

加速度計を用いた身体加速度の測定法に関する研究

小林 一 敏・前 田 寛・中 田 了*・飯 本 雄 二*

A Study on the Method of the Measurement Using Accelerometer in Human Body Movement

Kazutoshi KOBAYASHI, Hiroshi MAEDA, Satoru NAKATA and Yuji IIMOTO

At the measurement of acceleration in human body movements, the method by using accelerometer becomes very popular recently. But, this method has a some difficult problems that the output signal of the accelerometer is mixed the acceleration of body movement with the local natural vibration of accelerometer caused by its mass and viscoelasticity of skin of human body at the attached position.

The purpose of this paper is the investigation on the surpress effects of local natural vibration of accelerometer by the method of taping to tense the skin at the attached position of accelermeter.

The results are as follows :

- 1) The mass of accelerometer attached to the skin by taping causes to increase the amplitude of local natural vibration of one.
- 2) The spring constant of skin of the body is able to increase by the method of taping to tense the skin.
- 3) The increase of spring constant of the skin causes to surpress the local natural vibration of accelerometer and to rise the frequency response of one.

緒 言

身体運動の加速度測定に、加速度計が用いられることが多い。その際、加速度計の質量や装着部位の皮膚の粘弾性的性質から、加速度計に局所的固有振動が生じ、それが本来の測定すべき加速度に重畳して加速度計の信号として出力されている。

本研究では、この局所的固有振動の影響の評価、及びそれを小さくするための方法を開発し、その有効性を評価しようとした。

方 法

身体に加わる衝撃には着地衝撃、打具から伝わる衝撃、身体間の接触による衝撃、投動作による衝撃等、様々なものがある。

これらの衝撃の大きさは、身体各部の加速度として評価され、その測定には加速度計が用いられることが多い。

本研究では、始めに着地衝撃をとりあげ、外踝上部に生じる加速度を測定する際、使用する加速度計の質量からくる揺らぎの影響を評価し、その揺らぎが減少するような、テーピングの方法について考察する。

次に、皮膚と加速度計によって構成される測定部位の共振特性をみるために、加振器より、手掌部側縁に強制振動を加え、手根部背側面、橈骨点の3ヶ所に伝播された加速度を測定する。そして、加速度計の質量の違い、及びテーピングの仕方による皮膚のバネ定数の違いによって、測定部位の周波数特性がどのように変わるかについて考察する。

本研究で用いた二つの加速度計の形状・特性を表1に示す。

結果と考察

1) I) 着地衝撃の際、外踝上部にあらわれる加速度について

a) 加速度計の質量による揺らぎの違い(加速度計の周波数特性)

質量 15 g のストレインゲージ式加速度計を直径 30 mm, 厚さ 1 mm, 質量 1.7 g の円板上に接着した後, 外踝上部に, テーピングにより装着し, フォースプレート上で着地衝撃を与えた。次に, 加速度計を質量 1.5 g の圧電型加速度計に変えて, 同じ条件で着地衝撃を与えた。各加速度計にあらわれている加速度波形(前後方向)と, フォースプレートの信号を図1に示す。

質量の大きい, ストレインゲージ式加速度計では, 約 20 Hz, 質量の小さい圧電型加速度計では, 約 250 Hz の局所的固有振動があらわれた。

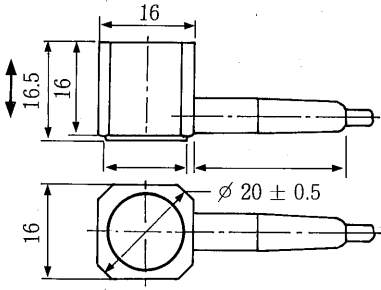
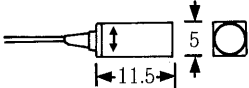
この振動は, 加速度計の質量の影響により, 測定部位の本来の測定すべき加速度に加速度計の揺らぎが重畳してくるためと考えられる。

b) テーピングの仕方による揺らぎの違い

加速度計の揺らぎに関係のある, 装着部位の皮膚面のバネ定数を大きくするために, 図2のように, 上下左右にテーピングテープで皮膚に張力をかけ, 張(はり)を持たせておき, その上から加速度計を装着した。

図3は, このようにしてテーピングした場合と従来の加速度計の上からテーピングをした方法とのバネ定数を比較したもので, 横軸に変位, 縦軸に力をとってある。傾きがバネ定数を示しており,

