

衝撃の許容値に関する研究

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/2297/8683

衝撃の許容値に関する研究

金沢大学医学部公衆衛生学教室 (主任：岡田 晃教授)

稲垣 勝郎

(昭和52年5月24日受付)

機械文明の進展，都市化の趨勢とともに吾人の生活環境にも幾多の変せんがみられ，新しい環境因子が注目をあびるようになってきた。そのなかでも種々な物理的環境因子による日常生活における侵襲が重要な問題を投じており，従来の環境衛生学にとっては未知ともいえる程の新しい環境因子が注目されるようになってきた。環境条件のなかでも化学的条件，たとえば大気汚染，水質汚濁などの化学物質に起因する諸問題に関する研究はすでに活発ともいえるのであるが，物理的環境因子についてはそれ程でもないことを指摘することができよう。この物理的環境刺激に関するものは energy nuisance とよばれ，この場合にはエネルギー状態変化が問題とされており，しかも人間自身が感知できるという特長を有している¹⁾。この特長を有する物理的環境因子のなかでも最も知見の得られていないものとして衝撃をあげることができよう。衝撃は多くの場合振動と同じような分野で取りあつかわれるのであるが，単独の領域を形成しているといえるものである。

衝撃とは数種の外力の総称でもあり，元来急速，かつ作用を与えるのに十分な大きさをもった力を指すといわれている²⁾³⁾が，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いう定義⁴⁾が普及しており，ある系の位置が比較的短い時間に非周期的に変化するもので，突発であることと変位が大きいことでもって特長づけられている⁴⁾。この衝撃という環境因子は，災害事故，すなわち交通事故とか墜落事故などで直接生体に作用してさまざまな損傷を惹起し，ときには死をもたらすものであるが，爆発，爆風などの際にも生じ，いわゆる炭塵爆発による災害でもこの衝撃による作用を無視することはできない。このほか鉄道車輛，自動車などの交通車輛乗車時，航空機塔乗時にもこの衝撃に遭遇するのがしばしばであり，衝突という現象ではつねにこの衝撃が問題となる。

衝撃と生体反応との関係については，事故との関連，また予後の面からもとくに頭部外傷が注目されており^{5)~8)}，衝撃によって惹起される生体損傷については，人体に損傷をおこす危険性があるので死体，ゴミ，動物などに衝撃を加えることによって観察されることが多い。しかし環境衛生学的な立場から要望されることは，このような生体損傷がおこる程度よりもさらに低いレベルの衝撃にいかに対応するかということであり，低レベルにおける衝撃という環境因子にかかわる知見を集積することである。衝撃ばかりでなくあらゆる環境因子に共通することであるが，環境を改善するための基礎となる許容値がどの程度であるかを明らかにすることが最も必要とされる。許容値は，環境評価なり，環境改善のための手がかりとなるものであり，なんらの影響も観察されない段階，不利な影響をもたらす段階，慢性疾患をひきおこし，寿命の短縮を招くおそれのある段階，それに急性疾患や死亡をひきおこすおそれのある段階などの4段階が人体への有害度に関して示されている⁹⁾。これまで野外調査の結果から交通事故における衝撃力と生体損傷，車輛破損度との関係を解析したり¹⁰⁾，衝撃エネルギーによって落下および墜落による事故の際の生体損傷の程度を分析したり¹¹⁾，また実験的に衝撃に対する頭部の応答のモデル化を試みたり¹²⁾，あるいは損傷に関する許容限界を設定したりされている¹³⁾⁴⁾が，生体損傷の発生ではなく影響が発現するかどうかという水準において許容値を明らかにすることが課題となってくる。

本研究では損傷を惹起しないような低い強度の衝撃を対象とし，快適な環境を形成するための基礎となる環境因子としての衝撃に関する許容値を設定することをめざした。

研究方法

実験に用いた衝撃を加える装置は，岡田・中村によ

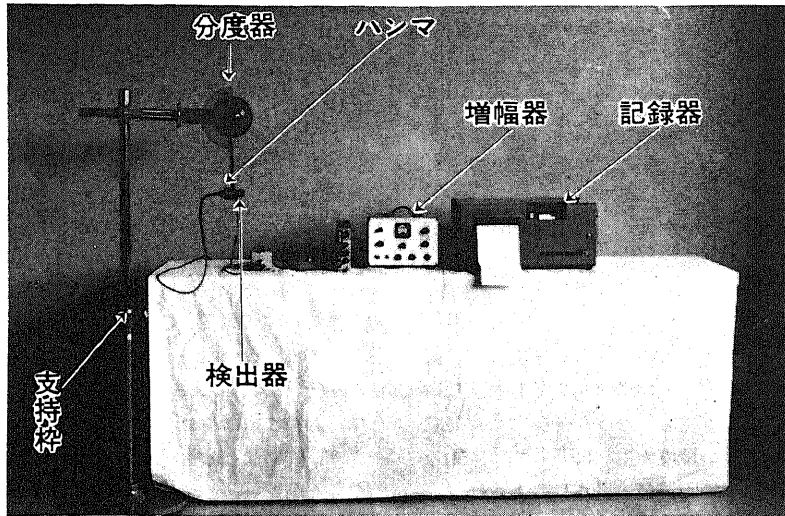


図1 ストライカと測定装置

って試作され、木下によって応用された装置を基礎とし¹⁵⁾、力ピックアップも備えて力検出も可能にしてあり、次の如きものである。

1) ストライカ

これは衝撃外力を加える装置であって、ハンマ、ハンマの柄、分度器、支持棒などからなっており、その概要が図1に示されている。ハンマ部の寸法は直径28(mm)×長さ240(mm)、重量は0.35(kg)、また回転半径Rは21.5(cm)で、ハンマ本体の長さ55(mm)、衝撃力受感部50(mm)、検出部20(mm)であった。なおこの実験では、種々な作用時間(衝撃時間)に対応した測定値を得、種々な作用時間、また作用時間とは逆数関係にある種々な振動数に対する痛み発現レベルの数値を検討することも目的としているので種々な高分子材料のヘッドをハンマにとりつけた。とりつけたヘッドの種類は4種類であるが、種類1は合成ゴム、半球状、半径19(mm)、種類2は同じく合成ゴム、半球状、半径13(mm)、種類3は発泡スチロール、裁頭円錐状、コンタクト面積314(mm²)、厚さ20(mm)、また種類4はフォームラバ、裁頭円錐状、コンタクト面積706(mm²)、厚さ10(mm)であった。

