328	0.2162	0.1787	0.1621	0.1207
	$G'$			1608	2090	2711	3686	4615	6214	7967	9292
	$G''$			288	427	558	858	1007	1110	1291	1121
	$\eta'$			119.2	133.8	144.6	182.9	189.0	178.5	182.6	146.2

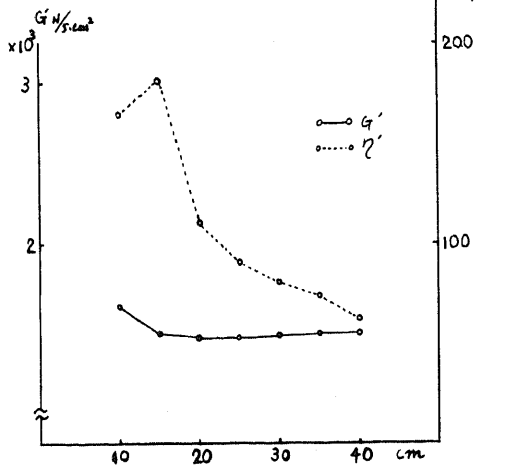


図 3 - A  
 $\omega = 2.24 \text{ rad/sec}$  の時の脚間による  $G'$ ,  $\eta'$  の変化  
 $r_0 = 2.5 \text{ cm}$

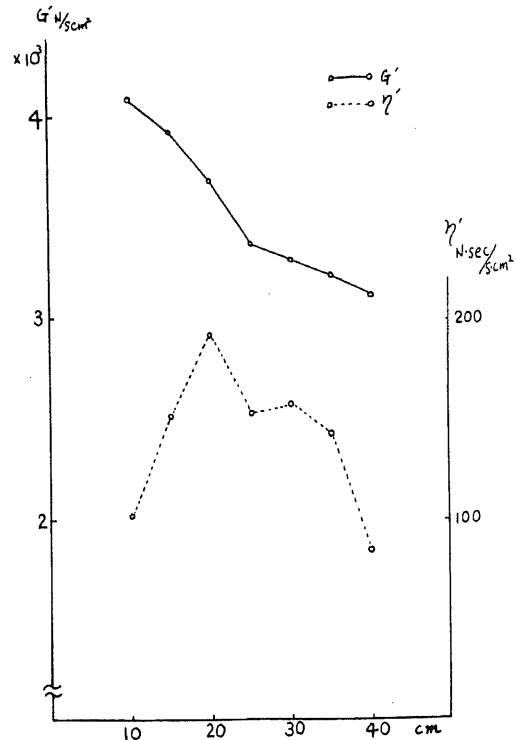


図 3 - B  
 $\omega = 4.48 \text{ rad/sec}$  の時の脚間による  $G'$ ,  $\eta'$  の変化  
 $r_0 = 2.5 \text{ cm}$

ここを境にして力学応答様子が異なることが想定される。tanθ に関しては、図(3)-Cに示す如く、η' と同様の傾向があり、自然立位の脚間を境として ω 4.48rad/secでは二峰性となっているが、ω 2.24rad/secでは両踵間距離15cmのところまで極大をみるのみであ

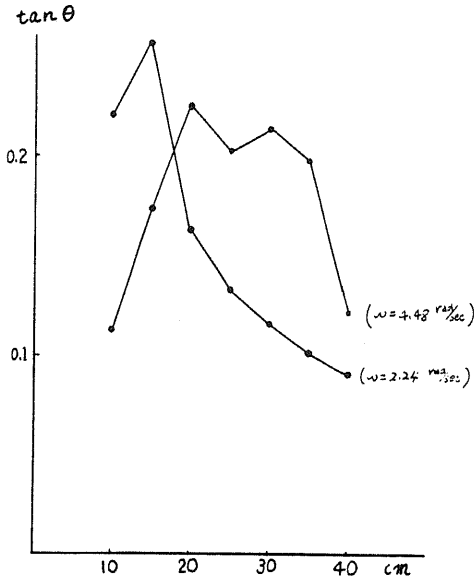


図3-C 脚間による tanθ の変化

る。

(2) 線型を示すも全く位相の遅れを示さない被験者における変化

質量を負荷しない場合でも貯蔵弾性率のみ計算可能のため、それを log G'(ω) 対 ω の片対数方眼紙にプロットすると、図(4)の黒点で示す如く、正の傾きを持つきれいな直線となる。次に、20kgを負荷した場合には、図(5)に具体的にリサージュ図形で示す如く、ω 3.08rad/secから3.92rad/sec辺りより徐々に位相の遅れが現われ、その後角速度の増加とともに位相の遅れが大きくなっている様子が認められる。この場合も log G'(ω) 対 ω の関係を同じ片対数表で表わすと図(4)の白点で示す如くであり、グラフより両者を比較すると同じ正の勾配を持つ直線になっており、その値の違いは、丁度質量負荷のみ増加していることが判る。更に質量負荷時の変化を両対数表にプロットすると、G'(ω)、G''(ω)、tanθ は図(6)の左図の如くになり、G'(ω) は位相遅れを示す人と同様〔図(7)の左図〕単調な増加関数となっているが、G''(ω)、tanθ についてはグラフに表わされているもの、その全貌が不明のため、何とも言えない。

(3) 前傾後傾による変化

後傾10cm、後傾5cm、前傾5cm、前傾10cmの値をそれぞれ両対数表にプロットすると、図(8)の如くになり、G' に関しては ω 2.3rad/secではそれぞ

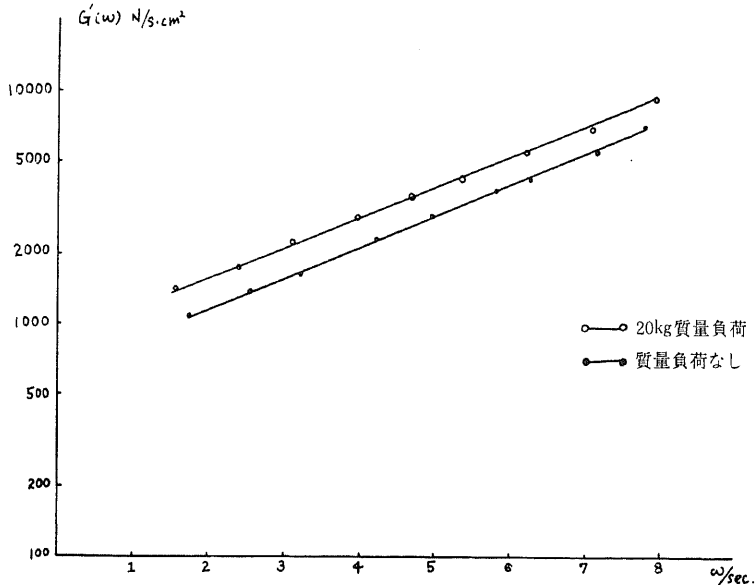


図4 位相の遅れを示さない被験者における log G'(ω) 対 ω の変化

れは  $\times 1580 \text{ N/S} \cdot \text{cm}^2$  代の値で、その後単調な増加関数となっており、 $\omega 7.64 \text{ rad/sec}$  では  $8900 \text{ N/S} \cdot \text{cm}^2$  代の値を示し、前傾後傾による変化は少ない。又、 $G''$  に関しては、後傾のみで  $\omega 2.33 \text{ rad/sec}$  で  $93 \text{ N/S} \cdot \text{cm}^2$  と低値を示すものの、その後は  $\omega$  の増加とともに他と同様の単調な増加関数となっており、 $\omega 7.64 \text{ rad/sec}$  では前傾後傾の有無に拘らず  $\times 1300 \text{ N/S} \cdot \text{cm}^2$  代の値を示している。更にこれらを図(7)の自然立位(右図)と比較してもさしたる変化がないことが判り、特に  $G'$  に関しては、きれいな一致をみている。 $\tan\theta$  に関しては、それぞれ変化をしているものの大局的にはほぼ同じ傾向にあることが判る。

#### (4) 左傾右傾による変化

左傾 5 cm, 右傾 5 cm と左傾 10 cm, 右傾 10 cm をそれぞれ図(9), 図(10)に示すと、 $G'$  に関しては左傾右傾に拘らず単調な増加関数となっている。 $G''$  に関しては、左傾 10 cm, 右傾 10 cm では図(10)より  $\omega$

7 rad/sec と  $\omega 6 \text{ rad/sec}$  付近でそれぞれが極大を有しており、一方左傾右傾 5 cm のものでは図(9)の如く、極大を有さず各々単調な増加関数となっており対照的である。 $\tan\theta$  に関しては、図(9), 図(10)より、左傾右傾 5 cm のものが互いに相似形となっており、左傾右傾 10 cm のものも相似形を取っていることが判る。

