Vol.2011-MBL-57 No.39
Vol.2011-UBI-29 No.39
2011/3/8

小型プロジェクタを用いたウェアラブル歩行支援システムのための投影画像安定化

村田哲史† 藤波香織††

本論文では介護予防の望まれる高齢者やパーキンソン症候群等の歩行障害を有する患者を対象にした，歩行能力の低下防止，歩行障害の緩和・回避を実現させるための小型プロジェクタを情報提示手段としたウェアラブル歩行支援システムを提案する．また，システム実現に際して問題となる歩行時の床上での投影画像の揺れを軽減する方法について検討を行い，投影画像安定化を組み込んだプロトタイプを用いて定量的・定性的な評価実験を行った．定量評価実験の結果，安定化処理を施すことで歩行時の投影画像の位置誤差を 48.7%改善することができた．また，定性評価実験ではユーザからの主観評価によって定量評価実験の結果が裏付られた．

Stabilization of Projection Image for Wearable Walking Support System

Satoshi Murata† and Kaori Fujinami††

In this paper, we propose a concept of walking support system for elderly people who need preventive care and patients with gait disorder, for example, parkinson's syndrome. The system presents visual information for gait support to a user by a wearable projector. The information is determined based on a user's walking condition and physical function. We propose a method to reduce vibration that is found in a projection image on the floor while walking. This is because the projected image on the floor is shaking with the walking. Such unstability of projected image not just affects the visibility, but also makes it difficult to present spatial information. An implementation of stabilizer functionarity is presented. As a result of quantitative experiment, we found that an error in the position of a projected image was reduced by 48.7%. The result of a qualitative experiment also supported the improvement.

1. はじめに

近年の高齢者増加に伴って介護予防の概念が重要視されてきているが [1)]，中でも歩行能力の低下防止は生活空間を広げる上で重要となる．その手段として療法士による徒手的な訓練や専用機器を用いた訓練が行われているが，数の問題等から本来介護予防の望まれる高齢者にとって利用しにくい現状がある．そのため高齢者が自主的な歩行訓練を行うことは歩行能力の低下防止に有用であると考えられるが，加齢に伴う歩行の変化により高齢者の習慣的歩行は必ずしも運動効果が高いとは言えない. また, 主観的判断で速度や歩幅を過度に増大すると転倒等の危険があるため，自主的な歩行訓練においては何らかの方法で本人の歩行状態に合わせた支援情報を提示することが必要となる．また，高齢者に多くみられる脳卒中やパーキンソン症候群等の患者においては，歩行障害がしばしば認められる．例えばパーキンソン症候群の場合，すくみ足現象により歩行開始が困難になることや，小刻み歩行，加速歩行等により歩行が安定しないことが報告されており [2)]，日常生活上でそれらの歩行障害を回避するための支援が望まれる．

一方，プロジェクタは近年の技術進歩が目覚ましく，将来的には携帯電話に搭載される程度に小型化されることが予想される．本稿では，身体に装着した小型プロジェクタで情報を床に投影し歩行支援を行う「ウェアラブル歩行支援システム」を提案し，それに際してまず問題となる歩行時に発生する床上の投影画像の揺れを軽減する投影安定化手法について報告する．

本論文の構成について述べる．2 節では関連研究について紹介し，3 節では提案システムのコンセプトを述べる．システム実現の際に問題となる歩行時の画像揺れを軽減する方法を 4 節で述べ，5 節にてプロトタイプの実装について解説する．6 節，7 節では投影安定化の評価実験を行い，その結果を受けて 8 節では議論を行う．

2. 関連研究

人間の歩行支援を目的とした研究は数多く存在する．健常者を対象とした歩行支援システムでは, 主に道のり案内等の利便性追求を目的としたものが多い. 例えば, Wilko[3)]らは振動モータを等間隔に配置したベルト型インタフェースによりデバイスの把持を必要としない経路誘導システムを実現している．また，Nakazato[4)]らは不可視マーカとカメラで利用者位置を同定し，屋内での経路案内を HMD（Head-mounted display）により行うウェアラブル拡張現実感システムを実現している．

† 東京農工大学 工学部 情報工学科
Department of Computer and Information Sciences, Tokyo University of Agriculture and Technology
†† 東京農工大学 工学府 情報工学専攻
Department of Computer and Information Sciences, Tokyo University of Agriculture and Technology

ⓒ2011 Information Processing Society of Japan

一方，高齢者や歩行障害を有する患者等を対象とした歩行支援システムでは，主に身体機能の低下防止や歩行動作補助を目的としたものが多い．例えば，Muto[5]らはリズム音の聴覚提示により高齢者の歩行リズムを安定化させるシステムを実現している．本研究では後者の高齢者や歩行障害を有する患者等を対象とし，小型プロジェクタを用いた視覚情報による歩行支援システムの開発を目指す．

3. 提案システムの概要

3.1 要求条件

提案する歩行支援システムに求められる要件について説明する．本研究の対象としている介護予防が必要とされる高齢者や歩行障害を有する患者にとって，歩行支援に望まれることは次の 3 つである．

(1) ハンズフリーであること

1 つ目の要求条件は，システムを使う際にハンズフリーなことである．歩行中の腕振りは，速度，歩幅の増加や心拍数増加の観点から運動効果を促進させるという報告があり [6)7)], また高齢者に対しては腕振りを行うことですり足歩行が改善され転倒等のリスクを低下させるとも言われている [8)]．また，歩行障害を有する患者にとっては何らかの提示デバイスを把持しながら日常生活動作を行うのは自然であるとは言えず行動の邪魔になると考えられる．それだけでなく高齢者の場合と同様に，手に何かを把持したまま歩行することは転倒の危険性に繋がる．

