

人体の衝撃インピーダンスとシミュレーションに関する研究

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/2297/8724

人体の衝撃インピーダンスとシミュレーションに関する研究

金沢大学医学部公衆衛生学教室 (主任：岡田 晃教授)

前 田 和 幸

(昭和53年5月11日受付)

近年輸送技術も急速に進展し、それに伴って高度に発達した輸送手段は、人間が本来もっている移動速度に関する能力の限界をはるかに越える速度で運行し、そのためスピード環境とでもいうべき新しい環境因子に注目しなければならない現状にあるといえる。この人間が日常においても暴露する機会が頻繁に増加しているスピード環境に関してとくに問題になるのは、その際に適用される人間の耐容可能な限界を逸脱した力であり、この力によってさまざまな影響、障害が誘起されることになる。

スピード環境に暴露することによって直接的に作用するものとして抽出されるのは衝撃であるが、これは数種の外力の総称であって、急速、かつ作用を与えるのに十分な大きさをもった力を指している¹⁾。衝撃は、エネルギー状態変化が問題とされる騒音、振動の如き energy nuisance に相当するが、大気汚染物質、水質汚濁物質などは異なり、人間自身が感知できるという特長をもっており、いうならば新しい物理的環境因子としてとりあげられるものといえよう²⁾。スピード環境に関連ある衝撃は、交通事故の場合のように衝突という現象で遭遇して問題になるものであるが、墜落事故でもこの衝撃の大小が損傷の程度に関連を有し、爆風の際にもこれが agent として特記されることになる。たとえば自動車衝突の場合に、自動車と物体とが衝突することを1次衝突、乗員が車内構造物と衝突したり、衝突時の車外放出、歩行者が走行車輛に激突したりする場合などを2次衝突と称することがあるが³⁾、運動中のある質量と、運動あるいは停止している他の質量との衝突として衝撃は定義されており、極めて急激に負荷され、作用時間も短く、しかも大きな変位であることが特長とされている⁴⁾⁵⁾。

環境外力であるこの衝撃に関する研究として、生体の損傷発生、損傷、傷害発生の機構、低レベルの衝撃では主観的反應、生理的反應、心理的反應に関するも

などをあげることができるが、物理的な刺激でもあるので人体の力学的応答特性についても理解しなければならない。損傷にしても生理的・心理的反應にしても、また耐性限界や許容限界を明らかにするためにもその基礎にあるのは環境外力である種々な衝撃に人体がどのような力学的応答を示すかを知ることである。すなわち外力負荷に対する人体の特性として他覚症状、生理・生化学的変化、病理学的変化などで把握できるほか、力学的な側面からは機械インピーダンス (機械振動波に対するインピーダンス)、衝撃インピーダンス (機械衝撃パルスに対するインピーダンス)、衝撃波の伝達特性 (入力対出力の特性)、人体各部の変位変形、音響インピーダンス (音響振動に対するインピーダンス) などで追究することができる。機械インピーダンスに関しては ISO (International Organization for Standardization, 国際標準化機構) でも国際的な基準の制定に努力している現状であり⁶⁾、この規格の案にもいくつかの研究⁷⁾⁸⁾が引用されているが、このような人体特性についての統一的理解は、振動、衝撃などの予防対策を確立するためにも先決的な課題である。

衝撃に関して衝撃インピーダンスは、衝撃とそれに対する人体応答、すなわち外力と生体とを人間機械系として取扱う場合それを知ることは甚だ重要であり、衝撃環境を理解するための基礎ともなるものである。このためには人体に衝撃を加える装置、衝撃力の測定などが必要となるが、まづこれらが可能なように装置を改良し、本研究では衝撃インピーダンス、モビリティ、動ステイフネスなどを求めて人体の衝撃応答を明らかにすることを試みた。また人体、とくに表面は種々な性質をもつため特性の追究には多方面からの考究が必要であるが、固有な性質の追究には力学的機械的アプローチが役立つものであるので、力学的特性が類似する材料を選定することによりシミュレートすることも試みた。

Studies on the Human Impact Impedance and its Simulation. Kazuyuki Maeda, Department of Public Health (Director: Prof. A. Okada), School of Medicine, Kanazawa University.

研究方法

人体に衝撃を加えるための装置、測定装置および被験者、測定条件などは次のようなものであるが、岡田・中村によって試作され、木下、嶋、稲垣⁹⁾¹⁰⁾らによって応用された装置を基礎としており、力ピックアップも備えて力検出も可能にしたものであるが、ハンマーはとくに固定しないで衝撃を加えることにした。

1) ストライカ

衝撃外力を加える装置であるストライカは、ハンマ、

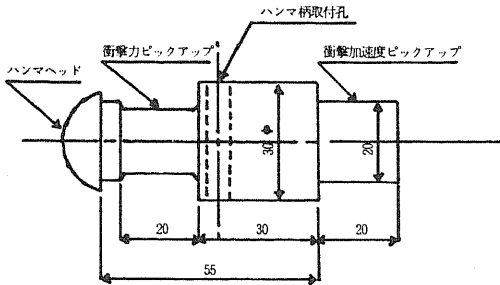


図1 ハンマ

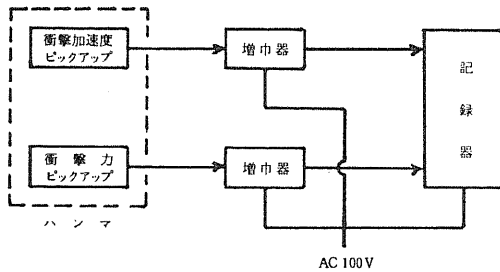


図2 測定系ブロック線図

ハンマの柄などから成っており、本来の装置はこのほか支持棒、分度器などからなっているが、任意の衝撃を加え、これに対する応答のみから解析することにしたので本研究では支持棒、分度器を用いてはしない。ハンマ部は直径28 (mm) × 長さ240 (mm)、ハンマの回転半径Rは215mmで、図1の如き構造になっていてハンマには衝撃力ピックアップを内蔵しており、図に示してある部分で加速度ピックアップをとりつけ得る構造になっており、実験時には加速度ピックアップをとりつけて使用した。

2) 測定装置

ストライカと測定装置の全体を、測定系のブロック線図で示したのが図2である。

すなわち測定装置は検出器、増幅器および記録器などからなっており、衝撃加速度ピックアップ、衝撃力ピックアップなどはハンマにとりつけてある。測定装置の周波数特性はDC ~ 60Hz間で一様に平坦であった。

衝撃力ピックアップ：ピックアップはストレインゲージ形であってハンマに内蔵してある。

(主要性能)インピーダンス120 (Ω), ゲージファクター2.0, 感度40 (μσ/kgf), 大きさ18 (φ) × 20 (mm)