2) 測定装置

測定装置は、検出器、増幅器および記録器などよりなっているが、検出器とはハンマによりつけたピックアップであり、このピックアップとして加速度のほかにも力を検出するピックアップも本実験では用いている。図2はその測定系のブロック線図であり、測定装置の総合特性は図3に示されている。

加速度ピックアップ：チタン酸ジルコニウム鉛磁

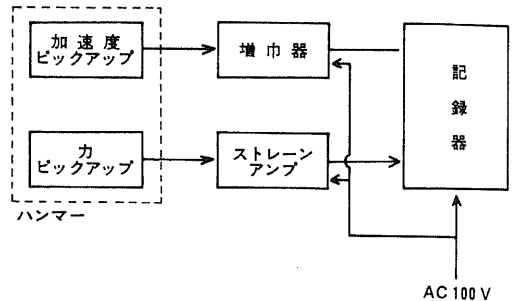


図2 測定系のブロック線図

器の圧電効果を利用したもので加速度に比例した電圧を発生。ハンマに取りつけた。

(主要性能) 感度25(cmV/±G)、固有振動数27.8(kHz)、測定範囲±0.1~2,000(G)、横感度5(%)以下、大きさ20(φ)×30(mm)、重量30(g)。

力ピックアップ：ストレインゲージ型でハンマに内蔵。

(主要性能) インピーダンス240(Ω)、ゲージファクター2.0、感度6.9(μstrain/kg)、測定範囲0~120(kg)、固有振動数5.4(kHz)、大きさ30(φ)×55(mm)、重量200(g)。

ストレインアンプ：直流方式で校正回路、平衡回路、ブリッジ電源部、直流増幅回路および電源部よりなる。

(主要性能) 入力インピーダンス1.7(kΩ)、出力インピーダンス0.2(Ω)、出力10×10⁻⁶ひずみに対し最高150(mV)、周波数特性：DC~2(kHz)平坦、電源

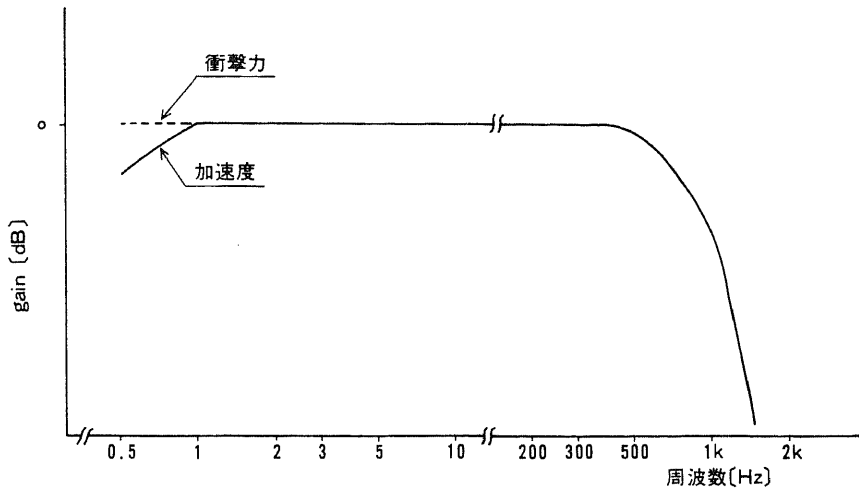


図3 測定器の総合特性

AC100(V)約8(VA), 大きさ14(cm)×4(cm)×32(cm), 重量1.7(kg).

加速度増幅器: 校正信号回路, 電圧増幅回路, フィルタ回路, 電力増幅回路および電源回路よりなっている。

(主要性能) 入力インピーダンス280(MΩ), 出力インピーダンス13(Ω), ゲイン48.4(dB), 電源・AC100(V)7.1(VA), 大きさ16.5(cm)×23.5(cm)×18.5(cm), 重量約4.2(kg).

記録器: ポータブル直記式電磁オシログラフでガルバノメータはG・100A-Fを使用。

(主要性能) 感度約8.3(mm/mA 約400Hz以下), 記録感光紙幅127(mm)×長さ35(m), 電源AC(100V)300(VA), 大きさ19.5(cm)×30(cm)×42(cm), 重量約18.5(kg).

3) 被験者ならびに測定条件

被験者は健康男子71名で, その内訳は19才以下10名, 20~24才20名, 25~29才9名, 30~34才8名, 35~39才7名, 40~44才7名, 45才以上10名である。

測定部位としては前額部(前頭部中央), 胸部(左の胸骨傍線 parasternal linie の第5肋骨部), 背部(正中線と右肩甲線との中間の線と両肩甲下部を結んだ線との交点), 殿部(尾骨の先端と右上後腸骨棘 spina iliaca posterior sup. dex. とを結び, それを一辺とした二等辺三角形の他の点) などを選んだ。何を目標に許容値を設定するかが重要であるが, 単に感知できるかどうかよりも痛みを伴って感知されるレベルが基礎になると考えられるのでこのレベルを採用した。すなわちこれらの各測定部位にハンマ落下によって衝撃を加え, 衝撃が痛みを伴って感知される

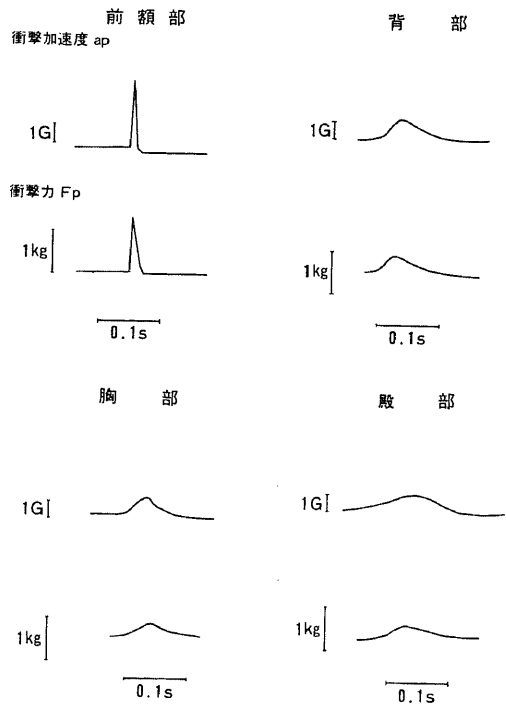


図4 身体各部位における衝撃波形

レベル, すなわち痛み発現レベルをハンマ落下角を上昇させる上昇法によって求めた。たゞし歴年令との関係を見るため比較の目的で前額部でのみ, はっきり衝撃として感知されるレベル, すなわち感知レベルも求めた。このような痛み発現レベルにおける衝撃を記録し, その際の衝撃加速度のピーク値, 作用時間, 衝撃力などを読みとり, さらに加速度と作用時間の積から

