

タブレット端末を用いた二重課題歩行計測システム

The measurement system for dual-task walking using the tablet-type device

○山口慶太*, 小笠原直樹*, 本井幸介*, 佐川貢一*

○Keita Yamaguchi*, Naoki Ogasawara*, Kosuke Motoi*, Koichi sagawa*

*弘前大学大学院理工学研究科
*Hirosaki University

Key Words : 二重課題 (dual-task), タブレット端末 (tablet PC), 歩行パラメータ (gait parameter), 慣性センサ (inertial sensor), 想起問題 (question of remembrance)

連絡先 : 〒036-8561 青森県弘前市文京町 3 番地 弘前大学大学院 理工学研究科
山口慶太, Tel./Fax.: (0172)39-3691, E-mail: h12gs624@stu.hirosaki-u.ac.jp

1. 研究背景

現在日本では、65 歳以上の高齢者では、転倒の年間発生率は 10~20% であると報告されている¹⁾。高齢者にとって転倒による外傷や骨折は、身体機能や生活能力に大きく影響を及ぼすこともあるため、転倒を予測し未然に防ぐことが重要となっている。

Lundin-Olsson らは、歩行中に話しかけられて立ち止まってしまう対象者では、転倒のリスクが高くなることを報告した²⁾。それ以降、転倒予測の研究の一環として、歩きながら別の作業を行うという二重課題(Dual Task : DT)と転倒の関連について注目され、研究が行われている³⁾⁴⁾。しかし、従来の研究では二重課題条件下での歩行特性と転倒との関係については不明な点が多い。著者らはこの問題を解決するため、男女の健常若年者に対して、歩行中に携帯端末で計算課題を与えるという二重課題歩行実験を行った。その結果、男女間の歩行パラメータには有意差は認められなかったが、文系学生と理系学生の間で有意差が認められた。このことは、被験者に与える課題の内容や難易度、問題に対する得意不得意によって歩行パラメータに差があることを示している。さらに著者らは、健常高齢者を対象とし、歩行中に想起問題を与えるという二重課題歩行につい

ての研究を行い、難易度の異なる 2 種類の課題に対する歩行パラメータの変化の割合を利用して、二重課題と転倒経験との関連性について調査した⁵⁾。その方法は、難易度の異なる 2 つの想起問題に対する回答中と回答後の歩行パラメータの変化率と、問題の難易度の変化率とを比較するというものである。ここで想起問題とは、被験者に対してあるテーマを出題し、そのテーマに関する回答を口頭で列挙してもらうというものである。例えば、計測者が被験者に対して「都道府県」というテーマを出題する。被験者はこれに対して「北海道、青森、秋田…」と答えていくというものである。しかし現在の実験方法では、質問係、記録係、タイムキーパー、歩行センサからのデータを受信するノート PC の操作係といった多くの人員が必要であり、計測が手軽に行えないという問題点がある。また、この実験方法では被験者の回答内容と歩行パラメータの時間関係が不明となる場合があるため、改良が必要であると判断した。

そこで本報告では、近年普及してきているタブレット端末を用いて、歩幅や歩行速度などのパラメータを計測する爪先装着型無線センサと、被験者の回答の音声を記録するボイスレコーダーを同時に操作することで、誰でも比較的容易に実験を行うことができるシステムを開発する。さらにこのシステムを用いて、二重課題が歩行特性に与える影響の評価が可能であるかを検討する。

2. 実験装置

本報告では、タブレット端末、爪先装着型無線慣性センサ⁹⁾、ボイスレコーダーとマイク付きヘッドセットを用いた二重課題歩行計測システムを開発する。装置の装着状態の概略図を Fig.1 に示す。被験者は無線慣性センサを両足爪先に装着する。また、マイク付きヘッドセットを頭部に装着し、ウエストポーチに入れたボイスレコーダーと接続する。測定者は、被験者の後方または側面に位置し、後述のプロトコル変換機を携帯した状態で、タブレット端末により各センサの計測開始・終了の制御を行う。また、実験時間の計測や回答数のカウントもタブレット端末で行う。