(2) 利用空間を限定しないこと

2 つ目の要求条件は，システムを使用する空間が限定されないということである．現状の介護予防が求められる高齢者の歩行訓練の問題として，療法士や専門機器による訓練は高い効果を得ることができるが，利用空間を限定してしまうため充分なサービスが受けられないという欠点がある．また，介護予防が求められる高齢者よりも要介護者が優先されるという観点からもそれらのサービスは利用しにくいのが現状である．すなわち，自主的な歩行訓練では個人が利用したい空間で歩行訓練を行えることが望ましいと言える．また，歩行障害を有する患者に対しては日常生活上での歩行支援を想定しており利用空間を限定せずに支援を受けることが必要となる．

(3) 状況に応じた適切な情報が充分に得られること

3 つ目の要求条件は，状況に応じたシステムからのフィードバックが充分でなければならないということである．介護予防の望まれる高齢者が自主的に歩行訓練を行うことは有用だと考えられるが，高齢者には加齢に伴う歩行速度低下や歩幅減少等の傾向が見られる [9)] ため，日常的に行う歩行の運動効果が高いとは限らない．また，主観的な判断で歩行動作を変化させると転倒等の危険性が生じる．よって，自主的に行う歩行訓練においては，これらの問題を回避するため現在の身体機能，歩行状態に応じた適切な情報を提示することが必要となる．例えば，現在の重心バランスの左右差を提示する，目標となる歩行速度と現在の値との差を提示する，目標となる歩幅を提示するなどが考えられる．

また，歩行障害を有する患者には症状が発生したその時に障害を緩和・回避するための支援が求められる．例えば，パーキンソン症候群を有する患者は複数の歩行障害を抱えており，それらがいつ起こるかを予測することはできない．一方，パーキンソン症候群の症状を緩和・回避するための手段として，感覚刺激により逆説動作を誘発させる方法が挙げられる．逆説動作とは，パーキンソン症候群の経過中，著しい無動状態が存在しても非常事態等の特殊な状況下またはある種の刺激下で，突然無動から脱して正常に近い動作が可能になることである．例えば，床上に障害物を置くことですくみ足現象の回避が可能になることや，床上に等間隔に貼られたビニールテープにより小刻み歩行や加速歩行の緩和が可能になる等の事例が報告されている [2)10)]．患者が病院等で療法士と共に行動している場面では，即座に外的刺激を与えることにより突発的に起こった歩行障害の緩和・回避を実践できる可能性があるが，日常生活を行う上で常に介助することは困難である．そのため，歩行障害が発生したことをシステムが検出し，障害を回避・緩和するための逆説動作を誘発する感覚刺激を即座に提示することが必要である．

3.2 小型プロジェクタを用いた視覚情報提示

2 節でも述べたように人間の歩行動作の支援に関する研究は数多く存在するが，利用シナリオや対象者によってどの感覚情報を用いて支援を行うのが最も効果的な歩行支援となり得るのかは異なると考えられる．

歩行者に情報を提示する手段は主に視覚情報，聴覚情報，触覚情報の 3 種類に大別される．それぞれの感覚情報を提示手段として用いた場合の特徴として，聴覚，触覚に比べて視覚は提示できる情報量が多いことが挙げられる．また，視覚情報では歩幅（次に出すべき足の場所）や，パーキンソン症候群の症状を緩和・回避するために効果がある「空間的情報」を提示することができる．そこで，本研究では歩行支援を行う上での主な情報提示手段として視覚情報を選択する．

視覚情報の提示モダリティを実現するための主な方法を列挙すると，プロジェクタを用いて実世界に情報投影する方法や携帯端末で画面表示する方法，HMD を用いて実世界と CG を重畳表示する方法等が挙げられる．プロジェクタを用いる方法は投影場所により特徴が異なり，手のひらや腕に情報を投影するパームトッププロジェクション方式 [11)]や床上に情報を投影するフロアプロジェクション方式 [12)13)]が存在する．パームトップディスプレイ方式ではプロジェクタを身体装着するためデバイスを把持することなく情報提示できるが，その際に手の平をプロジェクタに向かってかざす必要があるため完全なハンズフリーとは言えない．一方，フロアプロジェクション方式では床を投影面にするためプロジェクタを身体装着すればハンズフリーが実現可能であ

ⓒ2011 Information Processing Society of Japan

Vol.2011-MBL-57 No.39
Vol.2011-UBI-29 No.39
2011/3/8

る．この 2 つの方式では，歩行時に投影された画像が揺れることや，明るさがプロジェクタの性能に依存することが欠点となる．携帯端末で画面表示する方法では端末を片手に把持した状態で歩行することになるため選択肢から除外する．また，HMD を用いて歩行時に情報提示を行う方法では投影場所に制限がないという利点があるが，視野が制限される，長時間の利用は頭部に負担をかける等の欠点も持つ [14]．以上よりどの手段も利点と欠点を持つが，システムの要求条件で述べたハンズフリーを実現できる点や利用者の負荷を抑えることを考慮して，本研究では身体装着したプロジェクタを用いて床上に情報投影するフロアプロジェクション方式を採用した．