衝撃加速度ピックアップ：ストレインゲージ形GAIピックアップを使用した。

(主要性能)インピーダンス120 (Ω), ゲージファクター2.0, 固有振動数100 (Hz), 感度一様の範囲DC ~ 60Hz, 感度116 (μσ/G), 大きさ20 (mm) × 20 (mm) × 20 (mm), 重量40 (g)

増幅器：5 (kHz)の搬送波をもったストレイン増幅器を使用した。

(主要性能)ゲージ電源発振周波数5 (kHz) (± 5

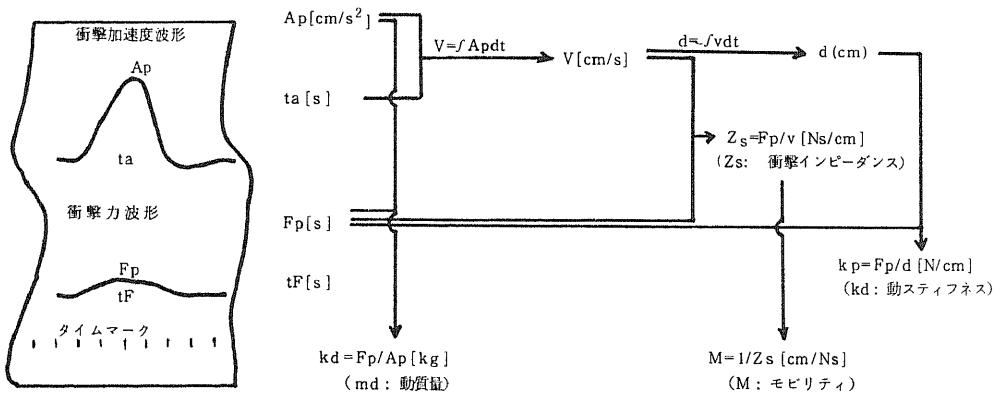


図3 データ処理

%ブリッジ電圧0.5~2.5 (Vrms),周波数特性DC~2 (kHz) (±10%),信号対雑音比ATT=1の時-40 (dB)以上,これ以外の時-46 (dB)以上,出力

最大電圧±10 (V),最大電流±75 (mA) (負荷133Ω),直線性±1%FS以内,電源Ac100 (V),10 (VA),大きさ50 (mm)×35 (mm)×19 (mm)H:重量3 (kg)

記録器:ポータブル直記式電磁オシログラフで,G170B形振動子を使用した。

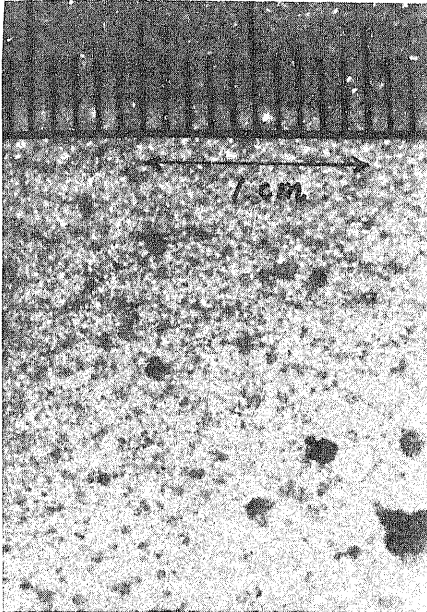
(主要性能)光源超高圧水銀灯,記録感光紙幅127 (mm)×長さ35 (m),電源AC100 (V),300 (VA),大きさ300 (mm)×420 (mm)×195 (mm)H,重量18.5 (kg)

(振動子性能)制動方式電磁式,周波数特性DC~100 (Hz) (±5%),コイル抵抗22 (Ω),外部制動17 (Ω),感度0.3 (mm)/μA,最大安全電流1 (A)

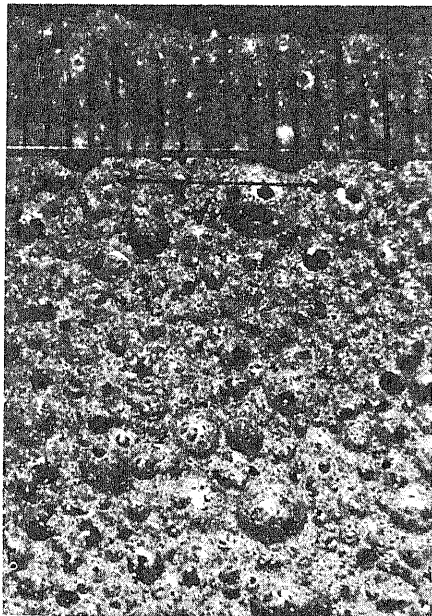
3)被検者ならびに測定条件

被験者は健康男子73名であり,その内訳は19才以下5名,20~29才30名,30~39才16名,40~49才11名,50才以上11名である。

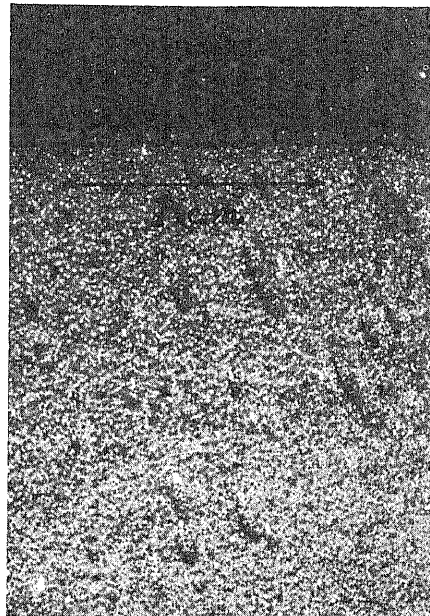
測定部位は前額部(眉間点より上方4~5cmの部位),側頭部(側頭窩で頬骨前頭突起後方,頬骨弓の上方4~5cmの部位,左右),膝(膝蓋靭帯,立位と坐位の状態でそれぞれ左右),背部(肩甲棘内側端の高さで背柱中央部の点),殿部(尾骨の先端と右上後腸骨棘とを結び,それを一辺とした二等辺三角形の他の点,左



A. プルコランスポンジ
(バイエル製)



B. PPG スポンジ
(北辰化学工業製)



C. 発泡ウレタン
(東洋ゴム化学工業製)

図4 実験試料

右) などを選んだ。

4) データ処理

データの算出、処理は、図3に示すように行なった。衝撃加速度波形から A_p (cm/s^2) と作用時間 t_a を読みとり、衝撃速度 V (cm/s) は $k_1 A_p$ (cm/s^2) $\cdot t_a$ (s) から得たが、 k_1 は衝撃加速度波形により異なり 0.505 ~ 0.636 の値をとる。衝撃力波形から F_p (kg) を読みとり $1\text{kg} = 9.807\text{N}$ なる関係から F_p (N) を得、衝撃力 F_p (N) と衝撃速度 V (cm/s) から衝撃インピーダンス Z_s (Ns/cm) を算出した。データ処理に際してはクロスチェックをして信頼度の高いデータを採用した。またモビリティ M 、動質量、動スティフネスなども求めて検討した。

