

ストレッチャーの振動特性に関する検証

山口 隼^{*}、田近 義宏^{**}、坂本 佑介^{**}、中西 智宏^{**}

概 要

振動発生装置を用いて緊急走行時の救急車両床面の振動を再現することにより、当庁で最も仕様の多いストレッチャー（以下「手動ストレッチャー」という。）上と床に直付けの電動ストレッチャー上の振動特性及び振動が人体に与える負担や影響等（以下「負担等」という。）を明らかにするとともに、今後の電動ストレッチャー導入に関する資料とすることを目的として検証した。

人体ダミー及び被験者による検証の結果、手動ストレッチャーと電動ストレッチャーの緊急走行時の揺れを比較すると、各ストレッチャー自体の揺れの特性に若干の違いはあるが、防振架台の有無に関わらず、各ストレッチャーの揺れは被験者の血圧、心拍数及び SpO₂（血中酸素濃度）（以下「バイタル」という。）の変化や乗り心地に差は見られないことが確認された。

また、安定性評価に関する検証の結果、ストレッチャーのベッド部分が最下段の時には、電動ストレッチャーは手動ストレッチャーに比べて進行方向に対して横に倒れにくいことや、段差を乗り越えた際の衝撃が弱いことが確認された。

1 はじめに

救急車には、傷病者保護のため振動及び水平方向の加速度を減衰させ、水平・左右方向の移動が可能な構造といった救急自動車の高規格に準拠した標準的な仕様を満たすための防振架台が装備されている。

2019年5月、池袋消防署に発足したデイトム救急隊用にEV救急車が、2021年4月、玉川消防署、江戸川消防署に新型の救急車が寄贈され運用が開始された。これらの救急車には電動ストレッチャーが搭載され、隊員の労務負担軽減対策が講じられているが、ストレッチャー架台は、救急車内の床に直付けとなっており、防振架台が取り付けられていない。

既往研究によれば通常走行時の防振架台自体の振動特性については検証がなされているが、緊急走行時における防振架台の振動特性については言及されておらず、また、電動ストレッチャー自体の振動特性やその振動が人体へ与える負担等についても言及されていない。

これらのことから、床に直付けの電動ストレッチャー上の振動特性及び振動が人体に与える負担等を明らかにするとともに、今後の電動ストレッチャー導入に関する資料とすることを目的として検証した。

2 実験方法等

(1) 実験方法

本検証は、以下の3項目に分けて実験した。

- ア 各ストレッチャーの振動特性に関する実験
- イ 被験者への負担等に関する実験
- ウ 安定性評価に関する実験

(2) 振動発生装置

写真1に振動発生装置の外観を、表1に諸元・性能を示す。

救急車両床面振動を再現する実験では、消防技術安全所の振動発生装置を用いた。振動発生装置は加振器、振動台及び制御装置等によって構成されており、3軸（3次元）による加振、並びに正弦波による加振が可能である。

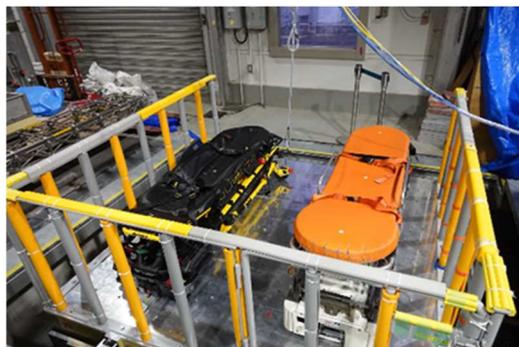


写真1 振動発生装置の外観

* 三鷹消防署 ** 安全技術課

表 1 振動発生装置の諸元・性能

項目	諸元・性能
加振方向	水平 2 方向 (XY 軸) 垂直 1 方向 (Z 軸)
振動台寸法	2,500×2,500mm
加振周波数範囲	0.1~200 Hz まで
最大搭載質量	10,000 kg
最大変位	X 軸 : 600 mm ^{P-P} Y 軸 : 400 mm ^{P-P} Z 軸 : 150 mm ^{P-P}
駆動方式	永久磁石駆動方式動電型