3.3 プロジェクタ装着場所の検討

静止状態での装着型プロジェクタの利用を想定した先行研究では，装着場所として肩部，胸部が特に多く見受けられる [15][16]．一方，移動状態での装着型プロジェクタを用いた情報提示を目的とした多治見 [13]らの研究では，社会的コンセンサスを得やすいという観点から腰部に装着することを選択している．また，腰部は装着部位が地面に近く，焦点距離が変わりにくいという利点も併せ持つ．一般的に高齢者は加齢に伴う筋機能低下により骨盤の向きが変わり姿勢が前のめりになることが分かっている [17]が，作業中の前のめり姿勢は腰部や脊柱起立筋へ負荷がかかる [18]．つまり，前のめり姿勢を促すことのない場所にプロジェクタを装着することが望ましいと言える．例えば肩にデバイスを装着した場合には，重心からの距離が長いため力のモーメントの関係から腰部や脊柱起立筋に対してより負荷がかかりやすい．よって，肩部への装着は前のめり姿勢を加速させる可能性があり，高齢者はバランスを崩しやすくなる可能性がある [19]．一方，腰部は肩部に比べて重心に近いため前のめり姿勢を促す可能性は低く，肩部に比べ利用者の負荷が抑制できると予想される．先に述べた 3 つの利点に加えて，腰部が身体の重心に近く利用者の身体的負荷を抑えられる可能性があるという理由を考慮し，本研究では腰部をプロジェクタの装着場所として選択した．

3.4 提案システムの構成

本研究で提案する小型プロジェクタを用いたウェアラブル歩行支援システムの概念を図 1 により説明する．本システムは，主として 3 つの機構から構成される．利用者に身体装着されたセンサから検出したデータを用いて歩行状態を推定する歩行状態検出ユニットと，現在の歩行状態と身体機能等の基本データを基に歩行支援情報の動的生成を行う支援情報生成ユニット，および歩行に伴う床上での支援情報の揺れを軽減する投影安定化ユニットである．支援情報は腰部に装着した小型プロジェクタを用いて前方の床上に投影され，利用者にフィードバックされる．これらのユニットの処理は携帯可能な小型ノート PC 上で動くことを想定している．次節以降はシステム実現に際してまず問題となる歩行時の投影画像揺れに焦点を当て，投影安定化のための手法について述べる．

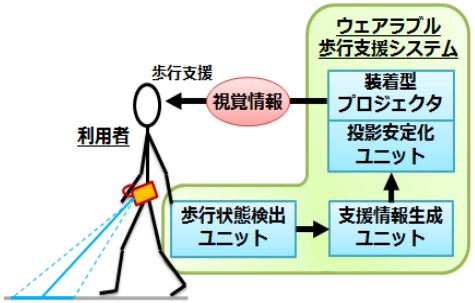

図 1　提案する歩行支援システムの構成
Figure 1　Components of proposed system

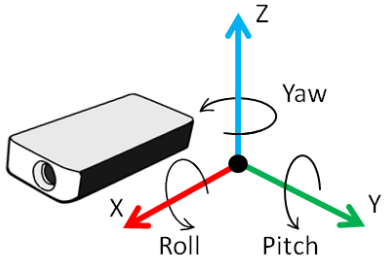

図 2　プロジェクタの座標系
Figure 2　Coordinate system of a projector

4. 投影画像安定化手法

提案する歩行支援システムでは，腰部装着したプロジェクタで床に情報投影しながら歩行を行う．しかし，歩行による身体の揺れに伴いプロジェクタも振動するため，投影した床上の画像が揺れることが予想される．この画像揺れは歩行中の情報の見やすさを損なうだけでなく，「次に出すべき足の場所」のような空間的な情報の提示を困難にする．そこで，何らかの方法で投影画像を利用者から見て常に相対的に一定の位置に留めておく必要がある．本研究では歩行中に「床上の投影画像が見やすいこと」，「投影画像が床上で一定エリアに留まっていること」の 2 点が実現されていることを投影安定化と定義する．安定化を実現するための手法として，アクチュエータによりプロジェクタの姿勢を一定に維持し続ける等のハードウェア的手法と，プロジェクタの姿勢に応じて投影面内の画像位置を補正する画像処理ベースのソフトウェア的安定化手法が挙げられる．本研究では実時間制御が比較的容易であり機器の大型化や重量化を防げるという理由からソフトウェア的安定化手法を採用する．

画像処理ベースの安定化手法では，歩行中のプロジェクタの姿勢（図 2 に示す座標系）を計測し，現在の姿勢における床上での基準位置からの画像移動量（誤差）を推定する．求めた移動量を用いてプロジェクタ投影面内での情報の位置を変化させることで利用者からは常に一定位置に留まって見えるようになる．図 3 は，Y 軸方向の回転角である Pitch 角に関する床上での画像移動量 d_p と補正値 d_p'および Z 軸方向の回転角である Yaw 角に関する床上での画像移動量 d_y と補正値 d_y'を示している．図 3 左は静止する人間を真横から見ている状態を示し，図 3 右は静止する人間を頭上から見下ろした状態を示す．

