

厚生科学研究研究費補助金
効果的医療技術の確立推進臨床研究事業

骨折発生におけるマイクロクラック集積の影響と
プロテクターの骨折予防効果に関する基礎的研究

平成 14 年度 総括研究報告書

主任研究者 中土 幸男

平成 15 年(2003)年 4 月

目 次

I. 総括研究報告

- 大腿骨頸部骨折発生におけるマイクロクラック集積の影響と超音波および
プロテクターの骨折予防効果に関する基礎的研究 1
主任研究者 中土 幸男 国立長野病院整形外科 医長

II. 分担研究報告

- 1 大腿骨頸部骨折受傷患者の術前後のADL比較5
中土 幸男 国立長野病院整形外科 医長
中村 順之 国立長野病院整形外科
(資料 アンケート調査票 巻末に添付113)
- 2 大腿骨頸部骨折術後患者のADLとQOLへの影響について7
中土 幸男 国立長野病院整形外科 医長
波多腰 峰子 国立長野病院理学療法士長
- 3 大腿骨頸部骨折予防に関する臨床的研究9
立岩 裕 国立長野病院整形外科医長
中土 幸男 国立長野病院整形外科医長
4. 転倒のセンシング技術開発とHipprotector 設計に関する研究11
但野 茂 北海道大学大学院工学研究科教授
柴野 純一 北海道大学大学院工学研究科助教授
- 5 超音波顕微鏡による骨の微細力学的特性分布の観察22
小林 道明 北見工業大学機械システム工学学科教授
藤木 裕行 室蘭工業大学機械システム工学学科助教授
- 6 大腿骨有限要素モデルによる力学的研究65
渡辺 直行 東京都立科学技術大学院工学系研究科助教授
中土 裕樹 東京都立科学技術大学院工学系研究科前期博士課程
7. 3次元CTによる骨標本の解析に関する研究71
日下部正宏 福井大学工学部教授
8. 培養骨系細胞のメカニカルストレス下での反応応答73
阿部 康次 信州大学繊維学部教授
長幡 操 国立医薬品食品衛生研究所療品部

- III. 研究成果の刊行物・別刷 105

研究要旨

CT画像データから、ヒト大腿骨の2タイプの3次元有限要素モデルを作成した。いずれも皮質骨と海綿骨を分離したもので、一つは従来の2次元CT画像から作成した whole bone で、他方は3次元CT画像から作成した海綿骨骨梁3次元構造を備えた詳細な大腿骨頸部のモデルである。一方、超音波顕微鏡を用い大腿骨骨幹部の力学的特性分布を調べた結果、横断面において荷重方向の弾性率がそれに直行する水平方向より高値を示した。この異方性は内骨膜側より外骨膜側でより大きかった。臨床的に踵骨の超音波測定による骨評価は、従来の DXA 法による骨密度測定と比較して同等以上の大腿骨頸部骨折発生の予測能を有することがわかった。実験的に転倒時にかかる加速度を測定した結果、足首進行方向の加速度と腰部の角加速度から転倒を検出できる可能性があることがわかった。また、等身大マネキンで転倒させた場合、その衝撃力は臀部・大腿骨頸部付近で大きいことが実験的に示された。大腿骨頸部骨折手術患者へのアンケート調査の結果から、90歳代の高齢者において、骨折後にADLが低下し、特に下肢機能の低下、精神機能（自発性）の低下によるADLの低下が著しかった。このため、高齢で合併症のある患者には、状態に応じ早期にきめ細かな対応を行う必要性がある。

A 研究目的

本研究の目的は下記の4つである。1) 大腿骨頸部骨折の発生メカニズムを生体工学的手法により解明する。2) 頸部骨折危険予知を目的とした臨床的診断法(スクリーニング法を含む)の開発を行う。3) 骨系細胞への超音波照射の影響を基礎的に探求し、粗鬆骨への超音波照射の治療的意義を検討する。4) 骨折予防の観点からプロテクターを広くとらえる。臀部への外的衝撃緩和を目的とした従来のヒッププロテクターの改良を行うと同時に、内的な当該部の骨強度と筋力を増強する方策を総合的に検討する。

B 研究方法

1) の大腿骨頸部骨折の発生メカニズムに関しては、今後の大腿骨への静的荷重および動的な衝撃に対する応力分布を解析するために、その前段階としてCT画像よりヒト大腿骨の3次元有限要素法モデルを構築した。その際、従来の方法、すなわち、2次元CT断層画像を積み

重ねて3次元のカーブ、サーフェイス、ソリッドモデルとし、そこにメッシュを作成し有限要素モデルを構築する方法で行った。一方、新しい試みとして、大腿骨のCT撮影を次世代のコーンビーム3D-X線CT装置(放射線総合医学研究所に設置)で撮影した。そこで得られるデータは3次元Volumeデータであるため、従来のCT画像の積み重ね作業が不要となる利点がある。メッシュ要素をCT値とvoxelデータを基準に作成でき、一気に有限要素モデルを構築できる特徴がある。一方で、データ量が膨大になる欠点も有している。そのため、今回は大腿骨頸部部分のみの有限要素法モデルの作成を試みた。

2) ヒト大腿骨の各部分の力学的特性を知る目的で、各部位の硬組織標本作製し、超音波顕微鏡を用いて、縦および横弾性率、密度、ポアソン比およびそれらの力学的特性パラメータの異方性を調べた。

3) 大腿骨頸部骨折の優れた危険予知検査法を探るために、大腿骨頸部骨折例と非骨折例の同年齢分布の2グループ間で、大腿骨頸部骨塩量(DXA法)と踵骨の超音波測定法(QUS)を同時測定し、両検査法の大腿骨頸部骨折発生リスクについての評価能の優劣を比較検討した。

4) 培養マウス由来骨芽細胞及びマウス由来未分化間葉系細胞に超音波を照射しその反応応答を観察し、未照射群との比較を行い、超音波照射の治療的意義を基礎的に検討した。

5) 大腿骨頸部骨折か患者のADLおよびQOLにどの程度影響したかを知る目的で、国立長野病院整形外科で手術的治療を受けた大腿骨頸部骨折者を対象に、機能的自立度評価法(FIM)質問紙とSF 36日本語版質問紙、家庭環境、骨折時の状況等を内容としたアンケート用紙を郵送し、骨折前と術後とで比較した。