タブレット端末と各センサとの通信については、専用を開発したプロトコル変換機を使用した。これは、本報告ではタブレット端末として iOS 端末である iPod touch (MC544J/A, iOS 6.1.3, 32GB, Apple Inc.)を採用したが、iOS 端末は Zigbee 規格の通信はできず、各センサの制御を行うた

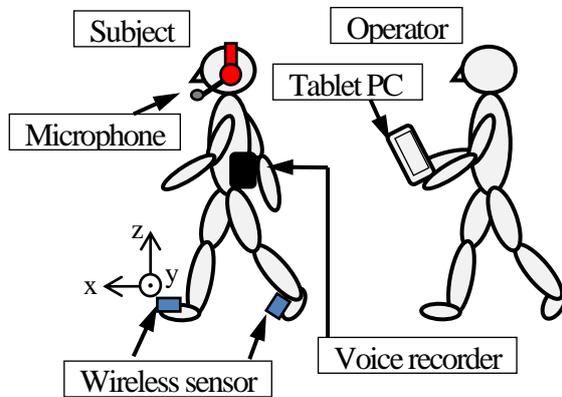


Fig.1 Condition of experiment

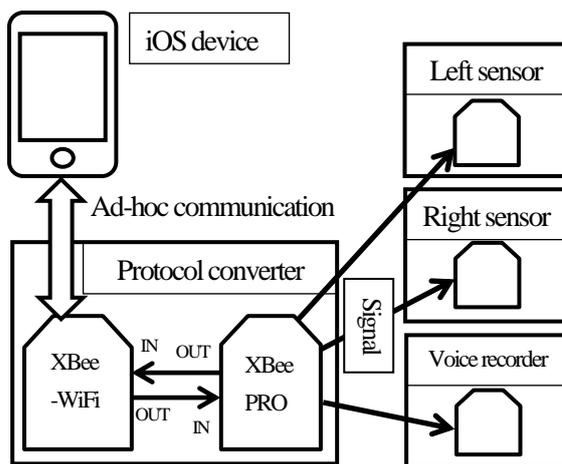


Fig.2 State of the signal



Fig.3 Signal adapter

めの文字信号の送信ができないためである。本報告で開発したセンサシステムによる通信の様子を Fig.2 に、プロトコル変換機の外観を Fig.3 に示す。iOS 端末とアドホック通信を行うための Xbee-WiFi(DigiInternational Ins.)と、各センサに搭載された無線通信モジュール(XBee, DigiInternational Ins.)と一対多の通信を行う無線通信モジュールである XbeePRO (DigiInternational Ins.)は、互いの出力と入力を繋ぐことで信号を変換する。著者らが開発した iOS 用アプリケーションを操作することで iOS 端末から文字信号が送信され、それを Xbee-WiFi が受信し、変換機上で Xbee-WiFi と接続された XbeePRO を介することで Zigbee プロトコルへ変換し、各センサに搭載された無線通信モジュールへ送信される仕様である。ここで、このような通信形式した理由は以下の通りである。アドホック通信には、アクセスポイント等を介さずその場でデータのやり取りが可能のため、無線 LAN の環境が無い場所であっても、この計測システムを用いて実験を行うことができる利点がある。また、本報告で Android 端末を採用しなかった理由は、Android 端末は非常に種類が多く、機種によってインターフェースの様子が異なるためである。

次に、実験に用いた爪先装着型無線センサを Fig.4 に示す。このセンサは 3 次元加速度センサ(MMA7340L, Freescale Semiconductor, 11[G])と 3 次元ジャイロ(ENC-03R, 村田製作所, 300(deg/s))、計測開始・終了信号を受信するための無線モジュール(XBee)、センサのシステム全体の制御と AD 変換のためのマイコン(dsPIC33FJ128GP802, Microchip)、そしてデータ格納のための microSD カードを有する。サンプリング周波数は 1000[Hz]である。