表 3 各消防署所の救急車両の諸元・性能

対象署所	当庁新規導入 救急車	現行救急車	
		玉川	秋川
		本署	用賀出張所 本署
型式	日産 CBF-CS8E26	トヨタ CBF-TRH226S	
製造年	令和 2 年	平成 29 年	
車両緩衝装置	前輪 : 板ばね 後輪 : ショックアブソーバー		
防振架台	無	有	
ストレッチャー	電動	手動	

(3) ストレッチャー

写真 2、3 に各ストレッチャーの外観を、表 2 に各ストレッチャーの諸元・性能を示す。



写真 2 手動ストレッチャー



写真 3 電動ストレッチャー

表 2 各消防署所の救急車両の諸元・性能

ストレッチャー種別	手動	電動
全長 (cm)	196.0	241.0
幅 (cm)	56.0	58.0
最下段時高さ (cm)	56.5	36.0
最上段時高さ (cm)	93.5	105.0
重量 (kg)	42.7	57.0
耐荷重 (kg)	181.1	318.0

(4) 緊急走行時の車両床面加速度測定消防署

表 3 に各消防署所の救急車両の諸元・性能を示す。

23 区と多摩地区での交通量や車両舗装状況等の違い (以下「地域特性」という。) を考慮するため、電動ストレッチャーについては玉川消防署、手動ストレッチャーについては玉川消防署用賀出張所及び秋川消防署の救急自動車における緊急走行時の車両床面の加速度を測定した。

(5) 緊急走行時の加速度の測定方法

図 1 に救急車内床面の加速度計設定イメージを示す。

ストレッチャー頭部側の座席付近床面に加速度計を設定し、測定した。

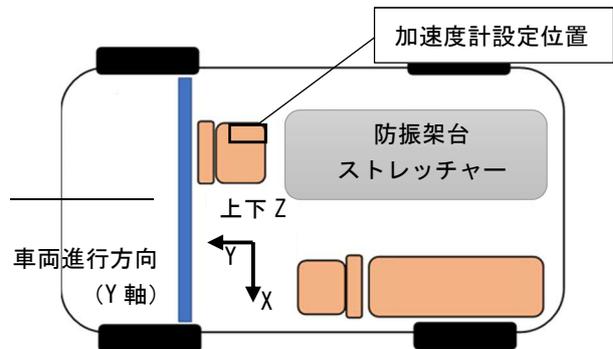


図 1 救急車内床面の加速度計設定イメージ

(6) 振動発生装置上の設定状況

写真 4 に各ストレッチャーの振動発生装置上の設定状況を示す。

写真手前側を車両進行方向とし、各ストレッチャーを並べて設定した。

軸の方向は、車両進行方向に対してストレッチャー横方向を X 軸、車両進行方向を Y 軸、上下方向を Z 軸とした。

電動ストレッチャーはレールを振動発生装置上に、手動ストレッチャーは防振架台を振動発生装置上に固定することにより、実際の救急車内の設定状況と同等とした。



写真 4 各ストレッチャーの振動発生装置上の設定状況

(7) 加振条件

表4に加振条件を、表5にスイープ波^{※1}による実験条件を示す。

各ストレッチャーの地域特性による振動への影響を考慮した振動特性に関する検証（以下「振動特性に関する検証」という。）では、各消防署所で測定した走行データのうち、現場出発から病院到着までの加速度データと、スイープ波による加振実験を行った。

また、被験者へ与える負担等に関する検証では、条件を統一するため、電動ストレッチャー搭載救急車が配置されている玉川消防署の振動波を使用した。

表4 加振条件

実験種別	(1)ア			(1)イ
	電動	手動	電動 手動	電動 手動
ストレッチャー 種別				
加振波	玉川	用賀 秋川	スイープ波	玉川
解析方法	FFT ^{※2}	FFT	伝達関数 ^{※3}	頭部三軸合成加速度 バイタル 主観的評価

※1 スイープ波：軸ごとに1～50Hzまでの正弦波を時間とともに変化させ、物体の振動特性を把握するものである。

※2 FFT：時間歴の波形に、どの周波数成分がどのくらい含まれているかを検出するものである。

※3 伝達関数：「出力加速度/入力加速度」で表される周波数別加速度の強さを見るもので、本実験では「各ストレッチャー上の加速度/振動発生装置の加速度」で表されている。

