

力学的外乱応答に基づくヒト立位安定性評価

戸越, 勉

<https://hdl.handle.net/2324/4496024>

出版情報 : Kyushu University, 2021, 博士 (工学), 課程博士
バージョン :
権利関係 :

力学的乱応答に基づく
ヒト立位安定性評価

2021年6月
九州大学大学院
工学府 機械工学専攻

戸越勉

目次

1	序論	1
1.1	研究の背景及び必要性	1
1.1.1	社会的背景	1
1.1.2	転倒危険因子と転倒リスク評価	2
1.1.3	転倒と立位安定性の関係	4
1.2	立位安定性の関連研究	5
1.3	歩行安定性と自然揺動に関する研究	9
1.4	本論文の目的と手法	10
1.5	本論文の構成	11
2	斜板落下式外乱印加実験によるヒト立位安定性評価	13
2.1	2章の概要	13
2.2	立位外乱応答実験	14
2.2.1	斜板式外乱印加装置	14
2.2.2	外乱応答実験概要	16
2.2.3	適切な落下高さの設定	18
2.2.4	システム同定に用いる応答の評価時間	21
2.3	2章のまとめ	23
3	システム同定による姿勢安定化指標の定量評価	24
3.1	3章の目的	24
3.2	姿勢安定化システムの同定	25
3.3	立位システム安定化度合の評価手法	27
3.4	同定における伝達関数次数設定	30
3.5	異なる実験条件での安定化度合指標の計算例	31

3.6	3章のまとめ	39
4	外乱印加実験条件の違いによるヒト立位安定化ダイナミクスの違いについて	40
4.1	4章の目的	40
4.2	立位外乱応答実験	41
4.2.1	斜板式外乱印加装置	41
4.2.2	2種類の外乱による外乱応答実験	41
4.2.3	筋骨格系と実験条件設定	42
4.3	複数実験条件に対応する立位安定化ダイナミクス	45
4.3.1	外乱入力による同定ダイナミクスの違い	45
4.3.2	落下方向による同定ダイナミクスの違い	46
4.3.3	足幅・足裏配置による同定ダイナミクスの違い	48
4.4	4章のまとめ	50
5	外乱印加時の姿勢安定化に關与する筋活動と立位安定化度合総合指標	51
5.1	5章の目的	51
5.2	立位外乱応答実験と下肢筋電の測定	52
5.2.1	斜板式外乱印加装置	52
5.2.2	外乱応答実験	53
5.3	足裏配置等の実験条件と姿勢安定化に寄与する筋骨格系	53
5.4	種々の実験条件に対応する立位安定性指標と筋活動	56
5.5	足裏配置実験条件による下肢筋肉の使われ方の違い	57
5.6	総合的な立位安定化度合指標の計算方法	62
5.7	5章のまとめ	63
6	結論と今後の展望	64
6.1	本論文の結論	64

6.2 今後の展望	67
参考文献	70
謝辞	73

1 序 論

1.1 研究の背景及び必要性

1.1.1 社会的背景

世界の高齢者人口（65歳以上）は、2020年時点で7.3億人（世界人口78億人の9.3%）が、国連WPP[1]によると2060年には18.2億人（世界人口102億人の17.8%）に増加すると公表されている。それより先んじて日本では高齢化が増々進行し、2019年時点で65歳超の人口が36百万人（総人口の28%）[2]に及んでいる。高齢者社会で加齢による身体機能の低下や疾病を抱えた高齢者が増加することで、要支援者・要介護者の増加に繋がり、これは社会保障費の増加をもたらし、国民が健康で文化的な生活ができる持続可能社会実現への大きな課題となっている。

要支援者となった主因の3位（14.2%）、要介護者となった主因3位（12.0%）[3]が、骨折及び転倒である。高齢者において転倒は、外傷・骨折を発生させるだけでなく、一度あるいは複数回経験すると、転倒不安・恐怖から日常生活活動能力ADL (Activity of Daily Living) の低下や閉じこもりにつながる。骨折後の身体虚弱化、特に廃用症候群（身体の不活性状態により生ずる二次的な障害を言い、筋骨格系、循環・呼吸器系、内分泌・代謝系など各臓器に関する症状）を発症し、寝たきりにつながるとされている[4]。この様に

転倒事故が ADL および QOL (Quality of Life) の低下につながることで良く知られており、従って転倒リスクの低減は社会的課題として広く認識されている。

1.1.2 転倒危険因子と転倒リスク評価

通常生活において転倒原因は、身体疾患や薬物、加齢変化（最大筋力低下、筋の持久力低下、運動速度の低下、反応時間の延長、巧緻性の低下、姿勢反射の低下、深部感覚の低下、平衡機能低下）の内的因子と、10～20 mm の段差や照明不足、滑りやすい床、履物等の物的環境の外的因子に分類され、これら多因子から転倒は発生すると考えられている [4]。

この多因子からなる転倒の予防的観点から、米国老年学会は高齢者の転倒予防のガイドライン [5] を作成しており、その中で、過去の研究から転倒の上位の共通リスク因子として 11 項目（筋力低下、転倒履歴、歩行障害、バランス障害、支援器使用、視力障害、関節障害、ADL 障害、うつ病、80 歳超）を上げている。日本でも転倒リスク者の早期発見のための評価方法の研究 [6] において転倒因子として、つまづき、めまい、家の障害物、タオルをきつく絞れない（上肢筋力不足）、膝が痛む、横断歩道を時間内に渡り切れないの 7 項目を抽出し、転倒スコアを作成し、転倒既往者はこのスコアが高い人であることを示している。

転倒リスク者のスクリーニング方法として、米国の転倒予防ガイドラインを 2011 年に見直したガイドライン [7] では、転倒が過去 12 ヶ月間に発生した場合には歩行・バランスの評価を推奨している。歩行・バランスの評価方法として、4 種類 (Get Up and Go Test (GUG)[8], Timed Up and Go Test (TUG)[9], Berg Balance Scale (BBS)[10], Performance Oriented Mobility Assessment[11][12]) を推奨している。

GUG は被験者が肘掛け椅子から起立し、歩行開始し 3 m の距離を歩いて方向を変え着座するまで動作を臨床医が観察し 1～5 のスケールでスコアを付ける方式であり、スケールリング不正確さの問題がある。これを修正した TUG は被験者が肘掛け椅子から起立し、歩行開始し 3m の距離を歩いて方向を変え着座するまでの時間を計測し、その時間に基づきスコアを計算する。このスコアに基づき臨床医が転倒予測に使用できる全体的な筋力と体のバランスの推定値を得ることができる。

TUG のスコア値と転倒リスクの相関関係について、TUG スコアは認知障害などの予測

に有用であることを示している研究 [13] や TUG 単独での評価では転倒リスク因子の特定には不十分であり他の評価方法との組合せを提案する研究 [14] もある。このテストの中には起立，歩行，方向転換，着座の動作があり，関節動作の円滑さ，筋力・姿勢バランスなどの能力も含むことから，歩行中の歩幅・左右の動揺・歩行速度などのデータと各関節の角度などを自動計測し，これらが転倒リスク評価に有効であるとしている研究 [15] もある。TUG 評価方法を活用して総合的な転倒リスク評価あるいは転倒リスク因子の特定に活用できると考えられる。

BBS (Berg Balance Scale) は 14 項目の動作 (椅子から起立，立位保持，座位保持，着座，移乗，閉眼立位保持，閉脚立位保持，両手前方伸ばし，拾い上げ，振り返り，360° の方向転換，踏み台昇降，タンデム立位，片脚立位) に対し評価内容に基づき 0~4 点まで点数付けし，それらの合計点数が低いほど転倒リスクが高く，合計点数が高いほど転倒リスクが低いことを示す。Muir ら [16] は BBS のスコア値は，他の転倒リスク情報と統合して将来の転倒リスクの予測に利用すると，それらの尤度比は特定の個人の転倒確率の計算に有効であることを示している。

上記以外にも転倒リスクの評価方法として，川端，日浦 [17] は下肢筋力の低下を定量的に評価する方法として開発された，30 sec 間に椅子から起立・着座の繰り返し回数を計測する C-30 (30 seconds chair-stand test)[18] を地域在住高齢者で調査している。この調査結果に基づき，感度 p (転倒履歴のある者で検査陽性である確率) と特異度 q (転倒履歴の無い者で検査陰性である確率) を用いて，転倒履歴に影響を与える因子をオッズ比 ($[p/(1-p)]/[q/(1-q)]$) で示し，これが転倒予測テストとして有用であることを示している。高齢者にとって，椅子からの立上りは下肢筋肉に加えバランス機能，体性感覚などの様々な運動機能から構成される動作であることが報告 [19] されており，椅子からの起立動作は複合的な運動機能の評価 [20] していると考えられる。

個別の転倒リスク因子について，Moreland ら [21] は，高齢者の偶発転倒と筋力の測定結果の研究論文をメタ分析して，統計学で使用する下肢筋肉低下有りによる転倒有無のオッズ (転倒有りの確率を転倒無し確率で除した値) と下肢筋肉低下無しの転倒有無のオッズの比である下肢筋力低下の合計オッズ比は 1.76 であることを示している。それに対し上肢筋力低下の合計オッズ比は 1.53 であり，オッズ比が大きいほど因子の影響が大きいことを意味することから，特に下肢筋力低下と転倒の因果関係性が高いことを示している。

これまで説明した転倒リスク評価方法は所定の運動や姿勢課題に対するスコアリング、時間計測、回数計測からヒトの筋骨格系と感覚神経系からなる動作制御システムの総合的な評価をしている。それに対し、感覚神経系に着目した評価方法として Lord ら [22] は、生理学的プロフィール評価方法である PPA (Physiological Profile Assessment) を提案している。PPA は転倒の危険因子を特定するため感覚系の障害状況を確認できる検査からアプローチする方法である。PPA の検査項目は、視力、抹消感覚、下肢筋力、手と足の反応時間、固定床と発泡ゴムマットでの姿勢揺動であり、その総合点数が転倒リスクを示すことを統計的に明らかにしている。

転倒は多因子により発生しているため、転倒リスク評価方法も GUG, TUG, BBS, C-30, PPA と複数ある。その内容については、検査手法も定量的な検査から定性的な検査までと広がりがあり、評価課題も歩行、起立着座、方向転換、立位姿勢（両足、片足、タンDEM）と種々あり、評価対象も動作姿勢制御システム全体から個別機能の筋骨格系の筋力や感覚神経系の末梢感覚に着目した方法まで、多種多様なアプローチ方法がある。

1.1.3 転倒と立位安定性の関係

転倒の疫学調査から、日常の動作中に特段の外力・外乱無しに起立姿勢保持の障害（めまい、立ちくらみ、脱力感、倦怠感、失神）により転倒すること [23][24] が分かっている。これは循環器疾患、神経系疾患、薬物服用、平衡障害疾患によるもの [4] や事故の場合であるが、これらを除くと転倒はそのほとんどが歩行中に発生しており、原因はすべり、つまづきによる急激な外乱刺激により発生している [25][26][27]。

転倒を回避するためには、急激な外乱刺激に対し、立ち直りあるいはステップング反応が発生し、これらの反応は視覚、前庭、体性感覚からの入力刺激を統合し、適切な筋出力を発生させる必要がある [28][29][30][31][32]。言い換えると転倒せず歩行できるとは、本来不安定な二足歩行時に姿勢を維持しながら、種々の外的環境（歩行面の凹凸、すべり、階段、照度等）、内的環境（筋力低下、認知機能、神経制御能力低下等）のなかでも、継続して歩行できる能力 [33] とも言える。一方、歩行に必要な種々の機能（最大筋力、筋の持続力、運動速度、反応速度、巧緻性、姿勢反射、深部感覚、平衡機能）が転倒リスク因子である加齢変化に伴い低下し、歩行能力低下から転倒に至る [4]。

転倒事例は種々場面で発生しており、歩行中あるいは障害物回避時や接触時、ちょっと

した重心移動変化など、定常歩行とは異なる歩行変化やこれにより生じる内力・外力は様々に変化している。この変位や外力等による外乱刺激によるバランス喪失により転倒が生じると考えられる。あるいは転倒現象を「主として歩行中の不意のつまづき、滑り、その他原因により、力学的外乱に対し、回転モーメント等が発生し、これに対抗する姿勢回復のための制御が機能しない、姿勢制御性能が十分でない場合に転倒する現象」と捉えることもできる。従って、力学的な外乱・外力に対するヒト姿勢の回復能力・姿勢制御性能が、転倒回避能力の基本として重要であると考えられる。

従って、転倒回避能力を考える場合においても、立位姿勢を乱す力学的外乱に対する姿勢回復性能を測定することは、より基本的な姿勢制御性能を調べることから重要だと考えられる。このとき力学的外乱は自然揺動での小さな確率的な外乱から、実際の転倒に至るような大きな力学的外乱が考えられる。自然揺動で想定されている小さな確率的な外乱では、姿勢を回復する性能を観察することは難しいと思われる。また、実際の転倒に至るような大きな力学的外乱では、安全で簡便な姿勢制御性能の定量的な評価としては適していないと考えられ、また、転倒に至る時の転倒回避のための筋骨格系動作の戦略は被験者により大きく異なることが知られている [34][35]。このため、この転倒に至るような大きな力学的外乱では、被験者により転倒回避の定量評価の意味が異なる可能性がある。

これらより、本論文では、転倒回避能力を定量的に評価するため立位姿勢でのバランス回復性能の測定を基本とし、この姿勢回復性能を測定・評価する力学的外乱入力に対する立位安定化システム評価手法を検討する。次節では立位安定性に関するこれまでの研究を紹介し、本論文で提案する手法との違いを述べる。

1.2 立位安定性の関連研究

ヒト立位の安定性に関して、特に静止立位での安定性に関する研究がこれまで多くなされてきた。

立位安定性とは、姿勢バランスを保つためヒトの重心：COG (Center of Gravity) を感覚神経系や筋骨格系により制御・維持する能力と考えられる。ここで、立位安定性の研究で用いられる姿勢の定量指標である重心：COG (Center of Gravity)、質量中心：COM (Center of Mass)、足裏面圧中心：COP (Center of Pressure)、ゼロモーメントポイント：ZMP (Zero Moment Point) の意味を整理しておく。

ヒトが両脚支持における立位状態での COG, COM, COP, ZMP を図 1 に示す。COG はヒト各部に働く重力が等価な合力の作用点となる 3 次元の点であり、ヒトの質量分布の積分平均点である COM と一致する。図 1 左においては COG に作用する加速度が 0, すなわち重心点が静止しているか等速運動している場合を示しており、この場合は COG もしくは COM 点から鉛直方向床面との交点（図左で交点 A）は COP もしくは ZMP と一致する。COP は本来、足裏面圧の積分平均点であるが、両脚支持立位状態で加速度 0 の場合はこの交点 A に一致する。また、ZMP は主に 2 足歩行ロボット研究分野で使用されるものであり、その点において回転モーメントが発生しない点となる。

図 1 右において COG に作用する加速度がある場合を示しており、このときは図に示すように重力 mg と COG に作用する慣性力 ma の合力ベクトル延長線の床面との交点が COP もしくは ZMP と一致すること [36] が知られている。従って COG, COM は 3 次元の点であるが COP, ZMP は 2 次元面の点である。

立位安定性の測定でしばしば用いられる重心動揺検査においては、通常、力センサ式の重心揺動計（例えばアニマ（株）の GW500 など）が用いられる。このときの計測値は実際は COP を計測しており、これは加速度による影響を含んでいる。このとき測定される重心動揺は 2 次元床面上での軌跡なので、この検査における重心とは COG を床面に投影した点（図右の B）のはずであるが、加速度がある場合は図 1 右に示すように点 B とは異なり、実際には COP である C 点を計測している。本論文においてはこのような混乱をさけるために図 1 右の C 点である COP を常に用い、実際の測定・評価においても面圧分布センサからの測定値を積分平均した COP を姿勢変動指標として用いる。ただし、これまでの他の研究者による関連研究においては、その中で用いられている用語をできるだけそのまま用いることとする。

立位姿勢制御に関しては不随意揺動である自然揺動に対する研究が多くなされている。例えば自然揺動運動を用いた安定性評価手法として、小林ら [37] は、重心動揺面積の平均値を評価しており、また石田ら [38] は、COP の軌跡波形からヒト立位を倒立振り子モデルとして、固有振動数と減衰比を求め安定性評価している。また Freitas ら [39] は、下肢関節拘束の有無による COP の RMS (Root Mean Square) と平均速度により安定性を評価している。

自然揺動は平衡感覚疾患等の臨床検査にも用いられており、これは重心動揺検査 [40] と

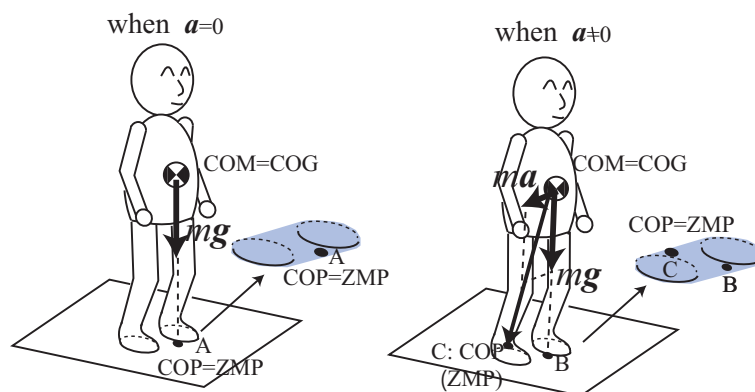


Fig. 1: Difference of COM, COG and COP, ZMP when the case of the acceleration equals zero and not zero with both legs supported.

呼ばれている。この検査の目的は、視覚、前庭感覚、固有受容器感覚の機能障害・病巣診断 [41][42] や平衡機能を総合的に評価することである。重心動揺検査では、重心動揺計に静止立位状態を保持して計測される2次元重心動揺軌跡（前述のように実際はCOP軌跡）を一定時間記録し、その記録を重心図と呼ぶ。この図から動揺面積（外周面積、矩形面積、実行面積）、総軌跡長（60 sec間のCOP軌跡距離）、単位軌跡長（1 sec間の平均軌跡長）、単位面積軌跡長（60 sec間の総軌跡長を外周面積で除した数値）などの数値に基づいて、臨床的に平衡障害の程度や治療効果の判定に利用されている。

自然揺動は平衡反射による抗重筋緊張変化や呼吸、心拍などによる重心変位と修正の波がランダムに発生する時の姿勢制御応答と考えられており、外力なしでの静止立位姿勢保持時の姿勢安定性評価には有効である。一方、本論文で着目している外部からの力学的外乱に対する姿勢安定化性能を考える場合、自然揺動による立位安定性評価は静的な立位安定化制御システムに限定されているので不適切であると考えられる。

ヒト静止立位状態に外部から外乱を印加して姿勢応答を調べる方法が研究されている。このときの意図的な外乱印加方法として、床面の傾動や床面変位（並進、回転）など、また下肢に姿勢を崩さない程度の中程度外乱を印加する方法がある。Hiramatsuら [43] は、随意前傾姿勢を変化させ、その時の足裏面圧分布と転倒の因果関係を分析している。また、Hofら [44] は同様な外乱印加手法を用い、COMの垂直投影中心位置に、COM速度に倍数因子 $((l/g)^{0.5})$ を積算した距離を加算した位置が支持脚包含面内にある度合いを安定性尤度とし、これを評価指標としている。これらの方法では、被験者や試行により前傾

角度，角速度に差異が生じ再現性が乏しい問題がある．また自然揺動の研究と同様に，定量的な力学的外乱入力を考慮していない点において，外乱による姿勢安定化性能評価には不十分であると考えられる．

より積極的に変位外乱を与える手法として，静止立位床面を傾動させたときの立位安定性を調べる研究がなされている．Navaysehら[45]は立位平板を0.125~2.0Hz周期の矢状面傾斜回転，並進動作させたときの転倒直前に至る確率を評価し，Kuo[46]は平板傾斜による足首角度変化を測定しながら，視覚映像の矢状面傾斜回転外乱有無，および開眼閉眼の組み合わせ条件において，足首関節角度と股関節角度との共分散分布から視覚，前庭感覚，固有受容体の欠落影響に対する姿勢安定性を評価している．また外部から外力による外乱を与えて安定性を評価した研究として，Hurら[47]は，被験者の腰に錘を付けたロープを固定し，これを落下させることで骨盤に加わる瞬間的な外力を外乱として用いる研究を行っている．その実験から求まる周波数応答より，姿勢制御システムの感度関数の最大値を求め，システムの安定性評価指標として提案している．しかし外乱入力と身体の傾斜角度の周波数応答との関係について定性的な評価に留まっており，応答出力のみによる評価手法は応答のバラツキも大きいため，精密な応答特性を議論することは容易ではない．一般的にこれらの外乱印加に基づく研究においては，姿勢安定性能は実験条件である外乱条件の与え方に大きく影響を受けると考えられる．

これまで紹介した姿勢安定性能に関するものは実験による測定ベースの研究である．一方で力学モデルに基づく研究として，石田ら[38]は，自発的な前後揺動をモーションキャプチャーにより計測し，倒立振り子モデルと仮定して，算出した固有振動数と減衰比により安定性を評価している．同様に，後藤，佐川[48]はPID（Proportional-Integral-Differential Controller）制御則を有する1リンク倒立振り子モデルと仮定し，前方傾動姿勢させて直立姿勢に戻る動作において，姿勢制御システムを求めている．このシステムの比例ゲイン及び微分ゲインの時間変化を姿勢制御性能として定量的に評価している．