次に、ボイスレコーダーの構成を Fig.5 に示す。本報告では、アナログ入力と I²C および、SPI のデジタル通信機能を持つマイコン(Microchip, dsPIC33FJ128GP802)を使用した。音声のサンプリング周波数は 10 [kHz]とし、ボイスレコーダーに接続したマイク付きヘッドセットから音声情報を取得する。取得した音声データは高い周波数であり出力電圧の振幅が小さく、そのままでは AD 変換ができないため、増幅器で 150 倍に増幅し、カットオフ周波数 3386 [Hz]のローパスフィルタを通過した後、AD 変換され、バッファに保存される。また、このボイスレコーダーは慣性情報も計測できるようになっている。デジタルセンサは I²C 通信機

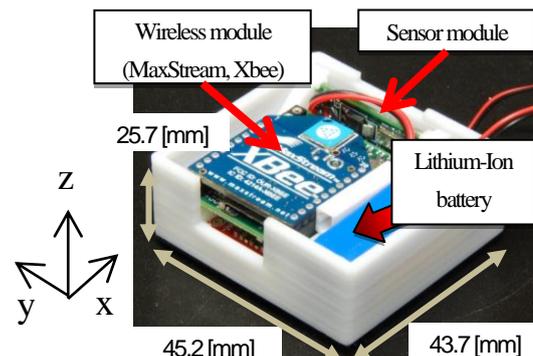


Fig.4 Wireless 3D sensor

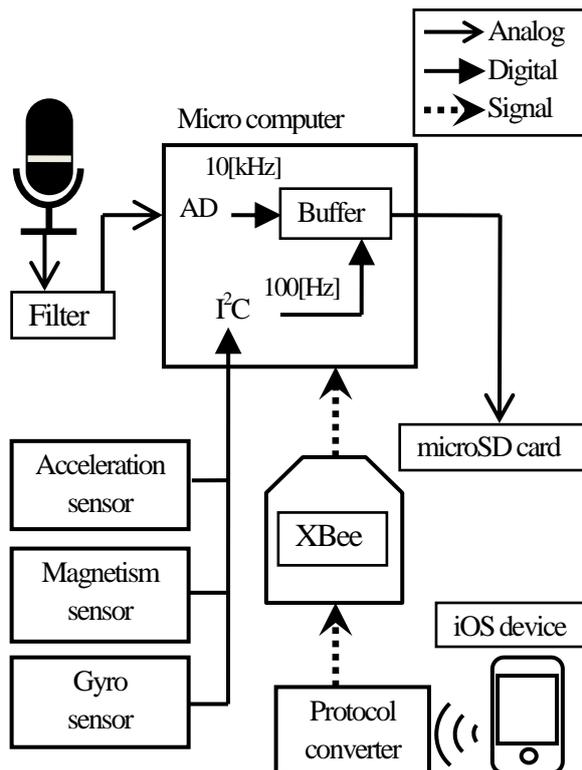


Fig.6 Outline of voice recorder

能を有する 3 軸加速度センサ(ANALOG DEVICES, ADXL345, ± 16 [G]) 1 個, 3 軸ジャイロセンサ(InvenSense, ITG-3200, ± 2000 [deg/sec]) 1 個, 3 軸地磁気センサ(Honeywell, HMC5883L, ± 1.3 [Ga]) 1 個を搭載した 9 軸センサスティック(sparkfun, SEN-10724)を使用した。また, 9 軸センサのサンプリング周波数は 100 [Hz]として, センサから取得したデータは I²C 通信を利用してバッファに保存される。バッファに保存されたデータは, ボイスレコーダー本体に取付けられた microSD カードに記録される。データの計測の開始・終了は, 本体に取付けられた無線通信モジュールである XBee を通じて制御する。

実験によって得られた爪先の加速度および角速度から, 歩行解析プログラム⁷⁾を用いて左右それぞれの一步毎の重複歩行距離(踵が床から離れて再び同脚の踵が接地するまでの距離, Stride Length, SL[m]), 歩行周期(Walking Cycle, WC[s]), 歩行速度(Velocity, V[m/s])等を求め, 回答中の音声波形のデータと照らし合わせることで, 二重課題による歩行への影響を詳細に調査することが可能となる。