5) シミュレーション

生体表面は弾性力学のみで取り扱うことができず、また流体力学でも扱うことのできない中間の性質をもつ粘弾性体であると考えられるが、力学特性の測定結果を参照して力学的特性が類似していると考えられる材料をあらかじめ選び、その試験片の力学的特性を計測して生体の測定結果と対応してシミュレートすることを試みた。この実験試料として生体表面組織に類似した特性をもっているとみられる、A ブルコラン スポンジ、B PPG スポンジ、C 発泡ウレタンなどを用いた。この3種の材料の各試験片の厚さは予備実験によって A は 5 (mm)、10 (mm)、20 (mm)、25 (mm)、30 (mm)、B は 10 (mm)、20 (mm)、30 (mm)、C は 10 (mm)、20 (mm) とした(図4参照)。

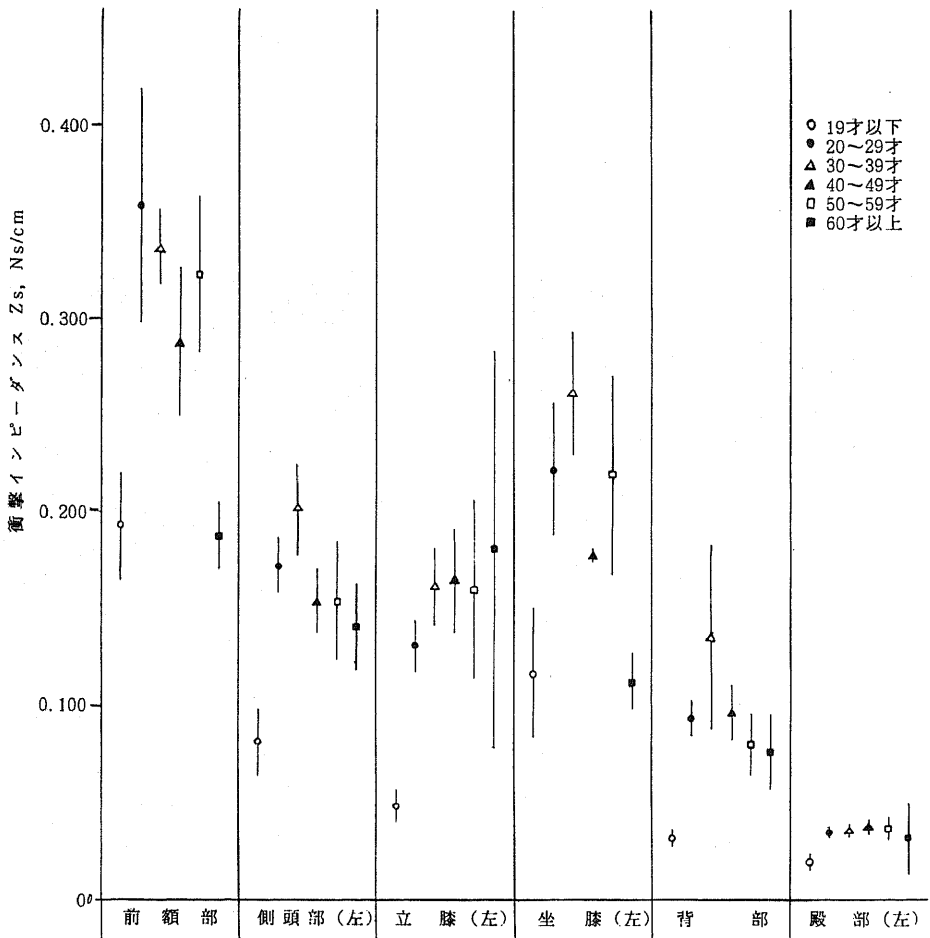


図5 年齢別部位別衝撃インピーダンス (Z_s , 平均値と標準誤差)

結 果

1) 衝撃インピーダンス

人体がうける衝撃の影響では、人体の力学的特性を理解しておくことが先決であるが、衝撃に関しては衝撃インピーダンスが重要な意味をもつ。その基本となる衝撃力は、平均値と標準誤差で表わすと前額部では $10.15 \pm 0.70N$ 、殿部（左、右）では $3.01 \sim 3.09 \pm 0.13 \sim 0.15N$ でそれぞれの部位におけるこの衝撃力の作用時間を平均値と標準誤差で表わすと $0.016 \pm 0.001s$ 、 $0.153 \sim 0.158 \pm 0.008s$ であった。

図5には衝撃インピーダンスを部位別、年令別に平均値と標準誤差で示してある。側頭部、膝部、殿部などをそれぞれ左右で観察してあるが、それはデータの妥当性を吟味するためで、本研究では衝撃の加え方によってデータが影響される可能性があるのこのように観察してみた。その結果、上述の衝撃力、衝撃力の作用時間の数値でも判るように左右差は認められなかったこの図ではそれぞれの部位の左のみを図示することにした。膝の部位では立っている立位の場合と坐っている坐位の場合とではその応答の異なることが想定されたので立位と坐位についてそれぞれ比較することにした。前額部における衝撃インピーダンスは、19才以下、60才以上の年令階級におけるそれを平均値と標準偏差で示すとそれぞれ $0.193 \pm 0.061Ns/cm$ 、 $0.188 \pm 0.024Ns/cm$ であってほとんど同じような値であった。一方20～29才、30～39才、50～59才における衝撃インピーダンスはそれぞれ $0.359 \pm 0.135Ns/cm$ 、 $0.337 \pm 0.076Ns/cm$ 、 $0.323 \pm 0.120Ns/cm$ でほとんど同じような値であり、19才以下および60才以上とは異なっていた。これは何を意味するかについては想定の外をでないが、前額部における衝撃に対する抵抗性が、年少者および60才以上の高年令層になると幾分減弱するように観察された。一方側頭部になると19才以下でのみ $0.081 \pm 0.037Ns/cm$ と他の年令層よりも最も小さい値であり、60才以上の年令層と40～59才代の平均値がそれぞれ $0.141Ns/cm$ 、 $0.155Ns/cm$ で特記すべき差異はなかった。膝部における衝撃インピーダンスを立位と坐位とで比較してみると一般に坐位における方が高値を示し、下肢を屈曲した場合と伸展した状態とでは衝撃インピーダンスも異なった値をとる。殿部における衝撃インピーダンスを平均値でみみると20～29才 $0.035Ns/cm$ 、30～39才 $0.036Ns/cm$ 、40～49才 $0.038Ns/cm$ 、50～59才 $0.037Ns/cm$ 、60才以上 $0.032Ns/cm$ であったが、これは他のどの部位よりも最も小さい値であった。