ここで更に、前に述べた如く緩和弾性率と緩和スペクトルを求め実験結果を作図した。

質量負荷時の緩和弾性率を見ると、 $t=0.113 \text{ sec}$  付近で  $9000 \text{ N/S} \cdot \text{cm}^2$  となり、 $t=0.64 \text{ sec}$  付近では  $1400 \text{ N/S} \cdot \text{cm}^2$  で、この間単調な減少関数となっている。自然立位のもの図(7)右上図と比較してもこの傾向は同じであることが判った。しかし、緩和スペクトルでは、ある程度の傾向は見られるものの、その全容が明らかでないため言及できない。(図(6)右図)

次に、前傾後傾の変化を見ると、 $G(t)$  では  $t=0.13$

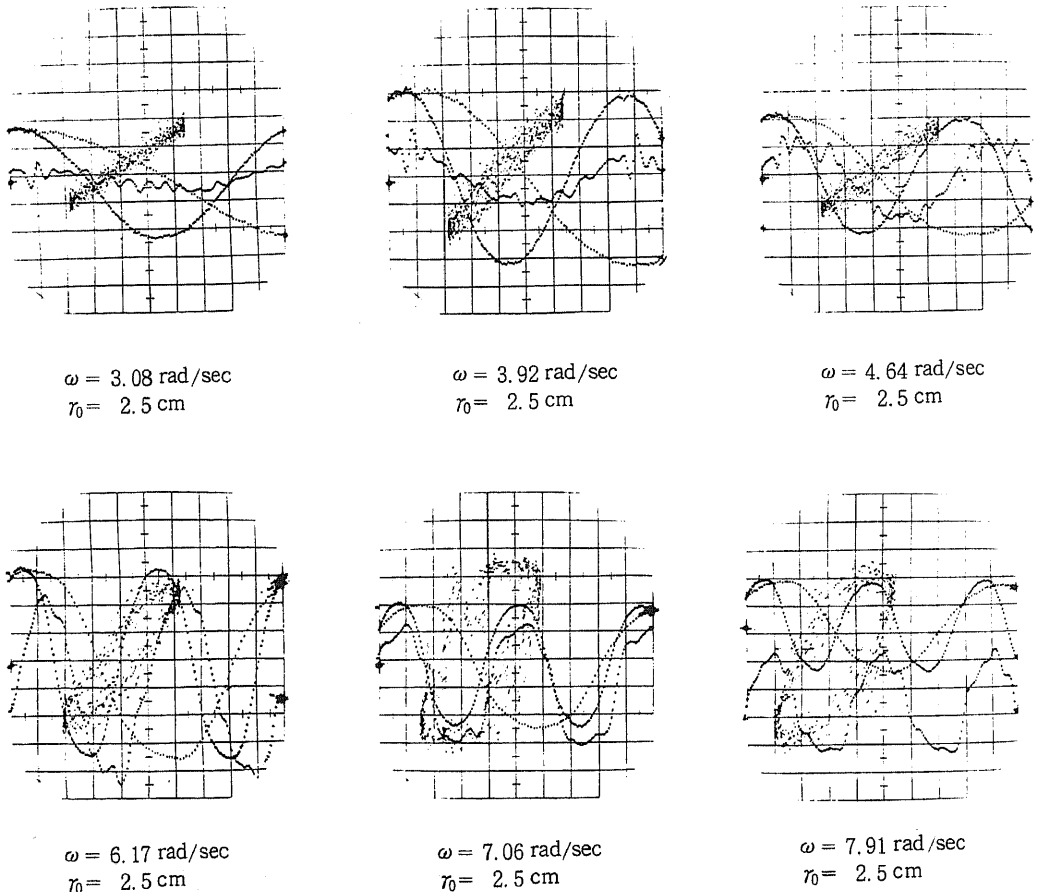
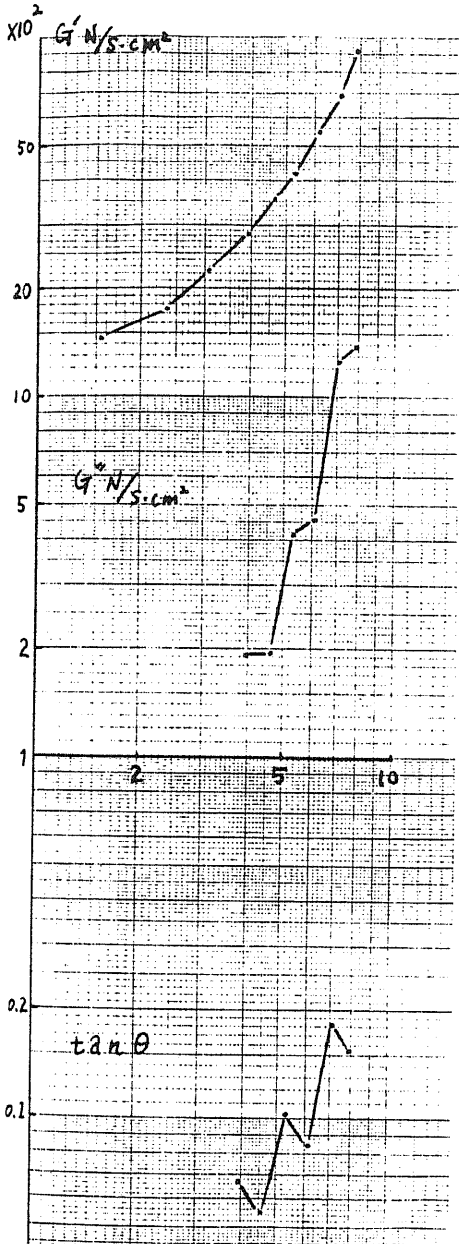


図5 質量負荷時のリサージュ図形に見る角速度における変化

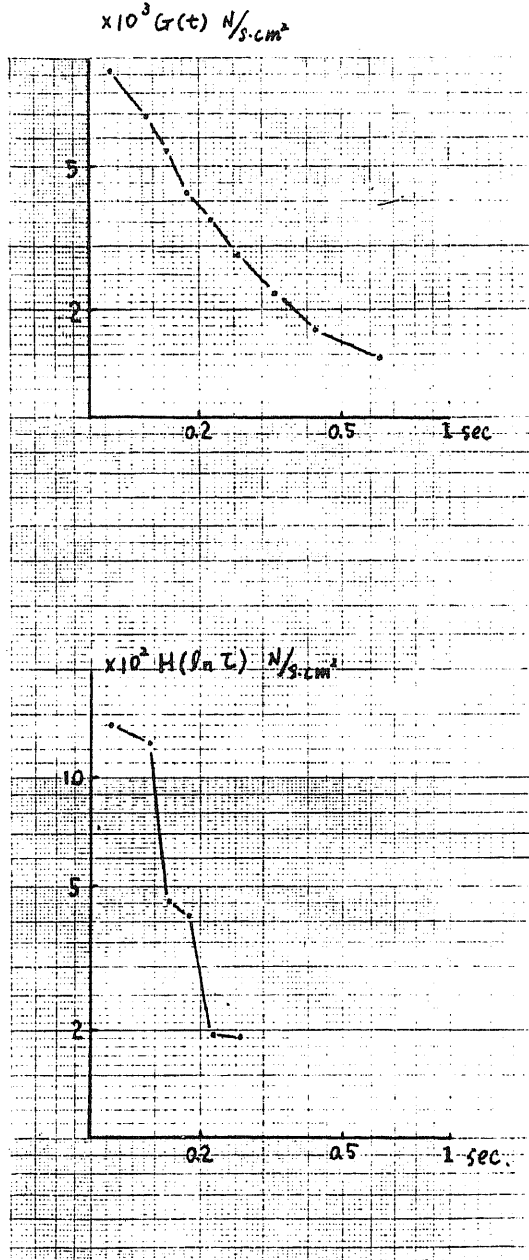
5sec 付近では全ては  $\approx 8000\text{N/S} \cdot \text{cm}^2$  から  $9000\text{N/S} \cdot \text{cm}^2$  の値を示し、 $t=0.445\text{sec}$  付近では  $\approx 1600\text{N/S} \cdot \text{cm}^2$  の値を示しており、その間単調な減少関数となっている。一方、 $H(\ln \tau)$  においてもその前傾後傾の変化による差は認められず特徴的なスペクトルは見

られなかった。更にこれを、自然立位のもの図(7)右図と比較すると、その傾向は同じである。(図(11))

最後に、左傾右傾の変化による緩和弾性率と緩和スペクトルをみると、緩和弾性率では左傾右傾の変化による  $G(t)$  の変化は認められず、 $t=0.25\text{sec}$  付近では



質量負荷時の粘弾性関数の  $\omega$  特性  $r_0 = 2.5 \text{ cm}$



質量負荷時の緩和弾性率  $r_0 = 2.5 \text{ cm}$  (上図)