姿勢制御システムの神経制御系を含めて評価した研究として，Chagdesら[49]は倒立振り子モデルからリミットサイクル振動を求め，これが自然揺動時の立位制御の不安定性指標の可能性となることを示唆している．Yoshidaらは[50]は，ヒト静止立位前額面方向姿勢において腰部に前額面方向の衝撃荷重を与えた時のCOPと下肢関節の回転角度を測定し，ヒトモデルは倒立振り子方程式と二重振り子方程式を適用し，実験データに合致するように足首

角度に関係する非線形バネ定数および ZMP と COM の鉛直床面投影位置との距離に関するバネ定数からなる系の可変剛性と減衰係数を求めている。荷重を増加させると足首戦略から両脚の負荷と無負荷戦略に切り替わることを示しており、可変剛性と減衰係数により各関節の回転及び COM の減衰性を評価できることを示している。衝撃的な力学的外乱入力に対する応答出力から立位姿勢制御システムをモデル化しているという点で、転倒回避能力の因子である筋骨格系と感覚神経系の立位制御システムを同定しているので、モデルに基づく立位安定性の評価には適している。しかし、高齢者の筋力・感覚機能・関節機能などの低下状況が大きく異なる場合では仮定したモデルは適さない場合もあり、モデルの制約を受けることになる。

1.3 歩行安定性と自然揺動に関する研究

転倒リスク評価に関係して歩行安定性と自然揺動に関する関係も議論されている。このような研究として例えば、久保田らは [51] 転倒既往者の歩行安定性評価指標として、BBS(Berg Balance Scale), 歩行加速度の PPA(Power Spectrum Analys), 歩行時の動揺性指標として RMS, 左右対称性と規則性指標の自己相関係数を取り、静止立位安定性として、COP(Center of Pressure) の総軌跡長, 外周面積, 姿勢安定度指標を取り、歩行安定性と静止安定性の相関関係を評価して、有意な関連性が無いことを示している。また Kang ら [52] は、局所動的安定性を腰部の三次元空間の動揺軌跡における平均分散として定量化し、歩行安定性と立位安定性との評価に使用している。局所動的安定性において歩行安定性と立位安定性の間に有意差は認められず、相関もないとしている。また立位状態において COP 軌跡と局所分散変数との相関はあるが、歩行状態で相関がないとしている。これらより立位状態と歩行状態において制御メカニズムが明確に異なるとしている。

単に歩行安定性と立位安定性の評価指標について、統計的な相関関係を調査するだけでは両者の関係を明らかにできないことを示している。またいずれの研究においても、立位安定性については自然揺動の安定性を比較の対象とし、一方で歩行安定性に関する動的な姿勢制御システムを評価していることから、両者は異なった姿勢制御システムを評価していることになる。立位姿勢での自然揺動は、ヒトの循環器系の脈動などの微小外乱やバランスに関係する前庭感覚など神経制御系の影響と考えられており、歩行時の大きな姿勢の変位や床面から動的な外力からの姿勢回復性能とは異なる制御システムと考えられる。

1.4 本論文の目的と手法

本論文では転倒回避性能に関係すると考えられる、力学的外力が印加される場合の姿勢回復制御性能を定量的に評価する。このときの力学的外乱の大きさに関しては、自然揺動での小さな確率的な外乱よりは大きく、転倒に至る程度の大きな力学的外乱からの複数の転倒回避戦略には影響しない程度の中程度の力学的外乱が、転倒回避に関する基本的な姿勢安定化性能を評価するうえで基本的であると考えられる。このような力学的外乱によるヒトの姿勢応答は、筋骨格系と感覚神経系からなる立位安定化システムが総合的に発動した結果としてヒト姿勢安定化システム全体の立位安定性を評価できると考えられる。またこのとき、ヒトに加えられた力学的外乱は試行ごとにその大きさや、加えられ方により評価結果が左右されないことが望ましい。

本論文では、転倒回避能力に関係すると考えられる立位安定性を定量的に評価するため、これらの点を考慮した望ましい実験手法を提案し、これを用いた立位安定性の定量評価手法を確立することを目的とする。論文ではさらにこの評価手法を基礎として、力学外乱からの姿勢安定化のメカニズムを発動される筋骨格系や安定化ダイナミクスから明らかにする。

具体的には、立位安定性評価のための実験装置として、下肢に作用する衝撃的な力学外乱を立位姿勢に印加し、それをヒトが有する立位姿勢制御システムへの入力として測定し、その立位姿勢制御システムの出力をCOP (Center of Pressure) の時間応答として測定する実験手法を新たに提案する。この実験手法は安定した力学外乱を印加できる特徴があり、また外乱入力を定量的に測定するため、このあとのシステム同定による評価手法とともに、入力の高さや多少の変動に対して評価結果に影響しない手法となっている。

次にこの測定結果から、ヒト立位制御システムを線形システムとして、入出力データからその立位制御システムを同定し、同定された伝達関数の極に基づいて立位安定化能力を定量的に評価する立位安定化度合の指標を提案する。これまでの先行研究ではこのような入出力データ計測とシステム同定による立位安定化ダイナミクスを評価する手法は例がなく、線形システム同定による信頼性の高い評価手法となっている。

同定される伝達関数はヒト姿勢安定化ダイナミクスを反映したものとなっており、種々の実験条件より求められたダイナミクスは立位時の脚配置等による実験条件により異なる

ことを示す。これは、実験条件により発動される筋骨格系、感覚神経フィードバック系が異なる可能性を示しており、このことを同定伝達関数の次数および極分布から検討する。

姿勢安定化に主として寄与する筋骨格系を明確化することは、立位安定性向上の観点から重要であると考えられる。そこで、本論文の最後に立位安定化ダイナミクスの違いが生じる原因を下肢筋肉の筋活動の測定により明らかにし、立位安定化ダイナミクスのメカニズムを考察する。このことよりヒトの立位安定性を定量的に評価するためには、立位姿勢や外乱及び被験者の安定化戦略を総合的に考慮する必要があることを示す。

なお、本研究における実験は九州大学工学研究院実験倫理委員会の承認（工学認2020-02）のもと実施された。

1.5 本論文の構成

本論文では、衝撃的な力学的外乱入力に対する筋骨格系と感覚神経系によるヒト姿勢制御システムの応答出力であるCOPを測定する実験装置および立位姿勢安定化システムの同定・評価手法を示す。同定システムから立位安定性の定量的指標を求め、実験条件によりダイナミクスが異なることを、それを考慮した総合的な立位安定化指標の必要性を述べる。

次章以降、2章では立位安定性を測定・評価するための斜板落下式外乱印加装置を新規提案し、これを用いた立位姿勢応答実験を説明する。

次に3章でこの応答実験の測定データを用いた、立位姿勢安定化システムの同定方法と安定化度合指標の計算方法を示す。また、同定システムの妥当性を検証し、同定時の使用応答データ時間範囲と伝達関数次数の決定方法等を説明する。実験結果に基づき立位安定化指標を計算し、この指標が立位安定性を表すものとして妥当であることを明らかにする。

4章では転倒時の種々の状況を実験条件に反映するため、種々の実験条件に対する立位安定化ダイナミクスを同定する。斜板高さ、外乱入力、落下方向、足幅・足裏配置等の異なる実験条件による同定ダイナミクスの違いについて述べる。

5章では立位姿勢安定化に寄与する筋肉の特定と筋活動量を明確にし、被験者や実験条件による姿勢安定化のための関連筋活動の違いを示す。このとき、立位安定化の評価指標との関係から安定化に貢献する骨格筋について述べる。

6章にまとめと今後の展望について述べる.

2 斜板落下式外乱印加実験によるヒト立位安定性評価

2.1 2章の概要

本章では，下肢に力学的外乱を印加して立位状態での COP 軌道を計測するための斜板落下式外乱印加装置を提案し，この装置を用いた外乱印加応答試験をおこなう．この時，斜板落下時の斜板衝撃荷重をロードセルにて計測し，これを姿勢安定化システムへの外乱入力とする．同時に斜板に設置した面圧分布センサにより足裏面圧分布を計測し，この積分平均値により COP 時間軌跡を計算してこれを姿勢安定化システムからの応答出力として測定する．この斜板落下式印加装置による実験により求めた COP 時間軌跡は再現性が高く，被験者の立位安定性の差異を安定して抽出できることを示す．

本研究では転倒の危険に遭遇した時の姿勢安定化制御に着目しているので，自然揺動を多少乱すような小さな外乱でもなく，転倒を引き起こすような大きな外乱でもない，力学的に中程度の外乱による立位姿勢制御システムの評価を目指している．このための適切な実験条件についても説明する．

また後の3章における姿勢安定化システムのシステム同定に用いる評価時間について，COP 時間軌跡から時間周波数解析を用いて，適切な評価時間を設定する方法を説明する．

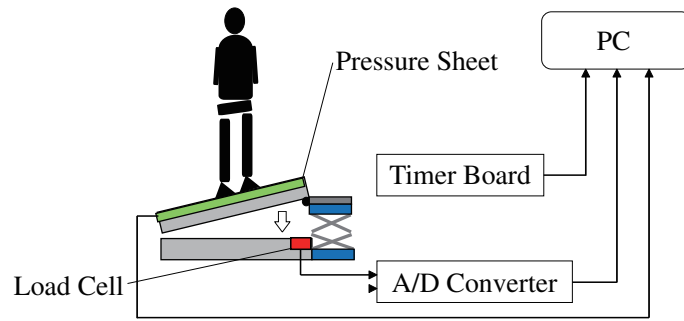


Fig. 2: Swash plate disturbance response experimental device for human standing stability measurement. The device is constructed with two metal plates hinged on one side. The other side of the upper swash plate is supported by a support device with a certain height. A subject stands on the swash plate. By releasing the support, the swash plate falls until it is horizontal and it gives the subject a mechanical disturbance mainly in the vertical direction. The mechanical disturbance input is measured by a load cell installed on the lower plate, and the subject's COP response output is measured by a pressure sensor sheet on the swash plate.

2.2 立位外乱応答実験

2.2.1 斜板式外乱印加装置

被験者に力学的な外乱を直接印加するため、先行研究では腰に錘を付けて紐を結びつけ錘落下の衝撃力を水平力として印加する方法や、腰をモータで牽引して水平力を与える方法がある。しかしこれらの方法では、被験者のその時の立位状態の僅かな違いにより、ヒトに印加される外力にバラツキが生じるため、安定した外乱を印加することが難しい。

システム同定において、理論上はインパルス状の衝撃入力であれば、応答出力は同定されるシステムのすべての周波数成分が均一に反映されることになるため、一つの理想的な外乱外力となる。この衝撃入力を安定的にヒト立位状態の下肢へ印加するために図2に示す斜板式外乱印加装置を提案する。この装置は、二枚の金属製平板が一辺を蝶番で留められた構造になっており、被験者がその上に立位する上平板（本論文では”斜板”と記す）の一端が支持装置により、数10 mm程度の一定の高で支持されている。この支持装置の支持を開放することで斜板が下平板に落下して、被験者は主に鉛直方向の衝撃力外乱を受けることになる。

自然揺動のような確率的な小外乱でなく、足を踏み出す必要のあるような大きな外乱でもない、立位姿勢を多少乱すこの中程度の力学的外乱に対して、ヒトは特に意識しなくて

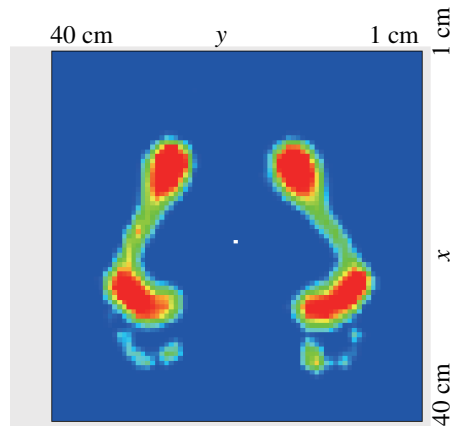


Fig. 3: Pressure distribution measured by a pressure sensor sheet. The sensor sheet measures pressure distribution of $48 \times 48 = 2304$ points every $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$, and subject's COP can be calculated by integrating the pressure distribution. The time trajectory of the COP is the response output.

も、また試行によらず重心位置を自然に平衡点に収束させようとする特性 [47][53] を有している。この力学外乱を入力として COP（足裏面圧中心）軌道を出力とするヒトの立位姿勢安定化システムを数理モデルとして同定する。被験者は斜板落下により足裏を通して衝撃力をうけて姿勢変化を生じる。この姿勢変化に対応して、姿勢バランスを回復させるため、ヒトが無意識に筋骨格系と感覚神経系の立位安定化システムを働かせる結果として COP が変化する。この COP 軌道をヒト立位安定化システムの応答出力とする。

外乱入力としては斜板の落下による衝撃力と同時に、斜板落下変位を考えることもできる。この 2 章ではまず、足裏を通して衝撃力が加わり、これがヒト立位姿勢を乱す要因と考えて研究するため、ロードセルによる衝撃力測定値を外乱入力としている。変位入力に対する立位安定化ダイナミクスについては 4 章において説明する。

ロードセルは斜板が落下し、下平板に衝突した時の衝撃力を測定できるように下平板に設置されている。ロードセルで測定した力は、被験者の受ける力が面圧シート・アルミ製斜板などの介在物を伝わった力である。ロードセルは、エー・アンド・デイ社製の型式 LCB03K060L であり定格容量 600 N を使用している。COP 軌道測定のために斜板上面にシロク社製 LL480*480 の面圧シートが設置されている。この装置により計測される足裏面圧分布の例を図 3 に示す。赤みがかかった暖色系は圧力が高いことを示している。

この装置では衝撃力が印加されるため、重心動揺計測等で通常用いられる力センサ式の

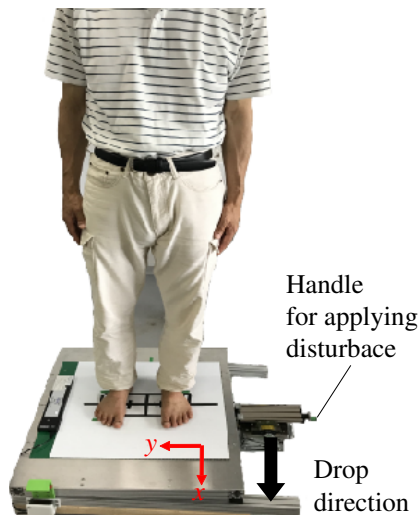


Fig. 4: Experimental device for standing stability measurement. A subject stands with both feet open at predetermined distances according to a guide line. The subject's arms are naturally suspended. After confirming that the subject is in a natural standing position, the disturbance stimulus is given by dropping the swash plate at an arbitrary timing.

計測装置は容易にセンサの破壊につながるため使用できない。そこで、ここでは特に静電容量式の面圧測定用センサを使用している。この面圧シートには $10\text{ mm} \times 10\text{ mm}$ ごとに $48 \times 48 = 2304$ 点静電型圧力センサが組込まれ、各点の圧力分布を 1000 Hz で計測できる。しかしながら、複数の点を同時計測してまとめて通信する関係から、センサシート全体では 66.7 Hz のでの測定となる。このため、このあとの章での外乱入力、姿勢応答出力データを用いたシステム同定においては入出力データは外乱入力も含めて、 66.7 Hz のでの測定となる。この比較的低周波数での入出力データ取得による、システム同定への影響については 3.5 節における同定結果の妥当性の検証において説明する。各点の圧力分布を各点位置と圧力の積算平均から COP を求め、時間による COP 変化から COP 軌跡を計算する。

2.2.2 外乱応答実験概要

提案の斜板式外乱印加装置による立位外乱応答実験手順を説明する。被験者は図 4 のように実験装置の上に直立する。斜板に引かれたガイド線に従い、両足を平行に揃えて足裏を一定の間隔に保つ。このとき両手は体側に沿わせて自然に垂らす。

被験者は、視覚情報による立位姿勢制御の影響を遮断するためアイマスクを着用する。

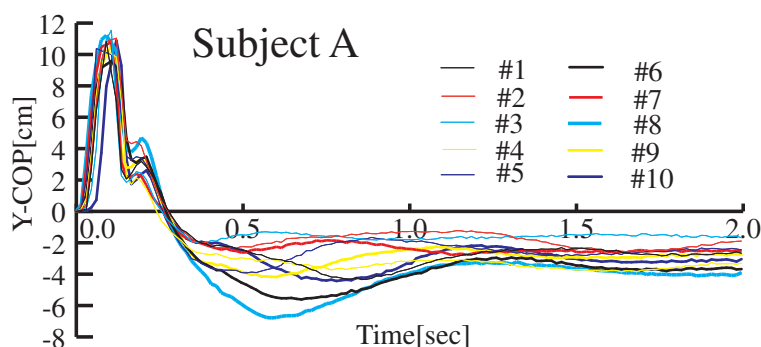


Fig. 5: Responses of Y-axis COP for 10 trials for same subject (subject A). This is an example of the COP response in the Y direction under the experimental conditions of Wide leg spread Lateral fall dropped 32 mm as shown in Fig.4. In the 10 trials, the responses result in almost same responses that oscillates and converges within a relatively short time.

また聴覚情報による斜板落下時を予測した姿勢制御を防止するため耳栓を装着し、衝撃外乱入力に対する立位バランス修正能力を確認できる実験条件とする。被験者が自然な立位状態であることを確認して、任意のタイミングで図4の外乱印加用ハンドル（落下のトリガー）を回すことで斜板落下による外乱刺激を与える。この時、入力外乱である衝撃力とCOPの時間履歴を計測する。

この実験で得られたCOP軌跡の例を図5に示す。この例では同じ被験者（被験者A）に図4のように自然な状態で立位して10回、32 mm高さ（足首の直下での斜板と下平板との鉛直距離）で斜板を落下させたとき、落下前のCOPを0として落下後の y 方向COP変位（Y-COP）の時間変化を示している。

10回の試行で比較的短い時間内においては、振動しながら収束する時間軌道はほとんど同じ応答であり、複数の試行において同じような姿勢安定化ダイナミクスが生起されるものと考えられる。このような応答は、時間がきわめて短時間での応答あり、被験者は特に意識しないでも、また何回おこなってもほとんど同じ応答が得られる。

被験者が異なった場合でも同様の再現性のある実験結果であることを図6, 7に示す。ただし、被験者が異なると多少異なった応答となるものの、同じ被験者ではやはりほとんど同じ応答を示している。このことは、本研究における力学外乱に対する比較的短時間の姿勢変化応答では、同じ被験者でほぼ同じ姿勢安定化ダイナミクスが無意識に駆動されていることを示唆している。

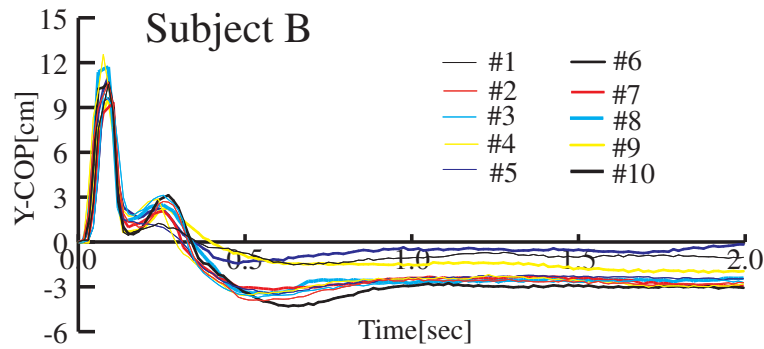


Fig. 6: Responses of Y-axis COP for 10 trials for subject B. This shows COP response in the Y direction under the experimental conditions of Wide leg spread Lateral fall dropped 32 mm as shown in Fig.4. The responses also shows almost same responses that oscillates and converges. It, however, shows slightly different oscillations with the case of subject A.

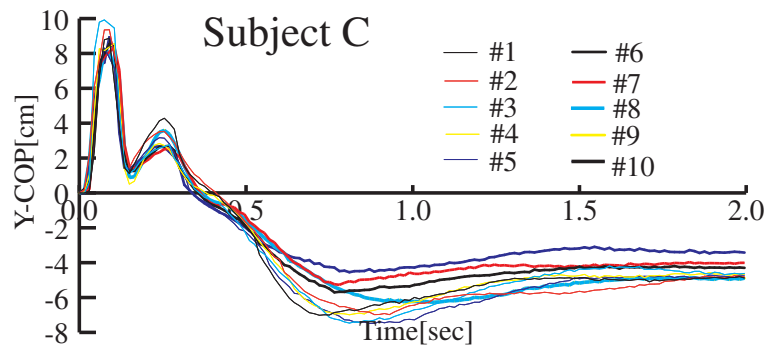


Fig. 7: Responses of Y-axis COP for 10 trials for subject C. This shows COP response in the Y direction under the experimental conditions of Wide leg spread Lateral fall dropped 32 mm as shown in Fig.4. The responses also shows almost same responses that oscillates and converges. It, however, shows slightly different oscillations with the case of subject A, B.