表1. ヘッド別, 部位別衝撃速度
(痛み発現レベル, m/s)

部 位	ヘッド	平均値	標準偏差	標準誤差
前 額 部	(1)	0.165	0.041	0.004
	(2)	0.145	0.026	0.000
	(3)	0.175	0.029	0.003
	(4)	0.184	0.032	0.003
胸 部	(1)	0.268	0.049	0.005
	(2)	0.252	0.043	0.004
	(3)	0.270	0.038	0.004
	(4)	0.270	0.038	0.003
背 部	(1)	0.311	0.058	0.006
	(2)	0.294	0.049	0.005
	(3)	0.304	0.055	0.006
	(4)	0.305	0.053	0.006
殿 部	(1)	0.384	0.072	0.008
	(2)	0.381	0.081	0.009
	(3)	0.397	0.091	0.011
	(4)	0.404	0.100	0.012

衝撃特性を求めこれらの尺度について検討した。

なお衝撃を加える際の衝撃の程度は落下角によって規定され、ハンマの落下角 $\theta(^{\circ})$ と衝撃速度 $V(\text{cm/s})$ との間には次のような関係がある。ハンマの落下角を $H(\text{cm})$ とすると

$$H=R(1-\cos\theta)(\text{cm})\text{となり、速度}V\text{は}$$

$$V=\sqrt{2gH}(\text{cm/s})\text{となる。}$$

ただし $g=980\text{cm/s}^2$ 。衝撃を加える際の衝撃の程度を表わすものとしてこの衝撃速度についても検討した。

図4は、前額部、殿部などで記録された衝撃加速度、衝撃力の波形の例を示したものである。

結 果

表1は、前額部、胸部、背部、殿部などの身体各部位に衝撃が加わった場合に、どの程度の衝撃速度で痛みを伴って衝撃が感知されるかをハンマにつけたヘッドの種類別に平均値、標準偏差、標準誤差などで示したものである。図5はそれをプロットしたものである

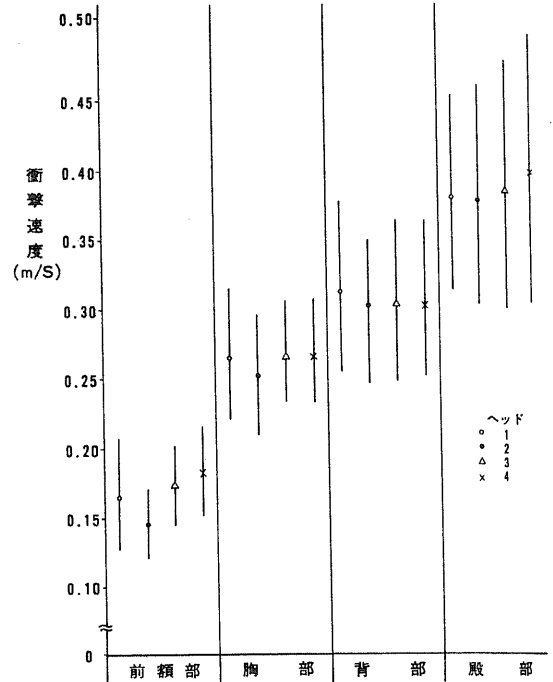


図5 身体各部位における衝撃速度
(平均値と標準偏差)

が、どの程度の衝撃速度で衝撃が加わると痛みを伴って感知されるか、すなわちそれを痛み発現レベルの衝撃速度とよび、それで見ると、前額部では平均値が $0.145\sim 0.184(\text{m/s})$ 、標準偏差が $0.026\sim 0.041(\text{m/s})$ 、胸部ではその平均値は $0.252\sim 0.270(\text{m/s})$ 、標準偏差が $0.038\sim 0.049(\text{m/s})$ 、背部での平均値は $0.294\sim 0.311(\text{m/s})$ 、標準偏差が $0.049\sim 0.058(\text{m/s})$ 、そして殿部での平均値は $0.381\sim 0.404(\text{m/s})$ 、標準偏差が $0.072\sim 0.100(\text{m/s})$ であった。なおこれらの標準誤差は、大部分は $0.003\sim 0.006(\text{m/s})$ であり、大きくても $0.012(\text{m/s})$ であって比較的小さい値であった。このように衝撃速度で見ると前額部においては他の部位よりも断然低い衝撃速度で衝撃が痛みを伴って感知されており、これに対して最も高い衝撃速度を示したのが殿部であった。この痛み発現レベルにおける殿部での衝撃速度は、前額部のその2倍以上の値であった。すなわちこのことから痛みが発現するような衝撃に対する応答に関しては、前額部の方が最も敏感であり、最も鈍い部位は殿部であったということがいえる。この衝撃速度に関しては各部位ともヘッドの相異なる有意差は認められなかった。

2. 衝撃加速度

前述の如く、衝撃速度で痛みの発現するレベルについて観察したのであるが、衝撃速度は衝撃を加える際

の尺度であって作用する側からみた衝撃の程度といえるものであり、一方衝撃の人体への作用効果は、衝撃が人体に加わって身体各部位がどのように応答するかに関係するとも考えることができる。すなわち生体応答からみた衝撃の尺度も重要な意味をもつということである。衝撃が加わった際の身体各部位における衝撃の程度が人体への作用に関係するものとすれば、衝撃時の加速度なり、力を検出してそれを観察する必要がある。この場合身体各部位に検出器をとりつけて検出するやりかたも考えられるのであるが、検出器の質量が多量の効果を示し正確ではなくなるのでハンマに検出器をとりつけて測定する方法しかないといえる。図6は、衝撃を人体に加えた時身体各部位で痛みを伴って衝撃が感知される際に身体各部位で発生している衝撃加速度をヘッドの種類別に示したものである。すなわち身体各部位で衝撃によって痛みが感知される際の衝撃加速度、すなわち衝撃加速度の痛み発現レベルを示したものであるが、前額部に衝撃が加わって痛みを伴って衝撃が感知する際の前額部における衝撃加速度は、平均値で1.749~3.392(G)、標準誤差で0.044~0.137(G)、胸部での平均値は1.148~1.291(G)、標準誤差は0.038~0.065(G)、また背部の平均値は1.244~1.340(G)、標準誤差が0.035~0.043(G)、そして殿部での平均値は0.803~0.873(G)、標準誤差が0.027~0.034(G)であった。