6) 転倒検出とヒッププロテクター設計のための基礎データを取得するために歩行実験および転倒実験を行った。加速度計および角加速度計を装着した被験者を実際に転倒させ転倒時の加速度変化を解析した。さらに、雪道歩行での不安定歩行の解析、等身大のマネキンを用いた転倒実験による大転子部への衝撃量の測定を行った。

C 研究結果

1) 従来のCT画像データの積み重ね方式による有限要素モデル構築では、平成13年度に作成したモデルは皮質骨と骨髄を区別しない充実性であった。今年度は皮質骨と骨髄を区別した実際に近い大腿骨有限要素モデルの作成ができた。一方、3次元CT装置で撮影したデータからCT値の範囲を決めることで皮質骨と海綿骨を区別することが可能であった。構築した大腿骨頸部のモデルでは、骨髄内に海綿骨梁の3次元構築が実現してきた。

2) 平成13年度、大腿骨頸部の海綿骨骨梁

および大転子部と小転子部の皮質骨の力学的特性について超音波顕微鏡による測定を行っている。今年度はヒト大腿骨骨幹部を対象に同様の測定を行った。大腿骨骨幹部中央の皮質骨横断面では縦弾性率が外骨膜側から内骨膜側に向かって減少していた。一方、同部の皮質骨縦断面での縦弾性率は場所により多少のばらつきはあるものの、全体を通して一樣な分布を示していた。密度も縦弾性率とほぼ同様の分布を示した。異方性を測定すると、内骨膜側では水平方向(荷重方向と直行する方向)と垂直方向(荷重方向)とでの異方性はあまり存在せず、外骨膜側に近づくにつれて異方性の傾向が大きくなっていることかわかる。

3) 大腿骨頸部骨折の危険予知能力において、超音波測定法の方がDXA法よりも優れていた。しかも、超音波測定法において音響的骨評価値による骨折危険閾値を設定することかできた。

4) 超音波の照射条件が1MHz、パルス幅200μ秒で10分間照射した場合、骨芽細胞の細胞形態、増殖性、分化マーカーに対しては超音波の影響は観察されなかったか、軟骨に分化する未分化間葉系細胞に対してはこの条件で影響が見られた。擬似的に作製した人工細胞外基質上で培養した骨芽細胞に超音波を照射すると、細胞の分化促進が観察された。これより、超音波の影響は基質を介して影響することか推察された。

5) 今回のアンケート調査結果から以下のことか指摘してきた。①90歳代の高齢者において、骨折後にADLは低下した。特に下肢機能の低下、精神機能(自発性)の低下によるADLの低下が著しかった。高齢者の大腿骨頸部骨折はADL機能の低下において危険因子といえる。②逆に頸部骨折患者のADLの低下は必ずしも精神的タメーンとはなり得ない。③高齢で合併症

のある患者の治療は、状態に応じて早期にきめ細かな対応を行う必要がある。

6) 転倒のセンシング実験では、加速度は変化が複雑であるのに比へ、腰部での角加速度の変化は単純であり検出対象として優れていた。雪道歩行時に於ける加速度、角加速度変化についても検討した結果、スリッパした瞬間の足首の進行方向と左右方向加速度の変化には共通点があることかわかった。マネキンによる転倒時の衝撃力を測定した結果、後方転倒が $2712 \pm 322\text{N}$ 、側方転倒が $1882 \pm 263\text{N}$ という結果を得た。これより、転倒時の大腿骨頸部付近への衝撃力はたいへん大きいことかわかった。

D 考察

今年度において、従来のCT画像から構築された大腿骨の whole bone のモデルと、次世代のコーンヒーム3D-X線CT装置からのデータを加工して得られたより精密な大腿骨頸部モデルの2つの有限要素モデルが作成できた。今後、マネキンによる転倒実験での衝撃量の結果を参考に、衝撃に対する動的解析を行い、大腿骨頸部にかかる応力分布を調べる予定である。今回のモデルはいずれも海綿骨と皮質骨が分離されており、超音波顕微鏡観察から得られた実際の大腿骨の物性値（弾性率、密度、ポアソン比）分布（異方性も考慮）を入力できるようにしたい。モデル上で皮質骨と海綿骨のそれぞれの物性値を変化させて骨粗鬆症モデルを作成し、骨粗鬆症での頸部骨折の発生メカニズムを解明したい。解析に際しては、大腿骨全体の衝撃応答を whole bone model で観察しながら、精密な解析を頸部モデルで境界条件を設定しながら観察する方法が良いと考えられる。このモデルを用いて、最終的な本研究の目的であるプロテクターの骨折予防効果のシミュレーションをする予定である。

マネキンによる転倒時の衝撃力は大腿骨頸部付近ではたいへん大きいことかわかった。今回の実験では滑りによる初速が与えられていないため実際よりも小さな値が出ていると考えられる。人間では、各関節の強さや、衝撃の加わる部分の構造や弾性的性質によりこの衝撃力の値は変化すると考えられる。一方、実際のヒトの転倒や歩行時のすべりなど転倒予備的な状態を体につけた加速度計を介して転倒前に検知できないかを実験的に検討した。その結果、足首進行方向の加速度と腰部の角加速度から転倒を検出できる可能性があることかわかった。このことは、将来的に車のエアークラッシュと同様の機構、すなわち、転倒の加速度を検知し転倒前にプロテクターの袋を膨らます新しい発想のヒッププロテクターの開発へ一歩前進したことを示している。

超音波による骨評価で広く用いられている減衰係数BUAに対し、測定された最大波の半値幅である骨透過指標TIは簡便で有効である。TIや音響的骨評価値OSIは同一部位の測定である踵骨骨量C-BMDと比較して、大腿骨頸部全骨量F-BMDより高い相関を示し、また大腿骨頸部骨折の予測能は当該部位であるF-BMDより優れていたことから、骨密度のみならず骨の微小構造や弾性に関する情報を現している可能性があると考えられる。今後の骨粗鬆症診療で超音波診断の導入を積極的に行い、頸部骨折危険閾値以下の患者への積極的な治療と予防措置を講ずる必要がある。