ⓒ2011 Information Processing Society of Japan

Vol.2011-MBL-57 No.39
Vol.2011-UBI-29 No.39
2011/3/8

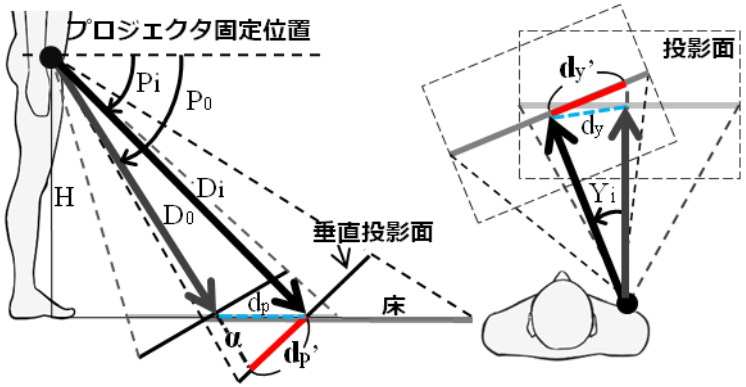

図 3　プロジェクタ姿勢と投影画像の関係(左: Pitch 角，右: Yaw 角)
Figure 3　Relationship between projector attitude and projection image
(left: Pitch angle, right: Yaw angle)

歩行に伴い変動した現在の姿勢 P_i と現在のプロジェクタから床上までの投影距離 D_i 用いて実際に補正すべき垂直投影面での移動量 d_p'を表現することができ（式(1)），現在のプロジェクタ投影距離 D_i は式(2)のように求められる．なお，P_0 とは歩行開始直前の静止状態での基準となる姿勢を指す．

- $$d_p' = D_i \cdot \tan(P_0 - P_i) \quad (1)$$
- $$D_i = \frac{H}{\cos(90 - P_i)} \quad (2)$$

Yaw 角に関しては基準となる姿勢は存在せず，相対姿勢のみで画像移動量を算出する．歩行に伴い変動した現在の姿勢 Yi と基準姿勢におけるプロジェクタから床上までの投影距離 D_0，および図 3 左に示される現在と基準の姿勢での投影面までの差分距離 α を用いて実際に補正すべき垂直投影面での移動量 d_y'を表現することができる（式(3)）．なお，α は式(4)のように求められる．また，腰部にプロジェクタを装着して歩行した場合，X 軸方向の回転である Roll 角に関しては変化が小さいことや，Roll 角が変動した際の床上での画像位置の変化がほとんど無いため Roll 角の画像移動量は考慮しないものとする．

- $$d_y' = (D_0 + \alpha) \cdot \tan(Y_i) \quad (3)$$
- $$\alpha = \frac{d_p' \cdot \sin(90 - P_i)}{\sin(P_0)} \quad (4)$$

プロジェクタの姿勢から求められた補正すべき垂直投影面での移動量 d_p'，d_y'はセンチメートル単位の値であるため，プログラム上で扱うためにピクセル単位の値に変換する必要がある．この変換は，投影距離に応じた垂直投影面のサイズと画面解像度によって行う．プロトタイプシステム実装にあたって使用したプロジェクタである AAXA 社 L1 Laser Projector の仕様書に基づき，投影距離 D_i とスクリーンサイズ S（対角線距離）について次の式(5)のような関係が得られた．

- $$S = 0.8333 \cdot D_i \quad (5)$$

投影距離 D_i は式(2)により求まるため，現在の姿勢に応じてスクリーンサイズを取得することが可能である．また，アスペクト比 4:3 であるためスクリーンサイズ S より画面の縦，横サイズ（X，Y）が決定される．最後に，描画系の画面解像度が 800×600 ピクセルであることから，次の式(6)のように 1 ピクセルあたりの実世界座標系における大きさ E_p(cm/px)を得るための変換式が求められる．補正すべき画像移動量 d_p'，d_y'を E_p で割ることによりプログラム座標系での値に変換することが可能となる．

- $$E_p = \frac{X}{800} \quad \text{or} \quad \left(E_p = \frac{Y}{600}\right) \quad (6)$$

5.　投影安定化ユニットのプロトタイプ実装

提案した投影安定化手法を組み込んだ投影安定化ユニットのプロトタイプシステムを実装した．4 節で述べた投影安定化手法を実現するためには，歩行時のプロジェクタ姿勢の実時間取得が必要である．物体の姿勢計測の手段として，ジャイロ／加速度センサ等の慣性センサを用いる方法 [13)20)]や，カメラ画像で特徴量計算による姿勢推定方法 [21)]，それらを併用した方法 [22)23)]等が挙げられる．ジャイロセンサを用いた方法では，各 X,Y,Z 軸の回転運動の角速度に対して逐次的な積分処理を行うことで姿勢の推定を行う．この手法は低コストで応答性が良いという利点を持ち，本研究でも主としてジャイロセンサを用いた姿勢推定方法を選択する．しかし，ジャイロセンサは時間の経過とともにドリフト誤差が蓄積していくことが問題となる．腰部装着プロジェクタを用いた移動中の情報提示における情報の見やすさを向上させることを目的とした多治見ら [13)]の研究では，定性的な評価実験から投影安定化に際するジャイロセンサのドリフト誤差が問題であることを指摘している．

本研究では高齢者の歩行訓練等が比較的頻繁に歩行と静止を繰り返しているという観点から，歩行／静止状態で姿勢推定方法を分離する方式を考案する．歩行時はジャイロセンサを用いて姿勢を推定するが，静止時は加速度センサによって姿勢推定を行う．これにより，歩行時の姿勢誤差の蓄積を静止時にリセットできるため，比較的