表1. 加速度計の形状及び特性

	(ストレインゲージ型加速度計)		(圧電型加速度計)
形状			
重量 (gr)	15		1.5
直径 (mm)	16 × 16		5 × 11.5
高さ (mm)	16		5
共振周波数 (KHz 以上)			2
使用上限周波数 (KHz)	~ 1		~ 1
最大加速度 (g)	50		100
材質	アルミ		高力アルミ

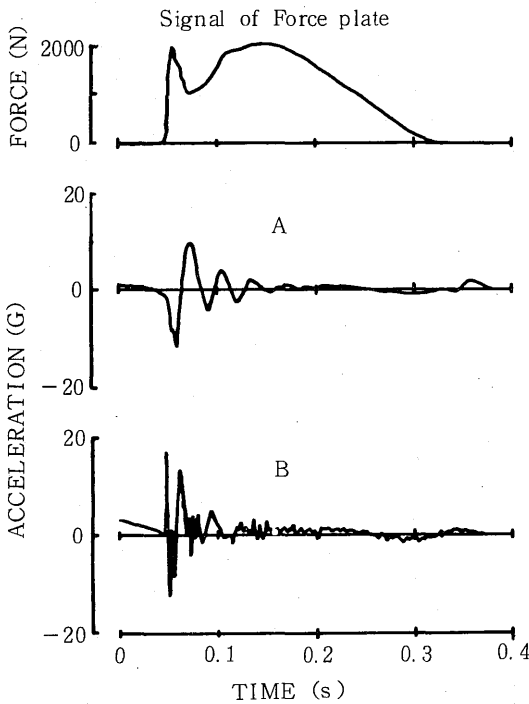


図-1 同じ条件で着地衝撃を加えた時の外
踝上部の衝撃波形。

A : ストレインゲージ式加速度計の信号
B : 圧電型加速度計の信号

この方法でテーピングする前と後では、上下方向について比較すると 1.2 N/mm から 5.9 N/mm へと約 5 倍大きくすることができた。

図 4 は、ストレインゲージ式加速度計を用い、テーピングによりバネ定数を変えた場合の着地衝撃による上下方向の加速度波形（上図）と、その FFT による周波数スペクトル（下図）とをみたものである。バネ定数 1.2 N/mm の低い状態での周波数スペクトルをみると、20 Hz 付近で大きなピークを示し、50 Hz で小さなピークがあらわれていた。バネ定数を 5.9 N/mm と大きくした状態では、加速度計の揺らぎが減少し、高い周波数の応答特性に移行していた。

II) 皮膚と加速度計によって構成される測定部位の周波数特性

a) 測定部位と共振周波数の測定法

加振器を用いて、皮膚と加速度計によって構成される測定部位の、共振特性をみるための実験の

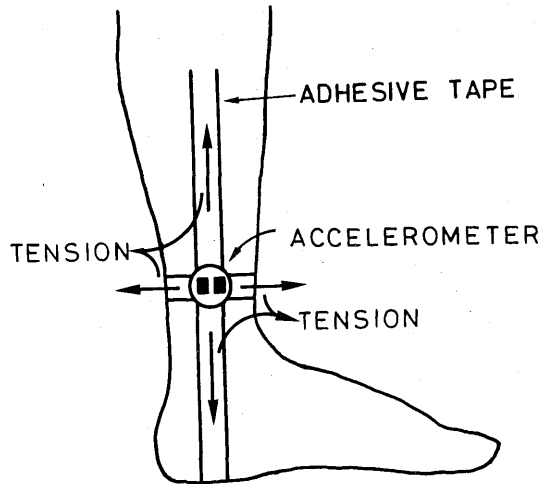


図-2 テーピングにより皮膚に張力をかけ測定部位の皮膚のバネ定数を大きくするための実験の概要図。

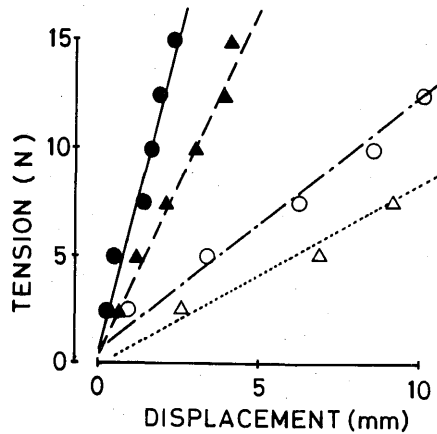


図-3 テーピング前後の皮膚のバネ定数
○ --- テーピングする前の上下方向のバネ定数 (1.20 N/mm)
△ テーピングする前の前後方向のバネ定数 (0.854 N/mm)
● —— テーピング後の上下方向のバネ定数 (5.93 N/mm)
▲ -.-.- テーピング後の前後方向のバネ定数 (3.21 N/mm)