今回のアンケート調査結果から、90歳代の高齢者において、骨折後に下肢機能の低下、精神機能（自発性）の低下が認められた。現在の頸部骨折の治療は、手術の進歩、疼痛の緩和や早期リハビリにより、入院期間の短縮、早期の社会復帰が可能で社会的機能が維持されやすい。一

方で、より高齢者の大腿骨頸部骨折はADL機能の低下において危険因子といえるので、高齢で合併症のある患者の治療は、状態に応じて早期にきめ細かな対応を行う必要がある。

E 結論

ヒト大腿骨のCT画像を構築することで、皮質骨と海綿骨を分離した有限要素モデルを作成した。一方、超音波顕微鏡を用い大腿骨骨幹部の力学的特性分布を調べた結果、横断面において荷重方向の弾性率がそれに直行する水平方向より高値を示した。この異方性は内骨膜側より外骨膜側でより大きかった。臨床的に踵骨の超音波測定による骨評価は、従来のDXA法による骨密度測定と比較して同等以上の大腿骨頸部骨折発生の予測能を有することかわかった。転倒時にかかる加速度を測定した結果、足首進行方向の加速度と腰部の角加速度から転倒を検出できる可能性があることかわかった。また、等身大マネキンを転倒させた場合、その衝撃力は臀部・大腿骨頸部付近で大きいことか実験的に示された。大腿骨頸部骨折手術患者へのアンケート調査の結果から、90歳代の高齢者において、骨折後にADLが低下し、特に下肢機能の低下、精神機能（自発性）の低下によるADLの低下が著しかった。このため、高齢で合併症のある患者には、状態に応じ早期にきめ細かな対応を行う必要性がある。

研究報告書

大腿骨頸部骨折受傷患者の術前後のADL比較

主任研究者 中土幸男 国立長野病院整形外科医長

中村 順之 国立長野病院整形外科医員

研究要旨

大腿骨頸部骨折で手術を施行した 159 例において、手術前後の日常生活動作（ADL）を FIM 評価表を用いて調査し、骨折が ADL に与える影響について調べた。その結果、高齢者において大腿骨頸部骨折は ADL を低下させていることがわかった。特に下肢の運動機能の低下が目立った。表出、問題解決能力は 90 歳代での低下が著しかった。このような患者層においては受傷を未然に防ぐための早期の筋力低下予防、および自発性等の精神機能の維持への医療側からの介入が必要である。

A 研究目的

大腿骨頸部骨折の発生が患者の ADL にどの程度影響したかを、FIM アンケート用紙にて骨折前と術後とで比較し検討した。

B 研究方法

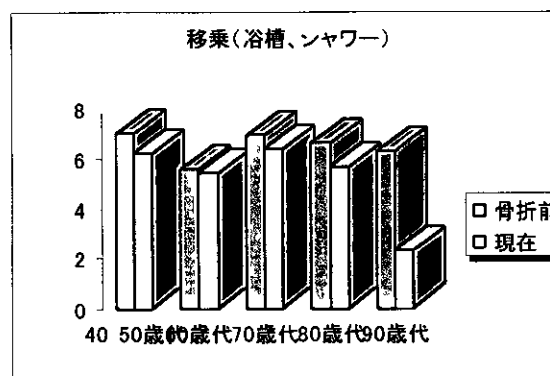
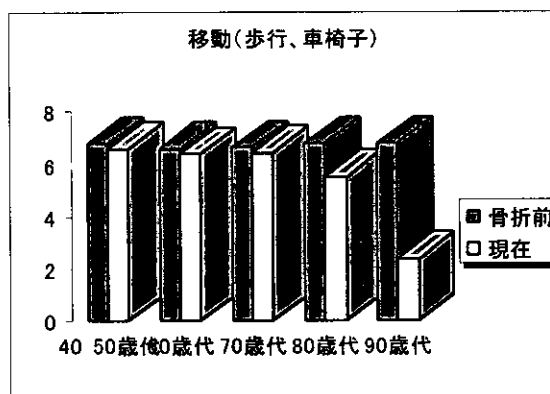
当科で手術を施行した大腿骨頸部骨折患者を対象に、機能的自立度（FIM）評価表を用いてアンケート調査を行い、返答をスコアリングし骨折前と術後の ADL の比較を行った。アンケートは慶應義塾大学医学部リハビリテーション医学教室で翻訳され、質問紙法に改訂された FIM 評価表を用いた。1997 年 11 月 4 日～2001 年 12 月 28 日に大腿骨頸部骨折を受傷し当院で治療を受けた患者 159 名を対象に、アンケート用紙を郵送し、骨折直前と現在の ADL を回答してもらった。記載は患者本人でなく介護者に依頼した。すでに他界した患者に関しては術後最も良い状態の時期の ADL を回答してもらった。回答が不十分だった返答に対しては、電話で追跡調査を行った。