すなわち前額部は最も大きい衝撃加速度で応答しており、これに対して最も小さい衝撃加速度で応答しているのは殿部であったが、胸部、背部では衝撃加速度はほとんど殿部に近いような大きさで痛みが感知されていた。前述の衝撃を加える際の衝撃速度と対応してみると、いうならば加える衝撃と受ける方で発生する衝撃の程度とで比較してみると、前額部では他の部位よりも小さい衝撃速度の衝撃ですでに衝撃が痛みを伴って感知されたわけであるが、他の部位に比較してその際発生する衝撃加速度は最も大きかったわけである。前額部とは逆に殿部においては衝撃が痛みを伴って感知される衝撃速度は最も大きい値であったが、殿部の特性のためその際発生している衝撃加速度は最も小さい値であった。前額部での痛み発現レベルの衝撃速度が小さかったのは、前額部で衝撃が加わった際に発生する衝撃加速度が大きいためであるかもしれない。

衝撃速度では、ハンマに取りつけたヘッドの種類によるちがいは認められなかったのであるが、この衝撃加速度に関しては前額部でのみヘッド1、2とヘッド3、4の間に、すなわち合成ゴムを材料とするヘッド

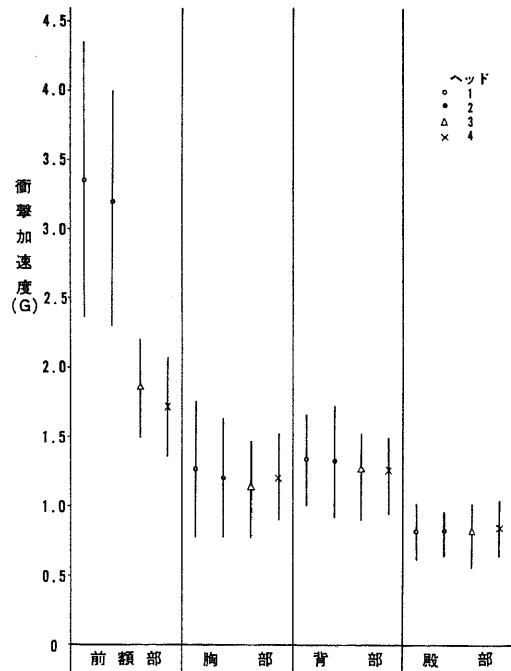


図6 身体各部位における衝撃加速度 (平均値と標準偏差)

表2. 衝撃加速度 (痛み発現レベル, G)

部 位 \ レベル	平均値	標準偏差	標準誤差
前 額 部	2.624	1.033	0.076
胸 部	1.205	0.410	0.032
背 部	1.267	0.368	0.028
殿 部	0.873	0.224	0.017

1、2はほとんど同じ衝撃加速度であったが、これらと発泡スチロール、フォームラバなどを材料とするヘッド3、4とは異なった値を示し、前者の方で大きな衝撃加速度が得られた。図6の成績は、ヘッドの種類別に示したものであるが、ヘッドの種類に関係なく一括して示したのが表2である。表2は衝撃加速度の痛み発現レベルを身体各部位別にまとめて平均値、標準偏差、標準誤差などで示したものであり、前額部における衝撃加速度の痛み発現レベルは殿部におけるその約3倍以上の大きい値となっている。

3. 衝撃力

衝撃の程度を表わすのに、本実験では力ビックアップをハンマにとりつけて衝撃時の身体各部位における衝撃力についても測定した。図7にヘッドの種類別、

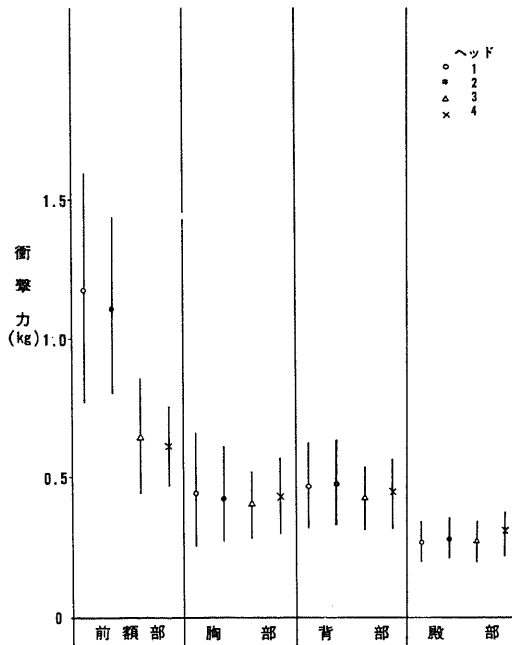


図7 身体各部位における衝撃力 (平均値と標準偏差)

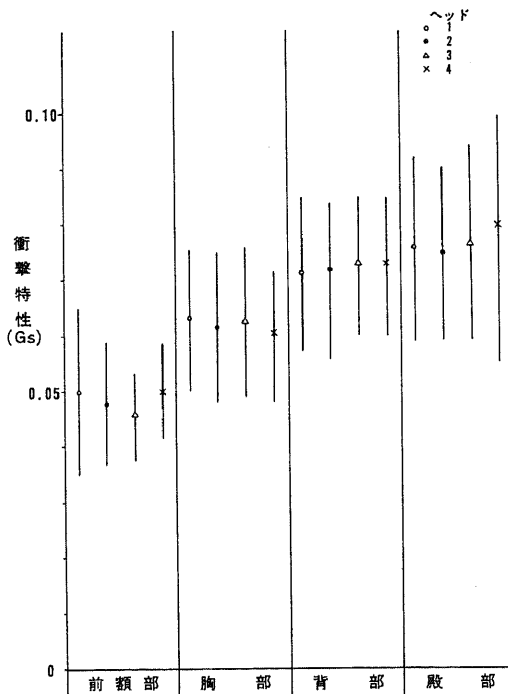


図8 身体各部位における衝撃特性 (平均値と標準偏差)

表3. 衝撃力 (痛み発現レベル, kg)

部位 \ レベル	平均値	標準偏差	標準誤差
前額部	0.883	0.348	0.025
胸部	0.401	0.137	0.010
背部	0.429	0.121	0.009
殿部	0.236	0.083	0.006