概要を図 5 に示す。

手掌部内側縁に加振器より強制振動を与え、その加振器自体の加速度を図中 A の加速度計から検出する。この振動が、手根部背側面、橈側伸筋

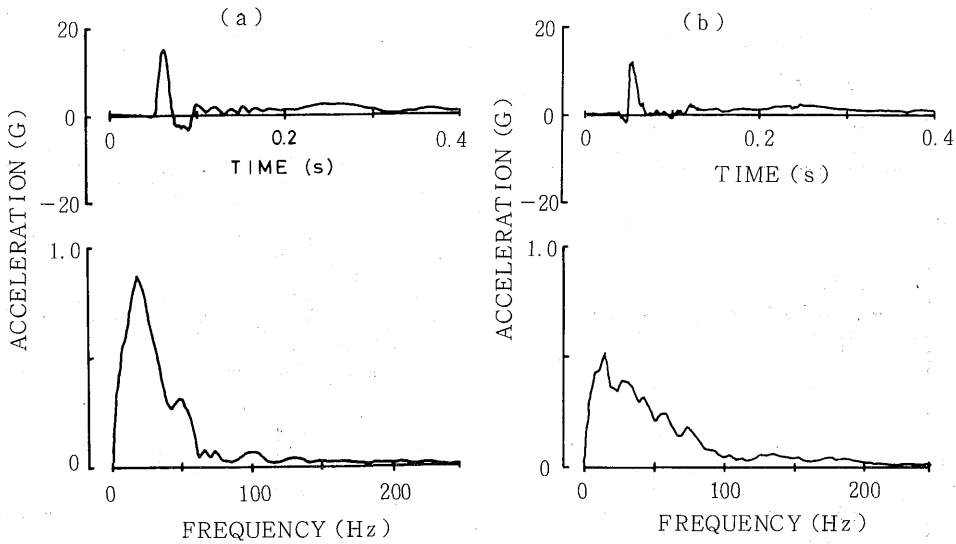


図-4 テーピングによりバネ定数を変えた場合の着地衝撃波形(上図)とその周波数スペクトル(下図) (ストレインゲージ式加速度計)
 (a) バネ定数 1.2 N/mm の場合
 (b) バネ定数 5.9 N/mm の場合

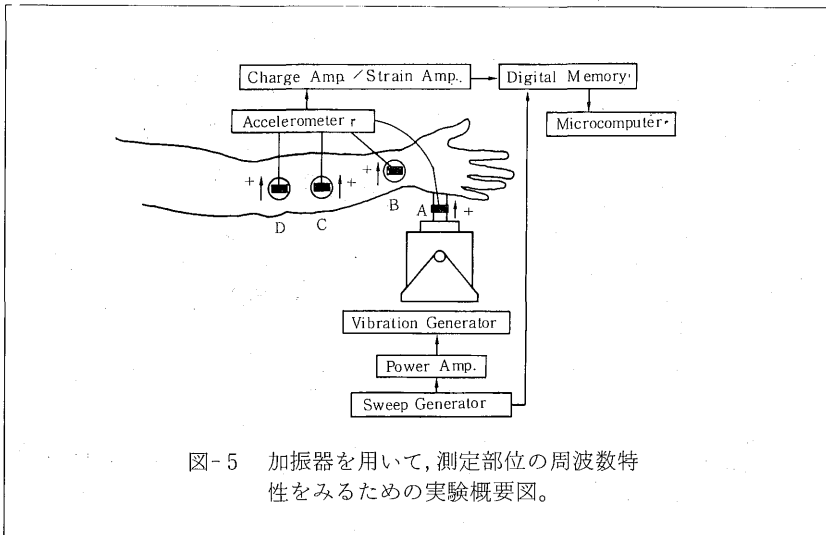


図-5 加振器を用いて、測定部位の周波数特性をみるための実験概要図。

筋腹、橈骨点に伝播される様子を、それぞれの部位に装着したB, C, Dの加速度計より検出した。振動周波数については、10 Hz から 100 Hz までスイープジェネレータの信号をスイープさせ、パワーアンプでその信号を増幅した後、加振器を振動させた。加速度計からの出力信号は、スイー

