

床振動音を用いた独居高齢者の転倒因子予測に関する研究

Detecting the sign of falling down by analyzing floor vibration for elderly people living alone

○ 佐久間良顕（横浜国大） 山野井祐介（横浜国大） 加藤龍（横浜国大） 山村修（福井大）

Yoshiaki SAKUMA, Yusuke YAMANOI, Ryu KATO, Yokohama National University

Osamu YAMAMURA, Fukui University

**Abstract:** This paper presents a life watch system which can detect falling down and abnormal walking in a solitary aged-person's house. The system using a feature analysis based on vibration signal measured by microphone on the floor. The algorithm is focused on the fact that a target specific sound that the collision between a floor panel and the human body is a sound larger than other background living noises that sounds only in a specified frequency band (0-100Hz). As a feature parameter, a time sequence signal power spectral density and power distribution are used. In order to confirm the validity of the proposed system, we investigate the detection success rate through experiments under various situations in welfare housing for the elderly where in Fukui. As the result, with a very few exceptions, the system was able to detect falling and walking from any other sounds.

**Key Words:** Falling detection, Gait analysis, Signal processing, Life Support, Welfare Engineering,

1. はじめに

現在，わが国の総人口に占める 65 歳以上の割合（高齢化率）は 25% を超えており超高齢化社会を迎えている．さらに労働人口の減少も同時に進行しており，高齢者の介護に従事できる人材の確保が大きな問題となっている<sup>(1)</sup>．

ひとり暮らしの高齢者が自宅で転倒した際に，周囲に誰もおらず，転倒したまま長時間放置されてしまう恐れがある．対応が遅れることによって後遺症が残る場合や最悪，命に関わる場合もあり，転倒の素早い検出や転倒自体そのものの予防が求められている．このような背景から，独居高齢者宅にて安否確認と転倒検知などを行う高齢者見守りシステムに関する研究が盛んになりつつある．

高齢者見守りシステムの中でも転倒検知を行う研究は様々行われており，既に実用化されているものもいくつか存在する．加速度センサなどを高齢者の体に装着して，倒れる際の加速度変化から転倒検知を試みる研究<sup>(2)</sup>が多く見られ，既に市販されているものもある<sup>(3)</sup>．しかし，センサ装着型のシステムでは高齢者がセンサを装着することを拒否したり，付け忘れてしまう事態が発生する．さらに認知症を患う高齢者では，仮に装着したとしても自分で外してしまう場合が考えられ，センサ装着型の見守りシステムはあまり実用的ではない．

一方で，カメラにより高齢者の異常を監視するカメラ監視型の見守りシステム<sup>(4) (5)</sup>では，カメラの視界外では異常検知ができない問題や，「見られている」と高齢者が意識することで精神的な安寧が得られないプライバシー問題が存在する．

それに対して本研究では，床の振動によって転倒を検知する床振動型の見守りシステムを提案する．本システムは，転倒に強く関係し，かつ安定して観測可能な信号として床振動情報に着目し，高齢者宅の床に貼り付けたマイクにより高齢者の転倒を検知する高齢者見守りシステムである．また，床振動から高齢者の歩行状態を測定・評価し転倒予測情報（転倒リスク）を抽出する手法が存在する．床振動型の見守りシステムではこれらの手法を用いて高齢者の脚の健康度を評価し，脚力が弱っている（転倒リスクが高まっている）ことを事前に確認・予測することが可能である．この予測に応じて，その状況に即した適切な運動・生活指導を行うことにより，転倒予防が可能となる．

2. 提案手法

本システムは床にマイクを設置し床振動を計測することによって転倒や歩行を検知する．人間の歩行や転倒の音はドスンといった低い音であり，低周波数帯に顕著に反応が表れ，その時間変化にも特徴がある．多くの生活音はこれらの音よりも高周波数帯に反応が強く表れるため，歩行及び転倒検知には床振動の周波数情報を用いる．歩行や転倒の音は 0-100Hz の周波数帯に強く反応が表れることから，本手法では 100Hz 以下の低周波帯の周波数スペクトルの時間変化に着目し，歩行・転倒認識アルゴリズムを構築した．