表5 スイープ波による実験条件

周波数	1～50Hz
加速度	0.1G
速度	15.6～0.3 cm/s
変位	49.7～0.02cm

(8) 人体ダミー及び被験者

ア 人体ダミー

身長 177cm 重量 66kg の訓練用の重量人体ダミーを使用した。

イ 被験者

20歳代から60歳代までの各年代を含めた女性4名を含む合計20名に協力を得た。

（2技消第508号技術改良検証倫理審査結果通知書により、本検証は倫理審査委員会承認済み。）

(9) 測定機器等

ア 加速度計①（緊急走行振動計測用）

表6に加速度計①の諸元・性能を、写真5に加速度計①の外観を示す。超小型低容量加速度変換器を用いて、緊急走行時の車両床面の振動を計測した。

表6 加速度計①の諸元・性能

項目	諸元・性能
外形寸法	44×44×20mm
感度	10mV/m/s ²
最大使用加速度	49.03m/s ²
周波数範囲	1～100Hz

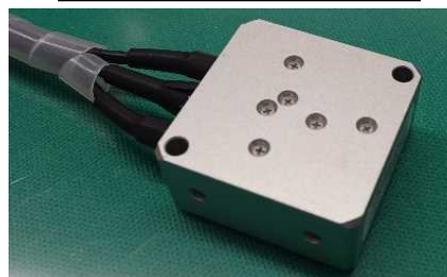


写真5 加速度計①の外観

イ 加速度計②（ストレッチャー振動測定用）

表7に加速度計②の諸元・性能を、写真6に加速度計②の外観を示す。小型3軸アンブ内蔵型圧電式加速度変換器を用いて、ストレッチャー上の振動、被験者が受ける振動及び被験者頭部の揺れの指標として計測した。

表7 加速度計②の諸元・性能

項目	諸元・性能
外形寸法	14.2×14.2×14.2mm
感度	10mV/m/s ²
最大使用加速度	400m/s ²
周波数範囲	1～5kHz（水平） 1～8kHz（垂直）



写真6 加速度計②の外観

ウ 角度計

表8に角度計の諸元・性能を、写真7に角度計の外観を示す。デジタル傾斜計を用いて、進行方向に対し横にストレッチャーを傾けていった際に車輪が浮き上がる高さ（以下「転倒開始角度」という。）の角度を計測した。

表 8 角度計の諸元・性能

項目	諸元・性能
表示最小単位	角度 0.05°
使用温度	-5~50°C
寸法	26×66×220mm
重量	550g



写真7 角度計の外観

エ バイタル測定

表9に血圧計の諸元・性能を、表10にパルスオキシメーターの諸元・性能を示す。被験者のバイタルを測定するために、血圧計及びパルスオキシメーターを用いて計測した。

表 9 血圧計の諸元・性能

項目	諸元・性能
測定方式	オシロメトリック法
測定範囲	40~260mmHg
測定精度	圧力：±3mmHg 以内
表示方式	デジタル表示方式

表 10 パルスオキシメーターの諸元・性能

項目	諸元・性能
SpO ₂ 値	0~100% ±2%
脈拍数	30~240bpm ±2bpm
測定方式	2波長吸光度測定法
重量	105g

エ 被験者用アンケート

図2に主観的乗り心地評価に使用したアンケートの例を示す。

VAS (Visual Analogue Scale) を用いて、実験中における被験者のストレッチャーの乗り心地について、主観を定量化した。

VAS とは、質問項目に対して、100 mmの水平線上で被験者自身の感覚や気持ちに近いと感じられるポイントに×印を記し、左端から×印までの長さを指標とするものである。