表1は、この衝撃インピーダンスを各部位別にまとめたものであるが、各部位について平均値と標準偏差で示すと、前額部では $0.323 \pm 0.122Ns/cm$ 、側頭部（左）で $0.165 \pm 0.076Ns/cm$ 、立膝（左） $0.140 \pm 0.073Ns/cm$ 、坐膝（左） $0.209 \pm 0.130Ns/cm$ 、背部 $0.097 \pm 0.090Ns/cm$ 、殿部（左） $0.034 \pm 0.011Ns/cm$ となっている。すなわち前額部におけるそれが最も高値であり、殿部における衝撃インピーダンスは最も小さい値となっていて、前額部は殿部の約10倍の衝撃インピーダンスであった。立膝と坐膝は各年令別にみたところで述べたように坐膝の方が立膝よりも著しく高値であった。また背部におけるそれは殿部に次いで小さく、膝や側頭部の方が比較的高い値であった。

外力は動質量、機械抵抗、ばね常数などの和に相当するが、動質量とはぶつかりあったものの質量に関与した質量であるが、当然のことながら各部位、各条件での数値が大体同じであることが要求され、これが同じであることは衝突条件も同じであったことを意味することになる。したがってデータを検討する際にはこの動質量も算出して吟味する必要があるが、各部位別に動質量を比較してみると、平均値で前額部では $0.312kg$ 、側頭部（左） $0.297kg$ 、立膝（左） $0.270kg$ 、坐膝（左） $0.285kg$ 、背部 $0.293kg$ 、殿部（左） $0.260kg$ であった。すなわち各部位間には有意差は認められず、実験は信頼性の高い条件で行なわれたことが明らかであった。

インピーダンスの逆数をモビリティ mobility というが、表2にそれを示した。モビリティでは標準偏差、

表1. 衝撃インピーダンス (Zs[Ns/cm])

部 位 \ レベル	平均 値	標準偏差	標準誤差
前 額 部	0.323	0.122	0.014
側頭部 (右)	0.181	0.085	0.010
側頭部 (左)	0.165	0.076	0.009
立 膝 (右)	0.148	0.089	0.012
立 膝 (左)	0.140	0.073	0.010
坐 膝 (右)	0.219	0.131	0.018
坐 膝 (左)	0.209	0.130	0.018
背 部	0.097	0.090	0.011
殿 部 (右)	0.037	0.019	0.002
殿 部 (左)	0.034	0.011	0.001

標準誤差が比較的大きい値を示しているが、平均値と標準偏差で示すと前額部では $4.43 \pm 7.54 \text{ cm/Ns}$ 、側頭部(左)では $8.19 \pm 6.14 \text{ cm/Ns}$ 、立膝(左) $10.42 \pm 8.53 \text{ cm/Ns}$ 、坐膝(左) $8.00 \pm 7.77 \text{ cm/Ns}$ 、背部 $15.64 \pm 10.80 \text{ cm/Ns}$ 、殿部(左) $34.00 \pm 16.20 \text{ cm/Ns}$ となっていて殿部のそれが最も大きく、次いで背部で高かった。

2) 動スティフネス

動的なばね常数とでもいうべき動スティフネスは、インピーダンスが抵抗を意味するのに対し、ばねとしての性質を表現するものということもできようが、衝撃インピーダンスと同様に衝撃に対する人体の力学的応答についての特性として意義がある。

これは衝撃力と変位との比として得られ、この動スティフネスを得るにはまず変位 d (cm) を求める必要があるが、速度と衝撃作用時間と常数との積から得られるこの変位を平均値と標準誤差で表わすと、前額部では $0.24 \pm 0.03 \text{ cm}$ 、立膝(左) $0.90 \pm 0.18 \text{ cm}$ 、坐膝(左) $0.79 \pm 0.14 \text{ cm}$ 、背部 $1.47 \pm 0.19 \text{ cm}$ 、殿部(左) $3.63 \pm 0.40 \text{ cm}$ であった。これで判るように衝撃によるへこみは殿部において最も大きく、背部がこれに次ぎ、最も小さかったのは前額部においてであった。これを基礎に得られた動スティフネスをまとめて示したのが表3である。

動スティフネスは、変位の場合と同じように、またモビリティの場合もそうであったが、標準偏差、標準誤差が比較的大きい値であり、前額部では $88.9 \pm 7.3 \text{ N/cm}$ 、側頭部(左) $27.8 \pm 2.5 \text{ N/cm}$ 、立膝(左) $22.4 \pm 2.7 \text{ N/cm}$ 、坐膝(左) $48.1 \pm 6.6 \text{ N/cm}$ 、背部

$10.0 \pm 1.4 \text{ N/cm}$ 、殿部(左) $1.2 \pm 0.1 \text{ N/cm}$ であった。すなわち変位の場合とは逆に前額部における動スティフネスが最も大きく、最も小さかった殿部における動的スティフネスの80倍以上の高値を示した。背部は殿部に次ぎ小さく、立膝よりも坐膝の方の動的スティフネスが高値でもあった。

この動スティフネスを振動数と対応してプロットしてみると図6, 7, 8に示すように直線となる傾向がみられる。動スティフネス、振動数それぞれの対数値をとって示してあるが、各部位ごとに動スティフネスと振動数との間の回帰式を求め、相関係数などとともに示したのが表4である。身体各部位における動スティフネスと振動数との相関係数は、低いところの前額部における0.875から高いところで立膝(左)の0.986に至るまで極めて高く、それぞれ有意であった。前額部における回帰方程式は $\log Y = 2.0897 \log F - 1.1493$ 、背部におけるそれは $\log Y = 2.0184 \log F - 1.0597$ 、殿部(左)におけるそれは $\log Y = 1.9019 \log F - 1.0101$ であった。各部位におけるこの回帰係数は、いずれも0.1%以下の危険率で有意であった。

3) シミュレーション

A ブルコランスポンジ(バイエル製)の試験片の厚さは5mm, 10mm, 20mm, 25mm, 30mm, B PPGスポンジ(北辰化学工業製)の厚さは10mm, 20mm, 30mm, C 発泡ウレタン(東洋ゴム化学工業製)の厚さは10mm, 20mmとして、これら実験試料がはたして人体表面組織に類似した特性を有するか否かを検討した。これらの種々の厚さの材料に衝撃を加えてその特性を観察したのであるが、図9はその測定例であり、

表2 モビリティ (M[cm/Ns])

レベル 部 位	平均値	標準偏差	標準誤差
前 額 部	4.43	7.54	0.88
側頭部 (右)	7.19	4.18	0.52
側頭部 (左)	8.19	6.14	0.75
立 膝 (右)	9.92	7.88	1.09
立 膝 (左)	10.42	8.53	1.18
坐 膝 (右)	7.62	6.33	0.86
坐 膝 (左)	8.00	7.77	1.06
背 部	15.64	10.80	1.29
殿 部 (右)	35.28	23.41	3.05
殿 部 (左)	34.00	16.20	2.09

表3 動スティフネス (kd[N/cm])