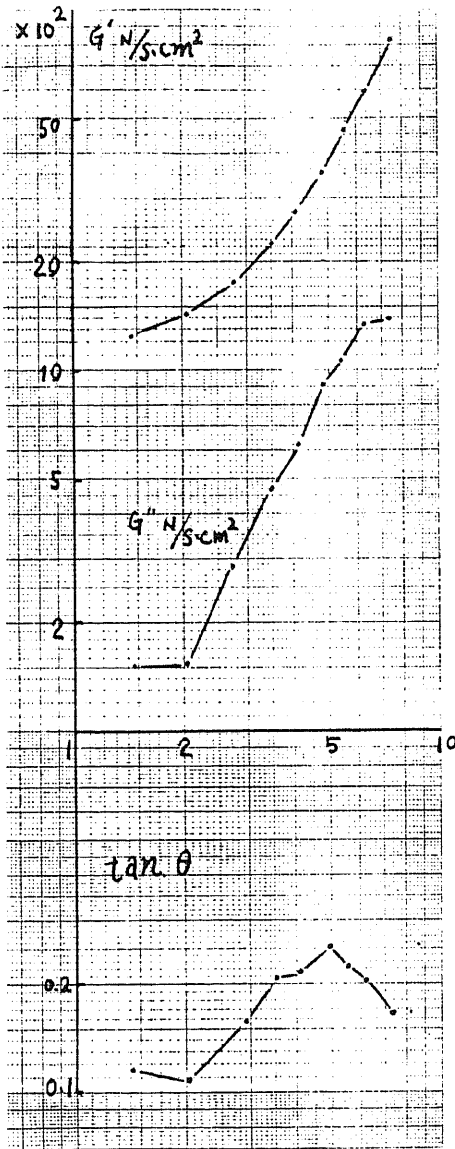
質量負荷時の緩和スペクトル  $r_0 = 2.5 \text{ cm}$  (下図)

9000N/S・cm<sup>2</sup>から10000N/S・cm<sup>2</sup>の値であり、 $t=0.61$ 付近ではほぼ1300N/S・cm<sup>2</sup>の値で、その間単調な減少となっている。〔図(12), 図(13)の上図〕しかし緩和スペクトルでは、左傾右傾5cmのものでは極大を示さないが、〔図(12)〕、左傾右傾10cmのものでは、それぞれ  $\tau=143\text{msec}$  と  $\tau=163\text{msec}$  で極大を有

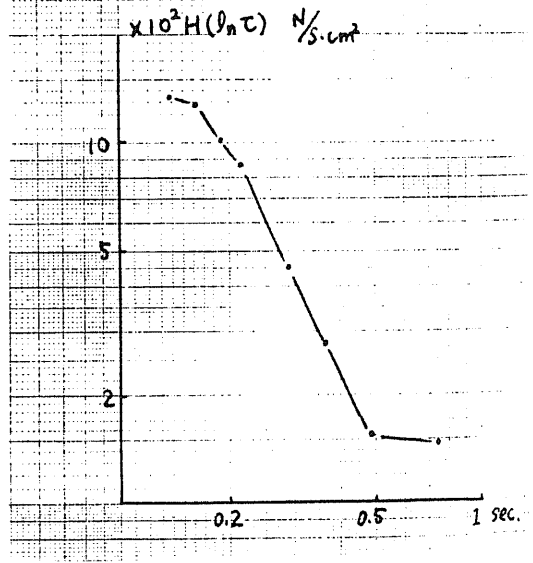
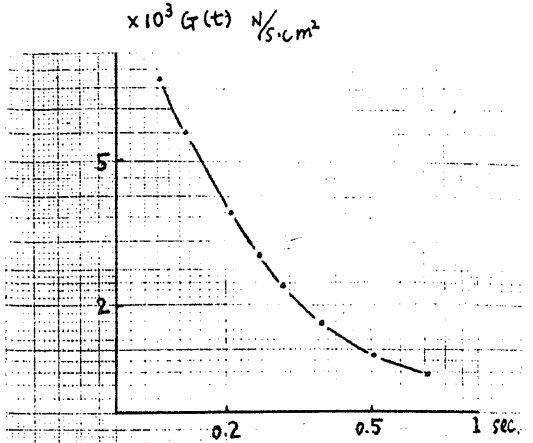
し〔図(13)〕、これを自然立位のものと比較すると鹿野によれば時定数133msecと述べているものより大きくなっていることが判った。

考 察

鹿野は、人・直立姿勢の Rheology の中で、人の



粘弾性関数の  $\omega$  特性  $\tau_0 = 2.5$  cm



緩和弾性率  $\tau_0 = 2.5$  cm (上図)

緩和スペクトル  $\tau_0 = 2.5$  cm (下図)

図7 (鹿野の文献より引用)

直立姿勢（自然立位）における粘弾性関数を  $\omega$ （角速度）の変化1.5rad/secより8rad/secの間で測定し、 $G'$ 、 $\eta'$ を計算し、 $G'(\omega)$ は $\omega$ の増大とともに単調な増加関数となることが判明した。又、それが  $\log G'(\omega)$  対  $\omega$  の関係は、極めてきれいな正の傾きをもつ直線となることを述べている。これは、人の直

立姿勢における力学的方程式(1)(2)では、実際にはその各々に形状因子  $h/S$  ( $S$ : 生体の断面積)を掛けねば正確ではないが、 $S$ の項は不明で定まらないため不明のものとして略され、力学単位を  $N/S \cdot cm^2$  として含み込ませている。

そこで著者は、重心の高さを断面積で割った形状因

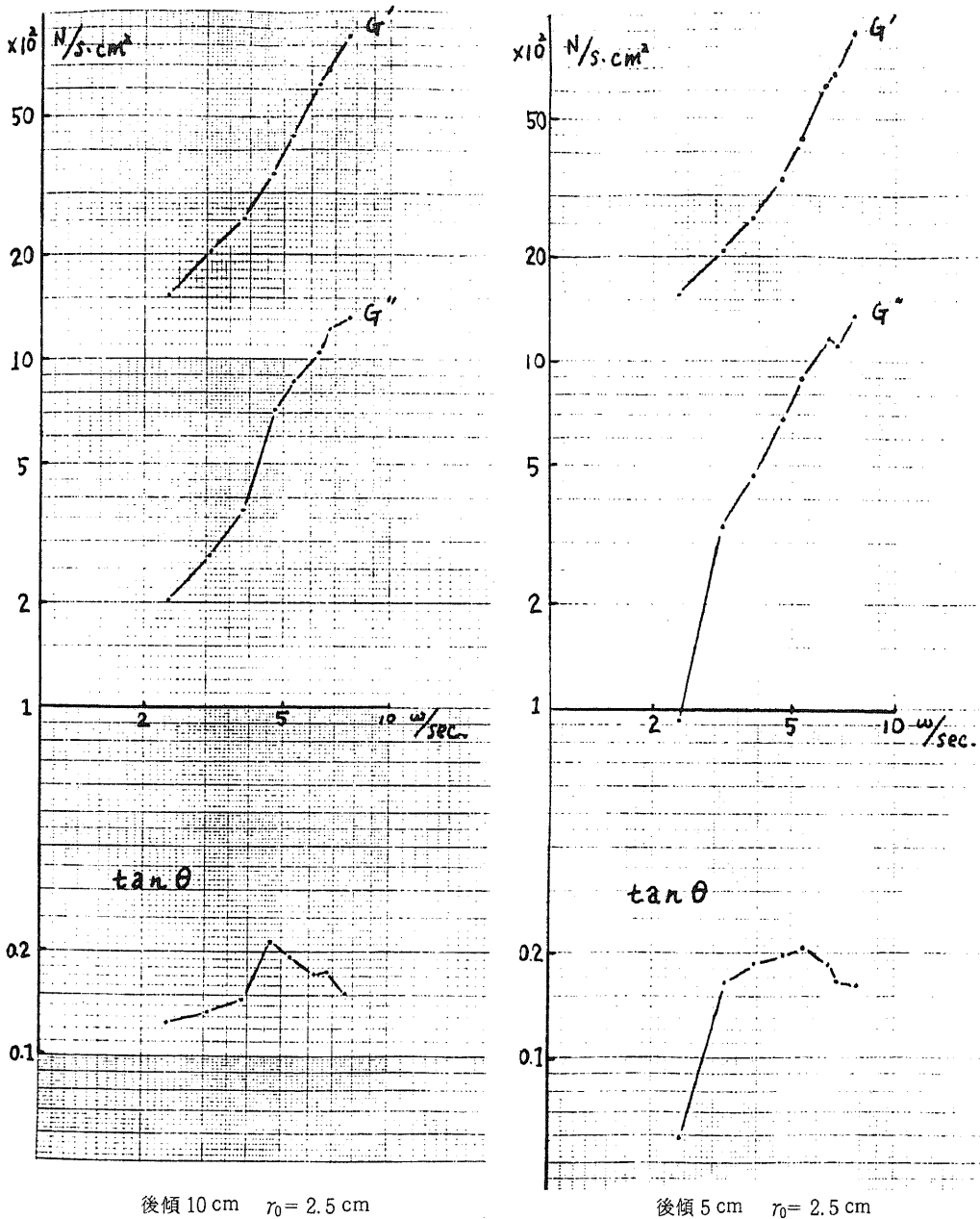
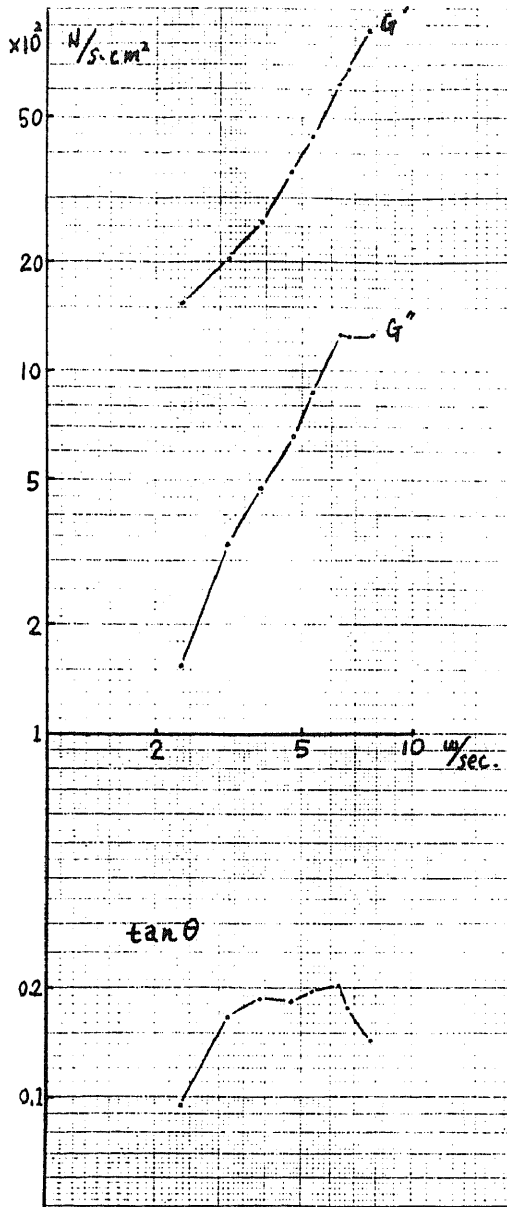