また、被験者は進行方向、横方向及び上下方向で一番揺れを感じた方向を選択し乗り心地に関する評価した。

乗り心地

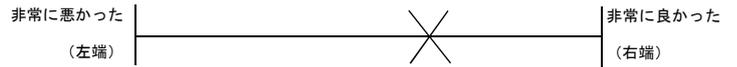


図2 主観的乗り心地評価に使用したアンケートの例

3 各ストレッチャーの振動特性に関する実験

(1) 実験内容

ア 緊急走行時の救急車両床面の振動に含まれる周波数成分の特定

緊急走行時の救急車両床面の振動に含まれる周波数成分の特定した。

イ 23 区内におけるストレッチャーと緊急走行時の振動に関する実験

緊急走行時に各ストレッチャー上にかかる振動を測定し、固有振動数を特定した。

ウ スイープ波による実験

各ストレッチャー上に荷重をかけていない状態と人体ダミーを使用し人体相当の荷重をかけた際のストレッチャー上の加速度を計測した。

以上のア~ウの実験内容について2(7)表4の加振条件及び解析方法で実施した。

写真8に各ストレッチャー加速度計設定位置を示す。加速度計は、各ストレッチャーの頭部、腹部及び足部付近に設定した。スイープ波による実験で、人体ダミーを乗せた際は、頭部及び足部付近に設定した。



写真8 各ストレッチャー加速度計設定位置

(2) 実験結果

ア 緊急走行時の救急車両床面の振動に含まれる周波数成分の特定

図3に緊急走行時の救急車両床面の振動に含まれる周波数成分の一例を示す。

X軸とY軸に関して、23区より多摩地区の方が加速度が弱かった。Z軸に関しては、多摩地区の方が加速度が強かった。

また、各地区で走行による加速度の強さに差はあるものの、全軸について同等なグラフの形状をしているため、地域特性による振動特性に差はなかった。

3Hz 付近でピークがみられることと、約 20Hz までに主な加速度成分が含まれていることが、23 区と多摩地区で共通であった。このことから、以後の検証データは 1～20Hz までで評価した。

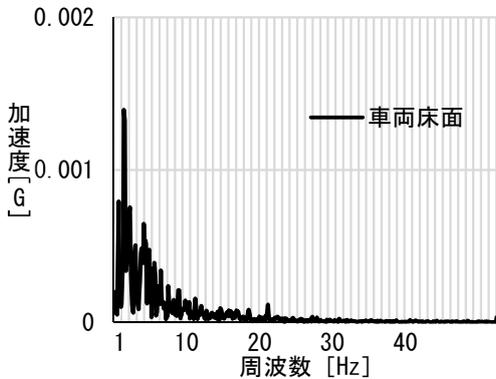


図3 緊急走行時の救急車両床面の振動に含まれる周波数成分の一例

イ 23 区におけるストレッチャーと緊急走行時の振動に関する実験

(ア) 手動ストレッチャーと緊急走行時の振動の関係

表 11 に軸ごとの手動ストレッチャーと緊急走行時床面振動（用賀出張所）の周波数別増幅関係を示す。

表 11 軸ごとの手動ストレッチャーと緊急走行時床面振動（用賀出張所）の周波数別増幅関係

軸	結果
X	5～10Hz 付近に加速度の増幅が見られた
Y	7～11Hz 付近に加速度の増幅が見られた
Z	9～11Hz 付近に加速度の増幅が見られた

(イ) 電動ストレッチャーと緊急走行時の振動の関係

表 12 に軸ごとの電動ストレッチャーと緊急走行時床面振動（玉川本署）の周波数別増幅関係を示す。

表 12 軸ごとの電動ストレッチャーと緊急走行時床面振動（玉川本署）の周波数別増幅関係

軸	結果
X	4～8Hz 付近に加速度の増幅が見られた
Y	床面とほぼ同じ加速度で振動している
Z	頭部に 14Hz 付近で増幅が、足部に 10Hz 以降徐々に増幅していく傾向が見られた

ウ スイープ波による実験

図 4 に各ストレッチャーの固有振動数を示したグラフの一例を、図 5 に人体ダミー有の各ストレッチャーの固有振動数を示したグラフの一例を、表 13 及び表 14 に各部位での固有振動数の測定結果を示す。