レベル 部 位	平均値	標準偏差	標準誤差
前 額 部	88.9	62.4	7.3
側頭部 (右)	33.7	27.0	3.3
側頭部 (左)	27.8	20.1	2.5
立 膝 (右)	25.4	27.6	3.8
立 膝 (左)	22.4	19.4	2.7
坐 膝 (右)	49.9	47.9	6.5
坐 膝 (左)	48.1	48.5	6.6
背 部	10.0	11.8	1.4
殿 部 (右)	1.4	1.0	0.1
殿 部 (左)	1.2	0.7	0.1

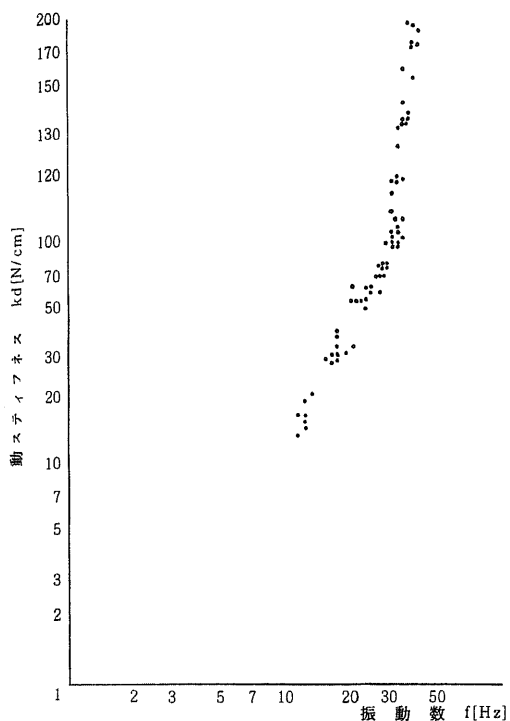


図6 前額部の動スティフネス

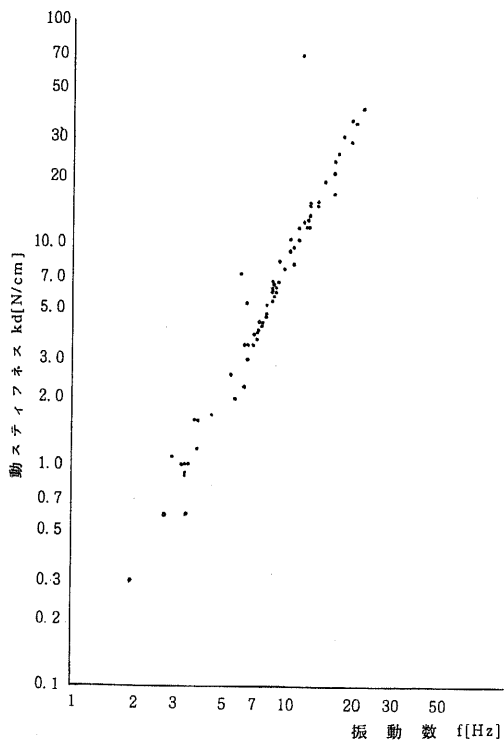


図7 背部の動スティフネス

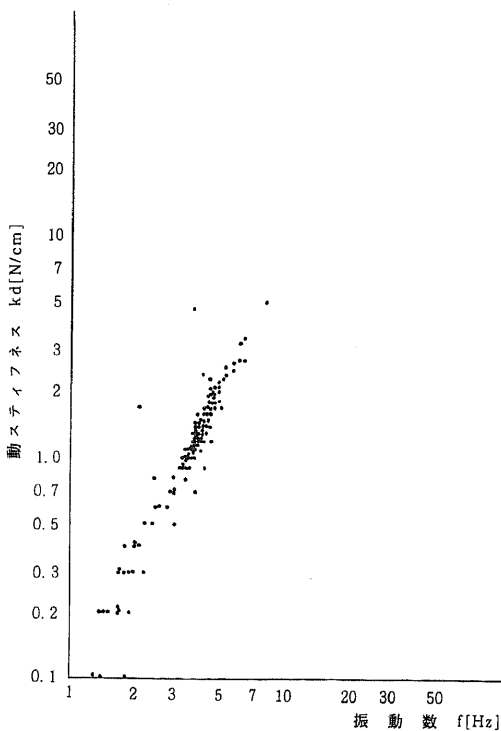


図8 殿部の動スティフネス

図の上の部分には衝撃加速度の波形が、下方には衝撃力の波形が示してある。衝撃加速度とその作用時間から衝撃速度が得られ、衝撃力とその衝撃速度との比から衝撃インピーダンスが得られる。データ処理は図3の方法により行なったが、これらの試験片について得られた成績をまとめたのが表5である。

表5には読み取りにより得られた衝撃加速度を cm/s^2 、Gで表わしたもの、作用時間 t_a 、衝撃力を N、kgで表わしたものがまず示され、ついで衝撃速度 V cm/s 、衝撃インピーダンス Z_s Ns/cm 、モビリティ M cm/Ns 、変位 d cm および動スティフネス kd N/cm などが記載してある。試料の記号として A20 とあるのは A-ブルコランスポンジ、20-厚さ 20mm のことで、厚さ 20mm のブルコランスポンジについてのデータであることを意味している。表5のデータ、とくに衝撃インピーダンスの数値をみると、これらの実験のなかで最も小さい衝撃インピーダンスが得られたのは C10、すなわち 10mm の発泡ウレタンであるが、平均値で 0.066 Ns/cm 、殿部の数値よりも高いが、最も殿部に近い特長を示しているといえることができ、殿部の特性はこの材料によってシミュレートすることが可能である。背部の衝撃インピーダンスに近い

表4 動スティフネスと振動数との回帰方程式

部 位	回 帰 式	相 関 係 数
前 額 部	$\log Y = 2.0897 \log F - 1.1493$	0.875
側 頭 部 (右)	$\log Y = 2.0912 \log F - 1.1310$	0.939
側 頭 部 (左)	$\log Y = 2.1712 \log F - 1.2578$	0.965
立 膝 (右)	$\log Y = 1.9571 \log F - 0.9954$	0.964
立 膝 (左)	$\log Y = 2.0570 \log F - 1.1288$	0.986
坐 膝 (右)	$\log Y = 1.9318 \log F - 0.9557$	0.933
坐 膝 (左)	$\log Y = 2.0849 \log F - 1.1377$	0.988
背 部	$\log Y = 2.0184 \log F - 1.0597$	0.971
殿 部 (右)	$\log Y = 2.1370 \log F - 1.1492$	0.937
殿 部 (左)	$\log Y = 1.9019 \log F - 1.0101$	0.951

Y: 動スティフネス, F: 振動数

材料はA10, すなわち厚さ10mmのブルコランスボンデであるということができ, この材料での衝撃インピーダンスは0.107Ns/cmで背部の0.097とほとんど同じであり, また動スティフネスも平均値で12.86N/cmで背部の動スティフネスの10.0とほとんど同じであり, 背部の衝撃応答はこの厚さ10mmのブルコランスボンデでシミュレートすることができた. このシミュレーションに関する実験で前額部, 側頭部をシミュレートすることは, これらの衝撃インピーダンス, 動スティフネスなどは試料から得られた特性とは異なっていて困難であった. 図10は, 動質量に関するこれらの試験片のデータをプロットしたものであるが, 試験片の種類および厚さが異なるにもかかわらずその動質量は0.25kgの近辺で一様な値を示していることが判る. このことはこれら試験片についての衝撃実験における衝撃条件がほとんど同じで均一であったことを意味し, したがって得られたデータの妥当性, 信頼性の高いことを裏づけるものともいえる.