図8 前傾後傾による粘弾性関数の $\omega$ 特性

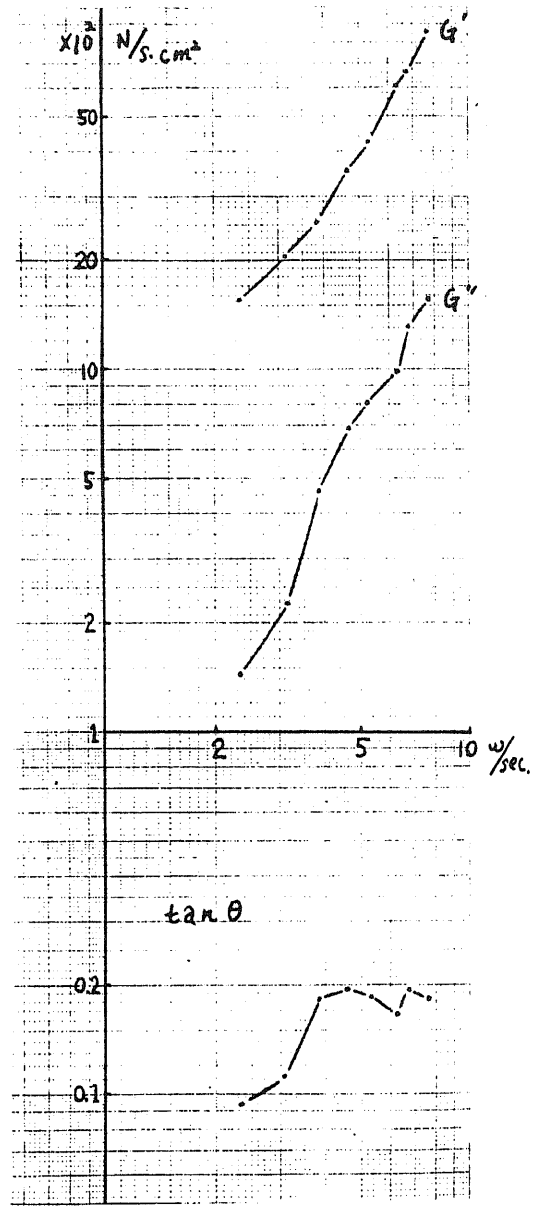
子の中で、生体の下半身の断面積が、脚間の大小によって変化することを想定して、脚間による粘弾性方程式の parameter が如何なる変化をするかを実験的に確かめた。S の変化によって、 $G'$ 、 $\eta'$  の値は動く筈であるが、もし  $G'$ 、 $\eta'$  の値が一元的に生体では定まった値であるとする、S の変化により、線型粘弾性復元力は変化しなければならない。

そこで、一元的な比較をするため、鹿野及び著者の

データで、全剛度を  $G$  の絶対値として、 $|G| = \sqrt{(G')^2 + (G'')^2}$  として計算すると、脚間30cm、 $r_0 = 2.5$ cmでの  $\omega$  2.24rad/secの値は著者では1540N/S・cm<sup>2</sup>であるのに対し、鹿野は1511N/S・cm<sup>2</sup>となり、又、 $\omega$  4.48rad/secでの値は、著者は3375N/S・cm<sup>2</sup>、鹿野は3284N/S・cm<sup>2</sup>となる。これによると、鹿野と著者の間に実験データの相違があるが、これは実験日時や身体の状態も異なり、厳密な一致は期待されな



前傾 5 cm  $r_0 = 2.5$  cm



前傾 10 cm  $r_0 = 2.5$  cm

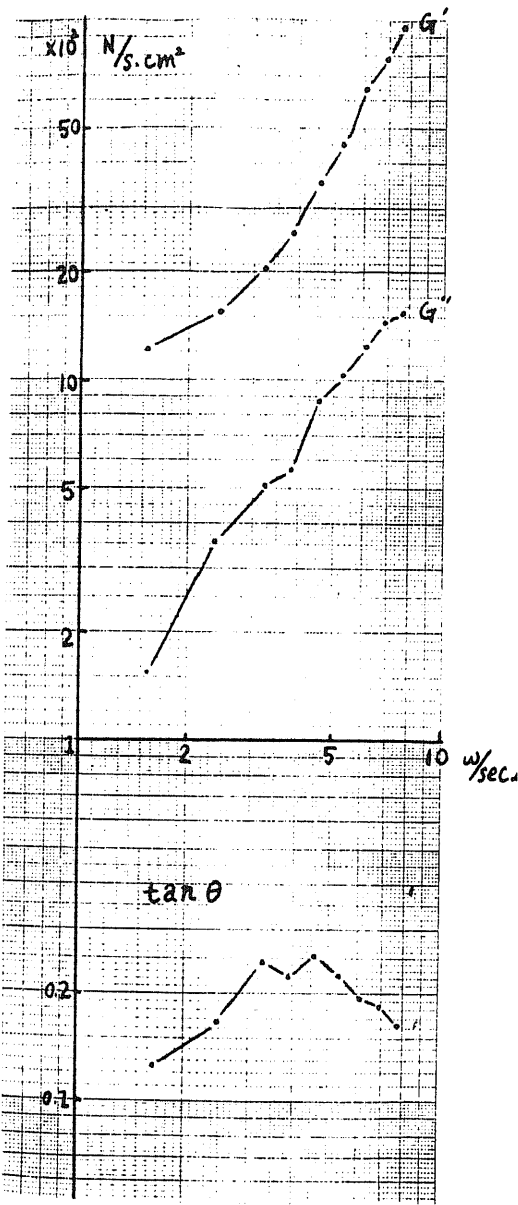
図8 前傾後傾による粘弾性関数の  $\omega$  特性

い。

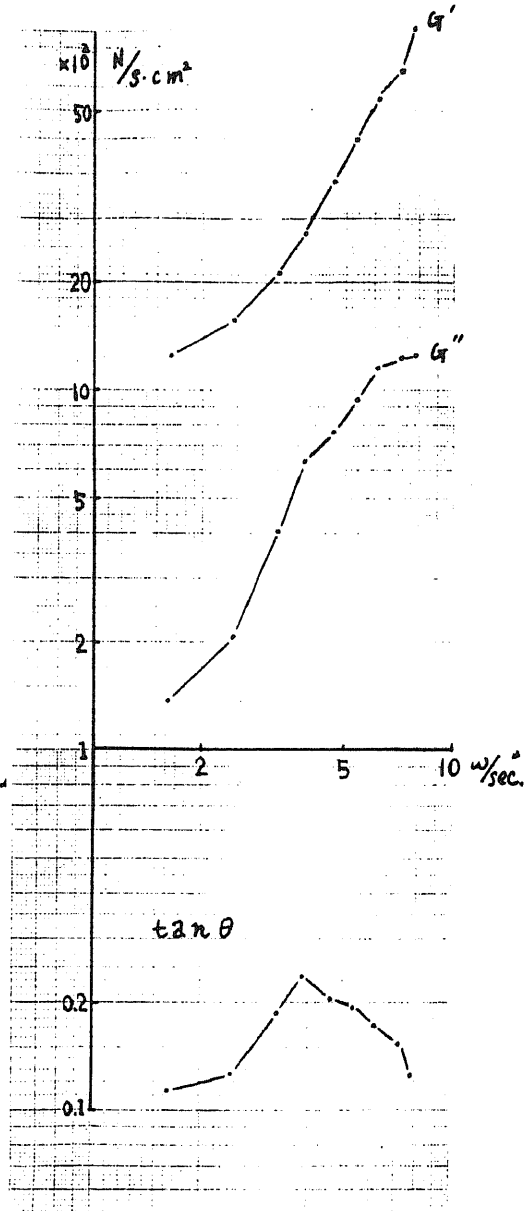
今仮に、両足部によって囲まれる支持面積が脚間の変化により影響される——足部の長径は一定であるからこれを仮に長方形とみなせば支持面積は脚間に比例する——ことより、もし脚間による変化が、形状因子による変化によるとすれば、鹿野の求めた同じ運動単位系を用いた測定により計算されたデータでは、脚