人体相当の荷重がかかっていないときに比べて、人体相当の荷重がかかると、固有振動数以外での振動が抑

えられているとともに、各ストレッチャーの振動特性は近似することが確認された。

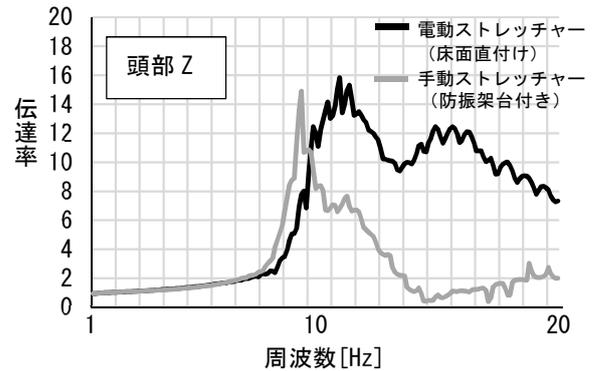


図 4 各ストレッチャーの固有振動数を示したグラフの一例

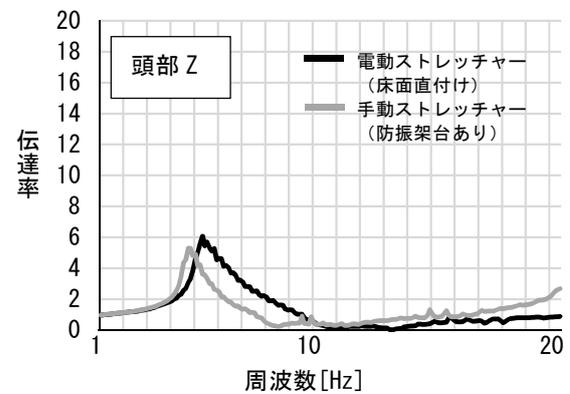


図 5 人体ダミー有の各ストレッチャーの固有振動数を示したグラフの一例

表 13 ストレッチャー上各部位各軸の固有振動数

電動ストレッチャー				手動ストレッチャー			
軸	頭部	腹部	足部	軸	頭部	腹部	足部
X	4～5 Hz			X	5 Hz 前後		5, 10Hz
Y	10Hz 前後			Y	10Hz 前後		
Z	12Hz	10Hz	10Hz 以降	Z	10Hz 前後		

表 14 人体ダミー有のストレッチャー上各部位各軸の固有振動数

電動ストレッチャー			手動ストレッチャー		
軸	頭部	足部	軸	頭部	足部
X	2 Hz	2 Hz	X	3 Hz	3 Hz
Y	7 Hz	10Hz 前後	Y	5～6 Hz	5～6 Hz
Z	5～6 Hz	10Hz 前後	Z	5 Hz	5 Hz

4 被験者の負担等に関する実験

(1) 実験内容

ア 被験者前額部三軸合成加速度の測定

図6に被験者加速度計設定イメージに示す。被験者前額部に加速度計②を取り付けた状態で各ストレッチャーに仰臥位で加振した。

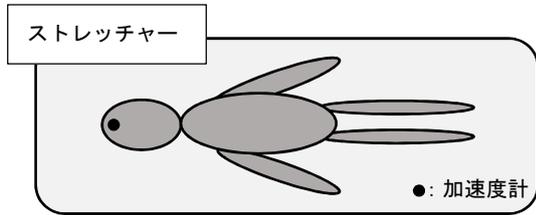


図6 被験者加速度計設定イメージ

イ 被験者バイタルの測定

血圧は加振前と加振後の各ストレッチャーで計4回、心拍数とSpO₂については加振中に計測した。

なお、手動ストレッチャーにより加振した後、バイタルを通常状態にするため、被験者には10分間座位で待機させ、電動ストレッチャーにより加振した。

ウ 乗り心地に関する主観的評価

被験者には、各ストレッチャー加振後に、それぞれアンケートによる主観的評価を行った。

上記ア～ウの実験内容について、2(7)表4の加振条件及び解析方法により実施した。

(2) 実験結果

ア 被験者前額部三軸合成最大加速度の測定

表15に各ストレッチャーでの被験者前額部三軸合成最大加速度(平均)を示す。

手動ストレッチャーは0.77G、電動ストレッチャーは1.01Gとなり、電動ストレッチャーの被験者前額部三軸合成最大加速度の平均は手動ストレッチャーに比べて0.24G強くなった。

表15 被験者前額部三軸合成最大加速度(平均)

ストレッチャー種別	加速度[G]
手動ストレッチャー	0.77
電動ストレッチャー	1.01

イ 被験者バイタルの測定

表16に被験者の血圧変化を、図7に心拍数の時間的変化の一例を示す。

血圧については、各ストレッチャー実験前に比べて実験後の方が低くなった。心拍数については全被験者において図7のように記録しており、心拍数の急激な増加や減少は見られず正常範囲内であった。