ⓒ2011 Information Processing Society of Japan

長い時間の歩行訓練等に対しても使用することが可能になると考えられる．静止時の姿勢推定は，加速度センサから得られる重力加速度の値を基準にして各軸に働く重力の割合から角度を推定する方法を用いた．また，姿勢推定の分離方式を提案したが，この手法を実現させるためには利用者の歩行／静止状態を判定する必要がある．歩行状態の判別には，検出された 3 軸の加速度データをノルムに変換し閾値処理する判定器を実装した．本手法とジャイロセンサのみを用いる方法で歩行と静止を 8 回繰り返した場合に見られるドリフト誤差蓄積の違いを図 4 に示す．図 4 は約 100m の直線を約 10 歩ごとに 2，3 秒静止し，歩行を再開するという動作を繰り返したときのジャイロセンサの Pitch 角の時系列変化を示しており，静止時に姿勢を切り替えることで長期的に見た場合ドリフト誤差の蓄積を抑えられていることが確認できる．ただし，歩行中の誤差蓄積は存在するため，ジャイロセンサのドリフトを直接改善する必要もあることが分かった．提案した姿勢推定の分離方式と直接ジャイロドリフトを補正する手法を組み合わせることでより高精度な姿勢推定が可能になると考えられる．以上の姿勢推定手法および投影安定化手法を組み込んだ投影安定化ユニットのプロトタイプシステムの仕様を図 5 に示す．

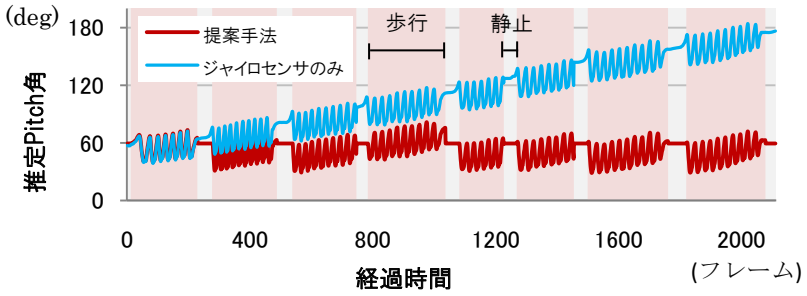

図 4　ドリフト誤差の蓄積
Figure 4　Accumulation of drift error

6. 定量評価実験

6.1 実験概要

実装した投影安定化を定量的に評価するため，被験者にプロジェクタから床上に円画像（緑色）を投影しながらトレッドミルで歩行をしてもらい，歩行中の投影画像をカメラで記録しオフラインで画像中心点の動きをトラッキングする実験を行った．被験者は大学生 9 名（男性 6 名，女性 3 名，平均年齢 22.8 歳，プロジェクタの平均設置高 78cm）であり，全員が歩行機能に障害がないことを確認している．オフライン解析の際には画像の初期投影位置からの距離を誤差と定義して評価を行った．この際に，同じ歩行で補正なし／ありの誤差を評価するため，安定化を施した画像と施していない画像を横に並べて同時に投影した．なお，トレッドミルの速度は時速 2.5km に設定し，各被験者は 1 分間の歩行を補正なし／補正ありの画像の左右を入れ替えて 1 回ずつ，計 2 回の記録を行った．歩行時には左右の画像を交互に注視しながら歩くよう依頼した．定量評価実験の実験環境および実装したプロトタイプシステムの仕様を図 5 に示す．また，投影画像のトラッキングプログラムは，オープンソースの画像処理ライブラリである OpenCV（ver.1.0）で提供されている Condensation アルゴリズムを改良することで実装を行った．録画した動画は解像度 640×480 ピクセル，フレームレート 30fps に変換して処理を行った．

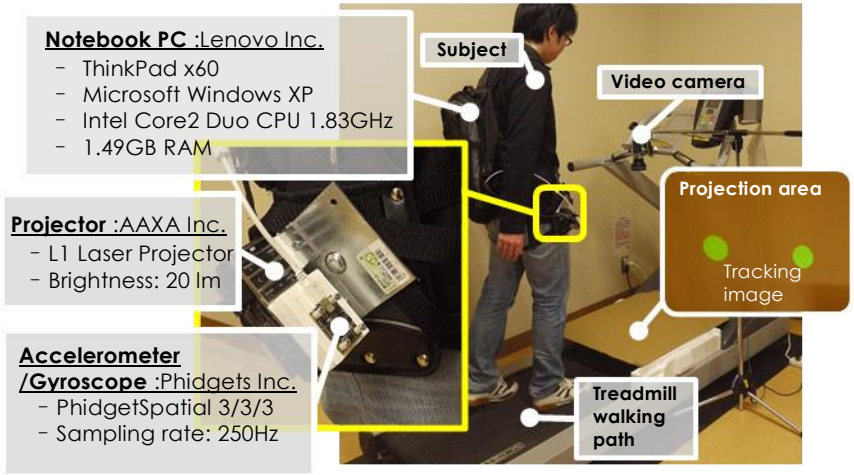

図 5　定量評価実験の実験環境
Figure 5　Environment of quantitative experiment

6.2 実験結果

定量評価実験の結果について述べる．まず，計測したデータの可視化を行った．安定化を施した場合と何もしない場合について画像初期位置からの誤差を時系列でグラフ化した．例として，ある被験者の歩行開始から 400 フレーム分の誤差時系列変化を表わすグラフを図 6 に示す．　図 6 に示した時系列グラフは動画の各フレームにおけ

ⓒ2011 Information Processing Society of Japan

る画像初期位置と投影画像中心点のユークリッド距離であり，縦軸の値が小さい方が初期位置からの誤差が小さいことを表している．この被験者のグラフより，補正なし／ありのどちらの場合も波形は経過時間に沿ってほぼ一定周期の振動をしていることが確認できる．すなわち，歩行に伴って発生するプロジェクタの揺れにより床上の投影画像は周期的な位置変化をする．また，補正を行った場合は非補正時に比べて波形の振幅が小さいが，波形に微小な振動が含まれていることが確認できる．