間に比例した測定値が得られなければならないが、脚間による変化が断面積に対して、全く逆の変化となっている。従って、これは単に断面積による変化ではなく、脚間による生理的の反応とみなしてよい。

$\eta'$  についても同じ力学単位系  $N/S \cdot cm^2$  を使用しているから、その実験結果を見ればこのことが言える。この関係を力学的に考察すると、脚間距離の短縮



左傾 5 cm



右傾 5 cm

図9 左傾右傾 5 cm の時の粘弾性関数の  $\omega$  特性

によって重心の線型復元力が増加すると考えられる。このことは、結果的に重心の移動距離が小さくなったことと同じ意味がある。従って、生体は支持面積の縮小によって、合目的に重心移動の自由度を拘束していると考えられる。

以上のことを、分子の運動と比較すると興味ある展開が期待される。即ち、分子運動は温度による影響を

受け易く、例えば、温度の低いところでは分子運動は拘束されるが、高いところでは活発になるという現象に類似している。物質系においても同様に、粘弾性関数を温度による変化によって捉えた場合、著者の実験結果を考察する際に非常に参考となる。運動の自由度が拘束されれば物質の貯蔵弾性率は増大するが、しかしながら、著者は角速度  $\omega$  についての系統的な実験

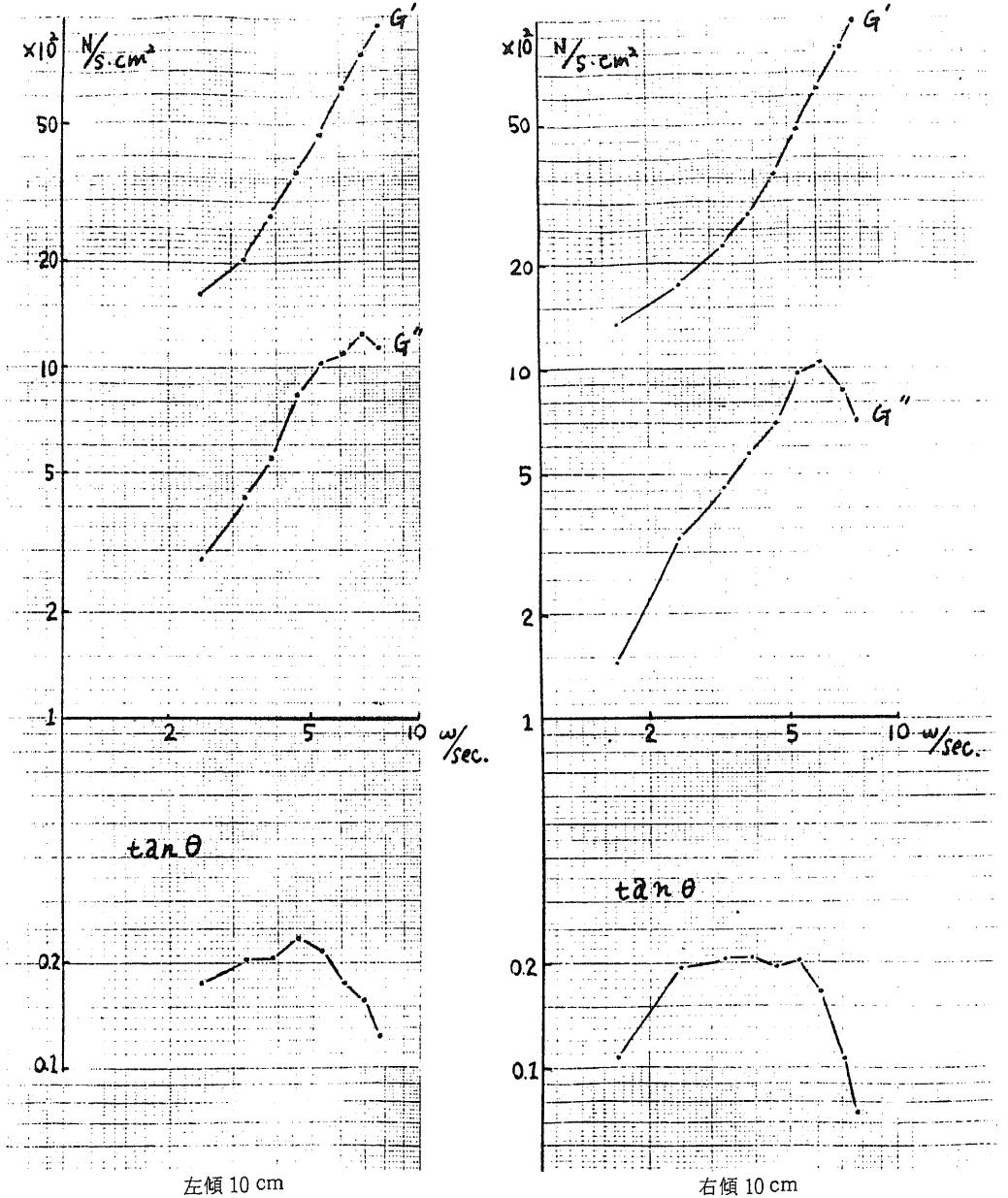
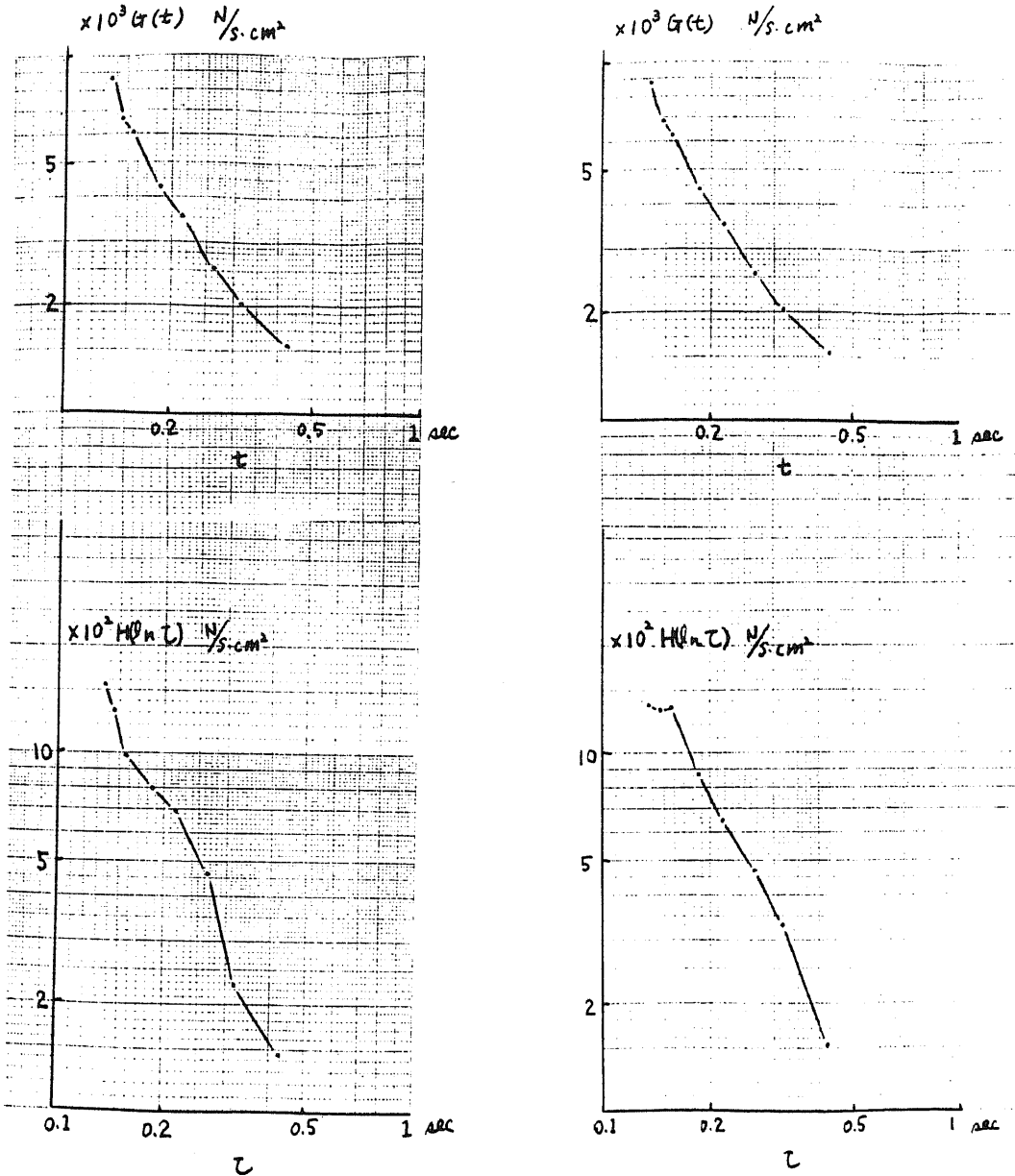