床振動の検出にはコンデンサマイク (Fig.1) を使用し，1600Hz のサンプリング周期で振動を計測した．振動は電圧値としてマイクからアナログ出力され，これを AD 変換し PC に取り込んだ．得られる信号  $x_t(t, A)$  は時間  $t$  と振幅  $A$  の 2 次元の情報  $x_t(t, A)$  である．得られた信号を，一定の時間窓で切り出し，短時間フーリエ変換 (Short Time Fourier Transform: STFT) を用いて，時間毎の周波数スペクトルの変化を特徴として抽出した．短時間フーリエ変換 (STFT) は，以下のように数式表現できる．ここで  $i$  は虚数単位である．

$$STFT(t, f) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} \omega(t) x_t(t + mN) e^{-jft} dt \quad (1.1)$$

STFT( $t, f$ ) は，原信号  $x_t(t, A)$  に周波数  $f$  がどれだけの成分で含まれているかを表している．また，分析フレーム長を  $N$  とし， $(t + mN)$  は  $m$  番目の窓で切り出された波形を表している．そして，STFT( $t, f$ ) は時刻  $t[s]$  と角周波数  $f[Hz]$  のスペクトルを表現する複素数である．本実験では，フレーム長は 128 で時間窓を移すシフト量は 1 とした．また， $\omega(t)$  は窓関数を表している．(1.1) 式の絶対値を 2 乗した値  $p_x(t, f)$  は各時間・角周波数でのパワースペクトルを表す．

$$p_x(t, f) = |STFT(t, f)|^2 \quad (1.2)$$

$p_x(t, f)$  を 0-100Hz の範囲で周波数方向に積分をとったものを  $pp_x(t, f)$  とする．

$$Pxx(t) = \int_0^{100} p_x(t, f) df \quad (1.3)$$

また， $p_x(t, f)$  の 0-800Hz 周波数帯の積分値に占める 0-100Hz 周波数帯の積分値の割合を  $R(t)$  とする．

$$R(t) = \int_0^{100} p_x(t, f) df / \int_0^{800} p_x(t, f) df \quad (1.4)$$

$Pxx(t, f)$  と  $R(t)$  の 2 つの特徴量に対して，閾値処理とピー

ク抽出処理を行うことにより，被験者の状態が「転倒」「歩行」「無音または，それ以外の音」のいずれかであることを判別するアルゴリズムを構築した．アルゴリズムの処理の流れを Fig.2 に示す．

閾値処理は，歩行音よりも小さい微細な音を除去するために歩行の閾値  $Th_{walk}$ ，歩行と転倒を区別するために転倒の閾値  $Th_{fall}$  の 2 種類を用いた．また，ピーク抽出処理はある時刻  $t[s]$ での  $R(t)$ において，前後の時刻の  $R(t)$ と値の比較を行い，下記の(1.5)~(1.7)式の条件をすべて満たすときピーク（極大値）として検出した．