身体部位別にその衝撃力が示してある。衝撃力は前額部における平均値として0.629~1.192(kg), 標準誤差は0.018~0.050(kg), 胸部における平均値は0.412~0.455(kg), 標準誤差は0.016~0.025(kg), また背部における平均値は0.466~0.493(kg), 標準誤差が0.015~0.020(kg), それに殿部における平均値は0.280~0.313(kg), 標準誤差が0.009~0.012(kg)であった。このように衝撃が痛みを伴って感知される際の身体各部位で発生する衝撃力は、衝撃加速度の場合と身体の各部位の関係については類似しており、前額部における衝撃力は他の部位よりも最も大きい値であって、これに対して殿部のそれは最も小さい値であった。胸部、背部などにおける衝撃力と殿部におけるそれと近接した大きさであった。このようなことは、衝撃力は衝撃加速度の関数であるので当然ともいえるのであるが、両者の結果は矛盾しなかった。表3は、ヘッドの種類に関係なく一括してまとめ、各部位別に衝撃力の痛み発現レベルを平均値、標準偏差、標準誤差などで示したものである。これをみると前額部での平均値である0.883(kg)は、殿部におけるその約3倍以上の高い衝撃力であることがわかる。衝撃力の場合には、衝撃速度では認められなかったのであるが、衝撃加速度の場合と同じように前額部でのみヘッド1, 2とヘッド3, 4との間に差異が認められた。すなわち衝撃加速度と同じように衝撃力でも前額部において、合成ゴムを材料としたヘッド1, 2の方が発泡スチロール、フォームラバなどを材料としたヘッド3, 4よりも大きい値を示していた。

4. 衝撃特性

痛み発現レベルを衝撃加速度、衝撃力などで示したが、それぞれに作用時間(衝撃時間)が関係しており、衝撃の影響ではこの作用時間の長短が問題になってくる。衝撃加速度とか衝撃力のみで評価するのではなく、作用時間も組み入れた評価スケールでも検討しなければならない。そこで衝撃加速度と作用時間(衝撃時間)との積を衝撃特性としてこれでも観察す

表4. 衝撃特性 (痛み発現レベル, GS)

レベル 部位	平均値	標準偏差	標準誤差
前額部	0.049	0.011	0.000
胸部	0.063	0.013	0.000
背部	0.072	0.015	0.001
殿部	0.081	0.015	0.001

表5. 振動数別許容レベル (痛み発現レベル)

衝撃加速度 (G)			
振動数	平均値	標準偏差	標準誤差
5 Hz	0.789	0.153	0.027
10 Hz	1.323	0.289	0.044
20 Hz	1.907	0.342	0.061
衝撃力 (kg)			
振動数	平均値	標準偏差	標準誤差
5 Hz	0.244	0.045	0.009
10 Hz	0.415	0.095	0.011
20 Hz	0.645	0.114	0.021

ることとした。衝撃特性の痛み発現レベルは、前額部における平均値として0.046~0.050(GS)、標準誤差は小さくほとんど0に近いので標準偏差で示すと0.008~0.015(GS)、胸部の平均値は0.061~0.063(GS)、標準偏差は0.012~0.014(GS)、また背部での平均値は0.071~0.073(GS)、標準偏差が0.013~0.016(GS)、そして殿部での平均値は0.075~0.080(GS)、標準偏差が0.016~0.020(GS)であった。すなわち衝撃特性は、衝撃速度の場合と同じように、前額部における値が他の部位よりも小さい値ではあったが、それもとくに顕著という程でもない。また衝撃速度の場合と同じように前額部においても用いたヘッドの種類による差はほとんどみられていない。表4はヘッドの種類に関係なく各部位ごとに一括して平均値、標準偏差で衝撃特性の痛み発現レベルを示したものである。

5. 振動数別許容レベル

環境改善のための手がかりとなる許容値を設定することを主要な目的とし、衝撃速度、種々な作用時間を

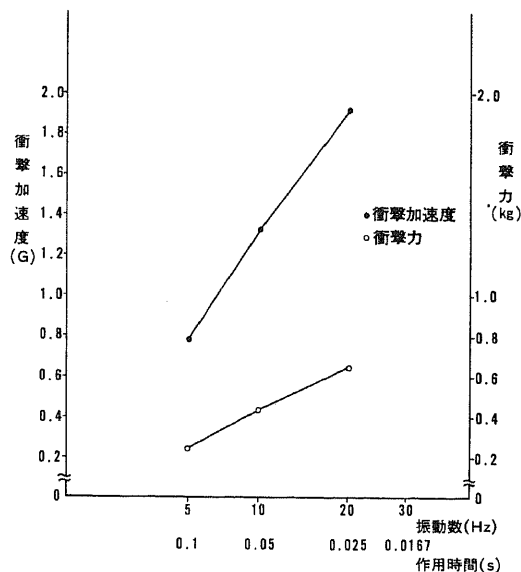


図9 振動数別作用時間別許容レベル

含んだ衝撃加速度、衝撃力、あるいは衝撃特性に関して痛み発現を目標にしてそれぞれの数値を明らかにしたのであるが、許容値として結局は振動数別、あるいは作用時間別に提示しなければならない。この場合にもどの尺度を採用するかということはこのからの問題でもあるが、人体の応答の側から示すことにして、ここでは衝撃加速度と衝撃力とで表わすことにした。作用時間から振動数を得、相当する振動数において痛みを伴って衝撃を感知できる衝撃加速度および衝撃力をまとめて平均値、標準偏差、標準誤差などで示したのが表5である。すなわち衝撃加速度でみた痛み発現レベルによって得られた許容レベルは、5 Hzでは平均値が0.789(G)、20Hzでは1.907(G)となっており、振動数が高くなると許容レベルも高くなっている。

図9は、これらを振動数別、作用時間別に示したものであるが、振動数5 Hz、作用時間としては0.1(s)における衝撃力の許容レベルは0.244(kg)となっていた。

6. 衝撃特性と歴年齢

痛み発現レベルでみた衝撃に対する応答が歴年齢と関連あるか否かは興味ある問題である。この場合には作用時間をも組み入れた一つの尺度で検討する必要があるので衝撃特性について年齢の推移とともにどう変動するかを観察することにした。部位としては前額部と殿部についてみることにしたが、前額部では研究方法のところで述べたように痛み発現レベルのみでなく、衝撃がはっきりと感知されるレベル、すなわち感