また、SpO₂についても全被験者において常に96%を記録しており正常範囲内であった。

表16 被験者の血圧変化

[mmHg]	手動ストレッチャー		電動ストレッチャー	
	実験前	実験後	実験前	実験後
最高血圧	124.6	118.0	120.4	115.4
最低血圧	78.9	76.7	73.6	72.6

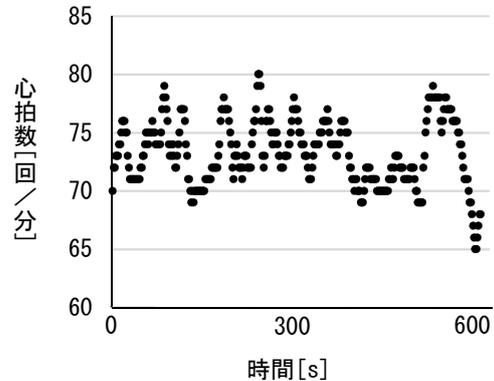


図7 心拍数の時間的変化の一例

ウ 乗り心地に関する主観的評価

図8に主観的乗り心地評価の結果を示す。

手動ストレッチャーでは44、電動ストレッチャーでは52となった。

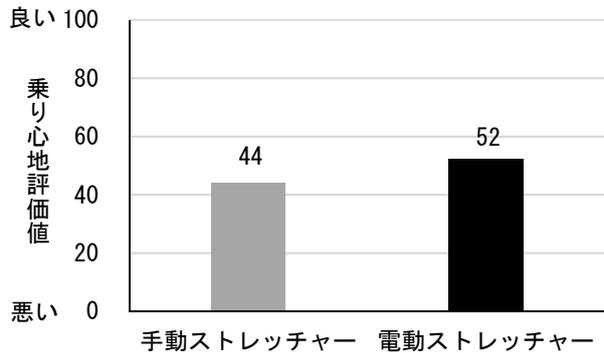


図8 主観的乗り心地評価

また、図9に最も強く振動を強く感じる方向に関するアンケート結果を示す。各ストレッチャーともに横方向に対する振動に対して強く感じるという結果が多くなった。

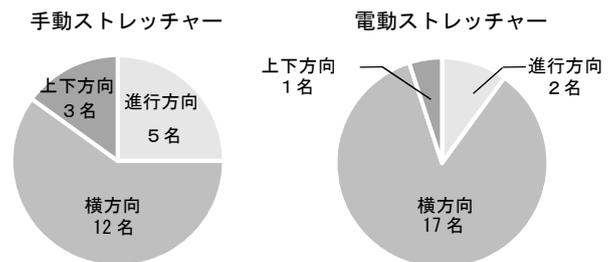


図9 最も強く振動を強く感じる方向に関するアンケート結果

5 安定性評価に関する実験

(1) 実験内容

ア 転倒開始角度

図 10 に転倒開始角度の測定イメージを示す。各ストレッチャーの床面をストレッチャー進行方向に対し横方向に傾けた際の転倒開始角度を計測した。

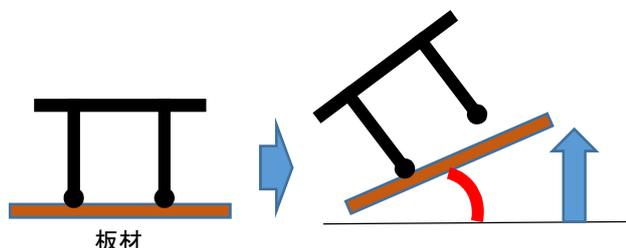


図 10 転倒開始角度の測定イメージ

イ 昇降時及び段差を乗り越えた際（以下「曳航時」という。）の三軸合成最大加速度の測定

各ストレッチャーに人体ダミーを乗せた状態で昇降時及び曳航時の人体ダミー前額部の三軸合成最大加速度及び頭部付近ストレッチャー上（以下「頭部界面」という。）の三軸合成最大加速度を測定した。段差には、写真 9 に示すホースブリッジ（高さ：7 cm）を使用した。