2.2.3 適切な落下高さの設定

提案の斜板落下式装置による力学外乱印加において、その落下高さの設定は適切な外乱を与えるために重要である。高い位置からの落下による大きな外乱は、大きな立位姿勢変化をもたらし、その姿勢をバランス状態に回復させるため、足首関節に加えて膝関節、股関節、さらに下肢だけでなく上体の関節を制御する必要が生じる。このとき被験者により、どの関節を主として作動させるか、つまりバランス回復のための戦略が異なること [34][35] が知られている。従って、高すぎる位置からの落下は、被験者ごとにその実験による COP 応答の特性が異なる可能性があり、できるだけ同じ条件で姿勢安定化性能を評

価するためには不適切である。また、この場合は斜板からの落下や転倒の危険性がある。

低すぎる位置からの落下による小さな外乱では、明確な姿勢安定化の応答が得られず、静止立位での自然揺動とあまり変わらない応答しか得られない可能性がある。この場合も、本研究の目的とする、適切な力学的外乱入力に対する筋骨格系と感覚神経系の立位安定化システムの測定に適さない。

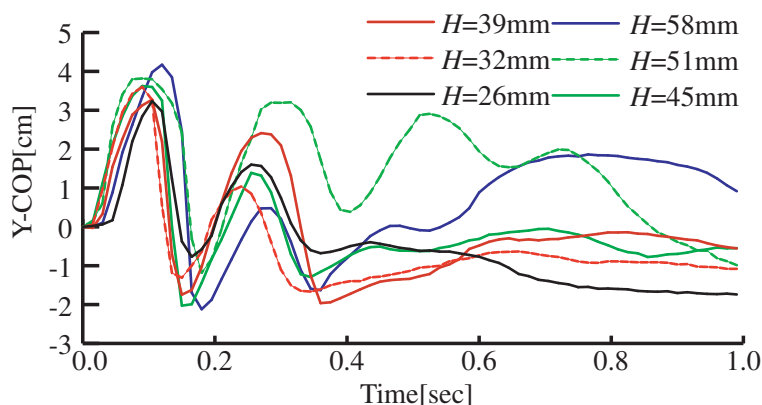


Fig. 8: Response of Y-COP by the parallel posterior fall with different dropping height for subject A. As the height increases from $H=26$ mm to 58 mm, the amplitude of steady state increases and the decay time tends to increase. When $H=51$ mm and $H=58$ mm, the response tends to keep oscillations.

従って、安定的に外乱応答が得られる適切な落下高さが存在すると考えられる。本研究ではこの落下高さを $H=32$ mm(足首位置での値) に設定している。その根拠とした予備実験について説明する。

COP 応答出力の振幅が比較的大きい通常足幅で後方落下の実験条件において、落下高さ $H = 26 \sim 58$ mm まで変化させた場合の Y-COP 応答を図 8 に示す。落下高さの最小値は斜板と支持装置の機械的干渉から定まる下限界であり、最大値は立位での自然な静止状態を維持できる限界高さから決めている。

図 8 に複数の落下高さでの被験者 A の COP 応答を示す。応答時刻 0 ~ 0.2 sec 位まではどの落下高さでもほぼ類似した応答であるが、0.2 ~ 0.5 付近、さらにそれ以降の応答波形は落下高さによりかなり異なることがわかる。

最小高さの 26 mm の場合は全体的に振幅が小さく、応答が顕著に表れにくいことがわかる。高さの大きい 58 mm や 51 mm 場合においては、他と多少異なる振動数による変位

の大きな振動が継続する傾向であることがわかる。

次に、小～中程度の落下高さにおいて、被験者 A の COP 応答の経過時刻ごとに表れる安定化システムのダイナミクスの違いを時間周波数解析を用いて調べる。この時間周波数

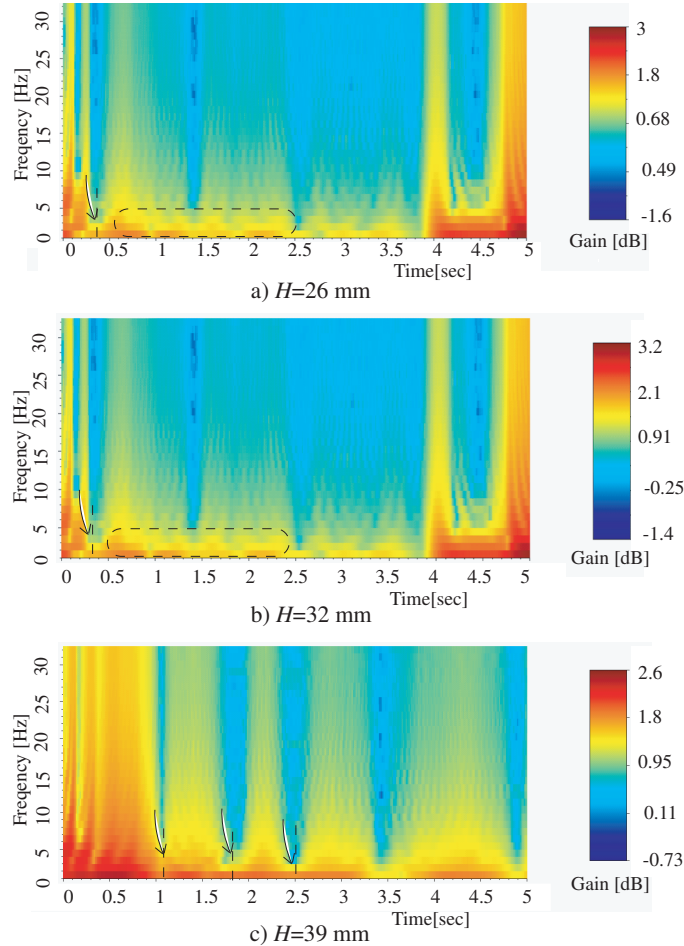


Fig. 9: Time-frequency analysis of Y-COP of height setting for Normal spread condition for subject A . In order to confirm that the frequency characteristics change with time, time-frequency analysis is conducted using a COP response with time window of 1.0 sec. Compared to $H = 32$, at 39 mm, there are low frequency regions at $t = 1.7$ sec, 2.5 sec, and 3.5 sec, which indicates that the attitude is greatly lost even after disturbance input.

解析では $0 \leq t_i \leq 5$ sec の測定時刻 t_i において、 $t_i \leq t \leq t_i + \Delta t$ sec の時間窓を $\Delta=1.0$ sec で設定し、Y-COP 時間応答に対して時間窓 FFT 分析実施した。これを $H = 26$ mm, 32 mm, 39 mm の時間応答に対して計算した結果を図9に示す。横軸は斜板落下直後からの経過時刻、縦軸は主要な振動数成分を暖色系ほど高いゲインで示している。時刻による変化は安定化システムのダイナミクスが変化していることを表す。

図の a) $H=26$ mm および b) $H=32$ mm においては, $t=0.3$ sec で暖色系のゲインが寒色系に変化し周波数特性 (図9の矢印で示す.) 変化を示している. また $t = 0.3 \sim 2.5$ sec までも同様な周波数特性変化を示していること (図で破線部分). 従って, $H=26$ mm および b) $H=32$ mm においてはダイナミクスの時間変化に大差ないことがわかる. 一方で, $H = 39$ mm の場合は $t = 1.0, 1.8, 2.5$ sec 付近で周波数特性のおおきな変化 (すなわちダイナミクスの大きな変化) が観察され, これは比較的短時間 ($t = 0.5$ sec まで) の姿勢安定化のあとでも, 衝撃外乱が大きいためにさらに別の安定化ダイナミクスを起動させている様子が考えられる.

従って, $H = 39$ mm より大きい斜板落下高さは, 姿勢安定化ダイナミクスを応答の違いから安定して抽出することは難しそうであること, また, 先に図8を用いて説明したように, $H=26$ mm より $H=32$ mm の方が COP 応答が明確に表れることから, 結局斜板落下高さは本論文においては $H=32$ mm が適切であり, これ以降この落下高さを用いる. ただし, 本論文で設定している足首位置での落下高さ $H=32$ mm は, 今回の被験者に対して安全に時刻変化しない安定化ダイナミクスを得られる条件である. 被験者が異なればその被験者に適した足首位置での落下高さを本論文で示した方法を用いて設定する.

本実験での被験者の場合, 設定した衝撃力 (落下高さ) では, 被験者から不快の申し出などはなく, 特に安全上問題はなかった. 高齢者等, この落下実験での衝撃力が被験者にとって大きくて危険な場合は, 落下高さを安全な範囲で調整する.

2.2.4 システム同定に用いる応答の評価時間

これまでの研究 (Hsiao et al., 2003) から, 下肢に印加する比較的小さな外乱に対する姿勢応答は外乱印加時から 2.0 sec 程度までと, それ以降では立位姿勢動揺の周波数特性が変化することが指摘されており, 前半 2.0 sec 程度までは姿勢安定化の段階であり, それ以降では自然揺動状態に移行することが示されている. このことは, その一定時間までの姿勢安定化システムはそれ以降の安定化システムとダイナミクスが異なることを示しており, 後半時間での周波数特性はその後も長く変化しないため自然揺動の特性を表わすダイナミクスと考えられる.

次章以降では, 衝撃外乱を入力とし, COP 応答軌跡を出力として姿勢安定化システムの数理モデルを同定することを検討する. このとき, 姿勢安定化システム自体がその本質

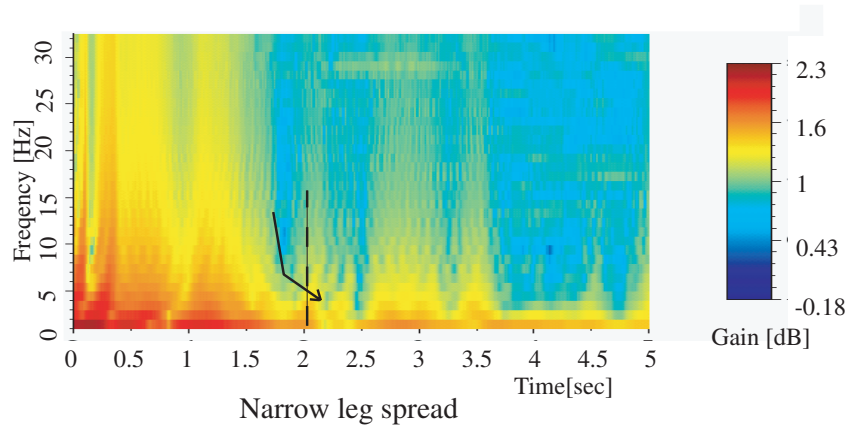


Fig. 10: Time-frequency analysis of Y-COP for an appropriate identification with the Narrow leg spread condition. In order to check the timing of the frequency characteristics changing, COP response is analyzed by time-frequency with time window of 1.0 sec. The frequencies with large gain are shown in warm colors and the small ones are in cold color. This result shows that the frequency characteristics change significantly around $t = 2.0$ sec (arrowed part in the figure). Which means the human standing stabilization dynamics change significantly around the time.

を表すものから変化する場合は、求めたいシステムのシステム同定とならないため、システム同定のために出力応答として用いるデータ時刻区間の設定が極めて重要となる。そこで、先ほどと同様に時間周波数解析で、本研究での外乱印加実験による COP 応答を用いた周波数特性の時間変化を確認して、システム同定に用いる適切なデータ時間区間を検討する。

すでに説明した落下高さ $H = 32$ mm で狭幅平行足の場合の、Y-COP 応答の時間周波数解析結果を図 10 に示す。ここでは、ダイナミクスの変化が明瞭になることが予想される、姿勢が比較的大きく乱れる狭幅平行足条件での Y-COP 応答を用いている。図はゲインが大きい周波数を暖色で示しており、暖色系から寒色系に変わる $t = 2.0$ sec 前後で大きく周波数特性が変化すること、すなわち入出力ダイナミクスの大きな変化（図 10 の矢印箇所）が見られる。

このことにより本研究における外乱印加応答は過去の研究（Hsiao et al., 2003）における自然揺動のダイナミクスへの移行タイミングと整合していることがわかる。先に述べたように、本研究は力学外乱によりヒトが有する姿勢安定化性能を定量的に評価することが目的であり、自然揺動に関することは本研究では対象としていない。従って、外乱印加直後

から 2.0 sec 程度までの応答に関するダイナミクスがこの中程度外乱に対する姿勢安定化システムに対応していると考え、本研究では後の章で説明するシステム同定に用いる応答時間区間を 0 から 2.0 sec とする。

2.3 2章のまとめ

本章では、ヒト下肢への力学外乱に対する姿勢安定化のための COP 応答を測定するための斜板式落下式外乱印加装置を提案した。この装置では適切な外乱応答を得ながら、斜板落下時に転倒を起こさない中程度の衝撃外乱入力を与えることを想定し、高齢者を含む不特定多数を対象として安全に、痛み、恐怖心を与えないことを考慮して設計した。本装置による応答実験により求めた COP 時間軌跡は、同じ被験者で同じ実験条件であれば、何度試行しても同様な応答波形を示すことから、本装置による応答実験の再現性が高いことを明らかにした。また、その結果は被験者による姿勢安定化システムを反映して、被験者により応答は多少異なることも示した。さらに、本装置を用いた実験条件として、本研究に適した斜板高さを求める方法を示した。また今回の被験者において足首位置での高さ $H = 32 \text{ mm}$ が適当であることを示し、システム同定に適した応答評価時間は外乱印加直後から 2.0 sec であることを示した。

3 システム同定による姿勢安定化指標の定量評価

3.1 3章の目的

前章ではヒト下肢への力学外乱に対する姿勢応答 (COP 時間軌跡) を測定し、姿勢安定化システムを評価するために、斜板落下式外乱印加装置を提案した。またこの装置により再現性の高い姿勢安定化ダイナミクスを表す応答が計測できることを示した。

しかしながら、本論文の目的でも述べたように、本研究ではヒトの有する姿勢安定化性能を定量的かつ信頼性の高い方法で定量評価することを目指している。そこで、本章では斜板落下時の衝撃荷重をロードセルにて計測したものを外乱入力とし、面圧分布センサを用いた足裏面圧分布計測により、COP の時間軌跡を計算してこれを応答出力として、入出力関係の測定データからシステム同定する手法を提案する。また、同定した伝達関数の極を用いた立位安定性指標を提案する。

この方法により入力外乱の多少のバラツキに関係なく、信頼性の高い立位姿勢制御システムの数理モデルを得ることが期待でき、これにより定量的なヒト立位安定性指標の計算が容易となることが期待できる。

提案する立位安定性指標は、立位時の両足の配置や落下方向などの、立位バランス回復特性が異なる複数の実験条件に対して立位安定化性を適切に評価できることを示す。この立位安定性指標は比較的簡便で安全な斜板式の測定装置により、被験者と実験条件が同一であればほとんど同じ安定性指標が計算されることから、信頼性の高い評価方法となっている。

3.2 姿勢安定化システムの同定

これまで、転倒回避能力の評価に関連して下肢への力学外乱に対する姿勢安定化性能を定量評価する重要性を論じてきた。ここではこの方法として線形システム同定を用いる方法を提案する。

ここで提案するものは、前章で説明した外乱入力データと、それに対応したヒト立位姿勢安定化のダイナミクスを反映した応答出力である COP 軌跡データから、そのダイナミクスの数理モデルである伝達関数を求め、その伝達関数を分析して安定性指標を計算する手法となる。まず、この伝達関数を求める手法を以下に説明する。なお、応答出力としては、COP の x 方向、 y 方向の時間軌跡の測定データが取得されるが、ここでは y 方向成分の軌跡を用いる場合で説明する。

本論文では、ヒト下肢へ衝撃力外乱入力と、これによりヒト姿勢に生じる比較的小さな姿勢回復動作を表す COP 軌跡に基づいて数理モデルを得る。このため、ここでは線形の入出力システムを仮定して、これを一般的に表現する離散時間 LTI (線形時不変) システムを考える。時不変としているのは、前章で説明したように衝撃入力直後の短時間のデータによる同定を考える場合は、ダイナミクスの大きな変動はないことが時間周波数解析で示されていることを根拠としている。

この離散時間 LTI システム同定のために一般的に用いられる ARX (Auto Regression eXogenous) モデルを用いた最小二乗法を適用する。ARX モデルによる離散時間状態方程式は以下の式で表現される。

$$y_t = - \sum_{i=1}^N a_i y_{t-i} + \sum_{j=0}^M b_j u_{t-j} + r_t \quad (1)$$

ここで、 y_t は時刻 t における COP 変位 y 方向成分の測定値、 u_t は入力としてヒト下肢に印加される力学外乱の時刻 t の測定値、 r_t は式 (1) における出力 y_t の式誤差を表す。通常 ARX モデルでは式誤差はホワイトノイズで表現される。係数 a_i , b_i はシステムダイナミクスを表す伝達関数の分母分子多項式の係数、定数 N , M は伝達関数分母分子多項式の次数を表し、 $N \geq M$ とする。

ここで、

$$\mathbf{c}^T = [a_1, a_2, \dots, a_N, b_0, b_1, \dots, b_M] \quad (2)$$

$$\mathbf{z}_t^T = [-y_{t-1}, -y_{t-2}, \dots, -y_{t-N}, u_t, u_{t-1}, \dots, u_{t-M}] \quad (3)$$

を用いると、式 (1) は次のように書ける。

$$y_t = \mathbf{z}_t^T \mathbf{c} + r_t \quad (4)$$

この式を $t = 1, 2, \dots, n$ として得られる n 個の式は、

$$y_1 = \mathbf{z}_1^T \mathbf{c} + r_1 \quad (5)$$

⋮

$$y_n = \mathbf{z}_n^T \mathbf{c} + r_n \quad (6)$$

であり、

$$\mathbf{y}^T = [y_1, y_2, \dots, y_n] \quad (7)$$

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} \mathbf{z}_1^T \\ \mathbf{z}_2^T \\ \vdots \\ \mathbf{z}_n^T \end{pmatrix} \quad (8)$$

$$\mathbf{r}^T = [r_1, r_2, \dots, r_n] \quad (9)$$

を用いると、前述の n 個の式をまとめて、

$$\mathbf{y} = \mathbf{A}\mathbf{c} + \mathbf{r} \quad (10)$$

と表せる。ここで、係数ベクトル \mathbf{c} を決定するために次の誤差関数 J を設定する。

$$J = \sum_{i=1}^n r_i^2 = \mathbf{r}^T \mathbf{r} = (\mathbf{y} - \mathbf{A}\mathbf{c})^T (\mathbf{y} - \mathbf{A}\mathbf{c}) \quad (11)$$

この J を最小とする係数ベクトル \mathbf{c} を求めるため、 \mathbf{c} に関する微分を 0 とすると、

$$\frac{\partial J}{\partial \mathbf{c}} = 2\mathbf{A}^T (\mathbf{y} - \mathbf{A}\mathbf{c}) = \mathbf{0} \quad (12)$$

係数ベクトル \mathbf{c} を求めると

$$\mathbf{c} = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{y} \quad (13)$$

となる。ここで、式 (3), (8) より \mathbf{A} は出力データ y_i および外乱入力データ u_i で構成され、 \mathbf{y} は出力データそのものなので、式 (13) から同定モデルパラメータベクトル \mathbf{c} が計算で

きる。この同定後の係数ベクトルを用い、また、式(1)で同定の簡便さから $M = N$ とし、誤差 0 を仮定して $r_t = 0$ として Z 変換すると、

$$Y(z) = -(a_1z^{-1} + a_2z^{-2} + \dots + a_Nz^{-N})Y(z) + (b_0 + b_1z^{-1} + \dots + b_Nz^{-N})U(z) \quad (14)$$

これを伝達関数 $H(z)$ で表すと、

$$H(z) = \frac{Y(z)}{U(z)} = \frac{b_0z^N + b_1z^{N-1} + \dots + b_N}{z^N + a_1z^{N-1} + \dots + a_N} \quad (15)$$

であり、これにより同定後の姿勢安定化ダイナミクスを表す伝達関数を得る。

なお、データ取得数 n はモデルパラメータ数 $N + M + 1 = 2N + 1$ と同じか大きい値で計算できるが、同定手法が誤差最小化に基づくものとなっているため、モデル化誤差や計測誤差を考慮して $n > 2N + 1$ となる多少多めの値を測定して計算に用いる。

ここで伝達関数を得るためには、事前に伝達関数の次数 $N (= M)$ を決めておく必要がある。この適切な値を同定前に決めることは困難である。この適切な伝達関数の次数を決める方法については後ほどの 3.5 節で説明する。

前章でも説明したように、同定に用いる入出力データは外乱印加直後から 2.0 sec 程度までの入出力データを用いる。これは応答波形の 2.0 sec 以降はほぼ自然揺動の応答であり、印加した外乱入力に対応する姿勢安定化ダイナミクスに対応するものは 0 ~ 2.0 sec の応答であることが予想されるためである。

3.3 立位システム安定化度合の評価手法

前節でヒト下肢に印加する衝撃外乱を用いた入出力応答実験により、ヒト立位安定化システムの数理モデルを伝達関数として得る方法を示した。数理モデルは伝達関数の有理多項式として得られ、数値解法によりその根、すなわち極と零点が計算できる。この極と零点は、特に極は応答の安定性を示す情報を有しているため、ここでは得られた極を用いてヒト立位システムの安定化度合を表す指標を提案する。

まず、モデル化された離散時間伝達関数の極と出力応答との関係を示す。一般に同定される伝達関数は有理多項式として得られ、数値計算により一般には極と零点が複素数の形式で得られる。ここでは線形重ね合わせの原理から一般的な伝達関数の次数である N の

場合にも容易に拡張できることを考慮して、離散時間系伝達関数 $H(z)$ が極と零点が一般的な複素数の場合かつ最小次数の

$$H(z) = \frac{(z - q_1)(z - q_2)}{(z - p_1)(z - p_2)} \quad (16)$$

$$\begin{cases} p_1, p_2 = \sigma_p \pm j\omega_p \\ q_1, q_2 = \sigma_z \pm j\omega_z \end{cases} \quad (17)$$

の場合の入出力応答を調べる。

入力 $U(z)$ が斜板落下時の実際の応答出力がステップ応答に近い測定結果であったため、ここではステップ入力の場合の応答出力を考える。このときの応答出力は

$$\begin{aligned} Y(z) &= H(z)U(z) = \frac{(z - q_1)(z - q_2)z}{(z - p_1)(z - p_2)(z - 1)} \\ &= \frac{C_1 z}{z - p_1} + \frac{C_2 z}{z - p_2} + \frac{C_3 z}{z - 1} \end{aligned} \quad (18)$$