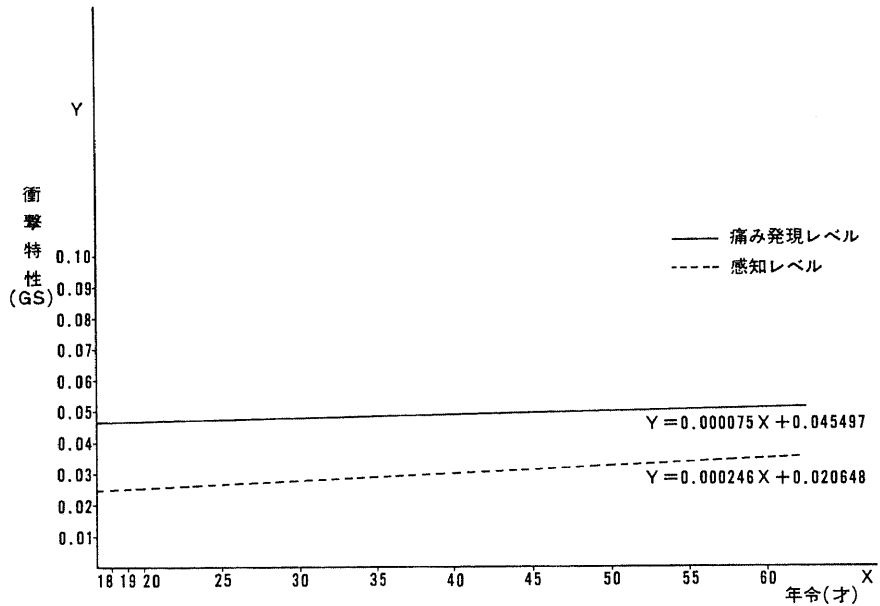


図10 衝撃特性と年齢との関係（前額部）

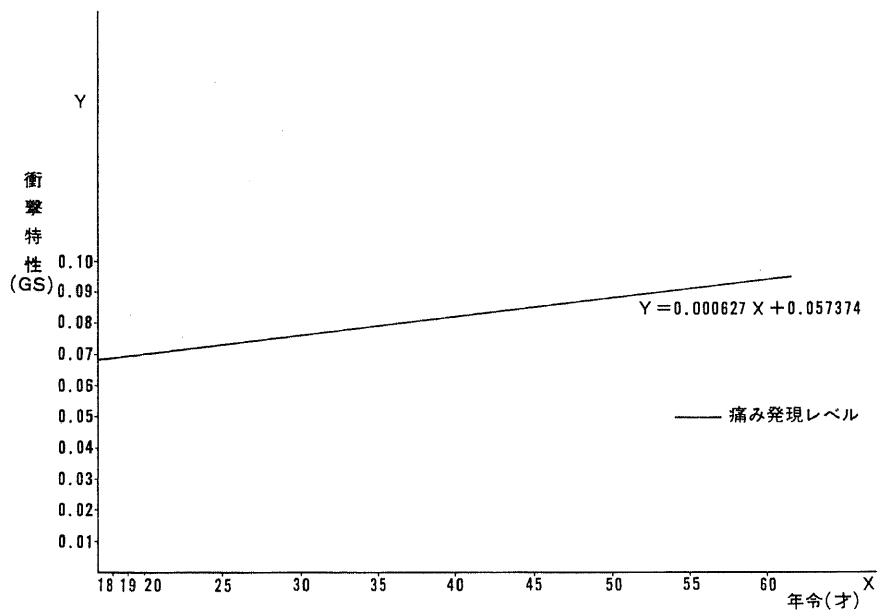


図11 衝撃特性と年齢との関係（殿部）

知レベルについてもデータを収集したのでこれについても述べることにする。

図10は前額部における痛み発現レベルと感知レベルでの衝撃特性を年齢との関係で図示したものである。図に示してあるのは回帰直線であるが、衝撃特性をY(GS)とし、年齢をX(才)とすると、前額部にお

いては

$$\text{感知レベル} \quad Y = 0.000246X + 0.020648$$

$$\text{痛み発現レベル} \quad Y = 0.000075X + 0.045497$$

という回帰方程式が得られた。感知レベルに関しては、5%以下の危険率で有意であったが、痛み発現レベルのものは有意ではなかった。すなわち衝撃特性の

感知レベルでは、回帰係数は小さかったが、年齢が増加するにしたがい衝撃特性は大きくなる関係が認められたけれども痛み発現レベルでみると年齢とは必ずしも関係がないということであった。図11は殿部における衝撃特性の痛み発現レベルであるが、衝撃特性をY (GS)とし、年齢をX(才)とすると $Y = 0.000627 X + 0.057374$ が得られたが有意ではなかった。

考 察

衝撃負荷によって胸痛、冷汗、呼吸器障害などが訴えられ、血圧の低下、徐脈、平衡機能の失調などがおこることも注目されているが、主要な影響は骨格、血管、内臓、筋肉などの破壊であり、生命にまで関係することが多い^{10)~18)}。最も関心がもたれているのは災害、事故との関連であり、交通事故発生時の生体の損傷の程度と算出した衝撃力との関係の解析¹⁰⁾、落下、衝突による事故の程度との衝撃エネルギーとの相関¹¹⁾、衝突事故と損傷の因果関係¹⁹⁾、車輛の衝突例を解析して車の破損の激しさのスケールを作成したり²⁰⁾、乗員と車輛とを一つの系としてとらえたりする²⁾ような野外調査によって追究されており、損傷の部位としてはとくに頭部に興味もたれている。頭部衝撃と頭部外傷の問題では、衝撃エネルギーによって頭部外傷を説明したり⁵⁾、頭部の力学的応答やモデル化¹²⁾、Hodgson²³⁾²⁴⁾らはシリコンゲルをつめた人頭部の観察から固有振動数が約313Hzで、簡単なばね、質量系に類似するが、正確なモデルで表現することを受けつけない程複雑であることを報告している。一方衝撃に対する緩衝の機能についても究明されており、頭部に衝撃が加わる際に頭皮によって脳、頭蓋骨の傷害が緩和され、緩衝能の果す役割が重要な意味をもつことも述べられている^{25)~27)}。このほかにもさまざまな研究が報告されているが^{28)~30)}、これらの実験には衝撃発生装置を欠くことはできない。衝撃発生装置とは、2秒以下という作用時間の短い衝撃加速度を作用させる装置であるが、これには落下式(落下台を落下させて緩衝体に衝突させる)、ハンマ式(ハンマを自然落下または加速落下させてテーブルに衝突させ、瞬間的加速度をあたえる)それにスレッド式(試験体に取りつけた台車を固定壁に衝突させたり、静止している台車を瞬間的に加速させる)などがあるが、発生する衝撃は強大であって人体を対象とすることは難しい。したがってこのような衝撃実験では、試験体として死体、動物、ダミーなどを用いることになるが、これらから得られた成績を人体にそのままあてはめることはできないことが多い。また環境因子としての衝撃問題では、