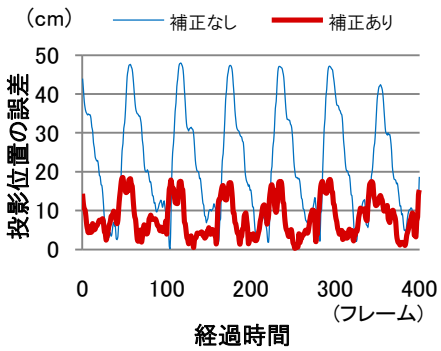

図 6　誤差の時系列変化
Figure 6　Time series variation of the error

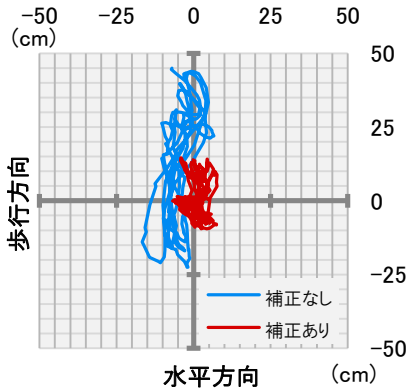

図 7　投影画像の移動軌跡
Figure 7　Trajectories of projection

また，記録した動画から投影画像中心点の座標を追跡することにより，画像の移動軌跡をグラフとして再現した．例として，ある被験者の歩行開始から 400 フレーム分の画像中心点の移動軌跡を図 7 に示す．なお，図中の上方向を正として，被験者はその向きに歩行したとする．図 7 は誤差の座標を水平方向と歩行方向についてプロットしたものである．すなわち，中心点(0, 0) に近い座標であるほど誤差が小さいことを示す．図 7 より補正を行わない場合には主に縦方向の画像の揺れが大きく，縦長の楕円を描くような分布であることが確認できる．また，補正を行った場合には中心付近で円を描くような分布であることが分かった．原点(0, 0)からの距離という観点では，補正時の画像の方が小さいエリアで収まっていることも確認できる．ここで見られる傾向は他の被験者についても確認できた．

次に，実験から得られた画像位置変動データを統計解析し，本手法による投影安定化の効果について検証を行った．補正を行った場合と行わない場合について比較するための指標として各被験者の「1 分間あたりの誤差」を算出した．1 分間あたりの誤差とは，時系列データを全て足し合わせ 1 分間分のフレーム数で割ることで得られる正規化された統計量である．被験者 9 人の 1 分間あたりの誤差の平均を取ったものを図 8 に示す．図 8 より，投影安定化を行うことによる 1 分間あたりの誤差の減少が確認できる．また，安定化補正を行う場合と行わない場合の 2 群について t 検定を行ったところ有意差が認められた（$p<0.01$）．誤差の改善率という観点からは，安定化補正処理を行うことによって投影画像の位置誤差を 48.7%改善できていることが分かった．

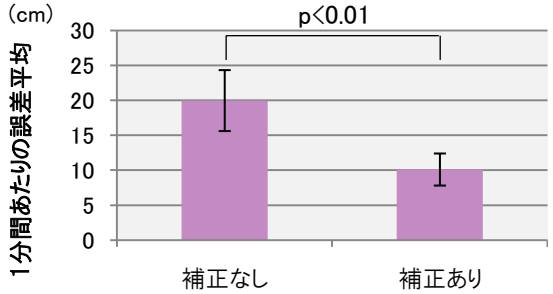

図 8　1 分間あたりの誤差平均
Figure 8　The average error per minute

7.　定性評価実験

7.1　実験概要

実装した投影安定化を定性的に評価するため，被験者に投影安定化ユニットのプロトタイプを装着して廊下（約 20m）を歩行してもらい，その後投影画像に関するアンケートを行った．被験者は大学生 5 名（男性 4 名，女性 1 名，平均年齢 23.6 歳，プロジェクタの平均設置高 80cm）であり，全員が歩行機能に障害がないことを確認している．また，定量評価と同様に画像は補正なし／ありを平行に投影し，実験中は左右の画像を交互に注視しながら歩行してもらうよう依頼した．歩行は普段と同じ程度速度で歩いてもらい，約 20m の歩行を補正なし／補正あり画像の左右を入れ替えて 1 回ずつ，計 2 回試行した．なお，先入観によるバイアスを防ぐため補正を行わない画像をタイプⅠ，補正行う画像をタイプⅡとして補正の有無は伝えなかった．

次に，被験者に対して行ったアンケートの質問項目について説明する．回答は 5 段階で，被験者は「1. タイプⅠ」，「2. どちらかというとタイプⅠ」，「3. 分からなかった」，「4. どちらかというとタイプⅡ」，「5. タイプⅡ」のいずれかを選択する．この 1~5 の 5 段階の数値を回答者の各質問に対する得点とした．質問項目に関しては表 1 の通りである．なお，Q2 と Q7 は直前の質問に対する理由を記述する欄であった．

ⓒ2011 Information Processing Society of Japan

Vol.2011-MBL-57 No.39
Vol.2011-UBI-29 No.39
2011/3/8

表 1　アンケート項目
Table 1　Contents of questionnaire

質問番号	内容
Q1	画像が一定エリアに留まっていたと感じたのはどちらですか？
Q3	画像の上下移動が少なかったと感じたのはどちらですか？
Q4	画像の左右移動が少なかったと感じたのはどちらですか？
Q5	視点移動が少なかったと感じたのはどちらですか？
Q6	どちらの画像の方が見やすかったですか？