写真 9 ホースブリッジ

(2) 実験結果

ア 転倒開始角度

図 11 に転倒開始角度の結果を示す。最上段では手動ストレッチャーの方が 2.16° 高く、最下段にすると電動ストレッチャーの方が 9.20° 高くなった。

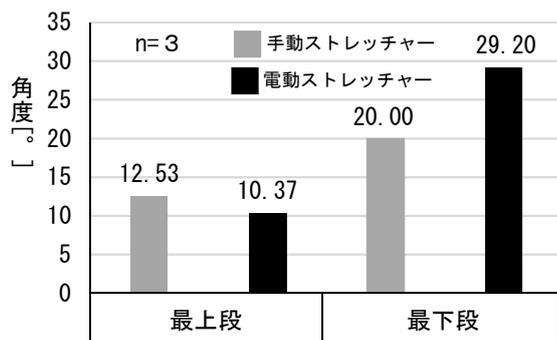


図 11 転倒開始角度の結果

イ 昇降時及び曳航時の加速度

表 17 に各ストレッチャーの昇降時最大加速度を、表 18 に各ストレッチャーの曳航時最大加速度を示す。昇降時の最大加速度は手動ストレッチャーに比べて電動ストレッチャーの方が弱くなった。曳航時の最大加速度についても、手動ストレッチャーに比べて電動ストレッチャーの方が弱くなった。

表 17 各ストレッチャーの昇降時最大加速度

加速度 [G]	上昇		下降	
	頭部表面	頭部界面	頭部表面	頭部界面
手動	0.75	1.78	0.74	1.01
電動	0.21	0.22	0.36	0.38

表 18 各ストレッチャーの曳航時最大加速度

加速度 [G]	上昇		下降	
	頭部表面	頭部界面	頭部表面	頭部界面
手動	2.88	3.31	2.56	2.29
電動	1.15	1.50	2.11	2.19

6 考察

(1) 各ストレッチャーの振動特性に関する実験

人体ダミー有の各ストレッチャーの固有振動数を各軸で比較すると、Y 軸及び Z 軸に関しては、手動ストレッチャーに比べて電動ストレッチャーの方が固有振動数付近での伝達率の立ち上がり立ち下りが緩やかで、X 軸に関しては手動ストレッチャーに比べて電動ストレッチャーの方が固有振動数付近での伝達率の立ち上がり立ち下りが急であった。

このことから、電動ストレッチャーは手動ストレッチャーに比べて車両進行方向及び上下方向に関しては揺れを抑えやすい特性があるが、車両進行方向に対して横方向には手動ストレッチャーに比べて固有振動数付近で揺れを抑えにくい特性があると考えられる。

(2) 被験者への影響に関する実験

ア 被験者のバイタル

被験者のバイタルを測った際、血圧は減少し、心拍数と SpO₂ については正常範囲内であった。

そこで、30 代男性の被験者に対し、電動ストレッチャー上に仰臥位で 10 分間のバイタルを測定したところ、表 19 のようになり、血圧は 10 分後には減少し、心拍数と SpO₂ は正常範囲内であった。

このことから、傷病者の症状によって違いは出てくるが、ストレッチャー上の振動が人体に与える影響は、振動を与えていない状態と同じ傾向であると考えられる。

表 19 振動を与えていないときの
血圧変化 (1名)

[mmHg]	実験前	実験後
最高血圧	145	123
最低血圧	106	83

イ 乗り心地に関する主観的評価

アンケートによる乗り心地評価の平均を、2群間の差について統計的な検定を行ったところ、有意差は見られなかった。

このことから、手動ストレッチャーと電動ストレッチャーの乗り心地について差があるとは言えないという結果になった。

(3) 安定性評価に関する実験

ア 転倒開始角度

ストレッチャーのベッド部分を最上段にすると、手動ストレッチャーより電動ストレッチャーの方が転倒しやすいという結果となった。

これは、写真 10 に示すように電動ストレッチャーはバッテリーなどの電装品がシート直下面に取り付けられていることと、最上段にすると 11.5cm 高くなることから、ストレッチャー上部が重くなるのが原因と考えられる。