プジェネレータの信号とともにAD変換し、デジタルメモリーに取り込み、その後マイクロコンピュータに収録した。

図 6 にストレインゲージ式加速度計を用い、テーピングにより、皮膚のバネ定数を約 0.5 N/mm に設定した際の実験結果の一例を示す。10 Hz か

ら 100 Hz までの強制振動をスウィープさせたものが図 6 の A であり、その振動が前腕を伝播していく様子が、B、C、D に装着した加速度計から検出されている。

本研究では、加速度が伝播される過程で、加振点と測定部位との間に、皮膚と加速度計によって構成される粘弾性の性質が存在すると考え、加振器の振動振幅(図 4 の A)と各 B、C、D の部位にあらわれる振動振幅との比をとった¹⁾。これを加速度比とし、この比から共振特性について考察した。

b) ストレインゲージ式加速度計を用いた時の共振特性

図 7 は、ストレインゲージ式加速度計を B、C、D に装着し、皮膚のバネ定数を約 0.5 N/mm(左図)と、約 1 N/mm(右図)に設定した状態における、加速度の振幅比を 10 Hz から 100 Hz にわたり示したものである。実線は B、破線は C、一点差線は D の測定部位におけるものである。

バネ定数が、外踝上部に比べて大きくできなかったのは、前腕の測定部位と外踝上部の測定部位との皮膚の特性が異なるためと考えられる。

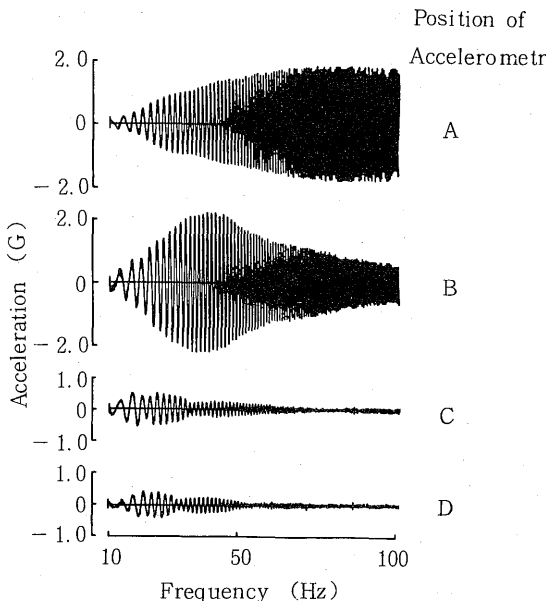


図-6 共振特性をみるための実験結果の一例(ストレインゲージ式加速度計を用い、皮膚のバネ定数 皮膚のバネ定数を 0.5 N/mm に設定)

バネ定数を約 0.5 N/mm に設定した場合、B の測定部位(実線)で 10 Hz と 30 Hz 付近において、振幅比が 2.0 以上となり、大きな共振状態がみられた。同じ B の測定部位で、バネ定数を約 1 N/mm にすると、25 Hz 付近で振幅比が 1.5 に減少し、テーピングによる効果があらわれていると考えられる。

C、D の測定部位では、10~15 Hz 付近で加速度比がピークを示しており、バネ定数を 0.5 から 1.0 N/mm に大きくしても変化がみられなかった。

装着部位 B、C、D の順に振幅比が減衰しているのは、身体の粘性によるためと考えられる。この場合テーピングにより、測定部位による減衰の違いが小さくなる。これは、テーピングにより粘性の影響が小さくなるためと考えられる。

c) 圧電型加速度計を用いた時の共振特性

図 8 は、圧電型加速度計を B、C、D の測定部位にテーピングにより装着し、皮膚のバネ定数を約 0.5 N/mm(左図)と 1 N/mm(右図)に設定した状態における、加振点 A と各測定部位との振幅比を 10 Hz から 100 Hz にわたり示したものである。

バネ定数を約 0.5 N/mm に設定した場合、B の測定部位(実線)で、20 Hz 付近において振幅比が 1.3 となり共振状態を示していたが、これは、ストレインゲージ型加速度計が 2.4 程度であるのに比べると小さい。さらにバネ定数を 1 N/mm に設定すると、約 1.1 に減少していた。