$$R(t - 0.2) < R(t - 0.1) < R(t - 1/1600) \quad (1.5)$$

$$R(t - 1600) < R(t) < R(t + 1/1600) \quad (1.6)$$

$$R(t + 1/1600) < R(t + 0.1) < R(t + 0.2) \quad (1.7)$$

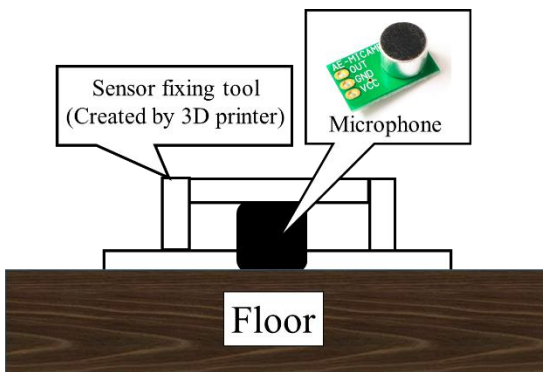


Fig. 1 Microphone sensor unit

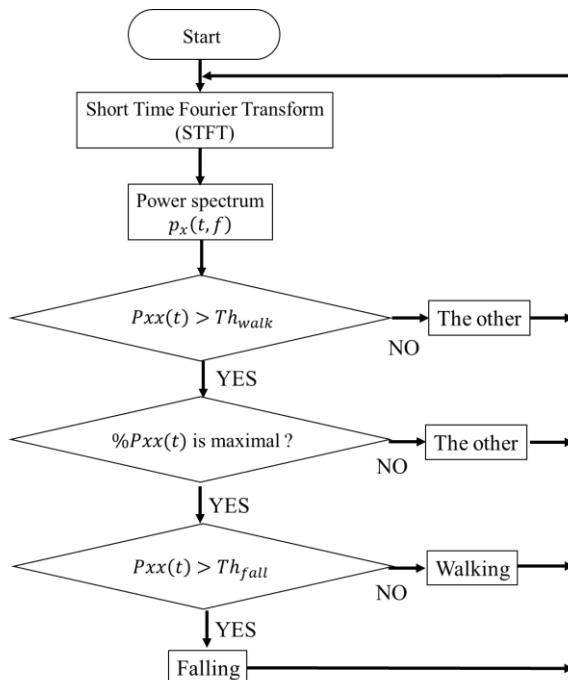


Fig. 2 The flow of the algorithm

### 3. 検証実験

提案した見守りシステムの実現性評価を行うために，福井県内の高齢者サポート住宅「フォーエクセルわかたけ」のモデルルーム（洋室 6 帖）にて検証実験を行った．実験に用いた部屋の床はフローリング構造であり，Fig.3 の位置にマイクを配置し，被験者 1 名が歩行・転倒・日常生活動作を行っている際の床振動の計測を行った．計測した各行動及びそれぞれの行動で計測したイベント数を Table1 に示す．

計測した行動は前へ転倒（直立姿勢から両膝→両手の順に床に打ち付け）・後ろへ転倒（しゃがみ姿勢から尻もち）・物体落下（プラスチック製の BOX）・物体落下（TV リモコン）・ドアの開閉・胡座・正座・イスを引いて着座・歩行・掃除機をかけながら歩行・咳をしながら歩行・声を出しながら歩行・杖を突きながら歩行の 13 種類である．

各試行毎に 5 回イベント収録を行った．転倒とドア開閉，座る試行では，計測開始してからイベントを 1 回起こして計測を終了した．物体落下試行では，落とした後の音が消えたのを確認してから，連続して 5 回分の衝撃音を収録した．歩行を伴う試行では，歩幅やテンポの統制は行わず，マイク計測を開始の合図確認後，スタート位置からゴール地点までおよそ 260cm の距離を歩いた際の床振動を計測した．それ以外の転倒・物体落下・胡座などの試行は部屋の中心位置で行った．また，物体落下は床から 30cm 程の高さから物体を落とした．ドア開閉試行ではドアの手前で被験者が立ったままの状態でのドアの開閉を行った．収録した音声に対して，イベントのラベルを付ける目的から，音声収録中の様子をビデオカメラで撮影した．さらに，歩行試行中，左右の足で歩行のタイミングをラベル付けやすいように，両足の踵に加速度センサを装着し，マイクと同時計測を行った．

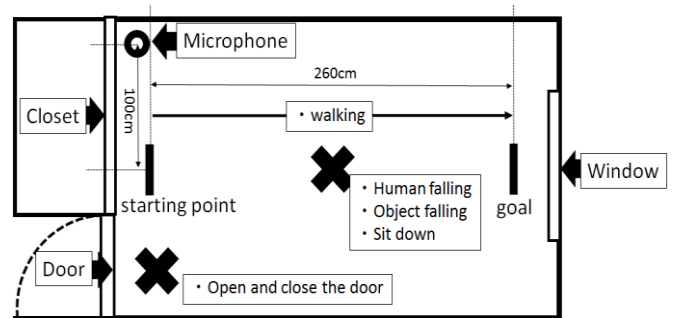


Fig. 3 Recording environment

Table 1 number of samples each action

Action	num of samples
Human falling(front)	5
Human fallinf(back)	5
Object falling(Box)	5
Object falling(Remote)	5
Open and close the door	5
Cross-legged siting	5
Seiza	5
Sit down on a chair	5
Walking	45
Walking and using a Vacuum cleaner	41
Walking and getting a cough	44
Walking and singing	45
Walking with a cane	Walking:50, Cane:25