図10 左傾右傾 10 cm 時の粘弾性関数の  $\omega$  特性

を行っていないため、脚間の  $G'(\omega)$  より  $G(t)$  の変換を行ない得ないので、未だ不十分であるが、将来粘弾性関数を決定するために、換算変数法として応用される可能性がある。生体においては、随意運動制御特性が、角速度  $\omega$  の増加とともに不安定となることは、既に servoanalysis の立場より明らかである。

例えば、森貞の実験ではその線型範囲内での上限が 4 cps であると述べているが、利得曲線からは正確な追従動作の限界は 1 Hz 前後であって、鹿野が述べた  $\omega = 20 \text{ rad/sec}$  までの条件設定は困難である。又、鹿野の実験から、線型応答の下限が限定されているので、著者の実験における設定条件、即ち、脚間対角速



前傾 10 cm  $\tau_0 = 2.5 \text{ cm}$

前傾 5 cm  $\tau_0 = 2.5 \text{ cm}$

図11 前傾後傾の変化による緩和弾性率(上図)と緩和スペクトル(下図)

度特性による換算変数による実験方法の展開が望まれる。

次に、線型を示すも全く位相遅れのない人について考察する。負荷しない時と負荷した時の  $G'$  を、 $\log G'(\omega)$  対  $\omega$  で比較すると、実験結果でも述べた如く、負荷質量の分のみ  $G'$  が上昇していることが判

った。従って、正確に負荷に比例した生理的な反応が示されたことを表わしている。一方、 $\eta'$  が増加したことは、生体反応そのものによるものか、又は荷重が増えたために生ずる関節の抵抗の増大によるものか、又は Reyleigh の定常振動——多自由度の振動——の定理によれば、振動子が相互作用している時、もし

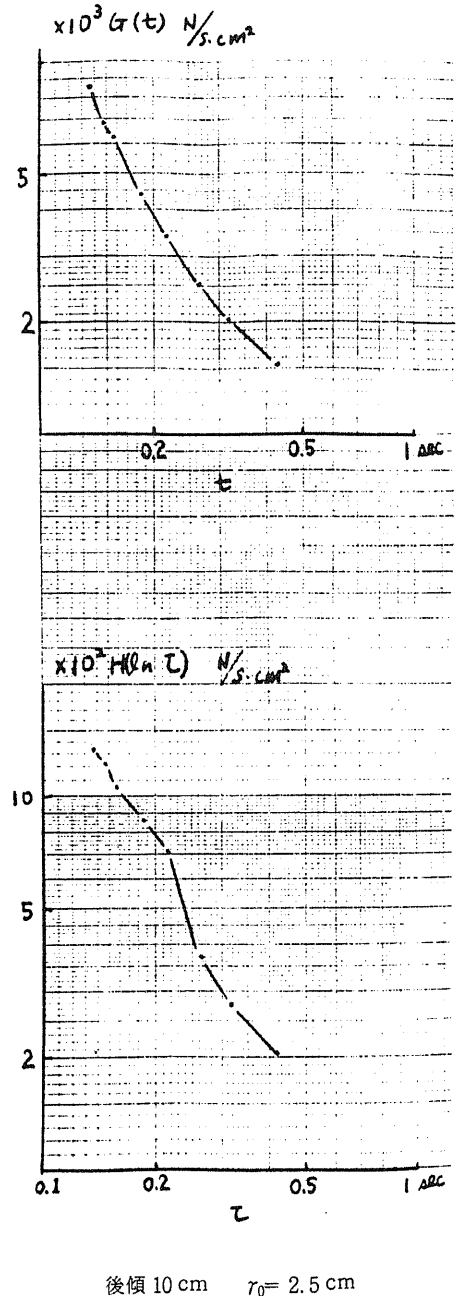
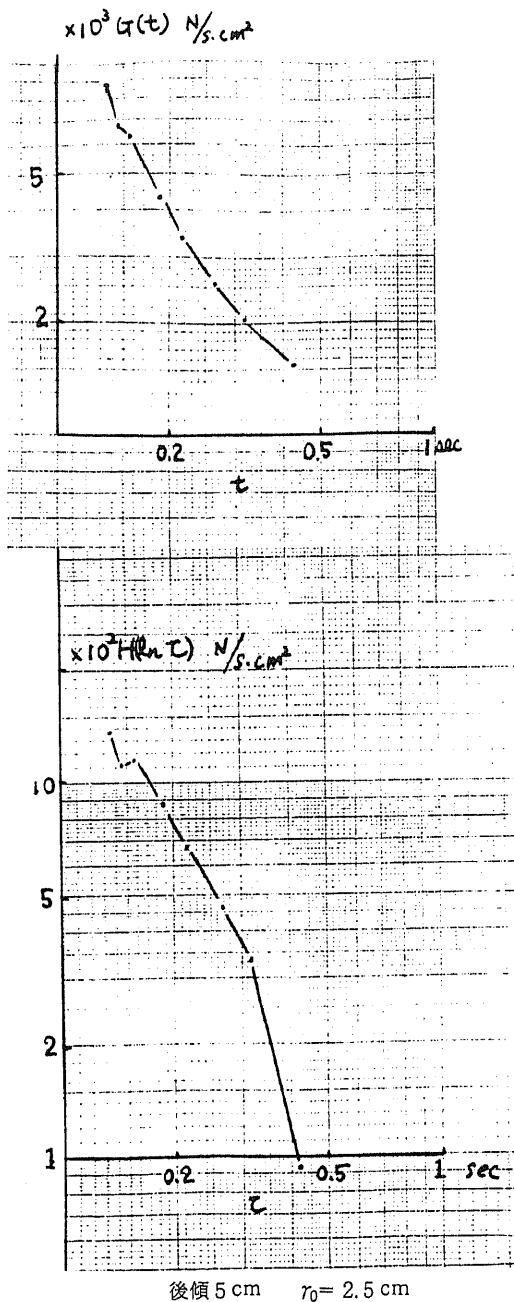


図11 前傾後傾の変化による緩和弾性率(上図)と緩和スペクトル(下図)

も振動子のうちの1個の質量を大きくすれば、全ての固有振動数は低くなるという。このために、角速度  $\omega$  の低いところでも質量負荷による  $\eta'$  の測定が可能となるのかもしれない。

いずれにしても、前述した式から考えると、 $\eta'$  は  $M$  と  $\omega$  により左右されるのである。 $\omega$  に関しては機械の性能上の問題もあり、 $M$  の方法にしても、物

を身体に取り付けるという点で、生体の刺激応答反応をみるという視点から考えると好ましくないで、特に位相の遅れを示さない人に対しては更なる方法論の展開が必要である。

物質系の粘弾性的性質は、粘弾性関数  $G(t)$ 、 $G'(\omega)$ 、 $G''(\omega)$  のうちいずれかを完全に決めれば良い。実験で得られたこれらの関数の比較は、これらから