と書ける。これを逆 Z 変換すると、時間応答出力 y_k は

$$y_k = C_1(p_1)^k + C_2(p_2)^k + C_3 \quad (19)$$

一般に p_1, p_2 は複素数であることを考慮し、 $p_1 = re^{j\theta}, p_2 = re^{-j\theta}$ とすると、

$$\begin{aligned} y_k &= C_1(re^{j\theta})^k + C_2(re^{-j\theta})^k + C_3 \\ &= r^k((C_1 + C_2) \cos k\theta + (C_1 - C_2)j \sin k\theta) + C_3 \end{aligned} \quad (20)$$

と書ける。ここで離散時間系の複素平面において極を $p = \sigma_p \pm j\omega_p$ と書くなら、 $r = \sqrt{\sigma_p^2 + \omega_p^2}$ は極の原点からの距離であり、また振動成分の係数 $C_1 + C_2$ と $(C_1 - C_2)j$ は極と零点から計算される定数である。

姿勢安定化度合を力学外乱から姿勢を素早く安定的に収束させる指標だと考えると、式 (20) における r が 1 より小さく 0 に近いほど急速に姿勢を安定化していることを示している。従って、この複素極の原点からの距離 r を用いて立位安定化システムの安定化度合として適切であることがわかる。

実際の応答実験による同定では、斜板落下外乱入力により COP 軌跡の x 方向と y 方向応答出力に対する 2 つの伝達関数が得られる。従って、この 2 つの伝達関数に対応する複

数の複素極 $p_{xi} = \sigma_{xi} + j\omega_{xi}$, $p_{yi} = \sigma_{yi} + j\omega_{yi}$ が得られる。これらの原点からの距離を

$$r_{xi} = \sqrt{\sigma_{xi}^2 + \omega_{xi}^2} \quad (21)$$

$$r_{yi} = \sqrt{\sigma_{yi}^2 + \omega_{yi}^2} \quad (22)$$

とする。単純にこの原点から極までの距離を用いて安定化指標を考えると、実際の伝達関数は多数の極から構成され、例えば $r = 0.45$ と $r = 0.9$ の極では $1/2$ の安定化指標となる。しかしながら、実際の応答では式 (20) のように時刻 k に応じて r^k が乗じられ、 $r = 0.45$ の場合はより急速に減衰することがわかる。従って、 r は 1 付近と 1 より小さい場合では区別して考える必要がある。

r_{xi}, r_{yi} が 1 より小さい場合で、時刻 k が十分大きいときは 0 に収束することになるが、ここでは特に $t = 2.0$ sec 程度までの過渡的な応答に着目するため、立位安定化システムが作用して COP 応答波形への減衰効果が明確となる評価時間 2.0 sec 付近における収束度合いを用いて安定化度合を評価する。

そこで $t = 2.0$ sec 付近に対応する $k = K$ ステップでの r^K の値 ($K = \frac{2.0}{T_{samp}}$, T_{samp} は K が整数となるようなデータ取得サンプリング時間) を計算し、以下のように j 回目の試行に対する安定化度合の指標を考える。

$$S_{x,j} = \sum_{i=1}^{N_x} \frac{r_{xi}^K}{N_x} \quad (23)$$

$$S_{y,j} = \sum_{i=1}^{N_y} \frac{r_{yi}^K}{N_y} \quad (24)$$

$$S_{xy,j} = \sqrt{S_{x,j}^2 + S_{y,j}^2} \quad (25)$$

N_x, N_y は x, y 方向応答の伝達関数の複素極の数である。全試行回数を L 回としたときの安定化度合の指標 S を

$$S = \frac{1}{L} \sum_{j=1}^L S_{xy,j} \quad (26)$$

とする。 K ステップ目での収束度合が低いとこの指標は大きくなる。従ってこの指標は正の値であり値が 1 より小さいほど安定化度合が大きいことになる。

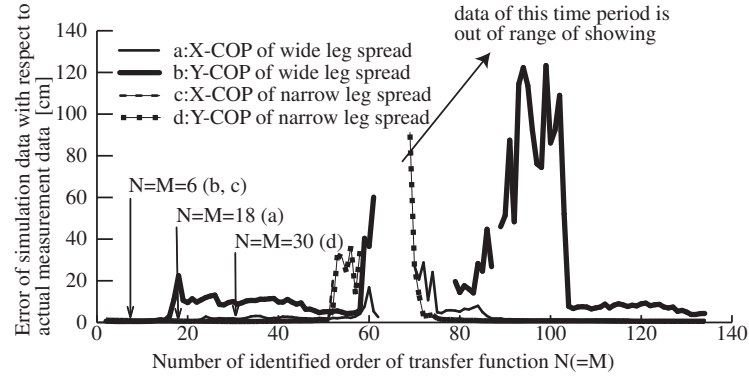


Fig. 11: The COP response errors between actual response of the experiment and the response calculated by identified model $H(z)$ using the same input data are shown for the different order of $N(=M)$. This is the case of identification error in X-COP and Y-COP of Wide leg spread and Narrow leg spread conditions. The order N which minimizes the identification error is considered as the optimum order of N in the identification. The range of order $N = 60 \sim 70$ has an identification error compared to others. It is not plotted because it becomes extremely large.

3.4 同定における伝達関数次数設定

同定システム伝達関数の分母分子次数（式（15）の N ）は同定前にあらかじめ指定する必要がある。小さすぎる値は姿勢安定化のダイナミクスの同定精度が不十分となる可能性がある。一方で大きすぎても、計測ごとの様々な誤差要因から十分な精度の同定結果とならない可能性がある。

そこで、次数 N を変化させながら、実験における応答と、同じ入力データを用いて同定モデルから算出した応答との誤差を計算したものを図 11 に示す。これより同定精度を最小化する次数が存在することがわかる。この図は広幅平行足と狭幅平行足の X-COP, Y-COP における同定誤差を表し、次数 $N = 60 \sim 70$ の範囲は同定誤差が他と比べて極端に大きくなるためプロットしていない。

同定誤差が最小となる次数を最適と考え、この図より a) 広幅平行足の X-COP, b) 広幅平行足の Y-COP, c) 狭幅平行足の X-COP, d) 狭幅平行足の Y-COP の実験条件での同定次数の値を図中に示す値に決めた。

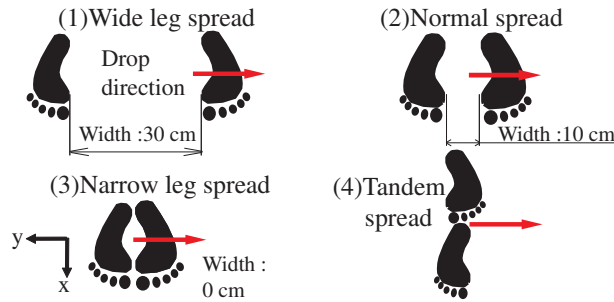


Fig. 12: Standing conditions on the subject 's feet of the mechanical disturbance experiment. (1) Wide leg spread, which is considered to be the most stable standing posture having the widest width of the support plane along the disturbance direction (red arrow) with foot width 30 cm. (2) Normal spread with a shoulder width (foot with 10 cm) in the direction of disturbance. (3) Narrow leg spread with a foot width of 0 cm, which is considered to be more unstable. (4) Tandem spread arranged in the vertical direction perpendicular to the disturbance direction, which is considered to be most unstable. Tandem spread is the state in which the tip of the left toe is in close contact with the right heel and both feet are aligned in a straight line.

3.5 異なる実験条件での安定化度合指標の計算例

本研究では、ヒトの姿勢安定化に関して異なる安定化度合に対する定量的指標を得る方法を検討している。このため安定化度合が異なることが予想される複数の実験条件において提案した指標が適切に評価できるかを検証する。

ここでは例として図12に示す足裏配置と落下方向の組み合わせにより、明らかに姿勢安定化性能が変わると考えられる場合について安定化度合指標を計算して結果を検証する。この図に示す立位足位置の実験条件は、外乱印加時の立位姿勢の安定化度合いに差異が出るのが想定される条件として以下のように設定する。(1) 立位姿勢が最も安定と考えられる、外乱方向に沿って支持基底面の縦幅が最も広い広幅平行足条件（足幅30 cm：両足内側間隔距離を足幅と記述する）(Wide leg spread), (2) それよりは不安定と考えられる外乱方向に足幅を肩幅程度10 cmに広げた通常平行足条件 (Normal spread), (3) さらに不安定と考えられる両足内側が密着している足幅0 cmとした 狭幅平行足条件 (Narrow leg spread), (4) 最も不安定と考えられる、外乱方向とは直角縦方向に配置したタンデム足条件（右踵に左足母趾先端を密着させ両足を一直線に配置）(Tandem spread) の4条件とした。

表 1: Experimental conditions and subject information are shown. Three subjects wear eye masks to block the effects of standing posture control based on visual information, and earplugs is used to prevent posture control from the prediction of swash plate fall. The fall direction is the left Lateral fall in the frontal plane.

No.	Subjects	Perception	Fall direction	Both feet placement	Swash plate height [mm]	Trial Number	Subject:Height /Weight/Gender /Age
1	A, B, C	Eyes closed & Earplug	Lateral	Wide leg spread	32	10	A:166 cm /60 kg/man /56 years B:170 cm /60 kg/man /24 years C:185 cm /85 kg/man /24 years
2				Normal spread			
3				Narrow leg spread			
4				Tandem spread			

三名の被験者（A, B, C）に対して表 1 の実験条件で外乱印加応答実験をおこない、提案手法により 10 回の試行により入出力データを計測し、伝達関数を同定したのち安定化度合指標を計算した。実験条件は表に示すように、すべてアイマスクと耳栓を着用し、先述の 4 つの足位置条件とし、側方落下（落下高さ 32 mm）を設定した。

このときの、被験者 A における通常足幅での 10 回試行分の衝撃外乱入力と出力である X-COP と Y-COP の時間軌跡を図 13 に例として示す。入力に関しては大きさ自体は多少異なるものの、ほぼ同じ衝撃力時間軌跡となっていること、COP 変化に関しても短時間の時間応答はほぼ同じ応答となっていることがわかる。

図 14 では同様に、被験者 A で広幅足幅での入出力データを例として示す。通常足幅の結果と同様な結果が見られ、この場合の特に Y-COP 応答の大きさが大きいことがわかる。これは足幅が広いことと、落下方向が Y 方向であることが影響していると考えられる。

なお、入力データは足裏面圧分布センサの高周波ノイズの影響と、ヒト立位姿勢応答の主要な振動成分は 1 Hz までであること、上肢や体幹部、頭部などの身体各個別部の振動成分を考慮しても 4Hz 程度までの振動となることが知られている [54] ため、6Hz のカットオフ周波数でローパスフィルタ（20 次 IIR フィルタ）を施して伝達関数を同定する。これらの図ではフィルタ処理後の入力データで示している。

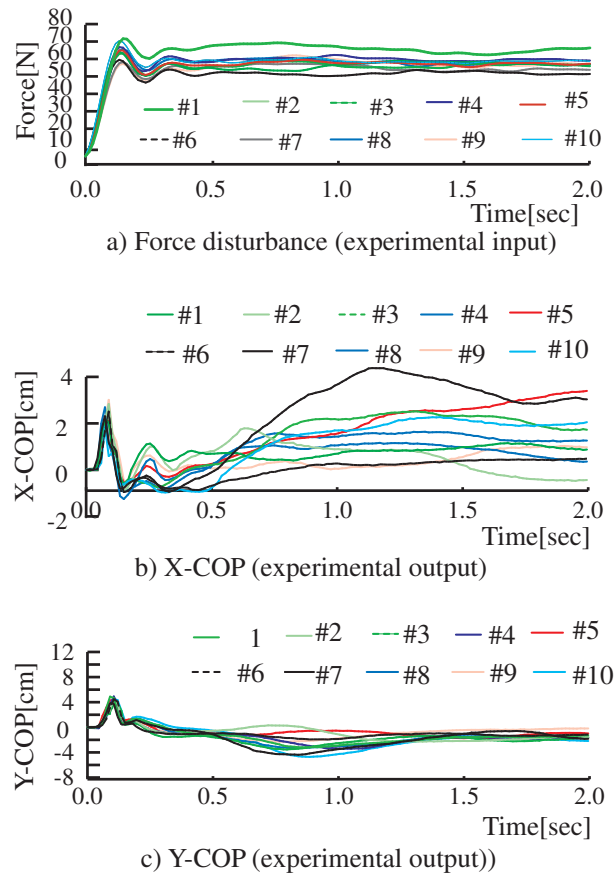


Fig. 13: Force disturbance input and X-COP, Y-COP output for subject A with Normal spread condition with 10 trials.

これらのときの被験者 A の安定化度合指標 S (S が小さいほど安定性が高いことを意味している) を計算した結果を図 15 に示す。この図より安定化度合指標 S は通常足幅平行足と狭幅平行足で有意な差は見られなかったものの、広幅平行足と狭幅平行足の比較においては有意差が明確であり、また、タンデム足配置が最も安定化度合指標 S が大きい (安定性は低い) ことがわかる。このタンデム足配置は姿勢安定化が難しい足配置条件として知られており、過去の研究とも整合している。

安定化度合指標 S の差異が大きい広幅平行足と狭幅平行足における指標値の大小関係が、異なった被験者の場合においても成立するかを確認するため、この場合の三人の被験者の安定化度合指標 S を比較した図 16 を示す。これまで姿勢安定化度合い、すなわヒトの安定化ダイナミクスが異なると考えられている実験条件で、それぞれほぼ予想された通りの安定化度合指標が数値として評価できることがわかった。また、被験者によりこれらの指標値自体は多少異なることもわかる。

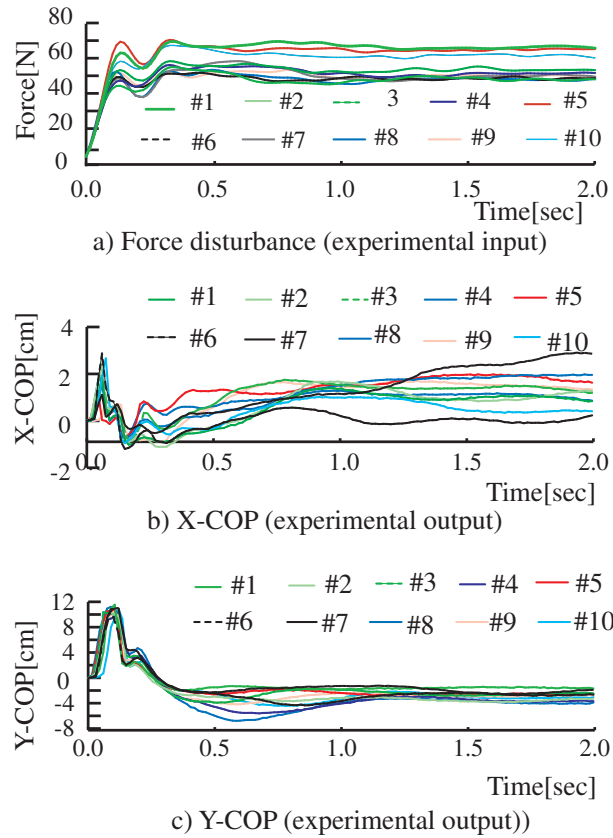


Fig. 14: Force disturbance input and X-COP, Y-COP output for subject A with Wide leg spread condition with 10 trials.

被験者 A について，安定化度合指標の差異が大きい広幅平行足と狭幅平行足について， S の構成要素である X-COP, Y-COP の安定化度合指標 S_x, S_y を図 17 に示す．落下方向の関係でこの実験では y 方向における指標 S_y の差異が大きいことがわかる．従って指標として S は， y 方向のみの指標 S_y を用いることも考えられるが，実験条件に依存すると考えられるので，一般的にな指標 S としては x 方向の指標 S_x も用いることにしている．

この安定化度合指標の異なる足幅条件での X-COP, Y-COP の実測応答を図 18 に示す提案手法の，システム同定結果を用いて伝達関数の極に基づく評価指標では明確な差異が明らかであるが，図 18 の上と下で示す広幅平行足と狭幅平行足の時間応答のみの観察では，安定化性能の判定が難しいことがわかる．また，これらの応答軌跡の図からの明確な定量的評価が困難であることは明確である．

このときの入力データと Y-COP の実測データから同定した伝達関数の極分布を図 19 に示す．この図より，黒四角の広幅平行足の場合は，白四角の狭幅平行足に比べてより原点

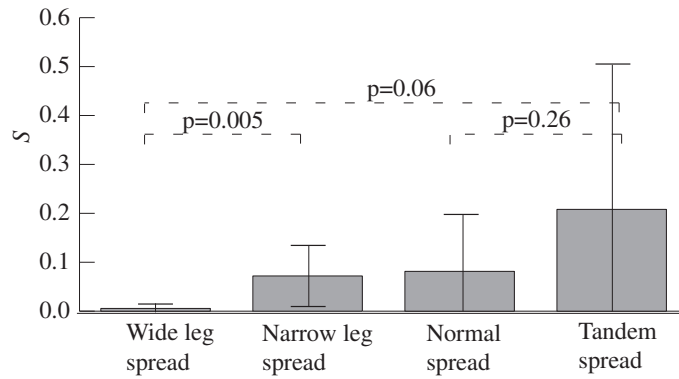


Fig. 15: Stability index S for subject A by four standing postures with 10 trials. The result shows that Wide leg spread condition case is the most stable one and Tandem spread condition is worst, which complies with past knowledge. There is significant difference between Wide leg spread and Narrow leg spread conditions. However there is no definite differences between Narrow leg spread and Normal spread conditions.

に近い極として分布しており、2つの条件による姿勢安定化ダイナミクスが明瞭に異なることを示している。式 (20) より、離散時間系伝達関数の極は複素平面の単位円近傍に分布している時間応答では減衰性が悪いことを示しており、図 19 の極配置から狭幅平行足は広幅平行足より減衰性が悪く、すなわち安定化性能が低いことがわかる。なお、極の数は同定時に最適な同定次数を探索したことを反映して異なったものとなっている。

この同定システム伝達関数の極を用い、実測の外乱データを用いて応答を算出したシミュレーション応答波形と、実際に観測された COP 出力応答を広幅平行足と幅平行足の場合で描いたものを図 20 に示す。両者の実測の応答と比べて同定したシステムでのシミュレーション出力は高周波成分が含まれており、多少の同定誤差が見られるが、立位安定化性能において着目している減衰性に着目すれば、実測と同定システムの応答がほぼ等しいことから、提案している減衰特性に基づく評価手法は有効であり、同定結果も妥当と考えられる。また、2.2.1 節で述べた比較的低周波数での入出力データ取得による、システム同定への影響についても、この点を考慮すると、提案の減衰特性に基づく姿勢安定化性能定量評価手法に大きな問題は生じないことがわかる。

これらの実験結果例は、不安定な狭幅平行の場合とそれより安定な広幅平行の場合の足裏配置実験条件の違いによる、ヒト安定化性能の違いを適切に定量的指標として評価できることを示している。これは、極分布からも明らかである。また、時間応答のみの観察で

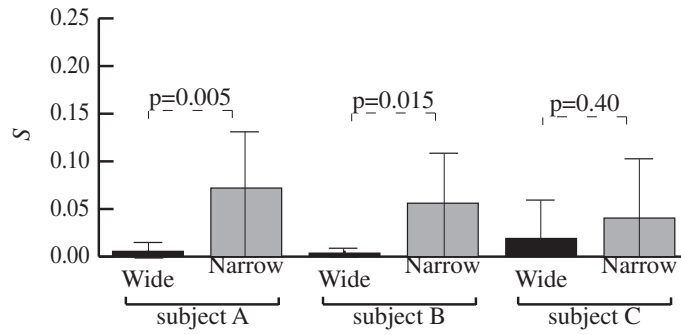


Fig. 16: Stability index S for three subjects with the condition of Wide leg spread and Narrow leg spread. This result shows that Wide leg spread condition is more stable than Narrow leg spread condition for every subject. It can be also seen that the degree of significant difference differs depending on the subject.

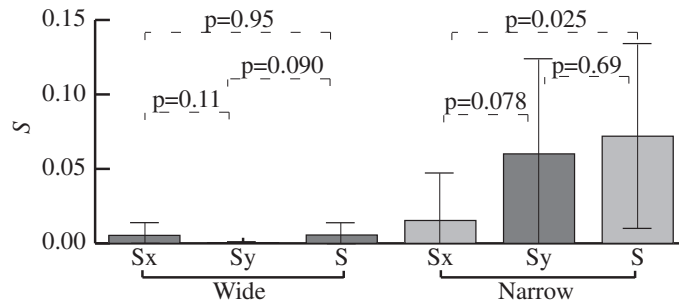


Fig. 17: The index S_x, S_y, S of Wide leg spread and Narrow leg spread for subject A. In the Lateral fall experiment, the difference of the index S in y direction between Wide leg spread and Narrow leg spread is large.

は安定化性能は必ずしも明瞭に判断できないこともわかる。

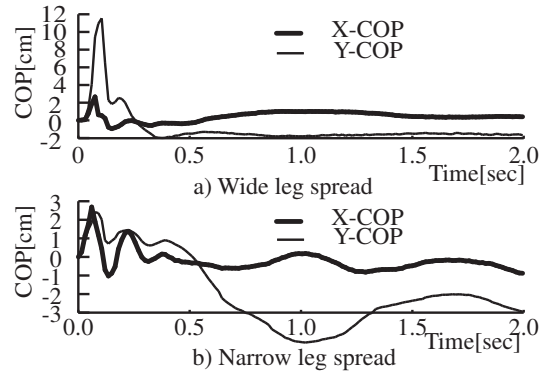


Fig. 18: Measured response of X-COP, Y-COP for Wide leg spread and Narrow leg spread conditions (subject A). Although the difference of actual responses for Wide leg spread and Narrow leg spread conditions is not so clear in the meaning of stability, the index “S” has clear difference between the two conditions. Which shows an effectiveness of the proposing stability index.