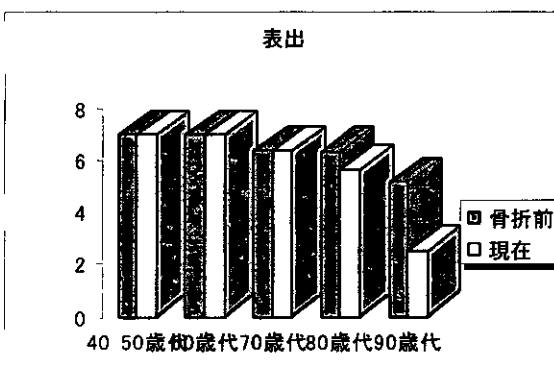
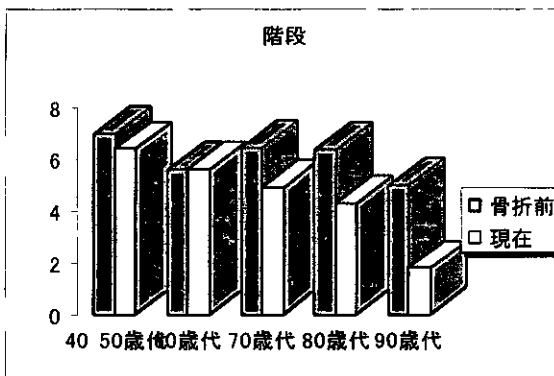
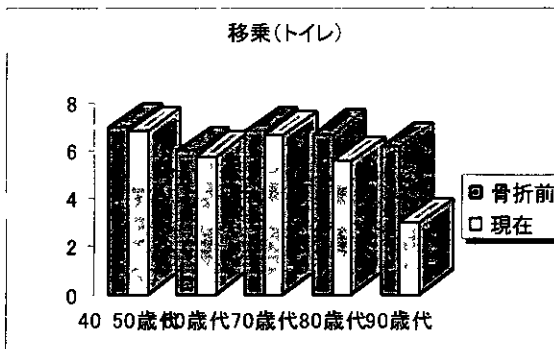
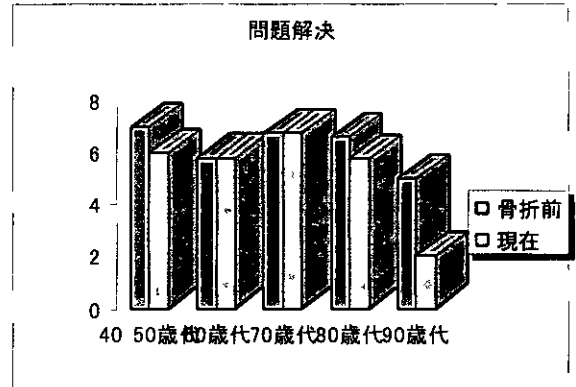
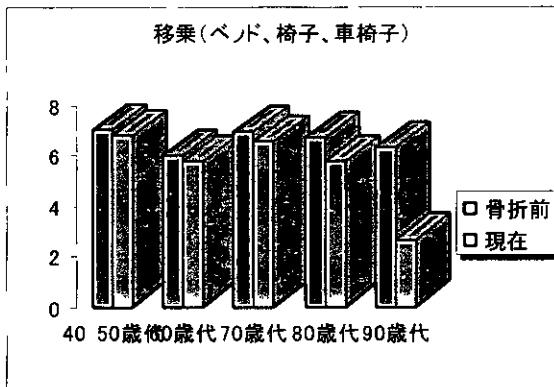
C 研究結果

全項目の回答が得られた患者は 59 名

（37%）であった。運動領域の内、食事、整容、清拭（入浴）、更衣（上半身）といった主に上肢に拠る動作は 80 歳代以下では明らかな ADL

低下は認めないが、90 歳代になると骨折後に ADL 低下を認めた。更衣（下半身）、トイレ動作、移乗、移動、階段など下肢に拠る動作は 80～90 歳代の高齢者では ADL の低下が見られた。階段は 70 歳代から低下を認め、下肢機能のなかに骨折により最も影響を受けた機能であった。認知領域のうち、表出、問題解決は 80～90 歳代で著しく低下した。





D 考察

FIM (Functional Independence Measure) は、Barthel Index と並んで、現在世界で最も使用頻度の高いADLスコアの一つである。大腿骨頸部骨折患者は高齢者の発症が多いため、単に術前後の歩行機能の評価だけで無く、今後はADLを評価することか治療〜リハビリを行ううえで必要になってくると考えられる。今回の調査では80~90歳において下肢機能に関わる運動領域(更衣(下半身)、トイレ動作、移乗、移動、階段)、認知領域(表出、社会的交流、問題解決)でADLの低下を認めた。認知領域の低下は、骨折後へノト上生活での痴呆進行、自発性低下か影響を及ぼしたと思われる。今後さらに調査症例数を重ねてゆくと、ADL評価の傾向から転倒による骨折の危険性を評価でき、歩行機能におけるADLか低い高齢者に対して転倒予防教室を勧めるといった予防策をとってゆくことも可能となると思われる。

E 結論

80~90歳代の高齢者において、骨折後にADLは低下した。特に下肢機能の低下、精神機能(自発性)の低下によるADLの低下か著しかった。80~90歳代の高齢者の大腿骨頸部骨折はADL機能の低下において危険因子といえる。このような患者層においては受傷を未然に防ぐための早期の筋力低下予防、および自発性等の精神機能の維持への医療側からの介入か必要である。

大腿骨頸部骨折術後患者の ADL と QOL への影響について

主任研究者 中土幸男 国立長野病院整形外科医長

波多腰 峰子 国立長野病院理学療法士長

研究要旨

大腿骨頸部骨折か患者の日常生活動作能力（FIM）と健康関連 QOL（SF 36）に及ぼした影響をアンケートから比較・検討した。頸部骨折患者の治療は早期リハビリテーションの実施、クリティカルパスの導入による入院期間の短縮で早期の社会復帰が可能となり、社会的機能が維持され、精神的健康度への影響は少ない傾向にある。しかし、高齢者で合併症がある患者では早期の医療者側の介入と十分な対応が全体的 QOL を向上させる

A 研究目的

年齢別 SF 36 サブスケール得点比較 大腿骨頸部骨折か ADL と QOL にどのような影響を与えているかを調査するため、当院で手術を施行した患者を対象にアンケートを行った

B 対象と方法

1997 年 11 月 4 日～2001 年 12 月 28 日に当院にて治療を受けた患者 159 名を対象に、郵送によるアンケート調査を行った。内容は治療前後の FIM 質問紙と SF 36 日本語版質問紙、家庭環境、骨折時の状況等とした。回収率は 40.9%（65 部）、そのうち FIM・SF-36 全てに回答があった 45 名（28.3%）について比較・検討を行った

	平均年齢	男	女	計
40～69才	59.64	3名	7名	10名
70～79才	74.81	4名	7名	11名
80才以上	84.38	5名	19名	24名

C 研究結果

頸部骨折患者の SF 36 得点の身体機能・日常役割機能は、70 才以前と 70 才以降の年齢層で有意差がみられた。SF 36 得点で体の痛み・活力・社会生活機能・心の健康には大きな影響を与えていなかった