考 察

衝突傷害に関する科学的研究は, はじめ航空機の発達とともに活発となり, ほとんどドイツを中心として報告がなされた^{11)~14)}. その主なものは航空機傷害の臨床上の報告であったのであるが, やがて自動車事故, 落下・墜落事故の解析もなされるようになる. 衝突傷害は生命の損失にまで及ぶが^{15)~17)}, その影響, 損傷で最も関心がもたれたのはこのように災害, 事故などとの関連であった.

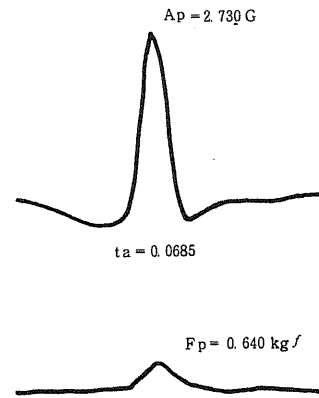


図9 測定例

衝撃に関する研究は, 衝撃による生体影響, 損傷に関するもの, 衝撃と生体反応との相互関係に関するもの, 衝撃と生体との力学的特性に関するものなどに大別されるが, とくに衝撃そのものの計測, 評価とともに衝撃に対する生体の力学的特性を明らかにすることは前二者の領域の研究のためにも欠くことのできないものである. これはまた人体の衝撃に対する耐性限界を明らかにするためにも必要であるが, 一方衝撃研究はまた全身衝撃に関するものと, 身体の特異な部位における環境入力の影響に関するもの, すなわち局部衝撃に関する研究とにわけられることもできる. 本研究は後者の局部衝撃に関する研究に属するものといえるが, 全身衝撃の問題もこの衝撃に対する人体の局部応答の知見の集積によってはじめて理解が可能になるもので

ある。とくに局部衝撃に関する研究で最近にわかに活発になってきたのは衝撃に対する人体の力学的応答⁹⁾¹⁰⁾、伝達、減衰特性などの測定観察で、これは工学的知識、方法を前提とした独得な医学的な研究領域を提供するものといえる。

全身であれ、局部からであれ、衝撃研究には、研究方法として人体実験によるものがあり、これより得られたデータこそ最も知りたいものであるが、強大な衝撃はとくに危険であり、時には志願者によってなされることもあるが、多くの場合研究者自身が被験者とな

る^{22)~24)}。たとえば初期における頭部衝突実験では人間志願者が頭部に被験保護具をつけて石壁に向かって走り衝突を行なっている。もちろん衝突は回復可能な低いレベルのものであるが、本研究での衝撃実験はそれよりもさらに低レベルの何らの損傷、影響をもたらさぬ程度のものであり、人体によるデータであるだけに貴重なものともいえる。たゞしこの場合女子、老人、虚弱者あるいは子供などによって幾分異なった値が得られる可能性はあるが、本実験では19才以下、60才以上でも検討してみた。その結果衝撃インピーダンス、

表 5 各試験片の特性

実験番号	試料	読み取り					V cm/s	Zs Ns/cm	M cm/Ns	d cm	kd N/cm
		Ap		ta s	Fp						
		cm/s ²	(G)		N	(kg)					
1	A 5	2430	2.48	0.030	4.91	0.50	36.8	0.133	7.503	0.17	28.88
3	A 20	1499	1.53	0.048	3.83	0.39	36.3	0.105	9.488	0.28	13.68
10	A 25	1298	1.32	0.040	3.63	0.37	26.2	0.138	7.218	0.17	21.35
12	A 30	2136	2.18	0.045	5.30	0.54	48.5	0.110	9.090	0.35	15.14
13	A 30	745	0.76	0.048	2.45	0.25	18.0	0.136	7.340	0.14	17.50
18	A 5	1392	1.42	0.057	3.83	0.39	40.0	0.096	10.455	0.36	10.64
24	"	2078	2.12	0.051	5.49	0.56	53.5	0.103	9.739	0.44	12.48
28	A 10	1254	1.28	0.058	3.63	0.37	36.7	0.100	10.000	0.34	10.68
30	"	2352	2.40	0.048	6.47	0.66	57.0	0.114	8.804	0.43	15.05
34	A 20	2011	2.05	0.040	4.91	0.50	40.6	0.121	8.296	0.26	18.88
36	"	2078	2.12	0.045	5.69	0.58	47.2	0.121	8.296	0.34	16.74
4	B 10	2058	2.10	0.055	5.20	0.53	57.2	0.091	11.001	0.50	10.40
5	B 20	956	0.97	0.055	2.85	0.29	26.6	0.107	9.350	0.23	12.39
21	"	1654	1.70	0.050	4.61	0.47	41.8	0.110	9.090	0.33	13.97
29	"	951	0.97	0.060	2.45	0.25	28.8	0.085	11.743	0.28	8.75
38	B 10	1823	1.86	0.070	4.51	0.46	64.4	0.070	14.271	0.72	6.28
40	"	470	0.48	0.085	1.23	0.13	20.2	0.061	16.473	0.27	4.56
6	C 10	1205	1.23	0.067	3.24	0.33	40.8	0.079	12.603	0.44	7.36
23	"	1019	1.04	0.075	2.84	0.29	38.6	0.074	13.568	0.46	6.17
33	C 20	1050	1.07	0.070	2.85	0.29	37.1	0.077	13.041	0.41	6.95
43	C 10	1360	1.40	0.090	3.63	0.37	61.8	0.059	17.026	0.89	4.08
47	"	1215	1.24	0.100	4.12	0.42	61.4	0.067	14.902	0.98	4.20
51	"	2117	2.16	0.120	4.51	0.46	85.4	0.053	18.925	1.33	3.39

(試料の記号例 A 5: A-ブルコランスポンジ 5-厚さ 5mm)

動スティフネスなどは、身体部位により差はあったが年令別に差異を認めることができず、一般的に適用できるデータであった。衝撃研究ではこのような人体によることのほか交通事故その他の衝撃事故の損傷についての解析、すなわち臨床報告的なもの²¹⁾²⁵⁾、死体を使用したもの^{26)~29)}、ほかに広範囲に用いられてきた方法として実験動物によるものがあり、最近では人間のシミュレーションを必要とする場合の工学器具 engineering tool としてダミー anthropomorphic dummy による実験も活発になってきた。