生体に損傷を惹起する程度のものというよりもそれよりもさらに小さいレベルの衝撃が対象となる。衝撃環境因子が事故の際に、ときには死にまで関連するような生体損傷をおこすことばかりでなく、衝撃環境を改善して快適な環境条件を設定することも重要な課題ともなるからである。

このようなレベルの衝撃に関する知見を集積するためには小さい衝撃を発生する装置が必須となるのであるが、本実験では、岡田、中村によって試作され、木下¹⁵⁾によって使用された小型のハンマを用いるハンマ式の装置を用いることにした。この装置には、衝撃加速度のみでなく衝突時の衝撃力をも測定できるように力検出器をハンマに取りつけ衝撃力も測定することにした。衝撃のみに適用されることではないが、環境衛生学上最も重要な研究は、環境改善のための手がかりとなる許容値を設定することである。衝撃に関してもこれについての知見を収集することが先決となる。頭部衝撃に対して Gurdjian ら³⁾は人間耐容曲線 (HTC)として加速度-時間限界を使用しており、林もこれに類似の曲線を論理的に求め³¹⁾、Gurdjian らの人間耐容曲線 (HTC)は硬い衝撃に対応するものであって軟衝撃では異なることを述べている³²⁾。また Gadd ら³³⁾は衝撃負荷による甲狀軟骨の骨折限界は100ポンドであること、また60~65ポンドの範囲の荷重水準でブタの軟骨にも人間と同じような骨折が生じたことを述べ、Fan³⁴⁾は人間の脳の損傷の危険性に対する限界値として WST 曲線を示している。このような強度における衝撃の特性については ISO (国際標準化機構)³⁵⁾で審議されつつあり、これらは生体損傷をおこす程度の過度な衝撃に関するものであるが、作用する加速度と時間との関係で示していることは本研究でも参照することができる。衝撃の許容値を設定するのに何を目標にしてするかは甚だ重要である。嶋³⁶⁾はすでに衝撃としてはっきり感知されるような衝撃のレベルに対する人体の応答について明らかにしているが、このようなレベルについて実験することがまずは必要である。しかし感知する程度のことは必ずしも影響の発現に直ちにつながるものでもないので、このようにして得られたデータは、最も低いレベルに関するものとして重要な意味をもつにしても、実際的には何らかの効果につながる、たとえば痛みを伴って感知されるかどうか、すなわち痛み発現レベルについて観察の方がより妥当と考えられる。そこで本研究では許容値を設定するための水準としてこの痛み発現レベルを採用することにした。痛みには一次痛、二次痛、痙痛などの三種があるとされているが³⁷⁾、この場合の

痛みは刺激が加わると直ちに感じ、刺激部位も限局し、刺激を取り去ると直ちに感じなくなる一次痛に類する感覚体験であるといえよう。

衝撃研究がなおこれからの展開に期待されることが多いのは、衝撃測定 of 技術的困難さがあったからである。現時点では短時間に作用する外力の程度を記録するのは技術面では多大の進歩をみ隘路はないといっても過言でない程であるが、衝撃測定の結果をどのように評価するかということが問題となる。衝撃波形は、発生した衝撃加速度と時間との関係で記録することができ、また衝撃力と時間という二因子で観察することも可能である。さらにハンマで衝撃を加える際の衝撃速度も十分問題になるものである。すなわち衝撃に関連して注意すべきことは、衝撃の判定、評価の方法がまだ規格化されていないところにあるともいえるのであり、したがって現時点では、可能なさまざまな側面から把握せざるを得なく、ここでは衝撃速度、衝撃加速度、衝撃力それに衝撃特性などについて述べた。

前額部では、痛み発現レベルのほか衝撃を感知する感知レベルについても観察した。衝撃加速度と作用時間（衝撃時間）との積である衝撃特性でみてみると痛み発現レベルと感知レベルとは異なるところに位置しており、痛み発現レベルの方が大きい値であった。すなわち、痛みを伴って感知される場合と感知レベルとが区別されて体験されており、それぞれの要求するレベルがひきだされたということができよう。嶋²⁶⁾は感知レベルに関して前額部での衝撃速度が平均値で0.086~0.099(m/s)、標準偏差が0.016~0.023(m/s)であったとしているが、痛み発現レベルは、前額部の平均値で0.145~0.184(m/s)、標準偏差が0.026~0.041(m/s)となっており、平均値にしても標準偏差にしても痛み発現レベルは約2倍の高値となっている。このことを衝撃加速度でみてみると、前額部における感知レベルの平均値は1.074~1.852(G)、これに対して痛み発現レベルの平均値は1.749~3.392(G)と痛み発現レベルの方が高値であった。

衝撃の痛み発現レベルは、衝撃を加える際の衝撃速度でみてみると頭部に関連した前額部では最も低く、他の部位よりも鋭敏に反応しているように拝察された。その際に発生する衝撃加速度にしても衝撃力にしても前額部におけるそれが最も大きくなっている。

痛み発現レベルでとらえた振動数別許容レベルは、振動数によって異なり、衝撃加速度でみると5 Hzで0.789(G)で振動数が高くなると衝撃加速度も大きくなってゆく。同じようなことが衝撃力でも観察されているが、このようにして得られた衝撃加速度なり衝撃

力は、衝撃環境対策を推進するための手がかりとなる実質的な意義を有するものといえる。前額部では感知レベルに関して、回帰係数は甚だ小さかったが歴年令との関係で衝撃特性をみてみると有意ではあったが、痛み発現レベルに関しては前額部でも殿部でもそれは有意ではなかった。すなわち痛み発現レベルでみた衝撃の程度というものは若いから、または年長者であるからということと異なることはなく、年齢によって衝撃の知覚の様相に相異があるとはいえなかった。

結 論

環境刺激としての衝撃の許容値を設定するためにストライカ、検出器、増幅器および記録器などからなるハンマ式の衝撃装置によって衝撃を加え、人体各部位における衝撃応答を観察した。この装置には検出器として加速度ピックアップと力を検出するピックアップとがとりつけてあり、健康男子71名を対象として記録された衝撃加速度波形と力波形を解析した。

衝撃が痛みを伴って感知されるレベル、すなわち痛み発現レベルを上昇法によって求めたが、衝撃を加える際の衝撃速度でみてみると、前額部では他の部位よりも最も小さい衝撃速度で痛みを伴って衝撃が感知され、殿部におけるそれは最も大きかった。前額部における衝撃速度のこの痛み発現レベルは、平均値で0.145~0.184(m/s)であって最も敏感な部位であったのに対し、最も鈍いのは殿部であり、前額部におけるその2倍以上の値であった。