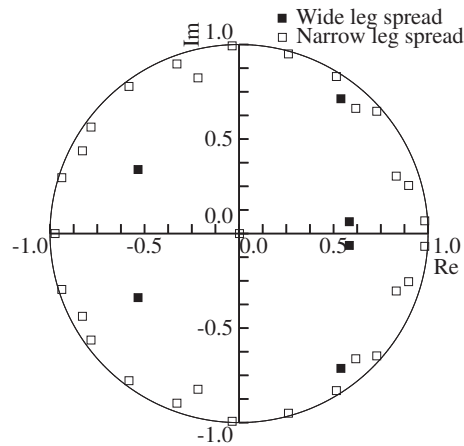


Fig. 19: Example of pole assignments by identifications with Wide leg spread and Narrow leg spread conditions for subject A. The pole assignments show that the identified dynamics of standing stabilization are clearly different for the different standing postures. The pole assignments also show that damping property of the Narrow leg spread is inferior to the Wide leg spread condition, because most poles for the Narrow leg spread are positioned near the unit circle in complex plane.

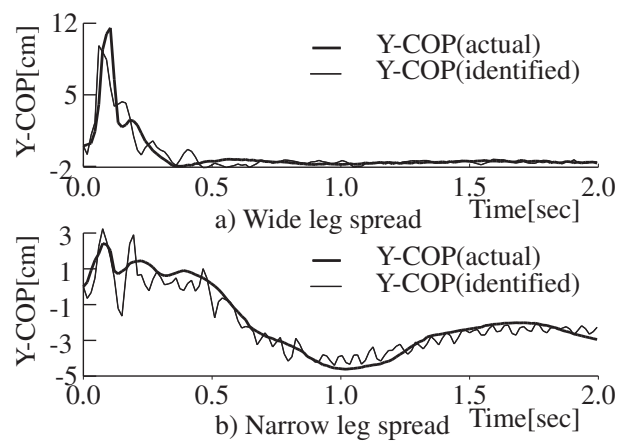


Fig. 20: Actual measured Y-COP response and the response by the identified system using the same input for Wide leg spread and Narrow leg spread conditions. The identified responses of both posture conditions can be approximated with almost same damping property of actual ones. The paper mainly uses the damping property as an index of human standing stability. Thus it shows the identified system is valid for evaluating the stability.

3.6 3章のまとめ

本章では斜板落下による外乱入力を印加し、被験者の X-COP, Y-COP を測定し、ヒトの姿勢安定化のための筋骨格系動的システム・感覚制御システム全体をひとつの線形システムとして線形システム同定した。同定結果を表す伝達関数の複数の極を用いて、減衰性を表す極の原点からの距離に基づく安定化度合指標を提案した。ヒト立位姿勢安定化性能が明確に異なると考えられる2つの実験条件、すなわち外乱方向に支持基底面の縦幅が広く安定と考える広幅平行足条件と不安定と考えられる狭幅平行足条件の安定化性能の違いを、斜板式外乱応答実験とシステム同定および提案の安定化度合指標により計算をおこなった。その結果、これらは定量的に適切に評価可能であることを示した。

4 外乱印加実験条件の違いによるヒト立位安定化ダイナミクスの違いについて

4.1 4章の目的

これまで、いくつかの実験条件で、提案している外乱印加装置と外乱入出力応答実験によりシステム同定をおこない、これに基づいてヒト姿勢安定化性能を定量的に評価してその手法の有効性を示してきた。このとき、同じ被験者でも実験条件によっては、姿勢安定化性能が異なることを示した。被験者の転倒回避能力の評価を考えると、実験条件によりその指標値が異なることをどのように扱うのが問題となる。

これは同じ被験者でも、実験条件によっては同定されるダイナミクスが異なる可能性を示している。これまでの立位安定性評価に関する関連研究においては、外乱の種類や足裏配置などの実験条件の違いによる姿勢安定化性能の違い、すなわち駆動される立位安定化ダイナミクスの違いはほとんど意識されていなかった。

そこでこの章では外乱の種類や立位状態に関する異なる実験条件に対し、得られる立位安定化ダイナミクスが異なることを実験的に示す。ここで言うダイナミクスが異なるとは、同定される伝達関数の次数が異なり、それに応じて分母分子の係数が異なることを意味することとする。すなわちダイナミクスの複雑さや表現している力学系が本質的に異なる場合を意味している。従って、このダイナミクスが異なるとは、単に前章で説明した立位安定性指標値が異なることだけを意味するわけではない。このダイナミクスの違いは立位安定性の指標値の比較のみでは明らかにできないため、本章ではこの違いを、主に同定ダイナミクス伝達関数の次数の違いと、伝達関数の極配置の違いにより検証する。

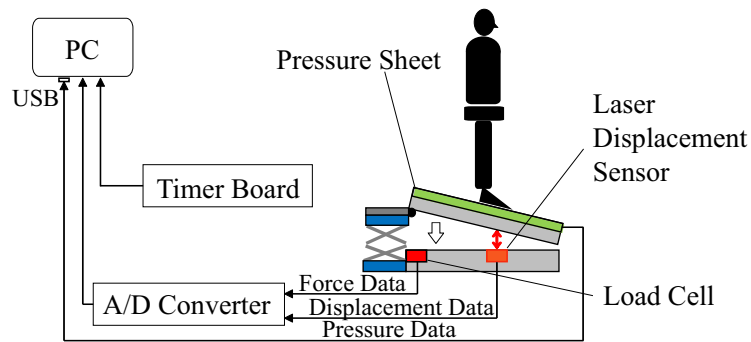


Fig. 21: Swashplate disturbance response experimental device for measuring human standing stability. This device is almost same as in Fig. 2. This one is equipped with a laser displacement sensor to measure the displacement of the swash plate. The subject is standing on the swash plate. By releasing the support, the swash plate falls until it is horizontal, causing height displacement of the swash plate and mechanical disturbance in the vertical direction. The height of the swash plate is measured by a laser displacement meter installed on the lower plate, the mechanical disturbance input is measured by a load cell attached to the lower plate, and the COP response output of the subject is measured by a pressure sensor sheet on the swash plate.

4.2 立位外乱応答実験

4.2.1 斜板式外乱印加装置

本章でヒト立位安定化ダイナミクスを実験的に同定するための外乱印加装置を図 21 に示す。2.2.1 節の図 2 の実験装置と基本的に同じであり、二枚の金属製平板が一辺蝶番で留められた構造になっている。上平板（以降斜板と記す）が支持装置により一定の高さまで傾けられている。この支持装置を開放することで斜板が落下する。

ここでは下肢への衝撃的な外乱印加に関する入力外乱として、斜板変位と斜板衝撃力の 2 種類を考える。従って、この機構では、斜板変位を測定するレーザー変位計（SUNX 製 L401）を追加している。

4.2.2 2 種類の外乱による外乱応答実験

本章では 2.2.2 節と同じ実験要領で外乱応答実験を実施する。斜板式外乱印加装置による立位外乱応答実験手順を説明する。被験者は図 21 のように実験装置の上に直立する。異なる両足の配置や異なる落下方向では、矢状面方向やその直角方向での姿勢安定化など

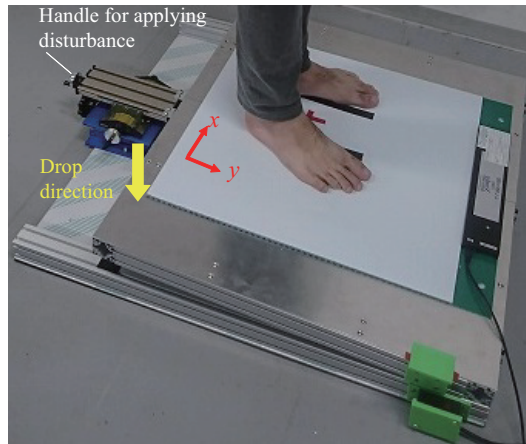


Fig. 22: Experimental device for standing stability measurement. A subject stands with both feet open at predetermined distances according to a guide line. The subject's arms are naturally suspended. After confirming that the subject is in a natural standing position, the disturbance stimulus is given by dropping the swash plate at an arbitrary timing.

において、ヒト姿勢安定化システム自体が異なることが予想される。この実験条件設定については実験結果の節で説明する。

被験者は、視覚情報による立位姿勢制御の影響を遮断するためアイマスクを着用し、聴覚情報による斜板落下時を予測した姿勢制御を防止するため耳栓を装着する。被験者が自然な立位状態であることを確認して、図 22 の外乱印加用ハンドルを回すことで斜板落下による外乱刺激を与える。この時、2 種類の入力外乱と COP 軌跡の時間履歴を計測する。

4.2.3 筋骨格系と実験条件設定

斜板落下により下肢に加えられる力学的外乱の影響を受ける筋肉、骨格、関節からなる筋骨格系の特定は、筋骨格系による姿勢安定化ダイナミクスを理解する上で重要である。過去の研究 [55] から、下肢への力学的外乱の影響を受ける筋骨格系として、矢状面では、足関節、膝関節、股関節が重要であり、筋肉としては腓腹筋、ヒラメ筋、大腿四頭筋、ハムストリング筋が重要であることが知られている。前額面においては、関節として足関節、股関節、脊椎が重要であり、筋肉は中殿筋、大腿筋膜張筋が主に影響していると言われている。

本論文では下肢への変位外乱と荷重外乱を印加することを考え、過去研究の知見等から

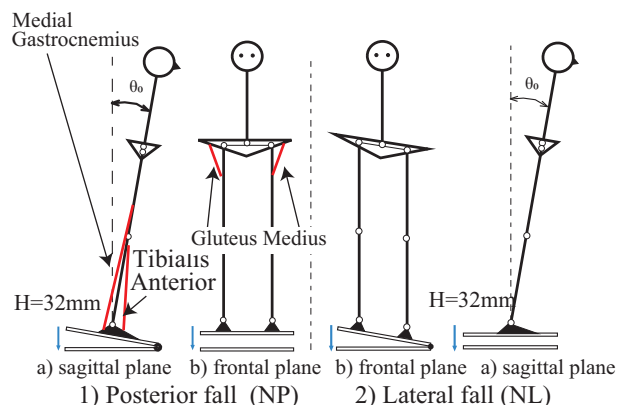


Fig. 23: Simplified joint and musculoskeletal systems that affect standing stability. Considering the human standing stability, gastrocnemius, tibialis anterior, and gluteus medius are selected as important muscles. In order to investigate the effect on standing stability for the musculoskeletal system, different standing postures are selected for input-output response experiments.

立位安定性に影響を与えると考えられる関節として、足関節、膝関節、股関節、脊椎に着目する。筋肉については腓腹筋 (Medial Gastrocnemius)、前脛骨筋 (Tibialis Anterior)、中殿筋 (Gluteus Medius) に着目し、これらの筋骨格系を模式的に図 23 に示す。これらの筋骨格系において、立位安定性への影響を調べるため、異なる筋骨格系が主に働くと考えられる初期立位姿勢を複数設定する。

実験条件として落下方向については図 23 に示すように、斜板傾斜方向面を矢状面 (Sagittal plane) (図左) とするか、前額面 (Frontal plane) (図右) にするかにより、関与する筋骨格系が異なると予想される。そこで矢状面での (a) 後方落下 (Posterior fall) (NP: 図左) と (b) 前額面での側方落下 (Lateral fall) (NL: 図右) の 2 条件を設定する。

また、足裏配置、足幅の組合せにより、異なる筋骨格系が働くことが予想されるため、その組み合わせを図 24 に示す通り設定する。

まず後方落下に関して縦方向落下 (Posterior fall) について、安定化性能判断の基準として自然立位状態である、外乱直角方向に足幅を肩幅程度の 10 cm に広げた (1) 通常平行足条件 (NP: Normal spread Posterior fall)。片足立位と同様に不安定といわれる、外乱方向縦方向に足を直列配置した (2) タンデム足条件 (TP: Tandem spread Posterior: fall) を設定する。

一方、側方落下 (Lateral fall) については、立位姿勢が最も安定と考えられる、外乱方

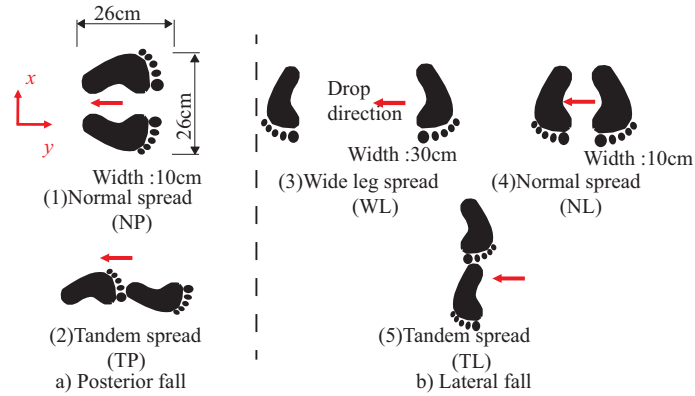


Fig. 24: Standing conditions on the subject's feet of the mechanical disturbance experiment. (1) NP (Normal spread Posterior fall), normal parallel foot condition with shoulder width spread with 10 cm in the direction perpendicular to the disturbance of the natural standing position as a criterion for stabilization. (2) TP (Tandem spread Posterior fall), the tandem foot condition arranged in the vertical direction perpendicular to the disturbance direction, which is said to be unstable next to one foot. (3) WL (Wide leg spread Lateral fall), the vertical width of the base of support the widest along the disturbance direction. (foot width 30 cm). (4) NL (Normal spread Lateral fall), normal parallel foot condition with shoulder width of about 10 cm in the disturbance direction, which is considered to be more unstable than WL. (5) TL (Tandem spread Lateral fall), the most unstable tandem foot condition arranged in the vertical direction perpendicular to the disturbance direction.

向に沿って支持基底面の縦幅が最も広い (3) 広幅平行足条件 (足幅の長さ 30 cm) (WL: Wide leg spread Lateral fall), それよりは不安定と考えられる外乱方向に肩幅程度 10 cm に広げた (4) 通常平行足条件 (NL: Normal spread Lateral fall), 最も不安定と考えられる, 外乱方向とは直角縦方向に配置した (5) タンデム足条件 (TL: Tandem spread Lateral fall) の合計 5 条件を設定する。

表 2: Experimental conditions and subject information are shown. Three subjects wear eye masks to block the effects of standing posture control based on visual information, and earplugs is used to prevent posture control from the prediction of swash plate fall. The fall directions are posterior fall in the sagittal plane and left Lateral fall in the frontal plane.

No.	Subjects	Perception	Falling direction	Feet placement	Swash plate height	Trial Number	Subject:Height /Weight/Gender
1	A, B, C	eye masks	Posterior	Normal spread	32 mm	10	A:166 cm /60 kg/man /57 years B:170 cm /60 kg/man /27 years C:185 cm /85 kg/man /24 years
2				Tandem spread			
3		earplugs	Lateral	Wide leg spread			
4				Normal spread			
5				Tandem spread			

4.3 複数実験条件に対応する立位安定化ダイナミクス

3名の被験者 (A, B, C) に対して表 2 の 5 種類の実験条件で 2 種類の外乱により外乱印加応答実験をおこない、提案手法により 10 回の試行により力学的入力と変位入力について、立位安定化ダイナミクスを同定する。

このダイナミクスは、外乱入力（衝撃力入力と斜板変位入力）と落下方向（後方落下、側方落下）、及び足裏配置・足幅（広幅平行足、通常平行足、タンデム足）によって異なると考えられるので、このことを外乱応答実験により実験的に検証する。落下高さについては前述のように $H=32$ mm が姿勢安定化ダイナミクスを効果的に抽出できるため、この値に固定して実験する。

4.3.1 外乱入力による同定ダイナミクスの違い

最初に異なる外乱入力の際の立位安定化ダイナミクスの差異を検討する。被験者 A において衝撃力入力と斜板変位入力に対して、COP 応答を取得し、これらのデータでシステム同定した後の同定システムの次数（3.4 節で説明した最適化した次数）を比較したものを図 25 に示す。

図よりタンデム足後方落下 (TP-x, TP-y) を除いて衝撃力入力に対する同定システム次数はすべて 10 程度となり、一方で変位入力に対する次数は 60~100 程度となっている。こ

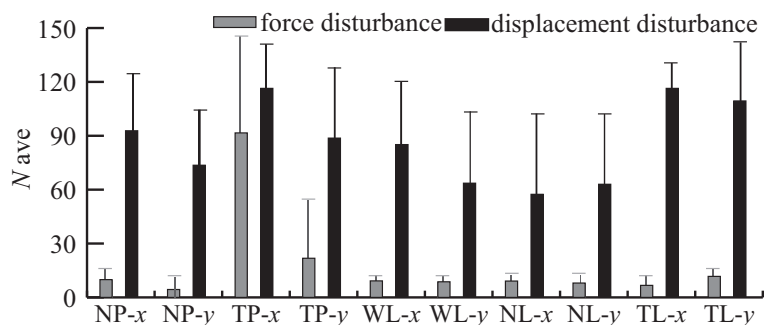


Fig. 25: Order of identified transfer function for various standing position in the mechanical disturbance input and displacement disturbance input for subject A. The order for the mechanical input is about 10 (excluding the Tandem spread Posterior fall), but the order for the displacement input is about 60 to 100. Therefore, the standing stabilization dynamics of the mechanical disturbance input and the displacement disturbance input are different.

これは衝撃力入力と変位入力の場合で同定された立位安定化ダイナミクスはかなり異なることを示唆している。外乱入力の種類により同定ダイナミクスが異なる理由は以下のように考察される。

立位姿勢を乱す外乱入力である衝撃力は直接的にヒト下肢に加えられるのに対し、変位外乱の場合は斜板が下板に落下・衝突し、この斜板と下板の機械的な動力学を反映した結果として衝撃力が発生し、これがヒト下肢に伝達されることで姿勢変動をおこすものと考えられる。これが斜板変位入力の場合の同定ダイナミクスの次数の高さ、つまり同定ダイナミクスの複雑さにつながっているものと考えられる。

このことは、変位入力によるシステム同定では、ヒトとは直接の関係ない外乱印加装置部分の動力学を含んでいる可能性を示唆しており、ヒト姿勢安定性能を測定する手法としては、より純粋にヒトの姿勢安定化ダイナミクスを同定していると考えられる衝撃力を入力とする方が望ましいと考えられる。

4.3.2 落下方向による同定ダイナミクスの違い

次に落下方向を変化させたときの同定ダイナミクスの差異を検証する。前節での説明のとおり、衝撃力入力の方がヒト立位姿勢安定化のダイナミクスをより直接的に同定することが期待できるため、これ以降は衝撃力を入力とする場合のみを考える。

ここでは、落下方向の足裏支持基底長さが同じである通常平行足で、落下方向が異なる

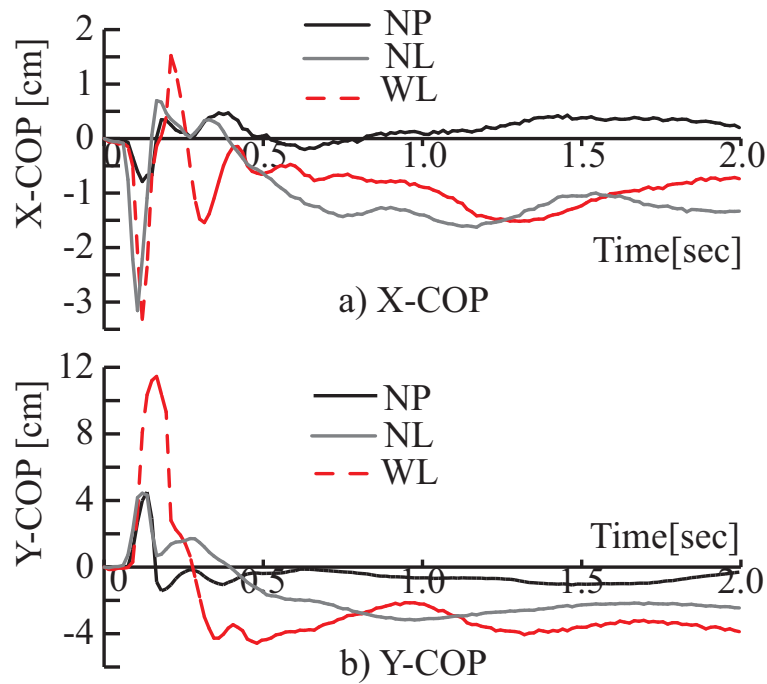


Fig. 26: Measured response of X-COP, Y-COP for Normal spread, Tandem spread for subject A with mechanical disturbance input and NP, NL, WL foot conditions. The figure shows that almost same responses for the different falling direction NP, NL, however, shows that there is some differences on the responses of NL, WL conditions. This means the difference of falling direction is not so much important comparig with the condition of feet width.