3. 実験方法

被験者は健康若年者(男性, 3名, 平均年齢 22 歳)を対象として行った。実験を行う際には, 予め被験者に実験の内容について詳しく説明した後, 同意を得た上で実施した。

二重課題歩行実験は, 以下の順で行う。

(1) はじめに, 被験者の両足の爪先にセンサを取付け, 50m の距離を普段通りに歩行する。計測開始後は 5 秒間静止

した後歩き始め, ゴール地点では立ち止まった後 5 秒間静止し, 計測終了となる。

(2) 次に, 被験者にマイクとボイスレコーダーを取付けて実験を行う。実験 1 と同様に, スタート位置では計測開始から 5 秒静止し, その後歩き始める。歩き始めてから被験者が片足で数えて 10 歩歩いた後に, 被験者に対して想起問題を課す。回答時間は 10 秒間とし, その間の回答数と, 回答開始・終了の時刻をアプリケーション上で記録する。回答終了後はそのままゴール地点まで歩き続ける。ゴール地点に着いたら立ち止まり, 5 秒間静止した後, 計測を終了する。

(3) (2) と同じ内容の実験を, 想起問題の質問の内容を変更して行う。

次に, 実験で使用するアプリケーションの操作について説明する(Fig.7)。

(a) 実験開始前に, iOS 端末とプロトコル変換機をアドホックで接続しておく。そして Fig.7 (a) に示すアプリケーション画面の「接続」ボタンを押し, 各センサと無線接続する。ボタンの色が薄くなり, かつ各センサ側で受信状態を示す LED が点灯していれば接続成功である。

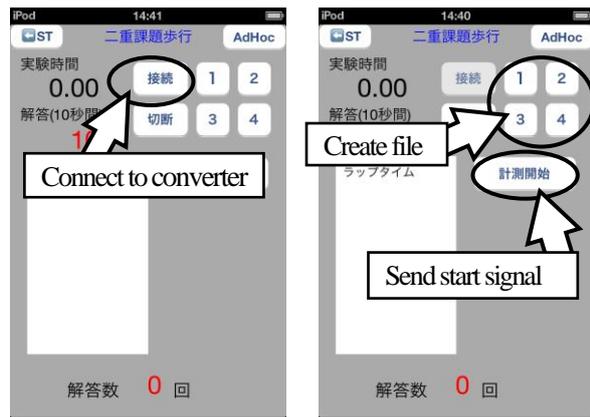
(b) 接続成功後, Fig.7 (b) に示すように画面の右上に「1」～「4」の数字のボタンで, 実験の順番を選択する。これによって, 実験ごとに爪先装着型センサ内の microSD に異なる名前のファイルが作製される。各ボタンはそれぞれ, 「1」は最初の通常歩行, 「2」は二重課題歩行 1 回目, 「3」は二重課題歩行 2 回目の計測時に押す。「4」はいずれかの実験で計測に失敗した際の予備である。

(c) 数字ボタンを押した後, Fig.7 (b) に示す「計測開始」のボタンを押すことで, 各センサにスタート信号が送信され, Fig.7 (c) に示すよう画面左上のタイマーが作動し, 同時に「解答始め」ボタンが表示される。

(d) 被験者が 10 歩歩いた時, 計測者は出題しながら「解答始め」のボタンを押す。Fig.7 (d) に示すタイマーが 10 秒のカウントダウンを始め, 画面右下に「解答数」という回答数を数えるボタンが表示される。被験者の回答はこのボタンを押すことでカウントする。Fig.7 (d) は, 実際にカウントをしている際の画面である。

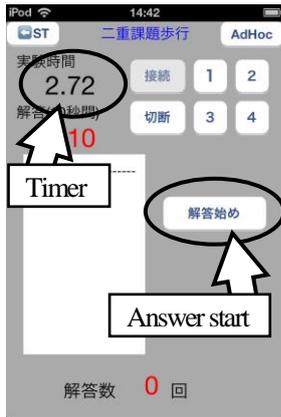
(e) 10 秒経過後は「解答終わり」と「回答数」のボタンが消えてカウントができなくなる。ここで, 10 秒経過後に Fig.7 (e) に示すような「計測終了」ボタンが自動で表示されない場合, 「解答終わり」ボタンを押して「計測終了」ボタンを表示させる。歩行終了後に被験者が立ち止まってから 5 秒後, 「計測終了」ボタンを押すことで終了し, 画面左側にある記録画面に, 計測した回答開始・終了時刻, 回答数が表示される。