（図 1）合併症があると SF-36 得点は低かった（図 2）身体機能得点が高い人は術前後の FIM 得点差も大きい傾向にあった（図 3）

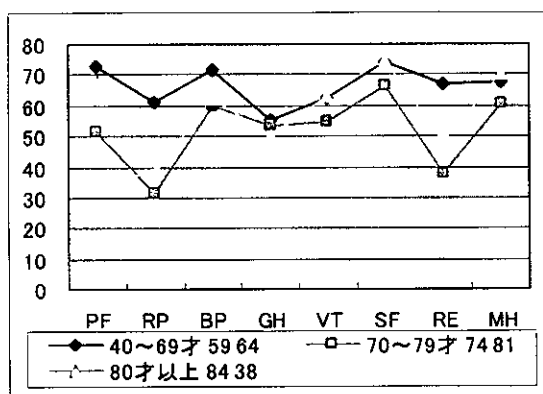


図 1 年齢別 SF-36 サブスケール得点比較

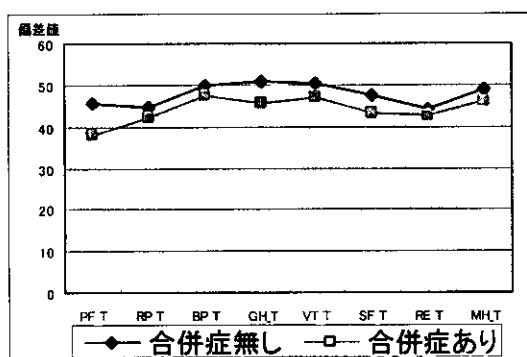


図 2 合併症の有無と国民標準偏差比較

頸部骨折では身体的機能の低さが必ずしも精神的健康度に影響を与えていなかった。身体機能面では FIM 得点と SF-36 得点は関連していた

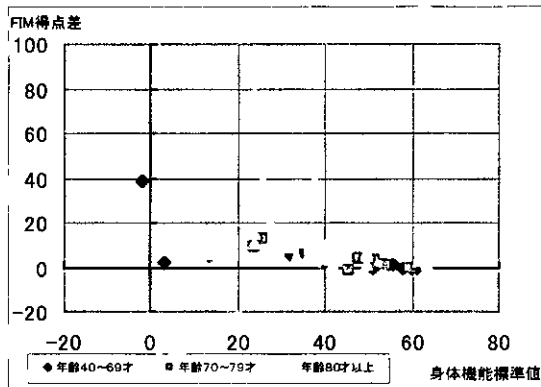


図3 FIM 得点差と SF-36 身体機能標準値

D 考察

今回の調査結果から以下のことが指摘できる
 ①頸部骨折患者の ADL の低下は必ずしも精神的ダメージとはなり得ない ②頸部骨折の治療は、技術の進歩による疼痛の緩和や早期リハビリテーションにより、入院期間の短縮、早期の社会復帰が可能で社会的機能が維持されやすい ③高齢で合併症のある患者の治療は、状態に応じて早期にきめ細かな対応を行う必要である ④身体的機能に対して医療者側の介入を重要視することか全体的 QOL を向上させることになると推察される

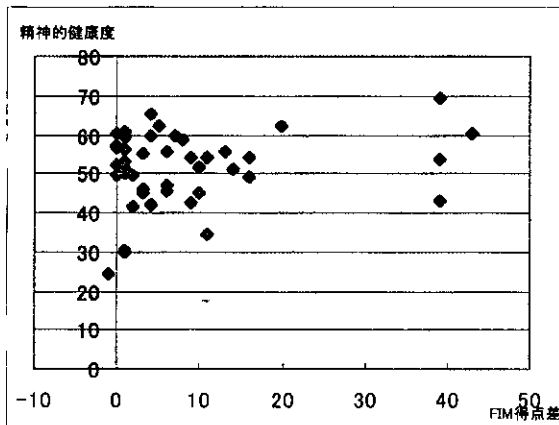


図4 FIM 得点差と身体的健康度

E 結論

大腿骨頸部骨折術後治療において、身体的機能に対するの早期介入か全体的QOLの向上につながる

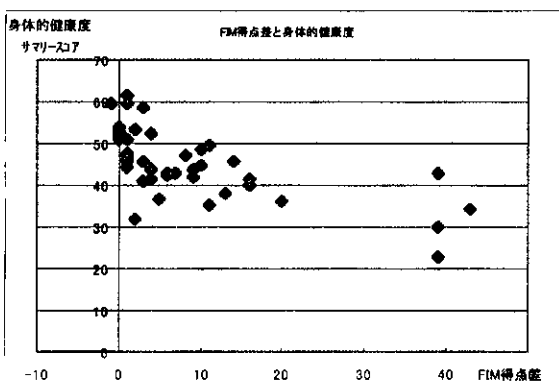


図5 FIM 得点差と精神的健康度

分担研究報告書

大腿骨頸部骨折予防に関する臨床的研究

分担研究者 立岩 裕 国立長野病院整形外科医長

研究要旨

踵骨の超音波測定による骨評価は、従来の DXA 法による骨密度測定と比較して同等以上の大腿骨頸部骨折発生の予測能を有することを明らかにした。簡便かつ安価で X 線被曝のない超音波測定法により効率よく対象を抽出して、運動・栄養指導や薬物治療などの対策を講じることか大腿骨頸部骨折予防に有効と考えられる。

A 研究目的

超音波測定法(QUS)による骨評価パラメータと従来の DXA 法による骨密度(BMD)測定値との相関を検討する。さらに両方法を用いた大腿骨頸部骨折発生の予測能について比較解析する。

B 研究方法

当科で治療した大腿骨頸部骨折の女性 111 例中、交通外傷や脳梗塞、慢性関節リウマチなどの既往例を除外した 88 例(平均年齢 81.2 才)の骨折罹患反対側を対象として AOS-100(アロカ社)を用いた QUS 評価、及び DXA 法による大腿骨頸部・踵骨・腰椎の骨密度(それぞれ F-BMD、C-BMD、L-BMD)測定を施行した。また、閉経後女性 109 例(平均年齢 69.1 才)の右下肢を対象に同様の測定を施行し、QUS で得られた 3 つのパラメータ、即ち音速(SOS)、透過指標(TI)、音響的骨評価値(OSI)らと、各 BMD との相関を検討した。