衝撃が痛み発現レベルとして感知される際の身体各部位で記録される、換言すれば身体各部位で衝撃に回答する際の衝撃加速度および衝撃力は、前額部で最も大きい値が得られ、殿部におけるそれは最も小さい値であった。すなわち前額部における痛み発現レベルでの衝撃加速度は、平均値2.624(G)という殿部のその約3倍以上の値であり、また衝撃力の平均値も0.883(kg)で殿部のその約3倍以上の値であった。

衝撃の評価に作用時間（衝撃時間）は無視できないが、これをおりこんだ衝撃特性の平均値は、前額部では0.049(Gs)、背部では0.072(Gs)、殿部では0.081(Gs)であった。この衝撃特性を歴年令との関連で検討したが、前額部における衝撃を感知するレベルでは有意であったが、前額部における痛み発現レベル、殿部における痛み発現レベルに関しては有意ではなかった。振動数別許容レベルとして、衝撃加速度では5 Hzで0.789(G)、10 Hzで1.323(G)、20 Hzで1.907(G)、また衝撃力では5 Hzで0.244(kg)、10 Hzで0.415(kg)、20 Hzで0.645(kg)という数値が得られた。

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。また御協力頂いた嶋昭一先生に厚く御礼申し上げます。

文 献

- 1) 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.
- 2) Goldman, D. E., & Gierke, H. E.: The effects of shock and vibration on man, Lecture and Review Series, No. 60-3, Naval Medical Research Institute, January, 1960.
- 3) 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.
- 4) Acoustical Society of American: American Standard Acoustical Terminology (including mechanical shock and vibration) May 25, 1960.
- 5) 小林 茂: 脳と神経, 15, 63 (1963).
- 6) 佐野圭司, 中村紀夫, 平川公義, 益沢秀明, 橋爪敬三: 自動車技術, 22, 635 (1968).
- 7) Ommnaya, A. K., Fass, F. & Yarnell, P.: J. Amer. Med. Ass., 204, April 75 (1968).
- 8) Gurdjian, E. S.: Gynecology, and Obstetrics, 113 (2), 185 (1961).
- 9) 小泉 明, 岡田 晃, 田中恒男: 環境科学, 第1版, 277頁, 南江堂, 1975.
- 10) 岡田 晃, 勝俣哲男, 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).
- 11) 岡田 晃, 山村晃太郎, 勝俣哲男: 災害医学, XV, 697 (1972).
- 12) Anzelius, A.: Scan. Suppl. XLVIII, 153 (1943).
- 13) Goldsmith, W.: Head Injuries Conference Proceeding, 350 (1966).
- 14) 林 毅: 自動車技術会論文集, November 109 (1970).
- 15) 木下良二: 人間工学, 7, 28 (1971).
- 16) 松本 功: 防衛衛生, 16, 68 (1969).
- 17) Tayler, E. R.: Aerosp. Med., 33, 188 (1962).
- 18) Rothstein, J. P.: Appl. physiol., 22, 645 (1967).
- 19) Siegel, A. W., Nahum, A. M. & Runge, D. E.: S. A. E. 710860 (1971).
- 20) Mackay, G. M.: 12th Stapp Car Crash Conference Proceeding, 207 (1968).
- 21) Thompson, J. E.: 12th Stapp Car Crash Conference Proceeding, 220 (1968).
- 22) Guttinger, W.: Z. Naturforsch., 5a, 622 (1950).
- 23) Hodgson, V. R., Gurdjian, E. S. & Thomas, L. M.: 11th Stapp Car Crash Conference Proceeding, 79 (1967).
- 24) Hodgson, V. R. & Patrick, L. M.: 12th Stapp Car Crash Conference Proceeding, 280 (1968).
- 25) 平川公蔵, 中村紀夫, 益沢秀明, 橋爪敬三, 佐野圭司: 人間工学, 6, 71 (1970).
- 26) Hayashi, T.: Fac. Engineer., Univ. Tokyo, 30, 59 (1969).
- 27) Sano, K., Nakamura, N., Hirakawa, K., Masuzawa, H., Hashizume, K., Hayashi, T. & Fujii, S.: Neurol. Med. Chir., 9, 21 (1967).
- 28) Radin, E. L., Howard, G. P., James, W. P., Robert, S. S., Ignor, L. P. & Robbert, M. R.: J. Biomech., 6, 51 (1973).
- 29) Ewing, C. L. & Daniel, J. T.: Us. Nav. Aerosp. Med. Inst., Monogr. 21, 1 (1972).
- 30) Stalhammar, D.: Acta Neurol. Scand., 52, 7 (1975).
- 31) 林 毅: 頭部衝撃における加速度と作用時間の許容限界の理論-特に HTC の理論について, 1頁, 自動車技術会傷害分科会 (1969).
- 32) 林 毅: 軟衝撃に対する加速度と作用時間の Human Tolerance Limit について, 3頁, 自動車技術会傷害分科会 (1969).
- 33) Gadd, C. W., Culver, C. C. & Nahum, A. M.: S. A. E. 710856 (1971).
- 34) Fam, W. R.: S. A. E. 710870 (1971).
- 35) ISO/TC108/WG7: Characterization of shock acceptable to man, August, p.3, ISO (1969).
- 36) 嶋 昭一: 日医大誌, 掲載予定 (1977).
- 37) 中浜 博: 日本医事新報, No.2766, 126 (1977).

Abstract

The present study was intended to find the threshold level of pain due to impact (pain threshold, PT) and investigate the availability of new threshold limit value based on these results.

For this study, it was used an instrument which was composed of a striker to produce impact, meters to measure the acceleration, and to measure the applied force. Seventy one healthy males, aged 18-55 years were the experimental subjects in this study. The indices measured included impact velocity, impact acceleration, impact force and impact duration. These were measured by the ascending series method at forehead, anterior thorax, posterior thorax, and gluteal region.

The PT was observed in terms of impact characteristics (impact acceleration \times its duration, G \cdot S). That PT on forehead and gluteal region were $0.049\text{G}\cdot\text{S}\pm 0.011\text{G}\cdot\text{S}$ (mean \pm standard deviation) and $0.081\text{G}\cdot\text{S}\pm 0.015\text{G}\cdot\text{S}$, respectively. The PT at 5Hz and 10Hz were $0.789\text{G}\pm 0.153\text{G}$ (mean \pm standard deviation) and $1.323\text{G}\pm 0.289\text{G}$, respectively. And the PT show not significant relationship to the age difference.