(f) 計測終了時に, Fig.7 (e) に示す「リセット」ボタンが表示され, それを押すことで, 記録は残したまま Fig.7 (f) の左側の画面になり, 次の実験へと移行する。Fig.7 (f) の右側のように全ての実験の記録が終了したら, 「切

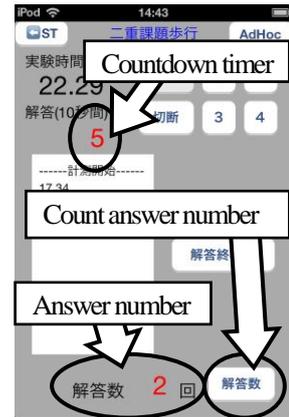


(a) Connect to protocol converter

(b) Select file number



(c) Start walking experiment



(d) Start dual-task walk



(e) Stop dual-task walk, stop walking experiment, display results



(f) Screen after having pushed the reset button and disconnect converter

Fig.7 Screen of dual-task application

断」ボタンを押して通信を終了する。

従来の実験方法では、初めに回答時間を記録するタイムキーパー係と、実験時間を記録し被験者に質問をする計測係が、それぞれが持つストップウォッチを2人同時にスタートさせ、それに合わせてノートPCを操作する係がセンサの動作を開始させていた。また、被験者の回答は記録係が手書きで専用の用紙に記録していた。そのため、一度の実験において計測者側に4人必要だった。これに対し、本報告でのアプリケーションを用いた計測システムでは全ての工程を計測者1人で行えるため、人員削減と作業効率の向上という成果が得ら

4. 実験結果

Fig.8に取得した音声情報 (Speech Waveform, SW), 左足の加速度 (Acceleration, AC[m/s²]), 角速度 (Angular velocity, AV[rad/s])の一例を示す。この例では回答開始時間は17.89[s]であり、破線で示している。また、加速度と角速度のグラフでは、遊脚相 (Swing phase, SW) と立脚相 (Stance phase, ST)を図示する。これにより、回答のタイミングと足の動作との関係が詳しくわかるようになっている。次に、取得した加速度と角速度より、歩行解析プログラムを用いて導出した音声波形と歩行パラメータを Fig.9 に示す。左図は想起問題1回目であり、問題内容は「都道府県」である。また、右図は想起問題2回目であり、問題内容は「野菜の