### 4. 結果と考察

本実験で得られた音響イベントのスペクトログラムの例を Fig5 に示す．今回，提案システムの総合的な識別性能の評価に  $F$  値( $F\_measure$ )を用いた． $F$  値とは，再現率( $recall$ ): 実際に正であるもののうち，正であると予測されたものの割合，適合率( $precision$ ): 正と予測したデータのうち，実際に正であるものの割合の 2 種類の指標の調和平均であり，それぞれ(4.1)~(4.3)式のように定義される．

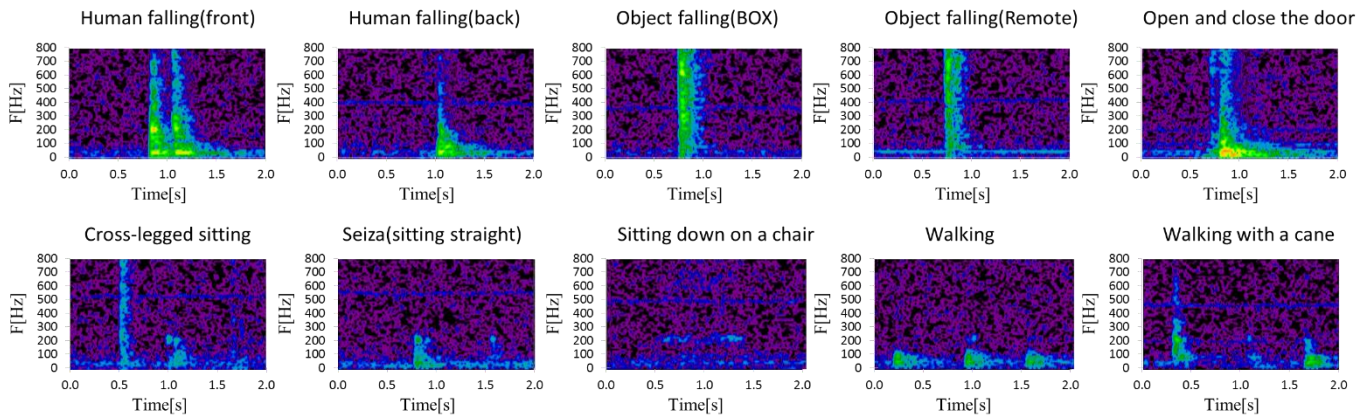


Fig.4 The spectrogram from each action

$$recall = \frac{\sum true\ positives}{\sum true\ positives + \sum false\ negatives} \quad (4.1)$$

$$precision = \frac{\sum true\ positives}{\sum true\ positives + \sum false\ positives} \quad (4.2)$$

$$F\_measure = \frac{2 * recall * precision}{precision + recall} \quad (4.3)$$

Table 2 Result of identification rate

Action	recall	precison	F_measure
Human falling(front)	5/5	5/5	1.0
Human falling(back)	2/5	2/2	0.57
Object falling(BOX)	5/5	5/5	1.0
Object falling(Remote)	5/5	5/5	1.0
Open and close the door	0/5	0/5	0.0
Cross-legged sitting	5/5	5/5	1.0
Seiza	4/5	4/4	0.89
Sitting down on a chair	5/5	5/5	1.0
Walking	40/45	40/40	0.94
Walking and using a vacuum cleaner	39/41	39/39	0.98
Walking and getting a cough	30/44	30/30	0.81
Walking and singing	37/45	37/37	0.90
Walking with a cane	20/50	20/37	0.46

今回の実験では、各試行に基本的に1種類のイベントを収録しており、各試行毎に正しく判定が行えたかどうかを評価した。転倒の2試行（前方への転倒と後方への転倒）において、正しく「転倒」とどの程度まで判別できたのかを評価した。生活雑音（物体落下2試行とドア開閉、および座る動作を伴う3試行）のイベントでは、正しく「無音または、それ以外の音」と識別し、「転倒」や「歩行」とご識別してしまうことがないか評価した。残りの歩行動作を伴う試行では各試行中に歩いた歩数の内どこまで検出することができたかを評価した。