Overall Fractured Postmenopausal Women	<i>cases</i> 111
<i>Excluded</i>	23
<i>High-energy external trauma</i>	7
<i>Hemiplegia</i>	10
<i>Rheumatoid Arthritis</i>	3
<i>Chronic Renal Failure</i>	2
<i>Previous opposite side fracture</i>	1
Hip Fracture	88
<i>Age (mean±SD)</i>	81.2±7.0 (range, 61-93)
No Fracture: Intact	109
<i>Age (mean±SD)</i>	69.1±10.0 (range, 50-97)
Total	197
<i>Age (mean±SD)</i>	74.5±10.7 (range, 50-97)

更に、平均年齢を合致させた各 59 例ずつの骨折群と正常群を用いて、両測定法による大腿骨頸部骨折発生の予測能について統計的に解析した。

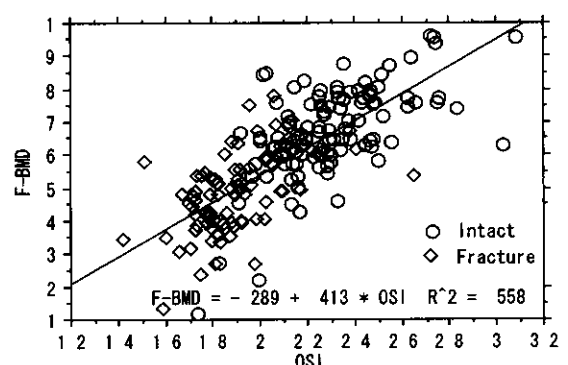
Age	Fracture (n = 59)	Control (n = 59)
mean±SD	77.6 ± 5.6	76.2 ± 7.2
range	61-85	63-95

C 研究結果

対象 197 例における各パラメータの相関係数は C-BMD に対し TI か 0.713、OSI か 0.708 であった。F-BMD については、TI か 0.76、OSI か 0.708 と高い相関を示した(スピアマン順位相関、P<0.0001)。

Rs	F-BMD	C-BMD
SOS	0.574	0.543
TI	0.76	0.713
OSI	0.766	0.708
C-BMD	0.721	P < 0.0001 (n = 197)
L-BMD	0.586	

F-BMD と OSI との直線回帰分析では、 $F-BMD = -0.289 + 0.413 \times OSI$ 、 $R^2 = 0.558$ で、ピアソン相関係数は 0.747(P<0.0001)であった。OSI 値で 2.1 が骨折の閾値と推定された。

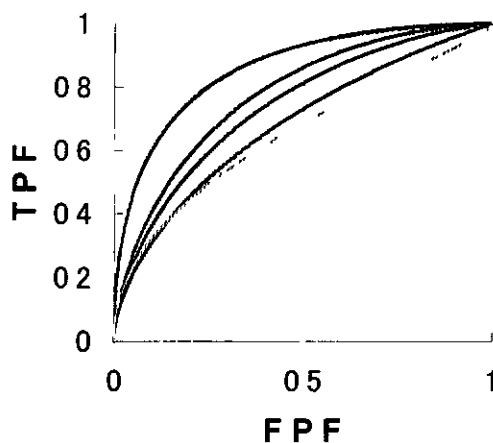


ケースコントロールの骨折群と正常群の、平均身長はそれぞれ 148.8・149.1 cm、平均体重 46.0・49.0 kg で、統計的に有意差はなかった。全てのパラメータは骨折群で有意に(マン・ホイットニー-U テスト)低値を示した。

ロジスティック回帰分析による OSI・TI・F-BMD・C-BMD・L-BMD の年齢補正したオッズ比は、それぞれ 5.1、6.6、2.5、1.7、1.9 であった。

Variable	Age adjusted Odds Ratios for each 1-SD decrease	95% CI
SOS	2.4	1.4-4.0
TI	6.6	3.1-14.2
OSI	5.1	2.6-10.0
F-BMD	2.5	1.5-4.2
C-BMD	1.7	1.1-2.8
L-BMD	1.9	1.2-2.9

ROC 曲線による解析では曲線下面積はそれぞれ 0.86、0.86、0.78、0.68、0.65 であった。



-----	a=1.50	b=0.96	Az=0.8598	OSI
————	a=1.50	b=0.98	Az=0.8589	TI
-----	a=1.09	b=1.04	Az=0.7750	F-BMD
-----	a=0.89	b=0.97	Az=0.7383	SOS
-----	a=0.61	b=0.87	Az=0.6787	C-BMD
-----	a=0.48	b=0.74	Az=0.6509	L-BMD

D 考察

超音波による骨評価で広く用いられている減衰係数 BUA に対し、測定された最大波の半値

幅である TI は簡便で有効である。TI や OSI は同一部位の測定である C-BMD と比較して F-BMD とより高い相関を示し、また大腿骨頸部骨折の予測能は当該部位である F-BMD より優れていたことから、骨密度のみならず骨の微小構造や弾性に関する情報を現している可能性があると考えられる。

E 結論

踵骨の超音波測定による骨評価は、従来の DXA 法による骨密度測定と比較して同等以上の大腿骨頸部骨折発生の予測能を有する。

F 研究発表

1 論文発表

Osteoporosis International
2002, Vol13 S2(Abstracts)

2 学会発表

国際骨折治療学会(ホローニャ イタリア)
ア) 2002年5月16~18日 口演

転倒のセンシング技術開発と Hipprotector 設計に関する研究

分担研究者 但野 茂 北海道大学大学院工学研究科教授

研究要旨 高齢者の転倒の原因として、加齢や疾患による筋力やバランス感覚など様々な機能の低下があげられる。これまでに、転倒に至る生理的要因や転倒後の身体的・精神的影響についての研究は数多く報告されている。しかし、転倒のきっかけを含めた転倒の動作そのものについての研究はあまり行なわれていない。

本研究では、まず歩行時の加速度、歩行速度、ステップ長を基に、転倒の起こりやすい雪道歩行の特徴を明らかにした。さらに、転倒のきっかけとなる雪道歩行中のスリッパによる加速度変化を検出した。また、実際にヒトが模擬転倒する際の転倒動作や転倒中の身体各部の加速度変化を調べた。重量バランスを人間に近づけたマネキンを後方と側方に転倒させ衝撃力を計測した。転倒によって生じる最大衝撃力を明らかにした。