C、D の測定部位についてみると、バネ定数が小さい状態では、10~15 Hz 付近で振幅比が大きいですが、バネ定数を 1 N/mm に大きくすると、20 Hz 付近にピークが移行し、振幅比も減少していた。

(b)は、(a)に比べて加速度計の応答周波数帯域が平坦にのびており、加速度検出特性の向上がみられる。さらに、測定部位 B、C、D の順で振幅比が減衰しているのは、図 7 と同様に身体の粘性によるものと考えられる。しかし、質量の小さい圧電型の場合、テーピングにより粘性の影響を小さくする効果がより大きくなると考えられる。

d) ストレインゲージ式加速度計と圧電型加速度計の比較

ストレインゲージ式加速度計と圧電型加速度計とを比べると、20~40 Hz の低い周波数において、各振幅比が圧電型の方が低くなっており、このこ

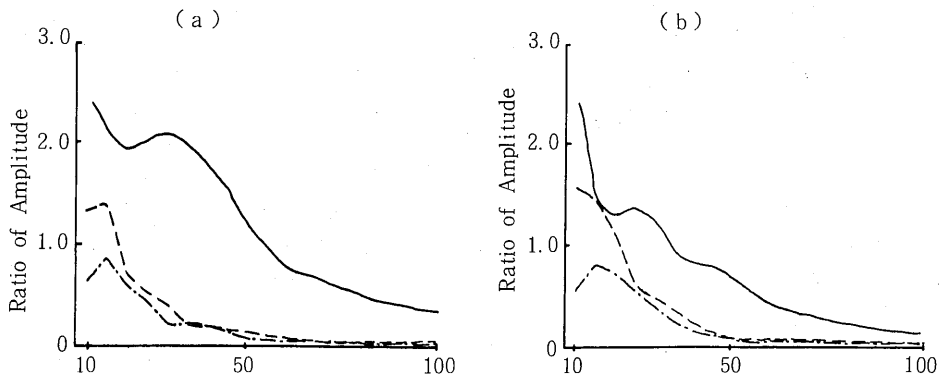


図-7 ストレインゲージ式加速度計を用い皮膚のバネ定数を約 0.5 N/mm (左図)と約 1.0 N/mm (右図)に設定した時の加振点と測定部位との加速度の振幅比。—— B/A, --- C/A, - · - · D/A
 (a) バネ定数 0.5 N/mm の場合
 (b) バネ定数 1.0 N/mm の場合

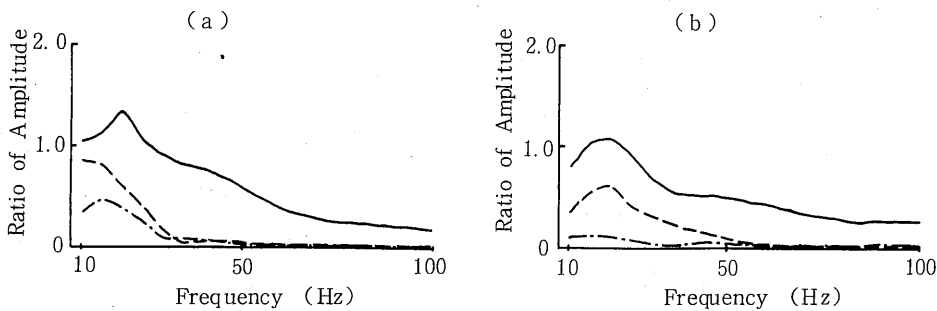


図-8 圧電型加速度計を用い、バネ定数約 0.5 N/mm(左図)と約 1.0 N/mm (右図)に設定した時の加振点と測定部位との振幅比。—— B/A, --- C/A, - · - · D/A
 (a) バネ定数 0.5 N/mm の場合
 (b) バネ定数 1.0 N/mm の場合

とは、質量の影響によるところが大きいと考えられる。また、皮膚面のバネ定数が大きくなるように、テーピングで加速度計を装着すると、測定部位の局所的固有振動が押さえられ、特に質量の大きい加速度計の場合に効果があると考えられる。

e) 各周波数における位相特性

図9は、圧電型加速度計を測定部位Bに装着し、80 Hzで加振させた時の加振点A(実線)と測定部位B(破線)の振動波形である。

両者の間には、約 0.884π (2.77 rad) の位相のずれがみられた。これは、加振点と加速度計との

間に粘性要素が介在するためと考えられる。そこで本研究では、装置部位のバネ定数を変えて、20~140 Hzまで20 Hz毎の各周波数における位相のずれの特性から、粘性による影響を見ようとした。