衝撃に対する体の特定部位における反応については、従来から頭部外傷の問題が注目され、頭部外傷との関連で衝撃エネルギーを力学的に論じている研究が多いが^{30)~34)}、生体の応答では骨が主体となっているか、軟部組織が主体となっているか、つまり骨、皮膚、筋肉、腱、結合組織、脂肪組織などの特性によって左右されるわけで身体各部位の力学的な応答を比較することが肝要である。

人体の機械インピーダンスは振動、衝撃の作用に関連して大きな関心のまとなっており、振動実験から得られた人体のインピーダンスカーブは2Hzまでは単一質量としてふるまい、共振域では振動が1.5~2倍に人体に伝達し、15Hz以上ではばね減衰系としてふるまうことなどが述べられているが⁶⁾、とくに衝撃インピーダンスに関してはほとんど知られていないといっても過言ではない。衝撃インピーダンスは衝撃運動をうける同一の機械系の同じ点または異なる点での力と速度の複素比と定義され、人体の衝撃応答に関する研究もすでになされてはいるが⁹⁾、これは主として衝

撃の評価に重点がおかれ、衝撃インピーダンスについても触れてはいるものの、衝撃力を直接には測定しておらず、衝撃速度もハンマの落下角から求められている。本報告の結果とは表示の単位が異なるので単純に比較はできないが、両者とも同じように前額部で大きく、殿部では小さい値が得られている。殿部のインピーダンスの約3倍が背部のインピーダンス、また立膝のそれは殿部の約4倍、側頭部と坐膝は殿部の約5~6倍、また前額部では殿部の約1倍の値であった。約0.1Ns/cm以上の衝撃インピーダンスを示す場合には骨の影響が表われてくるように推察された。衝撃と判定される作用時間は、通常0.25s以内の極めて短いものとされているが、本実験における衝撃力の作用時間は、長い時間を示す部位でも平均値と標準偏差が 0.158 ± 0.008 sであったので衝撃実験であったことが確認されている。また側頭部、立膝、坐膝、殿部などの左右差が無視できる程度であったことや動質量としてほとんど同じような値が得られたことなどは実験の妥当性を裏づけるものであった。

衝撃インピーダンスは、その部位における抵抗に相当するのに対し、動スティフネスはばね常数に匹敵し、両者とも重要な生体情報といえるが、このうちの動スティフネスは比較的ばらつきが大きいという特長もっていたが、前額部では平均値で88.9N/cm、殿部では1.2N/cmであった。前額部における値が最も大きく、最も小さかった殿部における動スティフネスの80倍以上の高値を示したが、殿部ではよくたわむことが観察されるとともに硬い部位である前額部では著しく大きく、衝撃インピーダンスの身体各部位における差異よりもさらに際立った部位差を示していた。身体の各部位とも同じように、つまり身体の各部位とは関係なく、いずれの動スティフネスもその振動数と密接な関連をもち、対数変換した値ではあるが両者の間の相関係数は0.8以上で極めて高く、またその回帰係数は有意であった。衝撃インピーダンスにしても動スティフネスにしても環境外力とそれに対する生体の応答を一つの系としてその特性を呈示するものであり、衝撃の影響を予測したり、予防したりするための基礎的資料として甚だ有用なものといえよう。

生物学的応答を説明、予測するための物理的、数学的モデルを開発し、物理的、数学的法則でシミュレートすることは一般法則を明らかにする上で重要であり、とくに人体実験に関連ある場合はそれが頻繁に実施困難なこと多いだけに要望され、人体実験に基づいた量的基準を引きだしたり、モデルを基礎として予測を可能なように展開することなどが新しい領域を開拓

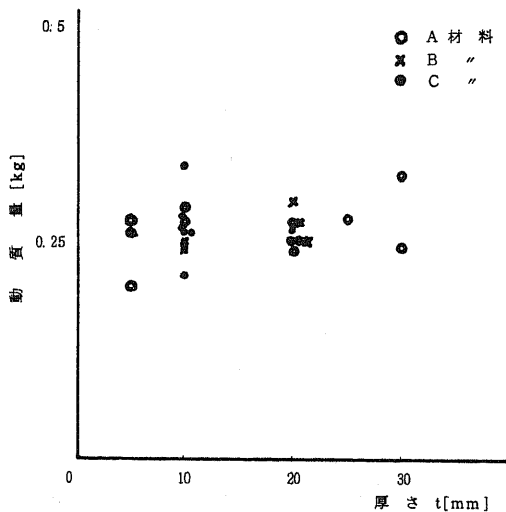


図10 動質量

してきた。モデル化によってより精巧な基本原理を提示することができるが、実験衝撃に関する衝撃環境と人体応答との相互作用に関連して数学モデルが模索されており、この種の研究としてとくに死体の骨の物理的特性、腱、筋肉、血管などの機械的特性、緩衝能、フィードバック特性などに関するものをあげることができる^{35)~42)}。そこで得られた生体情報、すなわち衝撃インピーダンス、動スティフネスなどから衝撃に対する人体応答をシミュレートすることを試みたのであるが、その結果厚さ 10mm の発泡ウレタンが殿部の特性を表現することが明らかにされ、また厚さ 10mm のブルコランスポンジによって背部をシミュレートすることが可能であった。衝撃という環境外力とそれに対する人体応答を一つの系として観察し、種々の実験をする場合にもこれらの材料を代用することにより、さらに強大な衝撃実験も可能であり、人体、動物では実施不可能な実験の遂行が可能となるような道を開いたといえることができる。

結 語

人体の衝撃応答特性、とくに衝撃インピーダンスを明らかにしそれをシミュレートする目的で本研究をおこなったが、ストライカ、検出器、増幅器および記録器などからなる小型のハンマ式衝撃装置によって任意の衝撃を人体各部位に加えた。対象者は健康男子 73 名であり、衝撃加速度波形、衝撃力波形などを記録解析し、衝撃インピーダンス、動スティフネスなどを求めた。

実験で記録された衝撃波形は、作用時間が 0.2s 以内であったので衝撃実験であったことが確認されたが、衝撃インピーダンスは前額部で最も大きく平均値が 0.323Ns/cm、最も小さかった殿部の平均値は 0.034Ns/cm で前額部は殿部の約 10 倍の高値であった。立位での膝部よりも坐位での膝部の方が衝撃インピーダンスは高値であり、また背部におけるそれは殿部に次いで小さかった。衝撃インピーダンスが約 0.1Ns/cm 以上になってくると該部を構成する骨部分の影響が関与してくるよう推察された。

モビリティと同じように動スティフネスのばらつきは比較的大きかったが、前額部における動スティフネスは平均値で 88.9N/cm と最も大きく、動スティフネスの最も小さかった殿部では平均値で 1.2N/cm であった。すなわち前額部における動スティフネスは殿部のその 80 倍以上の高値であり、衝撃インピーダンスよりも際立った部位差を示した。動スティフネスは各部位ともに振動数と密接な関連をもち、対数変換した