A 研究目的

高齢者は加齢や疾患により筋力やバランス感覚など様々な機能が低下する。これまで問題なく生活してきた環境下でも転倒が生じやすくなる。高齢者の転倒は大腿骨頸部の骨折を伴いやすく、それが寝たきりの原因となることも多い。そのため、骨折を予防するためのヒッププロテクターが市販されているが、骨折発生機序の生体力学的根拠から開発されたものは少なく、また満足する装着感が得られていないため実際の使用例はきわめて少ない。これまでに、転倒に至る生理的要因や転倒後の身体的・精神的影響についての研究は数多く報告されている。しかし、きっかけを含めた転倒動作そのものや転倒による身体への力学的負荷についての研究はあまり行なわれていない。これらを明らかにすることで、装着感に優れ機能的なヒッププロテクターの開発が期待できる。

本研究では、まず、転倒の起こりやすい例として雪道歩行を調査し、舗装路歩行との加速度、歩行速度、ステップ長の違いを考察し、その特徴を明らかにする。さらに雪道での転倒のきっかけとなるスリッパ時の加速度変化を検出する。また、実際にヒトが転倒する際の身体各部の加速度を調べる。さらに重量バランスを人間に近づけたマネキンを後方と側方に転倒させ衝撃力を計測する。これらの結果から、転倒検出とヒッププロテクター設計のための基礎データを得ることを目的とする。

B 研究方法

B-1 歩行速度とステップ長

1) 歩行運動

歩行について以下の因子および定義を用いる

- ・heel contact 踵が接地する瞬間
- ・foot flat 足底全体が接地する瞬間
- ・heel off 踵が床から離れた瞬間

ステップ長 (step length) 反対脚の足底接地位置から、対象脚の足底位置までの距離

- ・歩行速度 (walking velocity) 歩行距離/歩行時

間

- ・歩行周期 (gait cycle) 踵接地から同側脚の踵接地までの経過時間
- ・ステップ周期 (step cycle) 踵接地から反対脚の踵接地までの経過時間

2) 実験条件

被験者は 22-26 歳の男性健常者 3 名とした。歩行は舗装路(アスファルト)と凍結路で行った。舗装路は平坦路と平均斜度 5° の斜面で行い、斜面では上りと下りの歩行データをとった。凍結路も平坦路と平均斜度 7° の斜面で行い、斜面では上りと下りの歩行データをとった。

歩行の実験条件を同じにするため、靴の摩擦を考え、同じランニングシューズとした。ランニングシューズと路面との摩擦を事前に計測した。計測はランニングシューズに 2.5kg のおもりをのせ、ばねばかりを用いて、ランニングシューズを水平に引く。ランニングシューズが動き出す瞬間のばねばかりの値を読み、静止摩擦係数を求める。ランニングシューズの重さは 0.33kg である。この結果、舗装路で静止摩擦係数が 0.9 だったのに対し、凍結路面では摩擦係数が 0.3 であった。さらに凍結路は凹凸もあり非常に歩きにくい状況であった。

3) 実験手順

被験者はあらかじめ引いておいたスタートライン上につま先を合わせて静止する。左足から歩き始め自分のペースで 9 歩進み、そこで静止する。最初の左足 heel off の瞬間から、9 歩目となる左足 foot flat の瞬間までの時間を、ストップウォッチを用いて計測する。

また、スタートラインから 9 歩目に着いた足をつま先までの距離をメジャーで計測する。時間を短縮するため、スタートラインから 5m のラインをはしめに引いておき、そのラインからの距離を計測した。

これを舗装路の平坦路と上り坂、下り坂、凍結路の平地と上り坂、下り坂で行う。

4) データ処理

得られた歩行距離と歩行時間より平均の歩行速度とステップ長を求める。歩行速度は歩行距離を歩行時間で割ること求め、ステップ長は歩行距離を歩数で割って求める。また、各被験者には歩行速度、ステップ長に差があるため、単純にその大きさを比べることはできない。よって、得られた実験データを路面状況別に評価するために舗装路に対する凍結路の変化をあらわした。ここで舗装路の各歩行因子（歩行速度、ステップ長）を 100%として、凍結路の各歩行因子を比較した。また、平地と斜面の違いを見るために平地に対する上り坂と下り坂の変化をあらわした。ここで平地の各歩行因子を 100%として、上り坂と下り坂の各歩行因子を比較した。

B-2 歩行加速度

1) 測定器具

歩行時の 3 軸加速度測定に図 1 のモーショントレーサ MVP-A3 (Micro Stone 社) を用いた。大きさは $W85 \times D50 \times H30$ (mm)、重さ 90g である。加速度の検出範囲は $\pm 20 \text{ m/s}^2$ と $\pm 50 \text{ m/s}^2$ 、 $\pm 100 \text{ m/s}^2$ の 3 種類を用いた。

センサーの検出原理は圧電セラミックスと金属板を接合し、金属板におもりが接合され外周を支持した構造になっている。加速度によって圧電セラミックスが変形する。そのときの応力は加速度に比例し、その応力に比例した電圧が圧電セラミックスに発生する。発生する電圧は検出範囲 $\pm 100 \text{ m/s}^2$ のモーショントレーサで 1 m/s^2 あたり 20mV 発生する。

この仕組みでは加速度が変化しないときは電圧が発生せず、加速度がゼロになってしまうことに注意しなければならない。このことより常に重力加速度を検知することはできず、全体座標系での軸方向は不明である。このモーショントレーサでは相対座標系における 3 軸加速度を測定する。

動作温度は -20 度から 80 度となっており、冬期の屋外でも使用可能である。

2) 実験条件

歩行者は 21~26 歳の男性 7 名、女性 1 名で健常者とした。また、被験者の靴は、滑りやすさの条件を同じにするため、同じランニングシューズとした。

加速度の測定位置は歩行者の頭、腰、右膝、左膝、右足首、左足首である。測定位置と軸方向を図 2 に示

す。X 軸が進行方向、Y 軸が鉛直方向である。関節の部分に取り付けると歩行動作に影響するため、膝は膝関節の上側、足首も足首関節の上側に取り付けた。頭はヘルメットにヒニルテープと両面テープでモーショントレーサを取り付け、腰、膝、足首にはゴムバンドで直接モーショントレーサを取り付けた。膝の位置はヒニルテープで補強した。