後方落下 NP と，側方落下 NL の 2 条件を比較し，同時に落下方向が同じ側方落下で通常平行足 NL と広幅平行足 WL を比較する（図 24 参照）．これらの実験条件による COP 出力応答の X-COP と Y-COP の軌跡を図 26 に示す．

この図より，同じ足幅で落下方向が異なる場合では X-COP と Y-COP で応答は 0.5 sec 以降で異なるものの，姿勢安定化に重要な 0.5 sec 程度までの過渡応答はほぼ同じであるのに対して，同じ落下方向で足幅が異なる場合の NL と WL ではこの過渡応答はかなり異なることがわかる．

このことは図 27 で示す NP, NL, WL の条件により同定された伝達関数の極配置にも示されている．この図においても落下方向が異なる NP, NL の場合の各極の原点からの距離は，ほぼ同様であるのに対し，赤で示した足幅が広い WL の極は他と比較して原点に近い位置にあることがわかる．

これらの結果により，同じ通常足幅での落下方向の違いによる同定ダイナミクスの差異

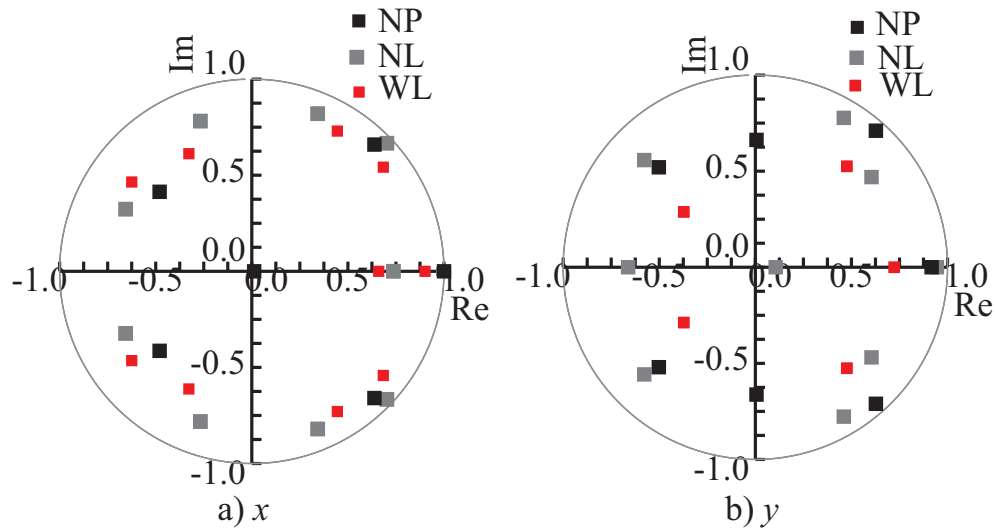


Fig. 27: Pole assignment of X-COP, Y-COP for Normal spread, Tandem spread (for subject A, mechanical disturbance input). The polar distributions in the x and y directions are distributed on the origin side for NP and on the unit circle side for NL, and the standing stability of NP is slightly more stable than that of NL, and no significant difference appears. There is no difference between NL and WL for the poles in the x direction. The polar distribution in the y direction is closer to the unit circle in NL and closer to the origin in WL, indicating that the standing stability of NL is worse than that of WL. Therefore the standing stabilization identification dynamics also differ depending on the foot width.

は大きくなく、足幅や足裏配置の立位条件の違いが、より同定ダイナミクスに影響することを示している。本研究の斜板式外乱印加装置の初期傾き角度は4.5度程度であるので、さほど大きいものでなく、入出力応答における外乱入力により下肢に印加される衝撃力は斜板落下方向に関わらず、ほぼ同様なものと考えられる。従って、姿勢安定化性能を評価するときの落下方向の差異はさほど重要でないと推察される。

4.3.3 足幅・足裏配置による同定ダイナミクスの違い

最後に、異なる足幅・足裏配置の場合の同定ダイナミクスの差異を3名の被験者で総合的に検証する。すでに図としては示しているが、被験者Aの場合の通常足幅NLと広幅足幅WLの場合の同定ダイナミクスの次数を図25に、COP軌跡を図26に、同定伝達関数の極分布を図27に示す。これまでの説明のとおり、足幅が異なる場合は同定ダイナミクスが異なることが予測される。

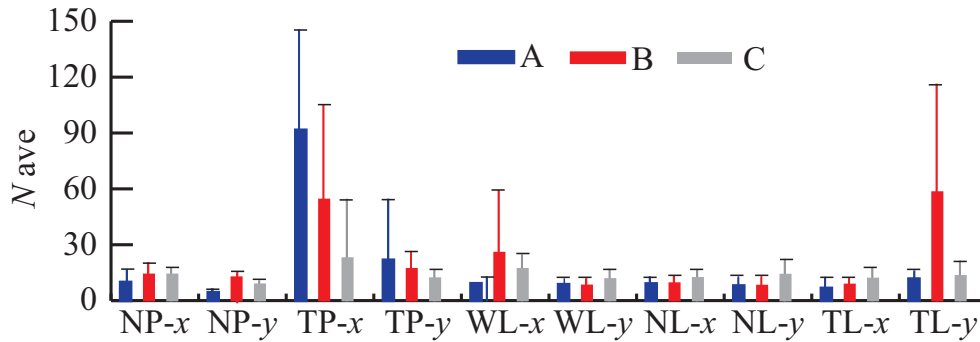


Fig. 28: Optimal order transfer function for Posterior and Lateral fall (for subject A, B, C, mechanical disturbance input). The order of the Tandem spread Posterior fall in the frontal plane direction (x direction) is prominently high, and other than that, it goes low.

図 28 に被験者 A,B,C の 3 名に対して，複数の足幅・足裏配置での斜板落下実験によるシステム同定を行った結果の最適な伝達関数次数を示す．足裏配置条件は通常足幅後方落下 (NP- x , NP- y)，タンデム足後方落下 (TP- x , TP- y)，広幅側方落下 (WL- x , WL- y)，通常足幅側方落下 (NL- x , NL- y)，タンデム足側方落下 (TL- x , TL- y) の 5 種類である．前述のように，通常足幅においての落下方向の違いは同定ダイナミクスに影響をほとんど与えていない．

一方で被験者による多少の違いはあるものの，足裏配置の異なるタンデム足側方落下 TL とタンデム足後方落下 TP では同定次数がかなり異なり，これは同定されたダイナミクスの本質的な違いを示唆している．

通常足幅 NL(Normal spread Lateral fall) と広幅足幅 WL(Wide leg spread Lateral fall) では被験者 B で同定次数の多少の違いはあるものの，おおむね次数は同程度の値となっている．この場合は，しかしながら 3 章で示した安定化度合指標を計算すると図 15 で示すように明らかにその指標値は異なっている．このことは，足幅の異なる NL と WL で同定された伝達関数において次数は同程度であるものの，分母多項式の係数は少なくともかなり異なっていることを意味しており，次数が同程度であったとしても同定ダイナミクスは本質的に異なっている可能性も示している．

これらの結果により，足幅や足裏配置による実験の違いは，姿勢安定化に寄与する関節，筋骨格系，感覚フィードバック系が異なっている可能性を示唆している．従って，3 章で示したような単純に安定化度合指標を計算するだけでは，姿勢安定化メカニズムの本質を

知ることは出来ないし、力学外乱やその時の姿勢によって異なる転倒に至る可能性のある状況での、転倒回避性能を正確に測定することは困難であると考えられる。

そこで、次の章では姿勢安定化時の異なる同定ダイナミクスに対応する筋骨格系の動作、特に発生筋力に焦点をあててその安定化メカニズムを検討するとともに、複数実験条件による同定で得られた複数ダイナミクスにより、ヒト立位安定性指標を総合的に評価する方法を議論する。

4.4 4章のまとめ

本章では、外乱の種類を含めた異なる実験条件に対し、システム同定後に得られる姿勢立位安定化ダイナミクスは異なることを、同定次数、COP 応答、同定伝達関数の極配置により実験的に示した。また、それらのダイナミクスが異なる理由として、姿勢安定化に寄与する筋骨格系システムが実験条件により異なる可能性が推察されることを示した。

5 外乱印加時の姿勢安定化に関与する筋活動と立位安定化度 合総合指標

5.1 5章の目的

本論文では、下肢に印加される力学的外乱に対してヒトが立位姿勢を安定に保つ立位安定システムに関して、その性能を定量評価し、安定化メカニズムを解明することを目的としている。前章では力学的外乱を与えるときの種類や実験条件により、駆動されるヒト立位安定化ダイナミクスに本質的違いが生じる可能性を示した。本章ではこの立位安定化ダイナミクスの違いを下肢筋肉の表面筋電測定により考察する。

3章において、力学外乱の測定値をシステムへの入力、これによるヒト立位時のCOP(Center of Pressure)の応答軌跡を立位安定化システムからの出力とし、これらの入出力データからシステム同定手法により、この立位安定化システムを伝達関数として求め、この伝達関数の極を評価することでヒト立位安定化システムを定量評価する方法を示した。この方法は入力外乱の再現性を要求しないで、安定的かつ定量的にヒト立位安定化システムを評価できる方法となっているものの、同じ被験者でも力学外乱の方法や立位時の脚配置により同定ダイナミクスが異なり、提案している安定化性能の指標値が異なることも示してきた。

一方で過去の関連研究においては、力学外乱の方法や立位時の脚配置により、同定される立位安定化システム力学モデルが異なる可能性を十分考慮しておらず、また、この立位安定化はどのような筋活動が関与して成立するのかに関する安定化メカニズムは十分検討されてはいなかった。

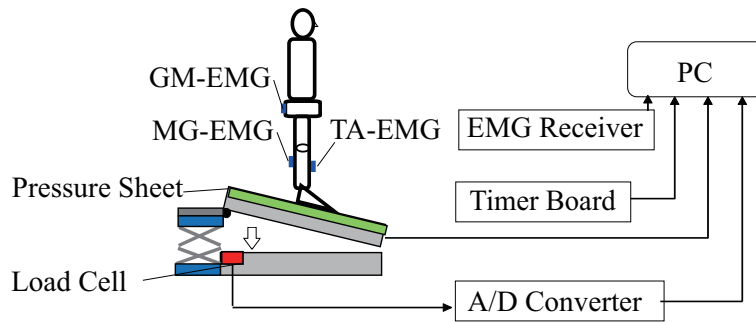


Fig. 29: Swash plate disturbance response experiment. The disturbance application device shown in Fig. 21 is used for the experiment, and the EMG (electromyography) data attached to the muscles of the lower limbs of the subject is stored on the PC. The mechanical disturbance input is measured by the load cell attached to the lower plate, and the COP response output of the subject is measured by the pressure sensor sheet on the swash plate.

そこで本章では、まず立位時の足裏配置が異なる場合の力学的外乱応答実験と3章で説明した立位安定化性能評価手法、および立位安定化に寄与すると考えられる筋の筋電測定を用いて、同定されたダイナミクスの違いを議論する。また、このダイナミクスの違いを生じる要因を調べるため、これら筋活動量の違いにより立位安定化ダイナミクスのメカニズムを考察する。

5.2 立位外乱応答実験と下肢筋電の測定

5.2.1 斜板式外乱印加装置

ヒト立位安定化ダイナミクスを実験的に同定するための外乱印加装置は、3.2.1節にて説明した装置を使用する。ここでは同時に下肢筋肉の活動を測定するので、その部分を付け加えたものを図29に示す。これは二枚の金属製平板の一辺が蝶番で留められた構造になっている。上板である斜板が支持装置により一定の高さまで傾けられている。斜板上面にはCOP軌跡を測定するためにシロク社製(LL480×480)面圧シートを設置している。この支持装置を開放することで斜板が落下する。このとき被験者は足首位置で32mmの垂直落下により下肢に衝撃力を受ける。

これまでと同様にこの衝撃力を落下装置内に設置したロードセルにより計測し、これをヒト立位安定化システムに対する力学的外乱入力とする。このヒト立位安定化システムの出力はヒト姿勢安定化の結果として計測される、動力学的効果も含めた重心動揺をCOP

軌跡として面圧シートの測定により計算する。同時に左右下肢筋肉にバイオメトリックス社製 SX230 を用いて表面筋電計を計測する。

5.2.2 外乱応答実験

ここでも、2.2.1 節で示したものとほぼ同様な実験要領で外乱応答実験を実施する。被験者は図 29 のように実験装置の上に直立する。このとき、視覚情報による立位姿勢制御の影響を遮断するためアイマスクを着用し、聴覚情報による斜板落下時を予測した姿勢制御を防止するため耳栓を装着する。被験者が静止立位状態であることを確認して、落下用ハンドルを回すことで支持装置を開放し、落下による外乱刺激を与える。このときの入力外乱と COP 軌跡の時間軌道、および筋活動を計測する。

5.3 足裏配置等の実験条件と姿勢安定化に寄与する筋骨格系

本研究で下肢への力学外乱は下肢の筋骨格システムへの力学的入力となっている。影響を受ける筋骨格システムの筋活動を調べることはヒト姿勢安定化メカニズムを理解するうえで重要と考えられる。

過去の研究 [55][56] から、矢状面運動に関しては主に足関節、膝関節、股関節が足裏からの力学的外乱入力の影響を受けることが知られており、これらを駆動する主な筋肉としては腓腹筋、ヒラメ筋、大腿四頭筋、ハムストリング筋が考えられる。また、前額面方向においては、主要な関節は、足関節、股関節、脊椎であり、対応する主な筋肉は中殿筋、大腿筋膜張筋であると考えられる。

そこで本研究では、本研究でも足裏から下肢へ力学的外乱を印加していることを考慮し、立位姿勢回復動作に影響を与えられと考えられる関節として、足首関節、膝関節、股関節、脊椎に着目し、これらに主に関与することが想定される筋肉として、腓腹筋 (MG: Medial Gastrocnemius)、前脛骨筋 (TA: Tibialis Anterior)、中殿筋 (GM: Gluteus Medius) に着目する。これらの筋骨格システムを簡略的に図 30 に示す。

これまで説明してきたように、同じ被験者でも異なる足裏配置の立位状態による落下実験をおこなうと、提案している安定性評価指標はかなり異なった結果となり、また同定システムの次数や同定伝達関数の極配置も異なったものとなる。これは実験条件により同定ダイナミクスが異なることを意味しており、このことは異なる筋骨格系が主に動作するこ

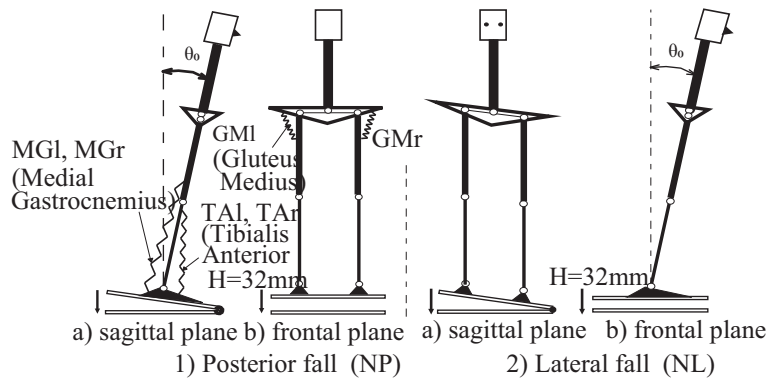


Fig. 30: Musculoskeletal system depending on the direction of fall. The ankle joint, knee joint, hip joint, and spine are the major joints that affect standing stability. The muscles that are expected to be mainly involved in these are the medial gastrocnemius muscle (MG: Medial Gastrocnemius), the tibialis anterior muscle (TA: Tibialis Anterior) and the gluteus medius muscle (GM: Gluteus Medius).

とで、異なるダイナミクスによるヒト立位安定化ダイナミクスが機能していることを示唆している。

そこで本章では、足裏配置等の異なる実験条件による外乱応答実験により、姿勢回復動作で主に活動する筋を調べる。ここでは、前述の理由から腓腹筋 (MG), 前脛骨筋 (TA), 中殿筋 (GM) の左右脚合計 6 箇所 (MGl, MGr, TAr, TAl, GMr, GMl) で表面筋電を計測する。一例として右腓腹筋 (MGr) と右前脛骨筋 (TAr) に対する表面筋電の検出センサ貼り付けた位置を図 31 に示す。

実験条件としては、図 30 の筋骨格システムを考慮して、足裏配置と落下方向に関する条件を図 24 とする。落下時の骨格形状を図 30 に示すように、斜板傾斜側を正面にするか側面にするかにより筋骨格系の働きが異なると考え、(a) 後方落下と (b) 側方落下の 2 条件を設定する。

次に足裏配置や足幅により、落下刺激時には異なる筋骨格系が働くと考え、まず後方落下については、外乱直角方向に両足内側間隔を 10cm に広げ、肩幅程度とした (1) 通常平行足条件 (NP: Normal spread Posterior fall) を設定する。また片足に次ぎ不安定足配置として知られる外乱方向縦方向に配置した (2) タンデム足条件 (TP: Tandem spread Posterior fall) を設定する。

側方落下については、立位姿勢が最も安定と考えられる外乱方向に沿って支持基底面の

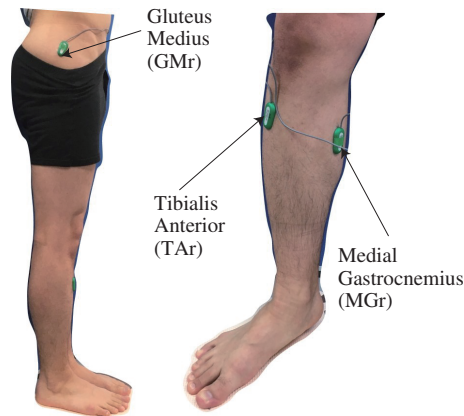


Fig. 31: Location of EMG detection sensor. The positions where the surface EMG detection sensors are attached to the right Medial Gastrocnemius muscle (MGr) and the right Tibialis Anterior muscle (TAr) and the right Gluteus Medius muscle (GMr) are shown.

表 3: Experimental condition. Three subjects wear eye masks to block the effects of standing posture control based on visual information, and earplugs are used to prevent posture control from the prediction of swash plate fall. The fall directions are posterior fall in the sagittal plane and right Lateral fall in the frontal plane.

No.	Subject ; Height /Weight/Gender/Years	Falling direction	Feet placement	Swash plate height	Trial Number	Perception
1	A : 166 cm /60 kg /man/57 years	Posterior	Normal spread	32 mm	10	Eye masks
2			Tandem spread			
3	B : 170 cm /60 kg /man/27 years	Lateral	Wide leg spread			Earplugs
4			Normal spread			
5			Tandem spread			

縦幅が最も広い, (3) 広幅平行足条件 (両足内側間隔 30 cm) (WL: Wide leg spread Lateral fall), それよりは不安定と考えられる外乱方向に両足内側間隔を 10 cm に広げた (4) 通常平行足条件 (Normal spread Lateral fall: NL), 最も不安定と考えられる, 外乱方向とは直角縦方向に配置した (5) タンデム足条件 (Tandem spread Lateral fall: TL) の 3 条件とする。これらの実験条件を表 3 に示す。),

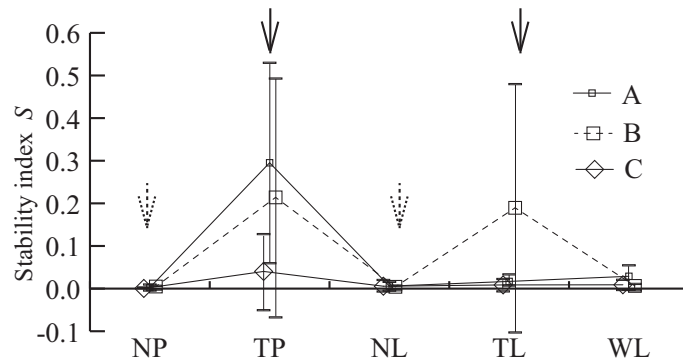


Fig. 32: Stability index S for subject A, B, C. The standing stability index S with NP, TP, NL, TL, WL conditions. It shows slight differences for the fall directions (Lateral or Posterior). It also shows the conditions of normal (NP, NL) and tandem (TP, TL) foot arrangements affect standing stability index S so much. These are almost same for the subject A, B, C.