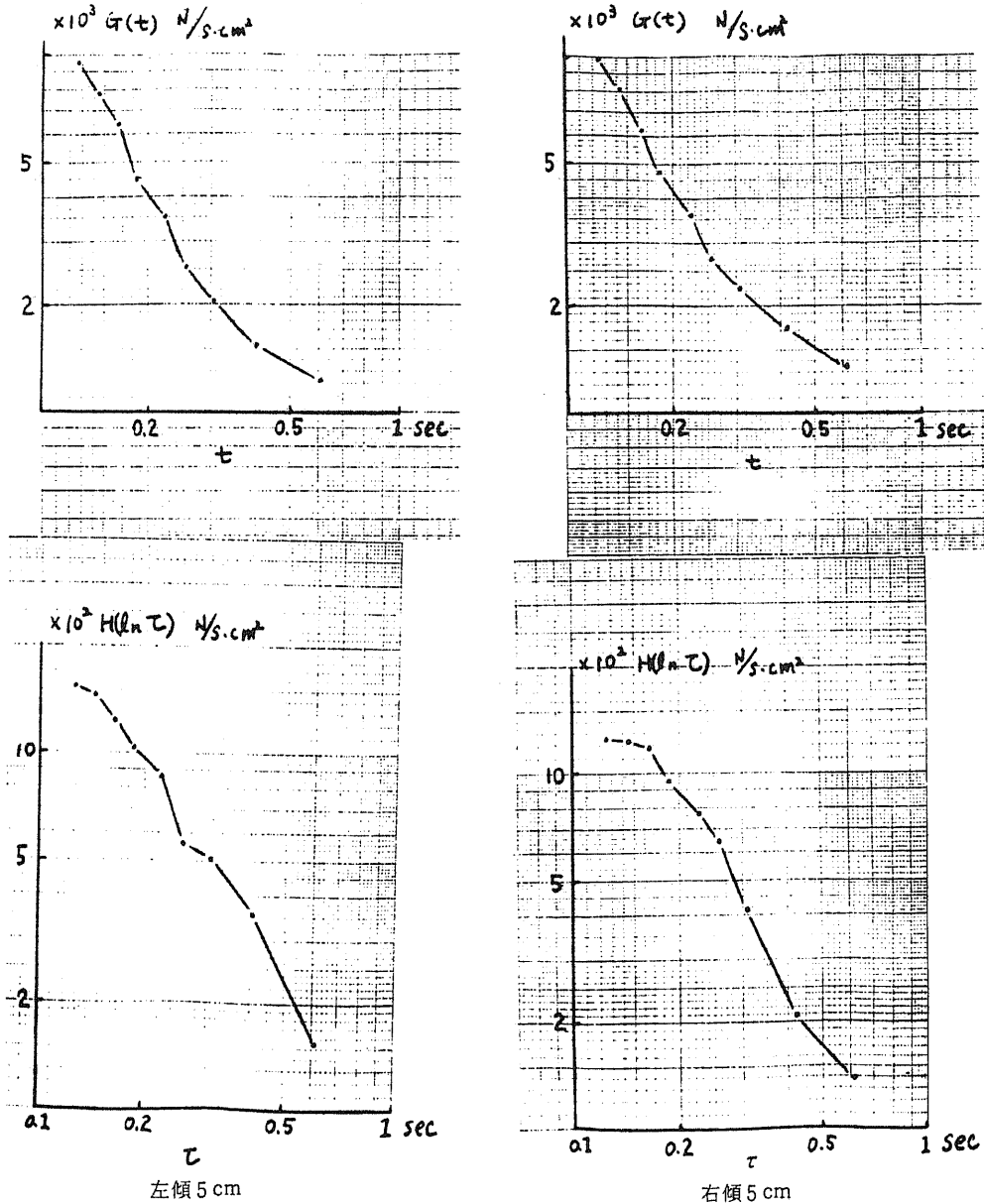


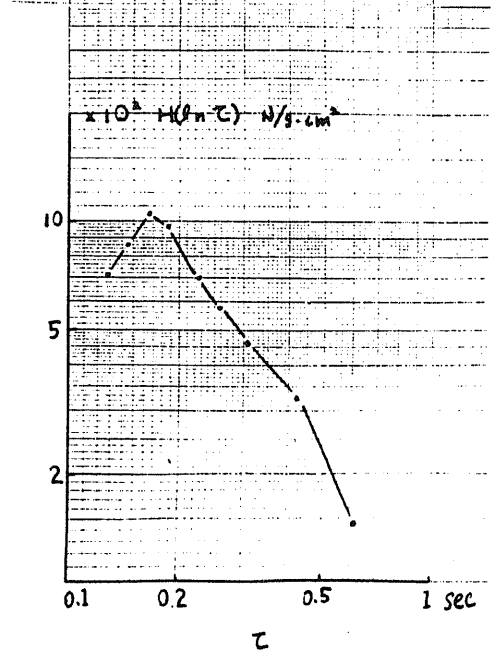
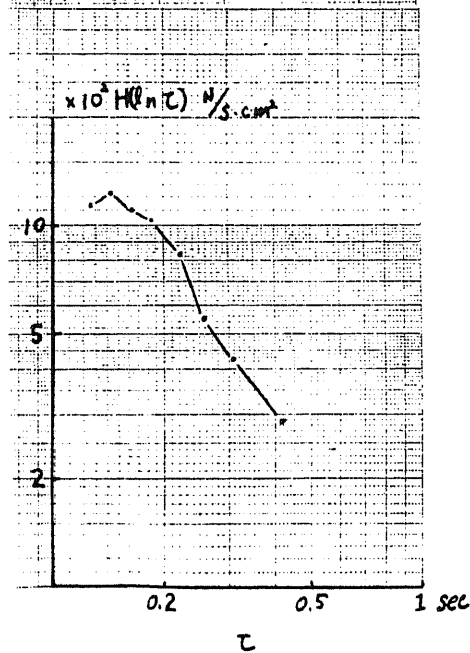
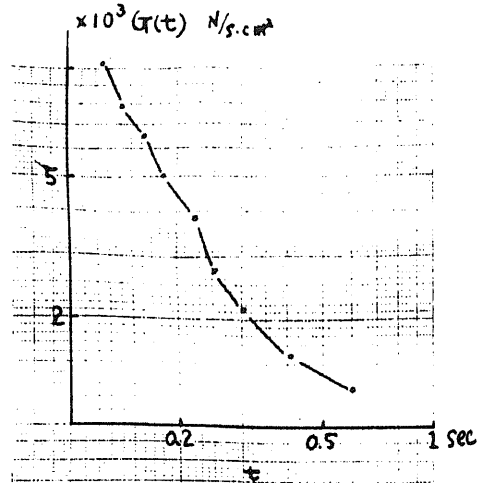
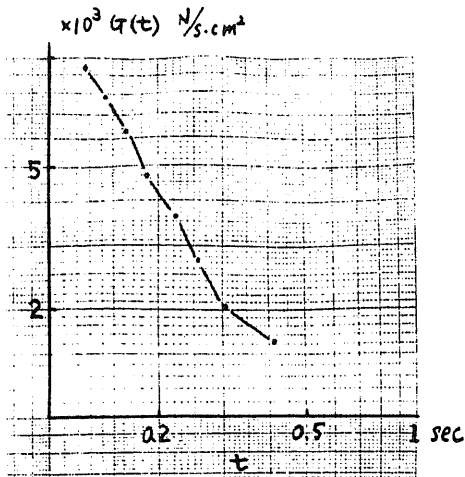
図12 左傾右傾 5 cm の時の緩和弾性率 (上図) 緩和スペクトル (下図)

ベクトル  $H$  を求めた上ではじめて統一的行なうことができ、これがスペクトルの効用でもあることは、今までも述べた。そこで、粘弾性関数の近似的相互関係より、 $G'(\omega)$  より直接緩和スペクトルを計算する方法がある。例えば Schwarzl & Staverman の方法（第三次近似）によれば、

$$H(\tau) = dG' / d \ln \omega - \frac{1}{4} d^3 G' / d (\ln \omega)^3 \Big|_{\frac{1}{\omega} = \tau}$$

であり、又、Okano & Fujita の第一次近似によると、

$$H(\tau) = \frac{1^2}{2\pi} \left[ \frac{dG'}{d \ln \omega} - \frac{1}{2} \frac{d^2 G'}{d (\ln \omega)^2} \right] \Big|_{\frac{1}{\omega} = \tau}$$



左傾 10 cm

右傾 10 cm

図13 左傾右傾 10 cm の時の緩和弾性率（上図）  
緩和スペクトル（下図）

があり、その他 Williams と Ferry の  $G'(\omega)$  の  $\log\text{-}\log$  プロットの勾配より算出する方法も二、三あるが、いずれも計算が複雑で実際に応用するには著者の知識が及ばぬため、紹介するにとどめておく。

#### 前後の移動について

$G'$ 、 $G''$  の傾向は、前傾後傾の有無に拘らず又、自然立位に於ても同様で、同じ勾配を持つ増加関数となっていることが判った。これは、人・直立姿勢そのものが、その前後の動きによって、粘弾性関数或いは緩和スペクトルより、生体の全体の応答として見た場合には影響はみられないことが判った。ここで、小片の述べている筋活動電流による直立姿勢に関する研究によれば、対称型直立姿勢の分類で正常型では、下肢帯筋では *M. gluteus maximus et medius* が中等度に働いており、大脳筋では *M. biceps femoris* の内 *Caput breve* は中等度働いているが、*Caput longum* は弱く、*M. adductor magnus* 及び *M. quadriceps femoris* は全く働いていない。下腿筋では *M. gastrocnemius* が中等度に動き、*M. soleus* が最も働いているが、*M. tibialis anterior*、*M. fibularis longus* 等は全く働いていない。以上まとめると骨盤へ股関節を固定する筋群と身体の前方への転倒を防ぐ筋群が主として働いている。一方緊張型直立姿勢では脊椎が伸展している為に、*M. sacrospinalis* 等の背筋群が最も動き、更に股関節の固定に関与している *M. gluteus maximus et medius* も正常型より強く働いており、大脳筋では *M. biceps femoris* は *Caput longum* 及び *breve* 共に強く働き、正常型で全く働いていなかった *M. quadriceps femoris* が可成り強く働いているものの、*M. adductor magnus* は作用せず、下腿筋では *M. soleus* 及び *M. gastrocnemius* は正常型より強く働いているものの、足部の背屈筋群は正常型と同様働いていないと述べている。