図10に、バネ定数を0.22 N/mm(○印)と0.74 N/mm(●印)に設定した場合の位相特性を示す。図は、横軸に周波数、縦軸に位相角をラジアンで示してある。周波数が高くなると位相のずれが直線的に大きくなるという右上りの傾きを示している。

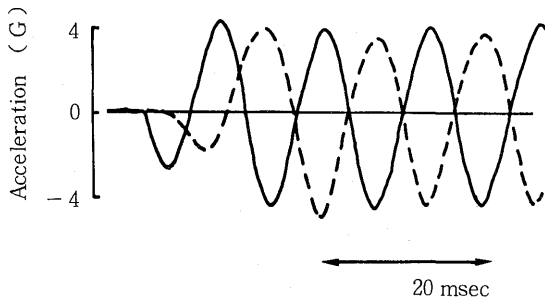


図-9 圧電型加速度計を測定部位 B に装着し、80 Hz で加振点 A を振動させた時の振動波形 (バネ定数 0.22 N/mm)
 ——— A, - - - B

また、バネ定数が高くなるようにテーピングで加速度計を装着すると、その傾きが小さくなり、粘性による影響が小さくなった。

ま と め

本研究では、加速度計を用いて身体各部の加速度を測定する際、加速度自体の質量や、装着部位の皮膚の粘弾性により生じる局所的固有振動の影響、及びそれを小さくするための方法を開発しようとした。

結果を以下に示す。

- 1) 質量 15 グラムのストレインゲージ式加速度計と質量 1.5 グラムの圧電型加速度計を用い、外踝上部に加速度計の上から直接にテーピングにより装着した場合の局所的固有振動は、それぞれ 20 Hz と 50 Hz であった。
- 2) テーピングの際、上下左右に皮膚に張力をかけた後、加速度計を装着することにより、測定部位の皮膚表面のバネ定数を 1.2 N/mm から 5.9 N/mm まで約 5 倍にすることができた。
- 3) 1) の条件でテーピングによりバネ定数が高くなるように加速度計を装着すると、圧電型、ストレインゲージ式加速度計の両方の場合において局所的固有振動が押えられ、応答特性が高い周波数に向けて向上した。
- 4) 加振器を用いて手掌部内側縁(A)に 10 Hz か

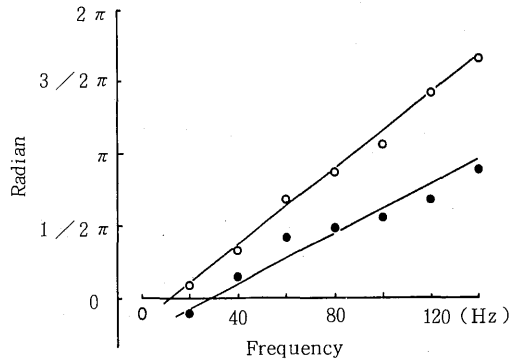


図-10 周波数に対応した、加振点と測定部位 B との振動の位相特性

● [$K=0.74 \text{ N/mm}$
 $Y=0.027 X - 0.780 (R=0.98)$

○ [$K=0.22 \text{ N/mm}$
 $Y=0.042 X - 0.606 (R=1.00)$

ら 100 Hz まで強制振動を加え、その振動が手根部背側面(B)、橈骨伸展筋筋腹(C)、橈骨点(D)の測定部位に伝播される様子を調べたが、ストレインゲージ式加速度計では 10~30 Hz で共振振幅比が 2.4 であるのに対し、圧電型加速度計では 20 Hz で 1.3 であった。

- 5) ストレインゲージ式加速度計では、加振点(A)から測定部位(C)、(D)と遠くなるにしたがい、加速度が著しく減衰していたが、圧電型加速度計を、高いバネ定数となるようにテーピングにより装着すると、その減衰が小さくなり、また応答周波数帯域が平坦で高い周波数までのびた。
- 6) 加振点(A)と測定部位(B)との位相のずれをみると、周波数が高くなるにしたがい、位相の遅れが大きくなっていったが、テーピングでバネ定数を大きくすることにより、その遅れを小さくすることができた。

参 考 文 献

1) D. E. Goldman, H. E. Von Gierke, 中村円生・松野正徳, 長谷川武訳, 衝撃・振動の人体への影響, 医歯薬出版株式会社, Pp. 3-5, 1968