5.4 種々の実験条件に対応する立位安定性指標と筋活動

この章では、これまで説明した斜板落下式の立位姿勢外乱印加装置により外乱応答実験をおこない、この結果からシステム同定した伝達関数に基づく立位安定性指標の計算結果と関連すると考えられる筋活動測定結果を示し、同定される立位安定化ダイナミクスと対応する筋活動の関係を考察する。

被験者 A, B, C について表 3 で示した実験条件による外乱応答実験により得られた安定化度合指標を図 32 に示す。落下方向のみが異なる NP, NL (図 32 の破線矢印) の立位安定化度合指標 S は、被験者 A, B, C でほぼ同等であった。落下方向により筋骨格システムの差異は、立位安定化性能にはほとんど影響せず、駆動されるダイナミクスの差も小さいと考えられる。

足裏配置が異なる通常足配置 NP, NL (図 32 の破線矢印) とタンデム足配置 TP, TL (図 32 の実線矢印) では立位安定化度合指標が大きく異なり、明らかにタンデム足配置では指標値が大きく、安定化性能が低いことがわかる。

このタンデム足配置における被験者 A, B, C において指標値は、特に TP で被験者間での大きさの違いはあるものの、いずれも他の実験条件より大きいことがわかる。TL では被験者間での違いが見られる。

これらの結果から、立位安定化度合指標すなわち、その元である同定された立位安定化

ダイナミクスは、足幅、足裏配置により異なり、タンデム立位は過去の研究でも示されているように不安定なダイナミクスとなることがわかる。また、これは被験者個人により多少の差異があることもわかる。

次にこれらの足裏配置条件での筋活動の測定例をその大きさである筋電 RMS (Root Mean Square) を図 33 に示す。測定における各筋では筋量の違いがあり、また表面筋での測定なので、この大きさ自体の比較はそれほど意味を持たない。各筋活動の重要性は%MVC (Maximum Voluntary Contraction) を用いて表現できる。これは各被験者の各筋における最大筋発揮時の筋活動量を事前に測定しておき、各被験者の各筋の測定ごとに、その最大筋活動量で除すことで正規化をおこなうものである。ここで、各筋肉の MVC の測定方法を説明する。腓腹筋については直立姿勢で床面との垂直距離を固定した構造物を両手で把持し、足を片足ずつ交互に底屈動作させた時の MVC を、前脛骨筋については直立姿勢で床面との垂直距離を固定した構造物の隙間で両足の中足骨甲部を固定し、足を片足ずつ交互に背屈動作させた時の MVC を、中殿筋については、肩幅と同じ足配置で直立姿勢となり両膝を強靱な樹脂ベルトで固定し、両膝を開脚方向に動作させた時の MVC を、夫々 3 回計測し最大値を最終的な MVC としている。これにより被験者の違いや各筋からの筋活動のみかけの大きさの違いを正規化することができる。よって次の節では、この%MVC により足裏配置実験条件の違いによる筋活動の違いを検証する。

5.5 足裏配置実験条件による下肢筋肉の使われ方の違い

立位安定化システムの中で、外乱入力を与えた時のヒトの体の各部位の位置、速度、加速度及び前庭感覚、体性感覚、神経制御が影響して表面筋電に現れる [57][58] と考えられる。ここでは下肢筋肉の表面筋電の値から、立位安定化度合指標 S において、まず各被験者内で落下方向 NP, NL で差異はないのに対し、足裏配置 NP, TP で大きな差異が発生する理由について考察する。その後、NP, TP において被験者間で立位安定化度合指標 S に差が生じた理由について考察する。

まず落下方向のみが異なる NP, NL における被験者 A, B, C の各筋肉の max%MVC (外乱印加後 2.0 sec 間の%MVC の最大値を示す) を図 34, 35, 36 に示す。ここで%MVC を採用した理由は前節で説明したとおりであり、また測定中にこの%MVC は変化するため、外乱印加直後から 2.0 sec 後までの最大値である max%MVC を用いて、複数条件での筋活

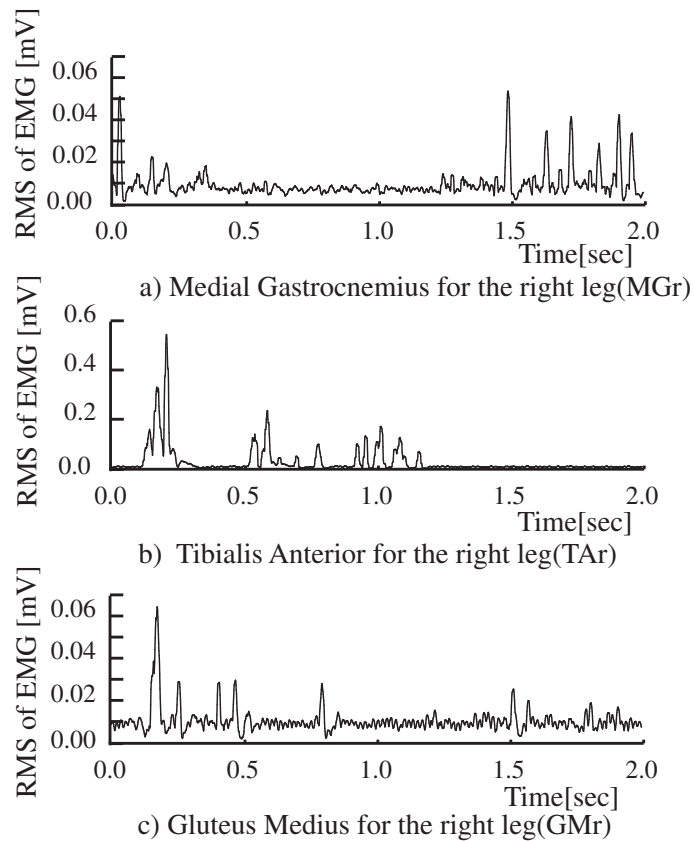


Fig. 33: RMS of the surface EMGs of lower limb muscles for subject A in Normal spread Posterior fall(NP). Root Mean Square(RMS) of the surface EMGs of the right medial gastrocnemius muscle(MGr), right tibialis anterior muscle(TAr), and right gluteus medius muscle(GMr) in subject A's Normal spread Posterior fall(NP) are shown.

動の比較をおこなう。

被験者 A の各筋肉の max%MVC を見ると NP, NL における各筋肉での表面筋電の差異が 0.1 程度と小さい。このことから、被験者 A においては落下方向の異なる NP と NL で筋肉の使い方がほとんど同じであり (図 34), その結果立位安定化度合指標 S がほぼ同じ値となったと考えられる。この傾向は他の被験者 B, C においても全般的に見られるものの、特定の筋活動については被験者による違いと落下方向による違いが見られる。例えば被験者 B において、図 35 で右腓腹筋 (MGr) では他の筋より活動が顕著でありまた側方と後方の落下方向違いによりこの右腓腹筋活動の違い (図の矢印) が見られる。

また、被験者 C では、左腓腹筋 (MGI) 活動が他の筋活動より顕著に大きい (図 36 の矢印)。これらは左脚と右脚の筋活動の違いが見られることを意味しており、被験者の利き足の違いが影響していることが予想される。これら全体的に、落下方向による筋活動の違い

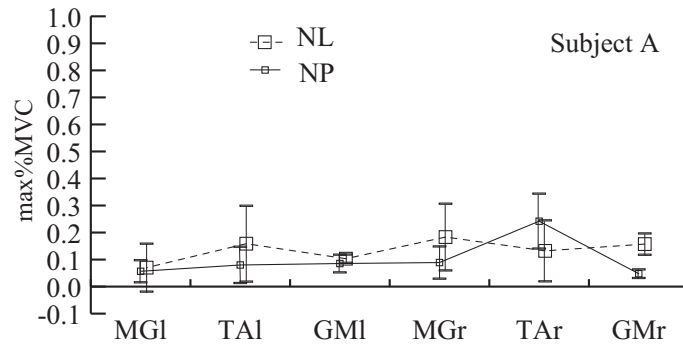


Fig. 34: Max%MVC of leg muscles for NP, NL stance (For subject A. caption "r" right, "l" left.). The max % MVC of each muscle of subject A (indicating the maximum value of % MVC for 2 sec after disturbance start) in NP and NL with different falling directions has a small difference in surface myoelectric potential of about 0.1 in each muscle. From this, in subject A, the usage of muscles is almost the same for NP and NL.

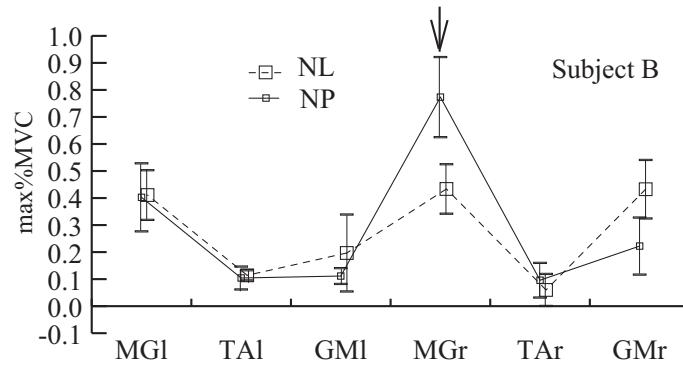


Fig. 35: Max%MVC of leg muscles for NP, NL stance (For subject B). There is a difference of about 0.4 between the NP of subject B for the right gastrocnemius muscle (MGr) .

いはさほど大きくないものの、被験者により、主に使用する筋に多少の違いが見られることもわかる。これらは安定化指標では区別できないが、筋活動計測により被験者による姿勢安定化メカニズムに多少の違いがあることを示している。

次に安定性指標値が明確に異なる、通常足配置 NP、タンDEM足配置 TP における被験者 A, B, C の各筋肉の max%MVC を、図 37, 38, 39 に示す。

図 32 によれば、通常足配置 NP とタンDEM足配置 TP の立位安定化度合指標 S は大きく異なり、その差が顕著な TP においてその値が高い順に並べると、被験者 A > 被験者 B > 被験者 C であった。これはこの実験条件では A が最も姿勢安定化性能が低いことを意味している。

図では被験者により各筋の活動程度が様々なため、図 37, 38, 39 において、特に実験

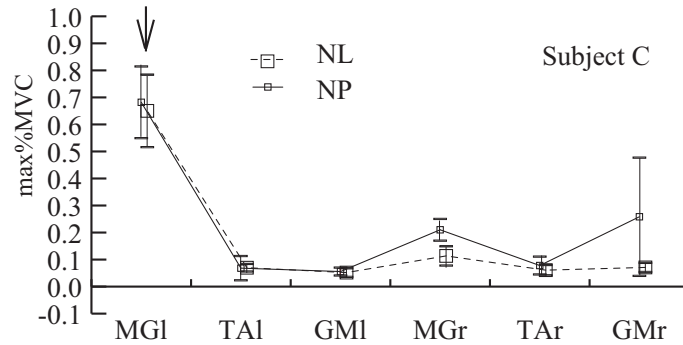


Fig. 36: Max%MVC of leg muscles for NP, NL stance (For subject C). The max % MVC of each muscle of subject C in NP and NL with different falling directions has a small difference in surface myoelectric potential of about 0.1 in each muscle, although there is a slight difference in the right gluteus medius (GMr). The max % MVC of each muscle is almost the same for NP and NL. From this, in subject C the usage of muscles is almost the same for NP and NL.

条件 TP (タンデム足配置) における各筋の max%MVC の中での最大の値に着目する。このとき、被験者 A の筋 TAr (右前脛骨筋) における値は 0.45 程度 (図 37 の矢印)、被験者 B では筋 MGr (右腓腹筋) において 0.75 程度 (図 38 の矢印)、被験者 C では筋 GMr (右中殿筋) が 0.9 程度 (図 39 の矢印) となっている。これらの結果は、不安定な立ち方とされるタンデム立位時に外乱が加わった際、被験者 C はいずれかの筋肉においてほぼ最大筋力を発揮することで不安定となることを防いだ一方、特に被験者 A では力学外乱に瞬時に対応して姿勢安定化に必要な最大筋力に近い筋活動を生成することができず、その結果として、被験者 A と被験者 B および C の間に立位安定化度合指標の差が生じたことを示唆している。

次に、被験者 B と被験者 C の安定化指標値 S の違いが (被験者 B > 被験者 C) はどのような筋活動の差によって生じるのかをさらに検証する。TP (タンデム足後方落下) では左足の前に右足を配置する立位なので、左足と右足の筋肉の使い方が変わると考えられる。図 38, 39 の左足筋群に着目すると、被験者 B と被験者 C においておおむね同傾向である。

一方、右足筋群に着目すると、被験者 C においては GMr (右中殿筋) の活動が顕著であり、TP (タンデム足配置後方落下) は、4 章の図 28 において x 方向の伝達関数次数が y より大きいことより x 方向の動揺、つまり前額面方向に動揺しやすいので、右中殿筋が

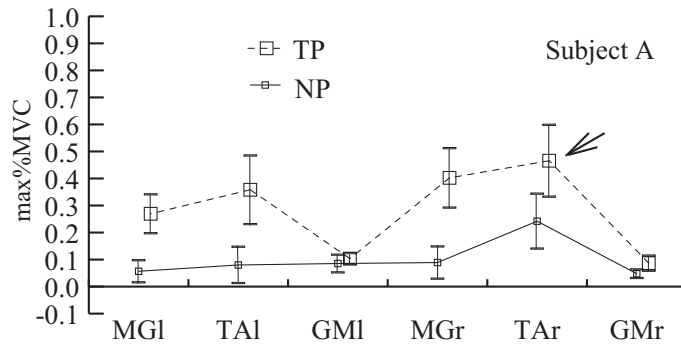


Fig. 37: Max%MVC of leg muscles for NP, TP stance (For subject A. caption "r" right, "l" left.). Among the max % MVC of all muscles of subject A, the maximum value was about 0.45 in TAr. The electromyographic activity of TP increased by about 0.2 to 0.3 with respect to NP, except for the left and right gluteus medius(GMl, GMr).

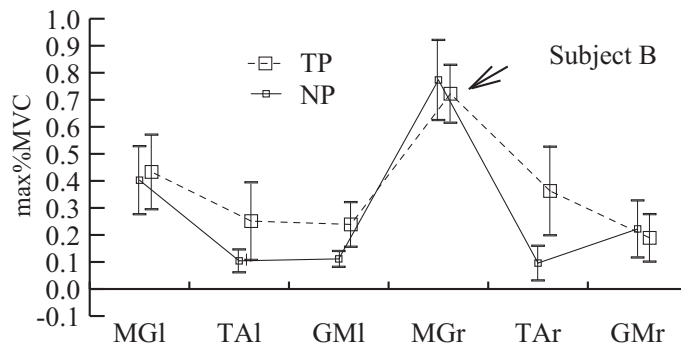


Fig. 38: Max%MVC of leg muscles for NP, TP stance (For subject B). The maximum values of NP and TP are max % MVC of about 0.9 in MGr. In the left foot muscle group, max % MVC of MGI is the highest, and TAl and GMl are similar and low. In the right foot muscle group, the activation of the right gluteus medius (GMr) in TA is remarkable.

前額面方向の動揺を減衰させることができた被験者Cの方が、被験者Bより立位安定化度合指標 S を低く、つまり姿勢安定化性能を向上できたと考えられる。

以上より、斜板式外乱印加装置を使用したヒト立位安定化システム同定により得られた立位安定化度合指標 S と、足裏配置等の各実験条件における姿勢安定時の筋活動を比較することによって、立位安定化度合指標 S と各筋活動の関係や、その安定性指標値が結果として生じるメカニズムを検討できることを示した。

以上の姿勢安定化に寄与する筋活動が個々の被験者や実験条件により異なることを定性的、定量的に明らかにすることで、姿勢安定化性能を高める方策を、個別の筋レベルで検討することができると考えられる。これは転倒回避能力を評価したあとで、その転倒回避

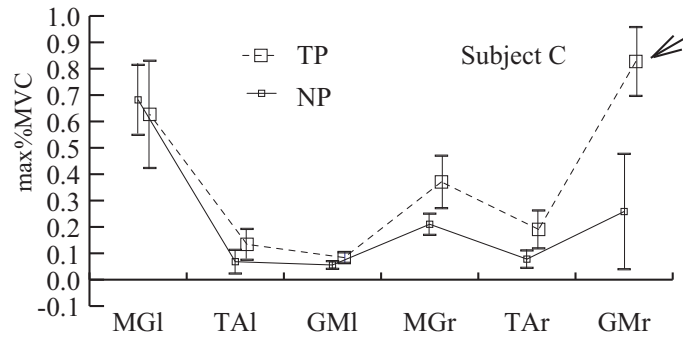


Fig. 39: Max%MVC of leg muscles for NP, TP stance (For subject C). The maximum values of NP and TP were max % MVC of about 0.9 in GMr. In the left foot muscle group of NP and TP, max % MVC of MGI is the highest, and TAl and GMl are similar and low. In the right foot muscle group, the activation of the right gluteus medius(GMr) TA hardly appears.

性能を上げるための具体的方策につながることになる。

5.6 総合的な立位安定化度合指標の計算方法

前節までの議論により、立位安定化同定ダイナミクスや主に発動する筋骨格系が、外乱入力、落下方向、足裏配置・足幅の種々の条件により、また被験者により異なることを明らかにしてきた。

従って、ある一つの実験条件において、被験者ごとに得られた同定ダイナミクスに基づく立位安定化度合指標をそのまま、その被験者の全般的な立位安定性指標として用いることは適切でないと考えられる。

そこで、同じ被験者でも、複数の実験条件による外乱応答実験により得られた、複数の同定ダイナミクスに基づく複数の安定化指標による総合的な安定性能評価が望ましい。そこで例えば、 N 個の実験条件による立位安定性指標値を用いた、次のような総合的な安定性指標 S_o を考える。

$$S_o = \frac{\sum_{i=1}^N K_i S_i}{N} \quad (27)$$

ここで K_i は i 番目の実験条件の重み係数、 S_i はその実験条件で得られた立位安定化指標値を表す。このときの重み係数の決定方法は、例えば次のように考える。

この総合的指標値をある被験者の転倒回避性能の評価として用いる場合、どのような状況での転倒を評価するのかをあらかじめ想定する。次にその被験者における、例えば躓き

による転倒状況は、本研究における立位状態の複数の足裏配置等などの状況に近いが、また、その転倒状況によって引き起こされると想定される主たる筋骨格系の発動を実験的に調べる。

これらの結果により、これまで本論文で示してきた、被験者個々による各実験条件での立位安定性指標と関連筋の筋活動の事前調査に基づいて、筋骨格系の関与が大きいと考える、その条件での立位安定性指標値 S_i を選び、対応する関与度合を K_i を用いて総合評価する。ここで K_i の具体的数値は例えば、事前調査による、各実験条件での安定性指標値に比例した正の値として設定する。

このように総合評価することで、被験者による姿勢安定化ダイナミクス、つまり姿勢安定化に寄与する筋骨格系の違いや、実験条件、および転倒状況による発動される筋骨格系の違いを考慮したうえでの総合的な立位安定性指標値となることが期待できる。

5.7 5章のまとめ

本章では、本研究の提案による斜板落下式外乱印加装置を用いたヒト立位安定性の評価をおこない、足裏配置等の異なる実験条件や異なる被験者に対し、筋電測定により左右下肢筋の使い方が異なることを実験的に示した。また実験データから得られた立位安定化システムの同定結果から求めた立位安定化度合指標、すなわち同定ダイナミクスも実験条件と被験者により異なることを示した。特にタンDEM立位と通常立位の場合では、立位安定化ダイナミクスが大きく異なることと、関連筋の動作も大きく異なることを示した。また被験者の違いにより、同じ実験条件の外乱応答でも異なる筋の使い方をする可能性があること、すなわち異なる姿勢安定化戦略をとる可能性があることを示した。

被験者による立位安定性能の優劣は、各関連筋肉の max%MVC の大小、すなわち姿勢安定化に有用な関連筋を効率的に作動させることができるかどうかで決まることも示した。

これらの結果を総合的に考えると、3.3 節の (26) 式で示した単一の立位安定化度合の指標 S では個人の姿勢安定性能を評価するためには不十分であり、本章の最後に示したように、被験者により異なる、姿勢安定時に駆動される筋の違いや、姿勢不安定化時における足裏配置等の条件を考慮した総合的な姿勢安定性指標を設定すべきであることを示した。

6 結論と今後の展望

6.1 本論文の結論

高齢者の転倒事故はADLおよびQOLの低下につながることから、転倒リスク低減は大きな社会的課題である。転倒リスク低減のためには転倒回避能力の基本としての姿勢制御性能を定量的に評価する必要がある、この評価のためには、筋骨格系と感覚神経系からなる姿勢安定化制御システム全体を定量的かつ総合的に評価できることが望ましい。また、姿勢制御性能の定量評価のための検査は簡便であり、評価時には高齢者に身体的な負荷が小さい評価方法が必要である。

これまでの先行研究における確率的な小さな外乱による自然揺動の立位安定性評価では静的な立位安定化制御システムに限定され、転倒回避性能評価との直接的関係性は低い。これまでの研究での転倒時の外乱と同様な、積極的な力学的外乱による立位安定性評価に関しては、主に応答出力のみの評価であるため実験条件の外乱の与え方によりバラツキが生じやすい。また、力学モデルによる立位安定性評価に関する研究は、そのモデルに限定されるため不十分と考えられる。

本論文は転倒回避性能に関係すると考えられる、力学的外力が印加される場合の姿勢回復制御性能を定量的に評価するものとなっている。これは、実際に転倒を生じない程度の力学外乱によるヒトの姿勢応答を基礎としており、筋骨格系と感覚神経系からなる立位安定化システムが総合的に発動した結果として、ヒト姿勢安定化システム全体の立位安定性を評価しているものと考えられる。特に本論文で提案している方法は、外乱による入出力データによるシステム同定手法を基礎としており、ヒトに加えられた力学外乱が、試行ごとによる多少の大きさや加えられ方により、評価結果が左右されない方法となっている。

本論文では、力学的外乱の入力データとこれによるヒト立位姿勢応答データを取得するため、新しい斜板式外乱印加装置を提案・開発し、この実験装置を用いた立位安定性の定量評価手法を確立した。論文ではさらにこの評価手法を基礎として、力学外乱からのヒト姿勢安定化のメカニズムを、発動される筋骨格系や安定化ダイナミクスの観点から議論した。

以下に、これらの主要な結論を詳細に示す。

[1] ヒト下肢への力学外乱に対する姿勢応答である COP 軌跡を測定するため、転倒を起こさない中程度の衝撃外乱入力を与えるための斜板式落下式外乱印加装置を提案した。

本装置による外乱応答実験により求めた COP 時間軌跡は、同じ被験者で同じ実験条件であれば、何度試行しても同様な応答波形を示すことから、本装置による応答実験の再現性が高いことを明らかにした。また、その結果は被験者による姿勢安定化システムを反映して、被験者により応答は多少異なることも示した。本装置を用いた実験条件として、本論文に適した斜板高さを求める方法を示した。今回の被験者において足首位置での高さ $H = 32 \text{ mm}$ が適当であることを示し、また、システム同定に適した応答評価時間は外乱印加直後から 2.0 sec であることを示した。

[2] 斜板落下により下肢へ力学的外乱入力を印加し、被験者の X-COP, Y-COP を測定した。このときの入出力データを用い、ヒトの姿勢安定化のための筋骨格系動的システム・感覚制御システム全体を、ひとつの線形システムとして線形システム同定した。