前方への転倒は、全5試行すべてで転倒と識別することができた。転倒において、両膝と両手の平が床に叩き付けられた際の衝撃が、Fig.4を見ると低周波帯に強く表れていることが確認できる。一方で、後方への転倒は、2回は転倒と識別できたが、残りの3回を歩行と誤識別をしてしまった。これは、転倒の方法が、しゃがんだ姿勢から尻もちをつくように転倒するものであったため、十分な衝撃が床に伝わらなかったことが原因である。実際の高齢者の後方への転倒に比べ衝撃音が弱く、試行方法が不適切であったと考えられる。今後は、後ろ転倒においても、直立姿勢から尻もちをつくように改善することにした。

プラスチック製のBOXとTVリモコンを床に落下させる試行では、そのどちらも床への衝撃音が転倒に比べ高周波にその主成分が現れることがFig.4より確認できた。このことから、本実験において全10回行った物体落下時の衝撃音を、転倒あるいは歩行と誤識別すること一度もなかった。

ドア開閉の試行ではF値が最低値の0.0となっており、今回は、その全5試行において全て転倒と誤識別してしまった。これは、ドアが閉められた時の衝撃でドア自体が振動し、さらにドアから固体伝搬音としてドア付近の壁や隣接している床に振動を伝え、非常に大きな振動が床にも発生すると考えられる。Fig.5を見てみるとドア開閉時の床振動も転倒時のものと同様、低周波数帯に主成分が現れかつ転倒と同じくらい大きな音であることがわかった。このことより、ドア開閉音と同じような壁を伝った振動（壁に寄りかかるなど）でも転倒と誤判定してしまう可能性が明らかになった。

胡坐をかいて座る試行では、その床への衝撃は歩行と比べても弱いことから、歩行と識別されることはなかった。一方で、正座の試行では、1回だけ歩行と誤識別してしまった。これは、正座の動作中に、被験者が膝を低くしながら片膝が床に接触する瞬間があり、その衝撃時の特徴量が歩行時の踵の衝撃音と酷似していたことが原因と考えられる。椅子に座る試行においては、椅子を引いたときの床とこすれる音は非常に小さく、歩行や転倒と誤判定されることは一度もなかった。

歩行を伴う試行を見てみると、外乱である生活雑音が無条件では、45歩中40歩が歩行であると判定できF値も0.94と高い値を示した。一方で、外乱の生活雑音がない条件に比べ再現率は下がるものの、残りの掃除機をかけたが歩く、咳をしながら歩く、声を出しながら歩く3種類の試行では、適合率は最大値の1.0を示しており歩行以外の音を歩行と判定してしまうことはなかった。しかし、咳をしながら歩いた試行だけ、他の4種類の歩行試行と著しく再現率が低い。その理由としては、掃除機や発声は一定時間同じ周波数特性を持つ雑音が持続するような外乱であるのに対し、咳はした瞬間に突発的に高周波帯に大きな反応が現れる。そのため、掃除機や発声では、例えば高周波な雑音環境においても、歩行の瞬間に現れる低周波帯のパワー増加を検出することにより識別が行えたと考えられる。一方、咳の場合は、咳のタイミングと歩行のタイミングが重なった時では、歩行に比べて咳の方がパワーが大きいことで、歩行時の変化が打ち消されてしまうと考えられる。Fig.5は咳をしながら歩行をした試行の一例である。上部が

スペクトログラムで、下部が左右の足の踵に装着された加速度センサの信号であり、一試行目のはじめの3歩分を抜き取ったものである。加速度センサの波形で振幅が大きく変化している位置が、歩行タイミングであり、この図では2歩目で咳とタイミングが重なってしまったことが、見て取れる。スペクトログラムを見てみると、物体落下時と同じような傾向が見られることから、歩行が打ち消されてしまったことが確認できる。

最後に、杖を用いた3点歩行と呼ばれる歩行を行った試行では、再現率と適合率の両方とも他の歩行試行に比べ低くなってしまった。全50歩中で健常側の脚で歩いた20歩しか歩行と判定できなかった。Fig.4に示したスペクトログラムでは杖が床に設置し、健常側ではない側の足、健常側の足の順で3種類のイベントが起こっている。図にも表れているように、健常ではない脚で歩いた25歩は、通常の歩行に比べ衝撃が弱く、一回も検出することが出来なかった。また、杖を床に打ち付けた音を全25回収録したが、歩行と判定してしまう誤りが内17回あった。実験に用いた杖は、床に接触する側にゴムの滑り止めがつけられており、体重をかけながら床に押し付けた場合、今回のアルゴリズムでは歩行と区別できないことがわかった。