写真 10 バッテリー搭載部

イ 曳航時に受ける衝撃回数について

図 12 に曳航時における加速度を示す。

電動ストレッチャーの加速度は、手動ストレッチャーのそれと比較して小さく、曳航時の衝撃は弱いですが、衝撃を受ける回数が増える結果となった。

写真 11 に示すように電動ストレッチャーは最下段にすると車内収容時の補助輪が地面に接地する。これにより、衝撃を受ける回数は手動ストレッチャーに比べて多くなるが、接地面が多いため力が分散し受ける衝撃は弱くなると考えられる。

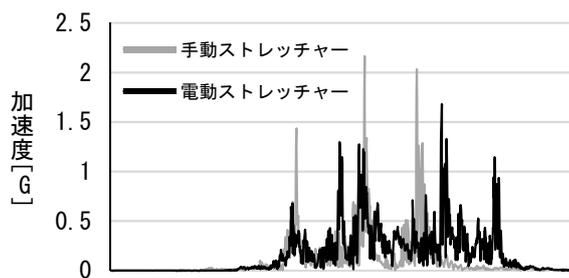


図 12 曳航時における加速度



写真 11 最下段時の電動ストレッチャー

7 まとめ

全検証を通して手動ストレッチャーと電動ストレッチャーの緊急走行時の揺れを比較すると、ストレッチャー自体の揺れの特性に若干の違いはある。しかし、車両走行時の振動による、ストレッチャー上の被験者バイタルの変化は、防振架台の有無にかかわらず、各ストレッチャーで差は見られなかった。

(1) 各ストレッチャーの振動特性に関する実験

3、(2)、ウ、表 13、14 より、ストレッチャー上に人体相当の荷重がかかることにより、各ストレッチャーで振動特性が変化することが確認されるとともに、3、(2)、ウ、図 5 より、ストレッチャー上に人体相当の荷重がかかることにより、各ストレッチャーの振動特性は近似することが確認された。

(2) 被験者への負担等に関する実験

4、(2)、ア、イ、ウより、頭部の揺れの加速度については電動ストレッチャーの方が約 0.24G 強くなったが、被験者のバイタルに与える影響及び乗り心地については各ストレッチャーで、防振架台にかかわらず差は見られなかった。

(3) 安定性評価に関する実験

5、(2)、ア、イより、転倒開始角度、昇降時及び曳航時の加速度はともに電動ストレッチャーの方が倒れにくく、傷病者へ伝わる振動が弱くなった。

8 謝辞

本検証の実施にあたり、東京都立大学システムデザイン学部機械システム工学科教授 吉村 卓也氏、助教 玉置元氏に助言を賜りました。

また、本検証の被験者として、装備安全課、危険物質検証課、活動安全課の皆様にご協力いただきました。

ここに感謝の意を表します。

[参考文献]

- 1) 安田 康晴ほか3名：救急自動車の振動と防振架台の効果と対策 日臨救医誌 Vo118、平成 27 年
- 2) 脇 賢ほか2名：救急車の振動等に関する研究 (第 2 報) 消防技術安全所報 32 号、平成 6 年

Verification of Stretcher Vibration Characteristics

YAMAGUCHI Shun*, TAJIKA Yoshihiro**, SAKAMOTO Yuusuke**, NAKANISHI Tomohiro**

Abstract

We used a vibration generator to reproduce the vibration on the floor of an ambulance on the run. This study clarified the characteristics of the vibration given to a manual stretcher (most frequently used in the TFD) and that given to the electric stretcher directly attached to the floor. In addition, the study revealed the burden and impact of vibration on the human body (“the burden, etc.”). We will further make advantage of all the results for the future introduction of electric stretchers.

The results of the tests on a life-size dummy and human subjects (to compare the sway of the manual stretcher and electric stretcher during emergency runs) showed slight differences in the sway given to these stretchers. We confirmed that the swaying of both stretchers, with or without an anti-vibration mount, made no difference in the subjects’ blood pressures, heart rates, or blood oxygenation levels known as SpO2 levels (“the vitals”), or in the comfort of the ride.

With the verification of stability evaluation, we confirmed that the electric stretcher was less likely to fall sideways against the direction of travel compared with the manual stretcher when the bed portion of the stretcher was at the lowest level. We also found out that the impact on the electric stretcher immediately after going over a step was weaker.