7.2 実験結果

定性評価実験によって得られたアンケートの回答結果を集計し，評価点のスケールが等間隔であるという前提で質問別に回答平均点をグラフ化した．歩行実験を行った被験者 5 名の回答平均点グラフを図 9 に示す．タイプⅠ（補正処理を行わない場合）の評価が高いほど平均点が 1 に近づき，逆にタイプⅡ（補正処理を行う場合）の評価が高ければ平均点は 5 に近づく．図 9 より，質問番号 Q1，Q3，Q5 に関して，投影安定化処理を施した方（タイプⅡ）の評価が高いことが分かる．一方，質問番号 Q4，Q6 については回答平均点数がわずかに非補正時を上回る程度で，評価にあまり差がないことが分かった．すなわち，被験者にとって床上の投影画像は上下移動が少なく一定エリアに留まっており，なおかつ視線移動も少なかったと感じた割合が多かったが，画像の左右移動の少なさや情報の見やすさに関しては補正なし／ありの 2 パターンで同程度の評価であり，さほど違いが感じられなかったことが確認された．

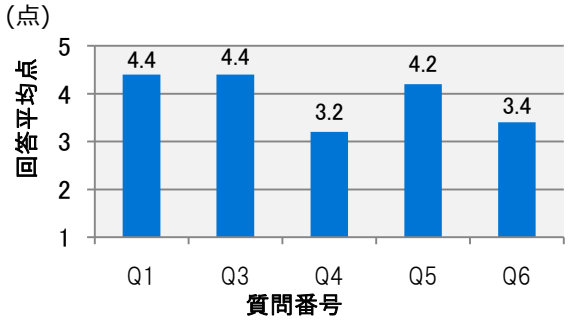

図 9　回答平均点
Figure 9　The average number of respondents

8. 議論

8.1 実験結果の考察

6 節で述べたように，投影安定化処理を行うことで 1 分間あたりの歩行における位置誤差を 48.7%改善することができ，歩幅等の空間的情報を提示するために必要な「一定エリアに情報を提示し続ける」という目的に対して一定の効果が認められた．これは 7 節で述べた主観評価結果からも確認でき，投影安定化による一定エリアへの情報投影に対する効果が確認された．

一方，画像の見やすさを問う定性評価の設問（Q6）に関しては，被験者へのアンケート結果からは補正を施す場合の回答平均点は補正を施さない場合よりも僅かに評価が上回る程度で両者に顕著な差は確認されなかった．見やすさの評価が低かった被験者 2 名にインタビューを行ったところ，補正を行った場合には投影画像は一定エリアに留まっているものの画像が小刻みで不規則な振動をするため見にくかったが，逆に補正を行わない場合には画像の上下運動は非常に大きいが常に同じ周期で揺れが起こるため位置を予測しながら歩行できて見やすいと感じた，という意見を得た．この意見から，利用者から相対的に一定の位置に情報を投影し，なおかつ情報の見やすさを向上させるためには，補正処理時に発生する微小で不規則な振動を軽減する必要があることが示唆された．それらを解決する案として，例えばさらに高精度なプロジェクタ姿勢を推定する手法や，微小振動の軽減のために歩行時のプロジェクタの姿勢をモデル化する手法等が考えられる．また，インタビューより歩行中の情報の見やすさには振動の周期性も関連があり，それらも考慮すべきであることが分かった．よって，振動の大きい瞬間は床上の投影画像を一時的に消す，もしくはその瞬間のみ補正を行わない等の情報提示の仕方についても検討が必要であると考えられる．

8.2 作業療法専門家の評価

リハビリテーションの専門家である理学療法士（1 名）にプロトタイプシステムを使用してもらった結果，本研究で提案した視覚情報を用いたウェアラブル歩行支援システムが実現できれば，介護予防に意欲のある高齢者に対する歩行能力の低下防止やそれを行うためのモチベーション維持に有用である可能性があるとの指摘を受けた．本システムの特徴として利用空間を限定しないことが挙げられるが，高齢者の中には専門機器を用いたリハビリを受けるために病院まで行きたくないと感じる人や，わざわざ療法士の手を借りたくないと感じる人もいるため，そういった人たちの歩行トレーニングのモチベーション維持に有用である可能性が示唆された．また，パーキンソン症候群患者に対しては，軽症の患者であれば逆説動作を誘発させる視覚刺激（床上に引かれた線）を利用者の歩行障害に応じて即座に提示することができれば，充分に日常生活でも使っていける可能性があるとの意見を得た．よって，パーキンソン症候群患者の日常での歩行支援を実現するためには，システムの小型化やプロジェクタの

ⓒ2011 Information Processing Society of Japan

高輝度化などのハードウェア技術の進展だけではなく，歩行状態以外にも様々な日常動作に対応した支援情報の提示が必要となると考えられる．

実際の提示支援コンテンツに関しては，特に高齢者に対する歩幅（次に出すべき足の場所）の支援情報が有用であるとの意見を得た．高齢者においては，加齢に伴う身体機能の低下によって歩幅 が減少し,それがさらに 2 次的な身体機能の低下を生むと言われており，利用者にとって歩幅を無理のない範囲で増加させていくことができればそれは非常に意味のある支援システムであるという見解を得た.「空間的な情報」においては，床上に支援情報があたかも実世界に配置されているように投影することが重要である．例えば，歩幅を提示する場合，利用者は床上に配置されたオブジェクトを踏みながら歩行を行う感覚である．内部的には，支援情報に対して投影安定化処理を行いながら利用者の移動距離を推定し，その移動成分を打ち消すように画像位置の再補正を行うことにより実現することができると考えられる．