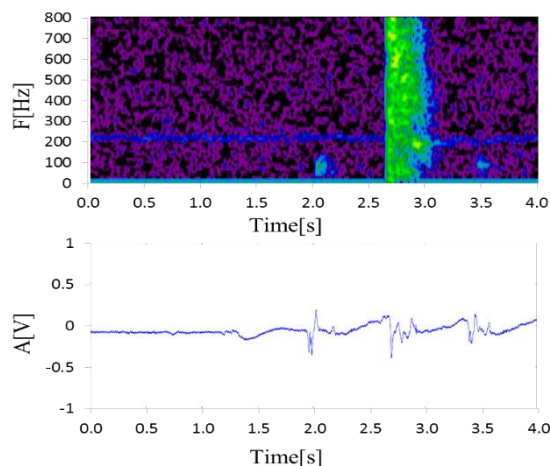


Fig.5 The upper column shows spectrogram from walking with a cough, The lower column shows accelerometer signals from walking

## 5. まとめ

本研究では独居高齢者宅の床振動音をマイクで計測し、その周波数及び時系列特徴から、転倒や歩行を検出可能な高齢者見守りシステムの開発を行った。他の生活雑音と比較して歩行や転倒の音は0-100Hzに程度の強く反応が表れることから、信号のスペクトル密度やそのパワー割合を用いて転倒・歩行・その他（無音）を判別するアルゴリズムを提案した。

実際に高齢者サポート住宅のモデルルームにマイクを設置し、転倒・歩行・日常生活を行っている際の床振動を計測し、様々な行動で歩行及び転倒の見地を行った。その結果、ドア開閉音を転倒と、杖衝撃音を歩行と一部誤識別してしまう場合が存在したものの、多くの試行で歩行・転倒及びその他生活雑音の判別が可能であった。歩行では、杖を用いた特殊な歩行以外でF値がどれも8割を超えたことから、おおむね通常の歩行を検知することは可能であるといえる。転倒では、前方への転倒のF値が10割であることから、正しく転倒を検知できると考えられる。

また、歩行検知のF値は8割程度であったが、歩行のイベントは1回だけで終了せず、前後の時系列の判別データを利用することで、より歩行中であると精度よく判別できる可能性が考えられる。さらに、転倒後に起き上がることが出来ないような重度の転倒をしてしまった場合には、大きな床振動の後に、一定以上生活音が途切れたと判別することで、安否確認を行える可能性が考えられる。

本実験では被験者数が1名のみであったことに加え、各試行の回数も満足に行えていないことが問題としてある。よって今後は、提案システムの実用性の評価において、被験者数をより多くし、加えて長時間の生活環境下においても性能評価を行う必要がある。さらに、床条件として今回はフローリング床で実験を行ったが、畳などの振動特性が異なる床においても、提案システムが有効か、あるいは一部パラメータを調整することで対応可能かを調査する必要がある。

## 参考文献

- (1) 内閣府，平成27年度版高齢化社会白書，2015.
- (2) 品川佳満，谷川友宏，加速度センサを用いた人間の歩行・転倒の検出，川崎医療福祉学会誌，Vol. 9, No. 2, pp. 243-250, 1999.
- (3) フィリップス・レスピロニクス合同会社，フィリップス緊急通報サービス，[http://www.philips.co.jp/about/news/archive/standard/about/news/healthcare/111221\\_LL\\_Medical\\_Aleart.html](http://www.philips.co.jp/about/news/archive/standard/about/news/healthcare/111221_LL_Medical_Aleart.html)
- (4) 関弘和，掘洋一，高齢者モニタリングのためのカメラ画像を用いた異常動作検出，電気学会論文誌D，122巻，2号，2002
- (5) 富士通株式会社，離れていても高齢者の動きが分かる見守りシステム，<http://journal.jp.fujitsu.com/2014/06/17/02/>