両者の間の相関係数は 0.8 以上と極めて高く、またその回帰係数も有意であった。

種々な厚さ、材料の試験片に衝撃を加え、その衝撃応答から環境外力-人体応答の系をシミュレートすることを試みたが、その結果厚さ 10mm の発泡ウレタンが殿部の特性を表現することが明らかとなり、また厚さ 10mm のブルコランスポンジによって背部を類似させることが可能であった。これらの材料を代用することによって今後の研究の進展が可能であることが示唆された。

稿を終るに臨み、終始御懇篤なる御指導と御校閲を賜った恩師岡田晃教授ならびに御教示を頂いた中村円生先生（東大宇宙研・伊藤精機 KK）に深く感謝の意を表します。

文 献

- 1) Goldman, D. E. & Gierke, H. E. : The effects of shock and vibration on man, Lecture and Review Series, No. 60-3, 1st ed., Bethesda, Naval Medical Research Institute, January, 1960.
(中村円生, 松野正徳, 長谷川武訳 : 衝撃・振動の人体への影響, 第 1 版, 2 頁, 医歯薬出版, 1968)
- 2) 岡田 晃・中村円生 : 騒音, 振動・衝撃の影響と対策, 第 1 版, 1 頁, 人間と技術社, 1970.
- 3) Huelke, D. F. : Traffic Safety Magazine, 18 (1966).
- 4) Acoustical Society of American : American Standard Acoustical Terminology, May 25, 1960.
- 5) Stapp, J. P. : Human tolerance to severe, abrupt acceleration, Gravitational Stress in Aerospace Medicine, 1st ed., p.165, Boston, Little, Brown and Co., 1961.
- 6) ISO/TC 108/SC4 : Draft proposal mechanical impedance of the human body. January (1975).
- 7) Coermann, R. : Human Factors, 4, 227 (1962).
- 8) Coermann, R. & Okada, A. : Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol., 20, 398 (1964).
- 9) 木下良二 : 人間工学, 7, 28 (1971).
- 10) 稲垣勝郎 : 金沢大学十全医学会雑誌, 86(4), 367 (1977).
- 11) Marx, H. : Berl. Klin. Wschr., 51, 53 (1914).
- 12) Kehl, H. : Münch. med. Wschr., 64, 1123 (1917).

- 13) Tichy, H. : Münch. med. Wschr., 64, 67 (1917).
- 14) Clark, C. C. & Faubert, D. : Martin Company, Report ER-11953, 27 September (1961).
- 15) 松本 功 : 防衛衛生, 16, 68 (1969).
- 16) Tayler, E. R. : *Aerosp. Med.* 33, 188 (1962).
- 17) Rathstein, J. P. : *Appl. physiol.*, 22, 645 (1967).
- 18) 岡田 晃・勝侯哲男・柴田幸子・西沢幸子・勝田 晃・木下良二 : 日本公衆衛生雑誌, 12, 501 (1965).
- 19) 岡田 晃・山村晃太郎・勝侯哲男 : 災害医学, XV, 697 (1972).
- 20) Siegel, A. W., Nahum, A. M. & Runge, D. E. : S. A. E. 710860 (1971).
- 21) Mackay, G. M. : 12th Stapp Car Crash Conference Proceeding, 207 (1968).
- 22) Swearingen, J. J., Garner, J. D., McFadden, E. B. & Blethrow, J. G. : *Aerosp. Med.* 31, 989 (1960).
- 23) Beeding, E. L. : *Aerosp. Med.* 32, 220 (1961).
- 24) Holcomb, G. A. & Huheey, M. : National Academy of Sciences/National Research Council, 977, 191 (1962).
- 25) Kulowski, J. : Acute crash motorist injuries of the skine-pelvic-femur, Crash Injuries, 1st ed., p336, Springfield, Charles C. Thomas, 1960.
- 26) Gurjian, E. S. & Webster, J. E. : *J. A. M. A.*, 134, 1072 (1947).
- 27) Lissner, H. R., Gurjian, E. S. & Webster, J. E. : *Proceedings Society of Experimental Stress Analysis*, 7, 61 (1947).
- 28) Gurjian, E. S., Webster, J. E. & Lissner, H. L. : *Amer. J. Surg.*, 78, 736 (1949).
- 29) Hodgson, V. R. & Nakamura, G. S. : *J. Biomechanics*, 1, 73 (1968).
- 30) 小林 茂 : 脳と神経, 15, 63 (1963).
- 31) Gross, A. G. : *J. Neurosurg.*, 15, 548 (1958).
- 32) Hodgson, V. R., Gurjian, E. S. & Thomas, L. M. : 11th Stapp Car Crash Conference Proceeding, 79 (1967).
- 33) 林 毅 : 自動車技術, 22, 587 (1968).
- 34) 小林 肇 : 自動車技術, 22, 650 (1968).
- 35) Fung, Y. B. : *Applied Mechanics Review*, 21, 1 (1968).
- 36) Gadd, C. W., Peterson, F. J. & Lange, W. A. : *Biomechanics Monograph*, The American Society of Mechanical Engineers, 184 (1966).
- 37) Van Brocklin, J. D. & Ellis, D. G. : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, May, 369 (1965).
- 38) Hill, A. V. : *Proceedings of the Royal Society of London, Series(B)*, 141, 104 (1953).
- 39) Von Gierke, H. E. : *Applied Mechanics Review*, 17, 951 (1964).
- 40) Ommaya, A. K. : *J. Biomechanics*, 1, 127 (1968).
- 41) Dye, E. E. : *Clinical orthopedics*, 8, 305 (1956).
- 42) 福本一郎・青木隆夫・渡辺 瞭・斉藤正男 : 医用電子と生体工学, 14, 257 (1976).

A b s t r a c t

This study was intended to clarify the response characteristics of the human body to mechanical impact, especially on human impact impedance, and to simulate its characteristics by a simple material.

The apparatus was composed of a striker to produce impact, and meters to measure the acceleration and the applied force. The impact impedance and the dynamic stiffness were calculated from impact force and impact velocity. Moreover, the mobility was calculated from impact impedance. Seventy-three healthy males aged 15 to 69 were used as experimental subjects.

The impact impedance on the forehead was 0.323 ± 0.014 Ns/cm (mean \pm standard error) and on the gluteal region was 0.034 ± 0.001 Ns/cm. The mobility for the forehead and gluteal region was 4.43 (mean) and 34.00 (mean) respectively. Let Y (N/cm)

represent dynamic stiffness and F (Hz) as frequency. Then, as an example for the forehead, we would have a relationship of $\log Y = 2.0897 \log F - 1.1493$, thus regression coefficient was found to be significant. In addition, the thickness and the type of sponge which could simulate such areas as the gluteal region and the anterior thorax, were clarified.