同定結果を表す伝達関数の複数の極を用いて、減衰性を表す極の原点からの距離に基づく安定化度合指標を提案した。ヒト立位姿勢安定化性能が明確に異なると考えられる複数の実験条件、例えば、外乱方向に支持基底面の縦幅が広く安定と考えられる広幅平行足条件と、不安定と考えられる狭幅平行足条件において、各々の場合の安定化性能を提案した安定化度合指標により評価した。その結果は過去の研究における知見と整合しており、定量的に適切に評価できることを示した。

[3] 外乱の種類を含めた異なる実験条件に対し、システム同定後に得られる姿勢立位安定化ダイナミクスは異なることを、同定次数、COP 応答、同定伝達関数の極配置により実験的に示した。また、それらのダイナミクスが異なる理由として、姿勢安定化に寄与する筋

骨格系システムが実験条件により異なる可能性が示唆されることを示した。

[4] 斜板落下式外乱印加装置を用いたヒト立位安定性の評価をおこない、足裏配置等の異なる実験条件や異なる被験者に対し、筋電測定により左右下肢筋の使い方が異なることを実験的に示した。特にタンデム立位と通常立位の場合では、立位安定化ダイナミクスが大きく異なることと、関連筋の動作も大きく異なることを示した。ダイナミクスの違いとは、単に伝達関数の係数の違いだけでなく、その次数の違いをも含むことを説明し、これは、立位安定化度合指標のみではその違いを区別できないことも説明した。

被験者の違いにより、同じ実験条件の外乱応答でも異なる筋を使い、異なる姿勢安定化戦略をとる可能性、つまり異なるダイナミクスが発動する可能性があることを示した。

立位姿勢安定化に関係する各筋肉の max%MVC と立位安定化度合指標を検証することで、姿勢安定化に有用な関連筋をどれだけ効果的に動作させているかを明示できる可能性を示した。

これらの結果から、ある被験者の立位安定性能を調べるときに、単一の実験条件で提案した立位安定化度合指標を評価するのは適切でなく、被験者により異なる姿勢安定時に駆動される筋の違いや、姿勢不安定化時における足裏配置等の条件を考慮した総合的な姿勢安定性指標を設定すべきであることを示し、このための一つの方法を提案した。

ここで述べている結論について3名の被験者で検証していることについて説明を加える。3章では「3名の被験者に対する実験結果において、実験条件による安定化度合指標の違いが過去の知見と一致している」ことから安定化度合指標は立位安定性度合を定量評価可能と考えられる。ただし高齢者を含めて一般的に「実験条件による安定化度合指標の違いが過去の知見と一致している」ことを明らかにするためには、高齢者を含めてより多くの検証が必要と考えられる。

また、4章では「実験条件によるダイナミクスの違い」を、5章で「実験条件による筋活動の違い」を3名の被験者において明示できていると考えられる。ただし高齢者を含めて「実験条件によるダイナミクスの違いがある。」および「実験条件による筋活動の違いがある。」ことを明示するためには、高齢者を含めてより多くの検証が必要と考えられる。

6.2 今後の展望

本研究において、転倒回避に関係すると考えられる立位安定性を定量的に評価する実験装置と実験手法を提案し、さらにその実験データに基づく立位安定化システムのシステム同定と立位安定化度合指標を提案した。また、実験条件の違いによる立位安定性を定量的に評価できることを示した。さらに、異なる実験条件と異なる被験者により、立位姿勢安定化ダイナミクスは異なっており、下肢筋肉の使い方と姿勢安定化戦略も異なることを示し、姿勢安定化に寄与する筋骨格系システムも異なることを示した。

本論文では立位姿勢制御に関係する筋として左右の腓腹筋、前脛骨筋、中殿筋について筋電計の計測実験を行っている。これらはここで示した実験条件により発動させる姿勢安定化メカニズムの主要な部分を構成するとは考えられるが、他の筋も姿勢安定化に寄与すると考えられ、転倒回避のための被験者による異なる安定化戦略や、その時の立位条件、歩行条件により、発動される主要な筋も異なる可能性が高い。

ここでは、被験者により姿勢安定時に駆動される筋の違いや姿勢不安定時における足裏配置等の条件を考慮した総合的な姿勢安定性指標の提案にとどまっており、具体的に被験者に適した足裏配置等の実験条件の設定方法、各実験条件に対する立位安定性指標の関与度合の決定方法などの確立と実験による検証が必要である。

本研究の立位安定化指標は筋骨格系システムと感覚神経系制御システムを一つの姿勢制御システムとして評価しており、表面筋電計により筋骨格系システムの立位安定化のメカニズムを検討している。しかしながら、一方の感覚神経系システムについての立位安定化メカニズム検討と解明については今後の研究課題である。

今後の研究において筋骨格系の複数下肢筋肉による複雑な立位安定化メカニズム研究や、感覚神経系システムの立位安定化メカニズムの研究、総合的な立位安定性指標に関する研究へと範囲を拡大し、姿勢安定化システム全体をより精緻に考察していく必要があると考えられる。

従って以下の課題が重要である。

1) 斜板落下における筋骨格系システム応答の研究

本研究では下肢筋肉の腓腹筋、前脛骨筋、中殿筋に着目して筋活動を測定したが、股関

節、膝関節に関係する筋肉についても、また上肢運動に関連する各種筋も立位安定化システムに関係していると考えられる。また、立位安定化システムを外乱入力と各筋肉の表面筋電との伝達関数、各筋肉と関節角度や姿勢変動との関係を表す伝達関数で表現し、これらを用いた定量評価が考えられる。

現状では姿勢変動を面圧センサで測定しており、100 Hz 弱程度の応答速度でしか測定できていない。これは同定後に再現される伝達関数の周波数特性の制限となっている。外乱入力に対し、表面筋電計にて筋電応答を測定し、筋電取得周波数の1 KHzと同程度の高速度モーションキャプチャーにて関節角度応答を測定すれば、より広範囲の周波数特性での安定化システムダイナミクスを検討することが可能となる。このことにより、様々な筋骨格系発動による姿勢安定化ダイナミクスのメカニズム解明に結びつくことが期待できる。

2) 実際の転倒回避性能に関する立位安定化指標の研究

立位安定化度合指標と筋活動のデータを組み合わせることにより、転倒時あるいは転倒回避時の使用する筋活動と同じになるように、被験者の安定化戦略を考慮した斜板落下外乱印加装置の実験条件を設定する。これに対応する、複数の実験による立位安定化度合指標と筋活動測定により総合的立位安定化度合指標を提示することができると考えられる。これらにより将来的に臨床の場において、被験者の転倒回避性能を十分に考慮した立位安定性の度合を知ることができるとともに、どの筋肉を訓練することにより立位安定性を高めることができるのか、という知見を医療従事者へ提供することができると考えられる。

3) 斜板落下式印加装置による感覚系システムの研究

立位安定化度合指標には、筋骨格系システムと感覚系制御システムの両者の影響を受けた指標であり、筋応答と関節応答を明確にすることで、姿勢制御性能の定量評価が難しいとされる感覚系制御システムを分離して定量評価できる可能性があると考えられる。

例えば力学外乱入力と表面筋電のRMSの応答出力から、のシステム同定手法により筋骨格系システムと感覚神経系システムからなる外乱入力と筋肉における姿勢制御システムの伝達関数を求められる可能性がある。この同定に使用する評価時間の設定により、0.5 sec未満の時間であれば脊髄反射を、それ以上の評価時間であれば小脳姿勢制御の伝達関

数を求めることができると考えられる。

同様の手法で表面筋電位の RMS を外乱入力とし、関節角度の応答出力から同定した姿勢制御システムの伝達関数から体性感覚や関節機能に関する姿勢制御性能も評価できる可能性がある。最終的に入力と COP 応答出力に基づく姿勢制御システムは、ヒトの各器官における伝達関数の組合せシステムとして示すことができ、それぞれの伝達関数から感覚神経系システムの姿勢安定化性能を定量的に評価できると考えられる。

4) 斜板落下式印加装置の改善

COP 応答を得るため使用している静電容量式面圧センサはその性能限界から、データサンプリング周波数は 66.7Hz である。フォースセンサにより COP を計測する方法が考えられるが、斜板着地時の衝撃荷重によりフォースセンサが破壊されるのを防ぐため、この静電容量式面圧センサを使用している。一方で、力学外乱を測定するための斜板着地時の荷重は、ある程度の衝撃荷重に耐えられるロードセルより測定している。従って、耐荷重性の高いフォースセンサを用いることで、より高いサンプリング周波数で測定できる可能性がある。これは同定伝達関数の周波数特性を改善させることになる。

また、この力学外乱測定時のサンプリング周波数は現状、面圧センサによる COP 計測と同期させており、66.7Hz となっている。これは衝撃的な力学外乱の高周波成分を制限している可能性がある。実験装置では実際には高周波成分を意図的に除去するため、衝撃緩和を目的として下平板に厚さ 3 mm のゴム板を貼り付けている。

同定のための理想的な力学外乱入力、インパルス状もしくはステップ状・パルス状のものと考えられ、入力外乱における高周波成分は重要と考えられる。この点からも、入出力データのサンプリング周波数を高めることが同定精度向上のために必要と考えられる。

参考文献

- [1] August 2019 by United Nations, made available under a Creative Commons license CC BY 3.0 IGO: [http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/igo/Suggested citation: United Nations, Department of Economic and Social Affairs, Population Division 2019](http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/igo/Suggested%20citation%3A%20United%20Nations%2C%20Department%20of%20Economic%20and%20Social%20Affairs%2C%20Population%20Division%202019)). World Population Prospects 2019, Online Edition. Rev. 1.
- [2] 令和年(2018)人口動態統計(確定数)の概況. 厚生労働省ホームページ <https://www.stat.go.jp/data/jinsui/pdf/202001.pdf>.
- [3] 人口推計2020年(令和2年)1月報, 総務省統計局ホームページ (<https://www.stat.go.jp/data/jinsui/pdf/202001.pdf>).
- [4] 鈴木隆雄. (2003). 転倒の疫学. 日本老年医学会雑誌, 40(2), 85-94.
- [5] Panel on Prevention of Falls in Older Persons, American Geriatrics Society and British Geriatrics Society. (2011). Summary of the updated American Geriatrics Society/British Geriatrics Society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 59(1), 148-157.
- [6] Toba, K., Okochi, J., Takahashi, T., Matsubayashi, K., Nishinaga, M., Yamada, S., Takahashi, R., Nishijima, R., Kobayashi, Y., Machida, A., Akishita, M., Sasaki, H., Development of a portable fall risk index for elderly people living in the community, *Nippon Ronen Igakkai Zasshi. Japanese Journal of Geriatrics*, Vol.42, No.3 (2005), pp.346-352 (in Japanese).
- [7] Panel on Prevention of Falls in Older Persons, American Geriatrics Society and British Geriatrics Society. (2011). Summary of the updated American Geriatrics Society/British Geriatrics Society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 59(1), 148-157.
- [8] Mathias S, Nayak US, Isaacs B. Balance in elderly patients: The “Get-Up and Go” test. *Arch Phys Med Rehab* 1986; 67: 387-389.
- [9] Podsiadlo D, Richardson S. The timed “Up and Go”: A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 1991; 39: 142-148.
- [10] Berg, K., Wood-Dauphine, S., Williams, J. I. and Gayton, D. (1989). Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 41(6), 304-311.
- [11] Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 1986; 34: 119-126.
- [12] Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med* 1988; 319: 1701-1707.
- [13] Pondal, M., del Ser, T. (2008). Normative data and determinants for the timed “up and go” test in a population-based sample of elderly individuals without gait disturbances. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 31(2), 57-63.
- [14] Barry, E., Galvin, R., Keogh, C., Horgan, F., Fahey, T. (2014). Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *BMC geriatrics*, 14(1), 1-14.
- [15] Kargar, B. A. H., Mollahosseini, A., Struempf, T., Pace, W., Nielsen, R. D., Mahoor, M. H. (2014, August). Automatic measurement of physical mobility in get-up-and-go test using kinect sensor. In 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 3492-3495). IEEE.
- [16] Muir, S. W., Berg, K., Chesworth, B., Speechley, M. (2008). Use of the Berg Balance Scale for predicting multiple falls in community-dwelling elderly people: a prospective study. *Physical therapy*, 88(4), 449-459.
- [17] Kawabata, Y., Hiura, M., The CS-30 Test is a Useful Assessment Tool for Predicting Falls in Community-Dwelling Elderly People, *Rigakuryoho Kagaku*, Vol.23, No.3 (2008), pp.441-445 (in Japanese).
- [18] Jones, C. J., Rikli, R. E., Beam, W. C. (1999). A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Research quarterly for exercise and sport*, 70(2), 113-119.
- [19] Lord, S. R., Murray, S. M., Chapman, K., Munro, B., Tiedemann, A. (2002). Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(8), M539-M543.
- [20] Buatois, S., Gueguen, R., Gauchard, G. C., Benetos, A. and Perrin, P. P. (2006). Posturography and risk of recurrent falls in healthy non-institutionalized persons aged over 65. *Gerontology*, 52(6), 345-352.
- [21] Moreland, J. D., Richardson, J. A., Goldsmith, C. H., Clase, C. M. (2004). Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(7), 1121-1129.

- [22] Lord, S. R., Menz, H. B., Tiedemann, A. (2003). A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. *Physical therapy*, 83(3), 237-252.
- [23] Tromp, A. M., Pluijm, S. M. F., Smit, J. H., Deeg, D. J. H., Bouter, L. M. and Lips, P. T. A. M. (2001). Fall-risk screening test: a prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly. *Journal of clinical epidemiology*, 54(8), 837-844.
- [24] LeWitt, P. A., Kymes, S. and Hauser, R. A. (2020). Parkinson disease and orthostatic hypotension in the elderly: recognition and management of risk factors for falls. *Aging and diseases* 11(3), 679.
- [25] Gabell, A., Simons, M. A., Nayak, U. S. L. (1985). Falls in the healthy elderly: predisposing causes. *Ergonomics*, 28(7), 965-975.
- [26] Masud, T., Morris, R. O. (2001). Epidemiology of falls. *Age and ageing*, 30 (suppl 4), 3-7.
- [27] Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and ageing*, 35 (suppl 2), ii37-ii41.
- [28] Diener, H. C., Dichgans, J., Bootz, F., Bacher, M. (1984). Early stabilization of human posture after a sudden disturbance: influence of rate and amplitude of displacement. *Experimental Brain Research*, 56(1), 126-134.
- [29] Jacobs, J. V., Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of neural transmission*, 114(10), 1339.
- [30] Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, 88(3), 1097-1118.
- [31] Peterka, R. J., Loughlin, P. J. (2004). Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, 91(1), 410-423.
- [32] Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley Sons.
- [33] T. Furuna, H. Shimada, "Gait and falls in elderly people-Epidemiological Study," *Journal of the Society of Biomechanisms*, Vol. 30, No. 3, pp. 132-137, 2006.
- [34] 中島康貴, 植木真太郎, & 山本元司. (2017). 滑り転倒刺激実験における転倒回避動作の解析. *ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2017* (pp. 2A1-H03). 一般社団法人 日本機械学会.
- [35] 中島康貴. (2019). 後方への滑り転倒現象を再現したトレッドミル歩行時の転倒回避動作に基づいた転倒リスク評価システム. *若手研究者のための健康科学研究助成成果報告書= Research-aid report*, 34, 95-98.
- [36] Sardain, P., Bessonnet, G. (2004). Forces acting on a biped robot. Center of pressure-zero moment point. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans*, 34(5), 630-637.
- [37] Kobayasi, M., Shimizu, Y., Effect of Foot Insole on Standing Balance, *Rigakuryoho Kagaku*, Vol.29, No.4 (2014), pp.605-607 (in Japanese)
- [38] Ishida, M., Sagawa, K., Quantative Evaluation for Standing Stability during Anterior-Posterior Body Tilt Movement Using Inverted Pendulum Model, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers Series C*, Vol.75, No.752 (2009), pp.1047-1055 (in Japanese).
- [39] Freitas, P. B., Freitas, S. M. S. F., Duarte, M., Latash, M. L., Zatsiorsky, V. M., Effect of joint immobilization on standing balance, *Human movement science*, Vol.28, No.4 (2009), pp.515-528.
- [40] 鈴木淳一, 松永喬, 徳増厚二, 田口喜一郎, 渡辺行雄. (1996). 重心動揺の Q&A, 手引き (1995). *Equilibrium research*, 55(1), 64-77.
- [41] 時田喬. (1995). 重心動揺検査 病巣診断を目標として. *Equilibrium Research*, 54(2), 172-179.
- [42] 大川剛, 時田喬, 柴田康成, 小川徹也, 宮田英雄. (1995). 重心動揺検査 単位面積軌跡長の意義 健常者における検討. *Equilibrium research*, 54(3), 296-306.
- [43] Hiramatsu, T., Izumi, K., Relationship between characteristics of plantar pressure distribution while standing and falls in community-dwelling elderly, *Journal of the Tsuruma Health Science Society Kanazawa University*, Vol.34, No.2 (2010), pp.51-63.
- [44] Hof, A. L., Gazendam, M. G.J., Sinke, W. E., The condition for dynamic stability, *Journal of Biomechanics*, Vol.38, No.1 (2005), pp.1-8.
- [45] Nawayseh, N., Griffin, M. J. (2006). Effect of frequency, magnitude and direction of translational and rotational oscillation on the postural stability of standing people. *Journal of Sound and Vibration*, 298(3), 725-754.
- [46] A. D. Kuo, "An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance," *Journal of neural engineering*, Vol. 2, No. 3, pp. S235-S249, 2005.
- [47] P. Hur, B. A. Duiser, S. M. Salapaka, E. T. H. Weckler, "Measuring robustness of the postural control system to a mild impulsive perturbation," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 18., No. 4, pp. 461-467, 2010.

- [48] 後藤博哉, 佐川貢一. (2013). PID 制御則を有する 1 リンク倒立振り子モデルを利用した前方傾斜動作の立位姿勢制御特性評価. 計測自動制御学会論文集, 49(12), 1113-1120.
- [49] Chagdes, J. R., Rietdyk, S., Haddad, J. M., Zelaznik, H. N., Cinelli, M. E., Denomme, L. T., ... Raman, A. (2016). Limit cycle oscillations in standing human posture. *Journal of biomechanics*, 49(7), 1170-1179.
- [50] YOSHIDA, Yuki, et al. Postural balance strategies in response to disturbances in the frontal plane and their implementation with a humanoid robot. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, 2013, 44.6: 692-704.
- [51] 久保田雅史, 野々山忠芳, 鯉江祐介, 安竹正樹, 松尾英明, 成瀬廣亮, ... & 山村修. (2016). 地域在住高齢者における歩行安定性と静的立位安定性との関連性. In 理学療法学 Supplement Vol. 43 Suppl. No. 2 (第 51 回日本理学療法学会大会 抄録集) (p. 1504). 公益社団法人 日本理学療法士協会.
- [52] KANG, Hyun Gu; DINGWELL, Jonathan B. A direct comparison of local dynamic stability during unperturbed standing and walking. *Experimental brain research*, 2006, 172.1: 35.
- [53] Casadio, M., Morasso, P. G., Sanguineti, V. (2005). Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application. *Gait & posture*, 21(4), 410-424.
- [54] 高田勇, 跡見順子, 清水美穂, 高田有希, 富田昌夫, 跡見友章, 長谷川克也, 身体動揺の周波数応答から浮かび上がる日常動作における身体性, 第 31 回日本人工知能学会学術講演会予稿集, (2017), pp.1-4.
- [55] S. M. Henry, J. Fung, F. B. Horak, "Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 6, No. 1, pp. 32-42, 1998.
- [56] F. C. Kuo, C. Z. Hong, C. L. Lai, S. H. Tan, "Postural control strategies related to anticipatory perturbation and quick perturbation in adolescent idiopathic scoliosis," *Spine*, Vol. 36, No. 10, pp. 810-816, 2011
- [57] T. Buchanan, D. G. Lloyd, K. Manal, T. Besier, "Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model," *Medicine and Science in Sports and exercise*, Vol. 37, No. 11, pp. 1911-1916, 2005.
- [58] S. Sozzi, J. L. Honeine, M. C. DO, M. Schieppati, "Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane," *Clinical Neurophysiology*, Vol. 124, No. 6, pp. 1175-1186, 2013.

謝辞

本研究の計画から推進および論文の執筆にあたり，多くの時間を割いて御指導，ご鞭撻をして下さった，九州大学工学研究院の山本元司教授に深く深く感謝の意を表します．山本先生には，社会人である著者に対し，現代制御工学の特別講義および研究の円滑な遂行，ジャーナルへの論文投稿などの様々な配慮をして頂きました．誠に有難うございます．

また，ご多忙のなか副査を快諾して下さいました九州大学工学研究院の木口量夫教授および九州大学システム情報科学研究院の倉爪亨教授には，本論文をまとめる上で貴重な御指摘，御指導を賜り心から感謝いたします．

論文の執筆や研究の進め方について，御指導御支援を下さった，九州大学工学研究院の中島康貴准教授および本田功輝助教に深く感謝いたします．

本研が円滑に遂行できたのは，実験装置の製作からデータ処理方法などに多くの御協力を頂いた松尾泰志君，Pham Hoang Tung 君の御蔭と深く感謝いたします．

最後に，社会人でありながら後期博士課程というに生活を，3年以上も精神的に支えてくれた家族に深く感謝いたします．特に妻には，多大な苦勞を掛けたことを詫びるとともに心から感謝しております．

令和3年6月8日

戸越 勉