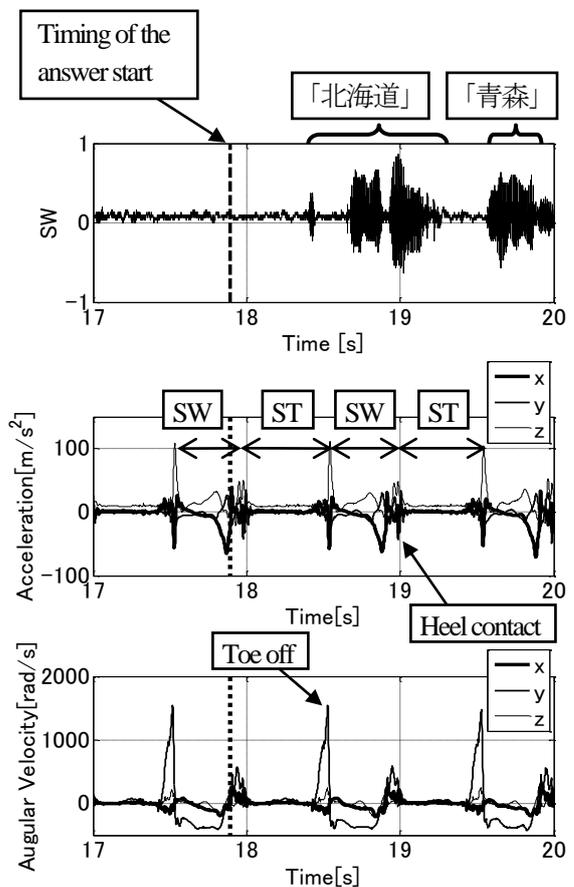


Fig.8 Gait parameters of dual task walk

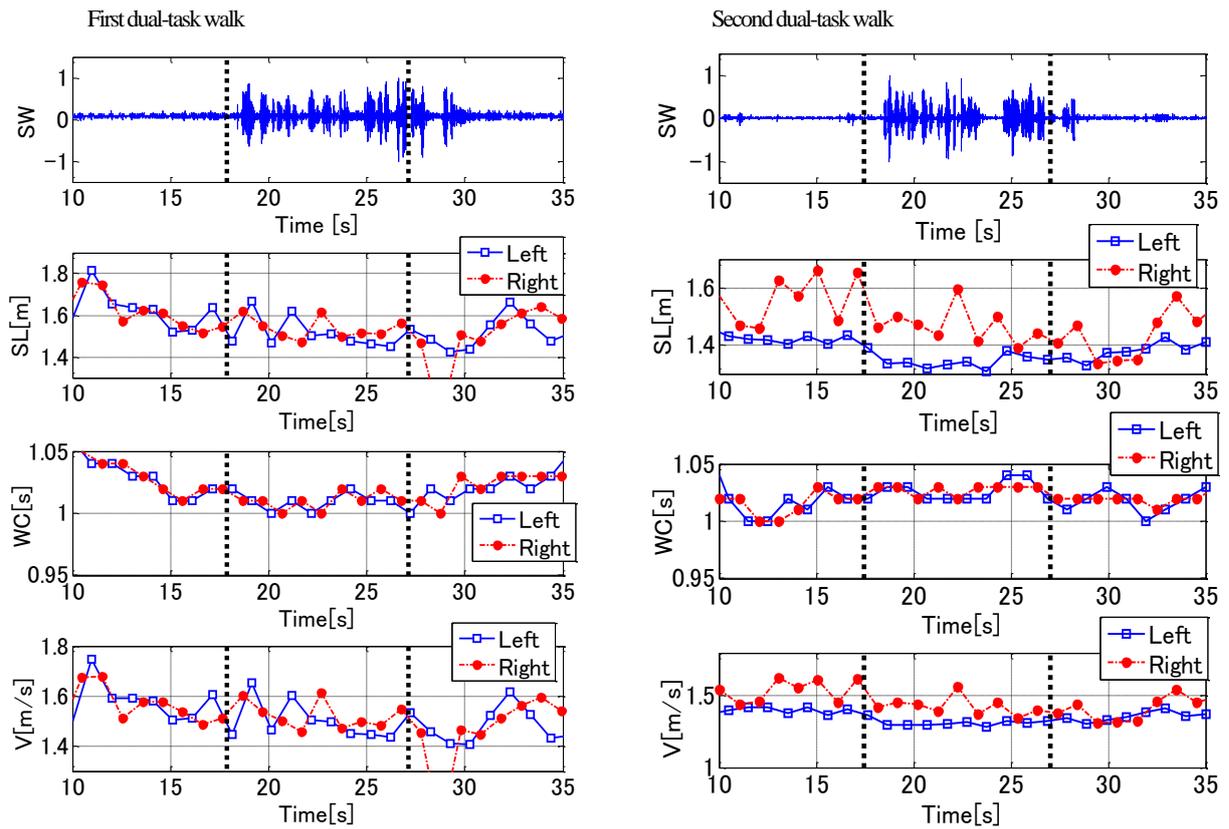


Fig.9 Gait parameters of dual task walk and speech waveform

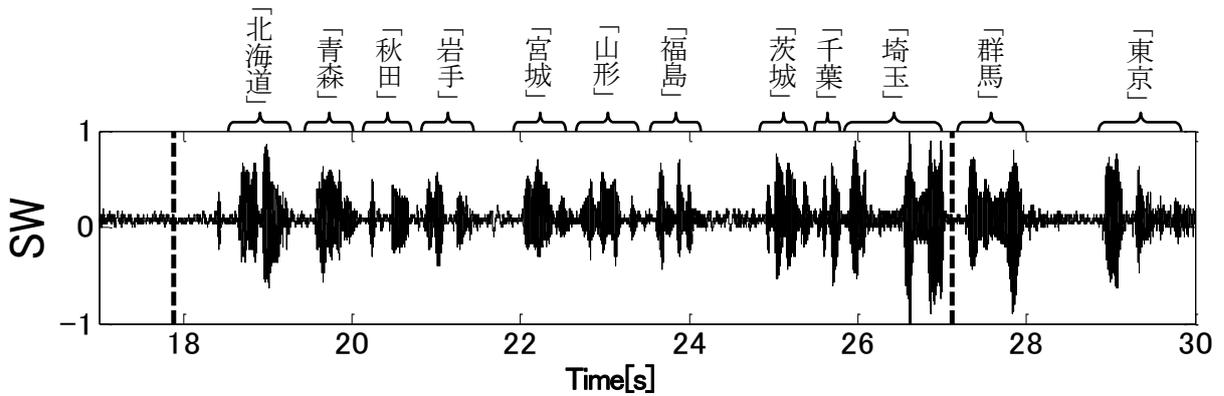


Fig.10 Contents of answer of first dual-task walk

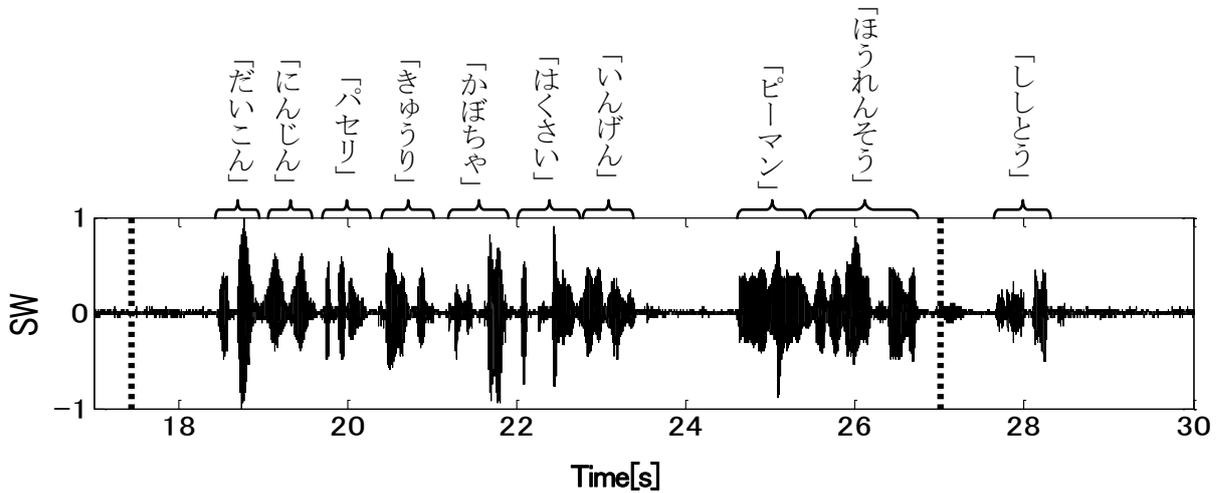


Fig.11 Contents of answer of second dual-task walk

名前」である。各グラフは上から音声波形 (Speech Waveform, SW), 重複歩行距離 (Stride Length, SL[m]), 歩行周期 (Walking Cycle, WC[s]), 歩行速度 (Velocity, V[m/s]) を表しており, 重複歩行距離, 歩行周期, 歩行速度のグラフでは, 右足と左足の歩行パラメータを示している。ここで, 1 回目の 17.89~27.12[s] と 2 回目の 17.44~27.01[s] の破線で囲まれた範囲は, 想起問題に対し回答を行っている時間である。また, 歩行開始直後と歩行終了直前の数歩は歩行パラメータが乱れるため, 実験開始後の 10 秒間と実験終了前の 10 秒間は省略している。これらのグラフから, 通常歩行時よりも回答中の重複歩行距離が徐々に短くなっていき, 回答終了後にまた長くなっていくことがわかる。また, 歩行速度にも同様の傾向が見られた。一方, 歩行周期に関してはあまり変化が見られなかった。ここで, 図の右側のグラフでは右足と左足の歩行パラメータに大きな違いが見られるが, これはセンサの校正に問題があった可能性があることが原因と考えられる。しかし, 回答中の歩行パラメータが通常歩行時よりも下がる傾向にあるという点は一致している。