また，投影安定化の誤差の許容範囲に関しては，投影安定化が高精度であることはシステムの有用性を高めるうえで必要なことであるが，数 cm 単位の誤差であれば高齢者やパーキンソン症候群患者に対しては充分利用可能ではないかという見解を得た．

9. おわりに

本稿では，高齢者やパーキンソン症候群患者を対象とする小型プロジェクタを用いたウェアラブル歩行支援システムを提案し，まず問題となる歩行時の投影画像の床上での揺れについてジャイロ／加速度センサを用いた姿勢推定手法により投影を安定化させる手法の検討を行った．トレッドミルを用いた定量評価実験から安定化処理を施すことにより投影画像の位置誤差を平均 48.7%改善することができた．今後は投影安定化の精度を高めるだけでなく，長期的な歩行における評価や提示支援コンテンツの検討等を通して実際の臨床応用の可能性について検証していく予定である．

謝辞　本研究は，科学技術振興調整費「若手研究者の自立的研究環境整備促進事業」の支援を受けた．また，システムの評価に関してご意見をいただいた東京衛生学園専門学校リハビリテーション学科の鈴木正則先生に深く感謝する．

参考文献

1) 厚生労働省：介護予防マニュアル，http://www.mhlw.go.jp/topics/2009/05/tp0501-1.html, 2011.1.26 Access.
2) 谷岡哲也，他 : パーキンソン症候群の歩行動作特性の解析，Dynamics and Design Conference : 機械力学・計測制御講演論文集 : D & D 2001(abstract)，p.287(2001).
3) Wilko Heuten, et al. :Tactile Wayfinder : A Non-Visual Support System for Wayfinding, In Proc. NordiCHI '08, pp.172-181(2008).
4) Yusuke Nakazato, et al. :Localization System for Large Indoor Environments Using Invisible Markers, In Proc. UIST '07, pp.295-296(2007).
5) Takeshi Muto, et al. :Interactive Gait Training Device “Walk-Mate” for Hemiparetic Stroke Rehabilitation, In Proc. IROS’07, pp.2268-2274 (2007).
6) 安藤正志，他：腕の振りが歩行におよぼす影響，理学療法学，Vol.21，No.2，p. 430(1994).
7) 重川敬三, 他 : 歩行運動に関する研究 : 腕振り歩行について, 日本体育学会大会号, No.48, p.563(1997).
8) 井上伸一，斉藤健治：歩行中の上肢の動きが歩行動作に及ぼす影響 : 転倒予防の一助として，日本体育学会大会号，No.55，p.331(2004).
9) 古名丈人，他：筋力とバランスが中・高齢者の歩幅と歩行率に及ぼす影響について，理学療法学，Vol.27，No.58(2000).
10) 平井達也，他：パーキンソン病患者に対する外部刺激の影響 : トレッドミル歩行中の視覚刺激への反応，理学療法学，Vol.31，p.170(2004).
11) Teppei Konishi, et al. : Projection Stabilizing Method for Palm-top Display with Wearable Projector, ISWC’09, pp.13-20(2009).
12) Jessica R. Cauchard, et al. :Offsetting Displays on Mobile Projector Phones, In Proc. Ubiprojection(2010).
13) 多治見圭亮，他：慣性センサを用いた腰部搭載プロジェクタ投影安定化手法，ヒューマンインタフェース学会研究報告集，Vol.12，No.8，pp. 61-66(2010).
14) Toshikazu Karitsuka, Kosuke Sato: A Wearable Mixed Reality with an On-board Projector, In Proc. ISMAR’03, p.321(2003).
15) Daniel C. McFarlane, Steven M. Wilder, :Interactive Dirt: Increasing Mobile Work Performance with a Wearable Projector-Camera System, In Proc. Ubicomp '09, pp.205-214(2009).
16) Pranav Mistry, et al. :WUW - Wear Ur World - A Wearable Gestural Interface, In Proc. CHI'09(2009).
17) 柳川和優 : 歩行中における体幹角度の解析, 広島経済大学研究論集, Vol.26, pp.21-30(2003).
18) 中村隆一，斎藤宏：臨床運動学，医歯薬出版株式会社，pp.181-182(2000).
19) 中村隆一，他：基礎運動学，医歯薬出版株式会社，pp.332-336(2006).
20) 坂口貴司，他：人間動作計測のための加速度センサとジャイロセンサを用いた回転動作計測手法の開発，第 52 回情報処理学会全国大会講演論文集，pp.181-182(1996).
21) 濱田修平，他 : 環境カメラを用いた複合現実感のためのモバイルカメラの位置・姿勢推定，電子情報通信学会技術研究報告. MVE，Vol.108，No.328，pp.109-116(2008).
22) 小堀訓成, 他 : カメラとジャイロセンサを組み合わせた移動ロボットの高精度な姿勢推定，画像の認識・理解シンポジウム(MIRU2009) 講演予稿集，pp.1757-1763.
23) Masakatsu Kourogi, Takeshi Kurata: Personal Positioning based on Walking Locomotion Analysis with Self-Contained Sensors and a Wearable Camera, In Proc. ISMAR, pp.103-112(2003).

ⓒ2011 Information Processing Society of Japan