又間野の述べている水浸法による実験的低重量状態における人体直立位の筋電図学的研究によれば、前傾時には下腿三頭筋の放電が増大され、H波の振幅が増大し、後傾時では下腿三頭筋の放電は減少し、前脛骨筋の放電が増大し、この状態でのH波は著明に抑制され、人体の直立姿勢の保持には、下腿三頭筋の伸張反射が極めて重要な役割を演じている。

局所的な実験結果が、全体の応答に影響を及ぼすならば、著者の実験における  $G'(\omega)$  はその影響を受ける筈である。しかしながら、著者の実験データからは、全生体反応は影響されないことが判った。これは重要なことで、生体反応は与えられた力学的刺激の方

向に規定されており、交叉次元への影響は少ないものと考えられ、鹿野の設定条件の一つである交叉次元への随意運動負荷の方法は用いてよい手段であることが想定される。

最後に、左傾右傾の変化では、 $G'$  に関しては他の実験データと同様に、各  $\omega$  に対する値はほぼ同じで、その傾向も同じであるも、 $G''$  に関しては、左傾右傾10cmの場合と左傾右傾5cmの場合とでは若干趣きを異にしていることは実験結果でも述べた。

この様な非対称直立姿勢で参考となる筋電図学的検索に於ては、この状態を、自然立位と片脚起立の中間と見做し、森田の変形性股関節症に対する筋解離術の筋電図学的研究によれば、片脚起立では、起立始めより、反射側の下肢の着地直前まで、中小殿筋の放電が大で、主動作筋であり、大腿筋膜張筋は補助筋であり、時に大腿直筋や内転筋群が作用することがあるのに対し、自然立位では、中小殿筋、大腿筋膜張筋、大腿直筋、内転筋群は共に *electrical silence* であると述べている。このことを対称型直立姿勢と比較すれば、大きな差違であり、生理的背景に大きな違いが有ると想像される。事実著者の実験でも、左傾右傾5cmでは自然立位とほぼ同じ傾向にあるが、左傾右傾10cmの場合、 $\omega = 6 \text{ rad/sec}$  或いは  $\omega = 7 \text{ rad/sec}$  で極大を示している。これを緩和スペクトルでみると、時定数  $\tau$  がほぼ150msecと想定され、自然立位と比較して大きい値となっている。即ち、重心の着地点が両脚間支持面の端に移った場合、合目的に重心の復元力が増すことによって緩和されにくい状態になっていると解釈される。然し実際には生体はこの様な極端な左傾右傾を行なった場合には、足を送ろうとするか、或いは重心を低く移動させてより安定な状態に移行することが想定されるが、著者の実験に於ては、実験の条件設定のために、閉ループを形成している為に先に述べた様な結果となって現われたものと思われる。

以上、著者は粘弾性理論を用いて直立姿勢での種々の変化においてレオロジカルな手法を用いて検討を試みたが、今後更に、この手法を用いて、例えば股関節、或いは膝関節の如き荷重関節の変形や、神経系の障害についての力学的背景を知る手がかりを得たいと考えている。

#### 結 論

著者は、鹿野の開発した装置を使用し、レオロジー的手法を用いて、種々の強制直立姿勢における貯蔵弾性率、動的粘性率、更に緩和弾性率、緩和スペクトルを作図し次の結論を得た。

1. 脚間と角速度による変化では、貯蔵弾性率は  $\omega=2.24\text{rad/sec}$  ではさほど変化は認められないが、 $\omega=4.48\text{rad/sec}$  では脚間の縮小と共に増加している事が判明した。動的粘性率と損失率は何れの角速度でも著しい変化を見るが、この変化は自然立位の両踵間距離を境にして力学応答様相が異なっている事を示していた。更に脚間対角速度特性をみることにより換算変数法による実験方法の可能性が考察された。

2. 線型を示すも全く位相遅れを示さない正常人に質量を負荷すると、質量増加分に相応する貯蔵弾性率の増加をみ、 $G'(\omega)$  対  $\omega$  の関数は正の勾配を持つ直線となり動的粘性率の測定が可能となった。

3. 前傾後傾による変化では、貯蔵弾性率、損失弾性率は自然立位と同様な増加関数となっており、著明な変化は認められず、これにより生体は与えられた力学的刺激の方向に規定され、交叉次元への影響は少ないと考えられた。

4. 左傾右傾による変化では、貯蔵弾性率、損失弾性率は共に自然立位と同様に単調な増加関数となっているものの、極端に左傾右傾を強制すると自然立位と比べて損失弾性率の極大は角速度の低い所に移り、緩和スペクトル強度は左傾では時定数143msecで極大を有し右傾では時定数163msecで極大を有していることが判った。

稿を終えるに臨み終始変らざる御指導を賜り、御校閣頂いた恩師高瀬武平教授に深謝すると共に、直接御指導御鞭達頂いた助手鹿野尚英先生に謝意を表します。

#### 文 献

- 1) Braune, J., et al : Uber den Schwerpunkt des menschlicher Körpers nit Rücksicht auf die Ausrüstung des deutschen Infanteristen, Abh. d. Kgl. Sächs. Ges. d. Wissensch. Mat. Phys. Klasse, 26, 562 (1889).
- 2) Ferry, J. D. : Viscoelastic properties of Polymers, John Wiley, 1961.
- 3) Fischer, O. : Der Gang des Menschen, Abh. Kgl. Sächs. Ges. d. Wiss., Math. Phys. Klasse, Part 1, Bd. 21 (1895).
- 4) Fischer, O. : Kinematik organischer Gelenke. F. Vierweg, Braunschweig, 1907.
- 5) Granit, R. : The Basis of motor Control, London, Academic Press, 1970.
- 6) Hermann, L. : Pflügers Arch., 15, 191 (1877).
- 7) 飯田光男 : Manual control system のサーボ分析的研究, 精神々経学雑誌, 64, 521 (1962).
- 8) Joseph, J. et al : Electromyography of certain hip muscles, J. Anat., 91, 286 (1957).
- 9) 鹿野尚英 : 人・直立姿勢のレオロジー, 日整会誌投稿中.
- 10) 間野忠明等 : 水浸法による実験的低重量状態における人体直立位の筋電図学的研究, 脳波と筋電図, 1(2), 199 (1972).
- 11) 岩柳茂夫 : レオロジー, 朝倉書店, 東京, 昭和46.
- 12) 森田裕文 : 変形性股関節症に対する筋解離術の筋電図学的研究, 中部整災誌, 16, 425 (1972).
- 13) 森貞近見 : 人間の手関節の機能分析—サーボ分析の立場から2, 3の末梢神経疾患をめぐって—, 日整会誌, 45, 639 (1971).
- 14) 小片 保 : 筋活動電流による直立姿勢に関する研究, 人類学雑誌, 62, 61, 昭和26.
- 15) Reynolds, E. et al : A metho of Determin the position of the centre of ravity in its relation certain bony landmark in the erect position, Amer. J. Physiol., 24, 286 (1909).
- 16) Reuleaux, F. : Theoretische Kinematik, Braunschweis, 1875.
- 17) 戸田盛知 : 振動論, 培風館, 東京, 昭47.
- 18) 東京電気大学 : 自動制御の基礎, 東京電気大学出版部, 東京, 昭和35.
- 19) 和田八三久編 : 力学物性, 共立出版, 東京, 昭和43.
- 20) Wiener, N. : Cybernetics, John Wiley, 1943.

#### Abstract

Using the experimental instrument which Dr. Kano developed, I calculated the dynamic modulus and the loss modulus by means of rheological method and then obtained relaxation modulus and relaxation spectrum in the internal stress in strained erect posture. The following results were obtained;

- 1) From dynamic modulus and dynamic viscosity in the relation of length

between heels and  $\omega$ , I recognized the possibility that the relation " $\omega$  to length between heels" would be useful for the reduced variables in this experiment.

2) In the experiment of weight tolerance, I found no change of the internal stress *in vivo*, and the change of the value was the increase of dynamic modulus of its added weight.

3) In the change of the sway to forward or backward, I found no change of dynamic modulus and loss modulus as in standing at ease so that the parameter of Dr. Kano's experiment in voluntary control in cross dimension due to internal stress *in vivo*.

4) Relaxation spectrum was most influenced by sway to left or to right.

---