最後に, 音声情報と歩行パラメータとの関係について検討する。音声波形のグラフから回答中の部分を拡大し, 回答内容の詳細を含めたものの例を, 質問が「都道府県」の時の結果を Fig.10 に, 質問が「野菜の名前」の時の結果を Fig.11 に示す。行列計算ソフトウェア MATLAB (The MathWorks, Inc.) の sound 関数で音声を再生してみると, 音声波形の振幅が大きい部分でどのような言葉を発していることが確認可能であり, それぞれの単語を言っている時に歩行パラメータがどのように変化しているのかを比較することができる。例えば, 回答に時間を要していると考えられる Fig.10 の 29[s] 付近の「東京」と言ったときや, Fig.11 の 25[s] 付近の「ピーマン」と言ったときに, それぞれ右足と左足の動きが変化していると予想される。

このように, 本報告で提案した測定システムを利用することにより, 回答に詰まったり, 予想外のことが発生したりするという刺激が歩行パラメータに与える影響を詳細に把握することが可能になり, 考え事による転倒の危険性の予測や転倒予防法の提案に貢献できると考える。

5. 結言

本報告では, タブレット端末によって爪先装着型無線センサとボイスレコーダーを操作し, 手軽に歩行パラメータを計測することができるシステムを開発した。この結果, 二重課題歩行実験実施の際, 従来の実験方法よりも必要な人数の削減に成功し, 作業効率の向上が見られた。また, 実験によって得られた音声データや歩行パラメータから, 通常歩行時と二重課題歩行時のパラメータの比較ができ, 重複歩行距離と歩行速度においては減少傾向にあることが確認できた。今後は高齢者を対象とした実験を行い, 転倒を予測する方法の開発を行う。また, この計測システムをさらに改良し, 複数の無線センサを同時に操作することで,

爪先だけでなく下肢全体に対して二重課題が与える影響の調査を行う予定である。

参考文献

- 1) 今本喜久子, 北村文月, 喜多義邦, 田政彦, 日浦美保, 藤本悦子: “高齢者の転倒・骨折発生に関わる身体的リスク要因—骨指標、下肢筋力および重心動揺の経時的変化—”, 滋賀医科大学看護学ジャーナル, 3(1), 13-19
- 2) Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y: “Stops walking when talking as a predictor of falls in elderly people”, 1997, 349, 6
- 3) 島浩人, 池添冬芽: “加齢による二重課題バランス能力低下と転倒及び認知機能との関連について”, 理学療法科学 24(6): 841-845, 2009
- 4) 山田実, 上原稔章: “二重課題条件下での歩行時間は転倒の予測因子となりうる—地域在住高齢者を対象とした前向き研究—”, 理学療法科学 22(4): 505-509, 2011
- 5) 佐川貢一, 福川亮, 津嶋優太, 本井幸介: “ワーキングメモリを利用した二重課題歩行特性と健常高齢者の転倒経験との関連性評価”, The Japanese Journal of Ergonomics 日本人間工学会誌 第49巻特別号, 2013
- 6) S. Kitamura, K. Sagawa, T. Tsukamoto, Y. Ishibashi, “Development of a Wireless Inertial Measurement System for Pitching Motion Analysis”, Advanced Engineering Forum, Vols. 2-3, (2012), 452-457
- 7) 佐川貢一, 三島啓太: “爪先装着型センサを用いた歩行分析システムの開発”, 第48回日本生体医工学会大会プログラム・論文集(CD-ROM), pp.359, 2009/4/24