予備実験を行い、身体各部位の加速度のおおよその大きさを把握した。その結果を基に、足首には検出範囲 $\pm 100 \text{ m/s}^2$ 、膝に検出範囲 $\pm 50 \text{ m/s}^2$ 、頭と腰に検出範囲 $\pm 20 \text{ m/s}^2$ のモーショントレーサを取り付けることにした。モーショントレーサのサンプリング周期は 50ms とした。

歩行は舗装路(アスファルト)と雪道で行った。舗装路は平坦路と平均斜度 5° の斜面で行い、斜面では上りと下りの歩行データをとった。雪道も平坦路と平均斜度 7° の斜面で行い、斜面では上りと下りの歩行データをとった。距離は雪道平坦路が約 800m、その他約 7m であった。雪道平坦路ではスリップした瞬間の加速度を検出するため距離を長くとった。雪道の路面状況は図 3-5 のように圧雪状態で、ところどころに凍結した部分があった。また、スリップした瞬間を捕らえるため、歩行の様子をヒトオカメラで歩行者の後方から撮影した。

3) 実験手順

まずモーショントレーサのスイッチを入れる。次に歩行者の各部位にモーショントレーサを取り付け、測定開始位置に移動し、静止する。5 秒間静止した後、測定終了位置まで自分のペースで歩き、測定終了位置で停止し 5 秒間静止する。これによりデータ処理の際、どの条件で行った加速度データかわかる。これを各条件で行う。

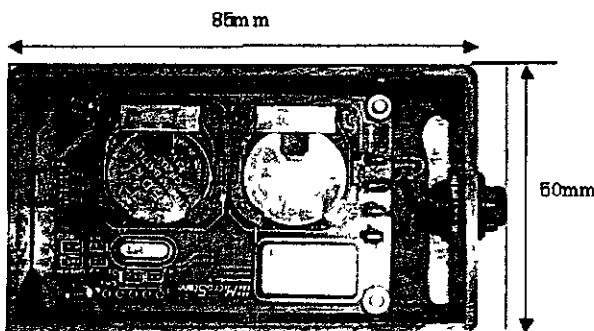


図 1 モーショントレーサ

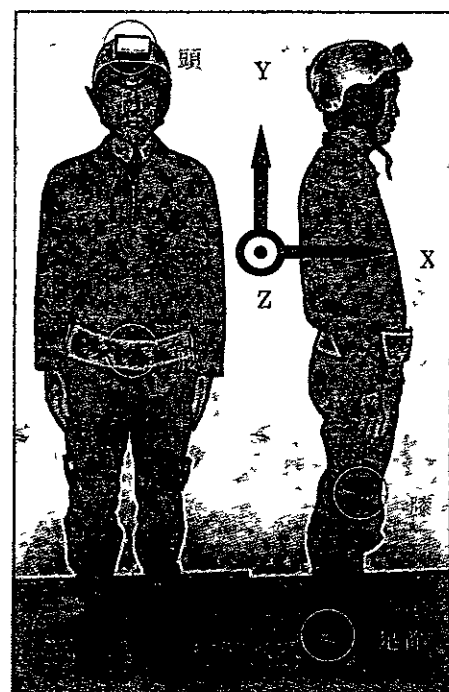


図 2 加速度測定位置と測定方向

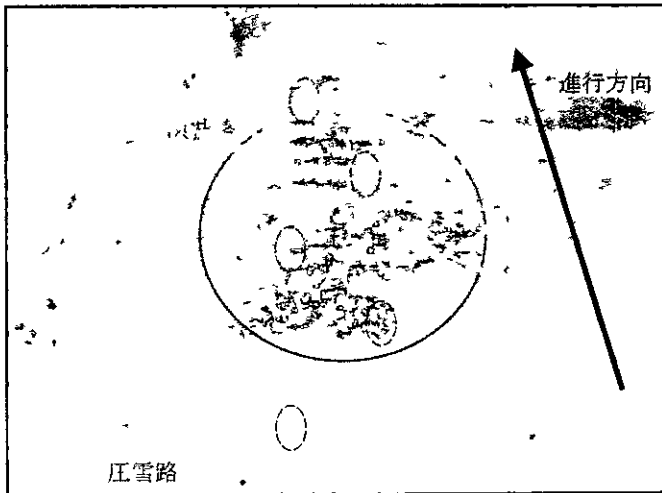


図3 歩行実験の路面状況

B-3 転倒時の身体加速度

1) 実験条件

被験者は21歳男性、身長1.74m、体重63kgの健常者とした。被験者の頭、肩、腰、膝の3軸加速度測定には歩行実験と同様にモーショントラッカー MVP-A3 (Micro Stone社)を用いた。測定位置と軸方向は図4に示す。頭は帽子にモーショントラッカーをテープで張り、その帽子をかぶり、さらに紐で頭と帽子を固定した。肩はサポーターを用いて固定した。腰はゴムバンドを用いて固定した。膝はヒニルテープで固定した。あらかじめ予備実験を行い、身体各部位に生じるおおよその最大加速度を把握した。その結果を基に、腰と肩に検出範囲 $\pm 100\text{m/s}^2$ 、膝と頭に検出範囲 $\pm 50\text{m/s}^2$ のモーショントラッカーを取り付けることにした。加速度のサンプリング周期は5msとした。

転倒はヘント用のマント(210×1210×1950mm)の上で行った。転倒のきっかけとなるキャスター付きの台の足を乗せる面は400×750mmである。台の高さは140mmで、被験者がマントの上に乗って、マントが沈んだ時の高さとも一致するようにした。

2) 実験手順

モーショントラッカーを各部位に取り付けスリットを入れる。ヘント用のマントの端に立ち、左足から歩き始め、4歩目となる右足でキャスター付き台の上に乗ることにより転倒のきっかけとし、被験者の意思で右足を前方に滑りたし、後方に転倒する。被験者はあらかじめ右足で台を踏むように練習を行った。実験は連続して5回行う。実験の様子を図5に示す。

3) データ処理

今回用いた加速度計では全体座標系での加速度かわからないため、転倒時に身体をひねってしまうと転倒の衝撃は、単純に各部位の各方向加速度成分の大きさからはわからない。そこで、各部位の各方向加速度成分を合成し比較した。

B-4 転倒による衝撃力



図4 加速度測定位置とセンサー軸方向

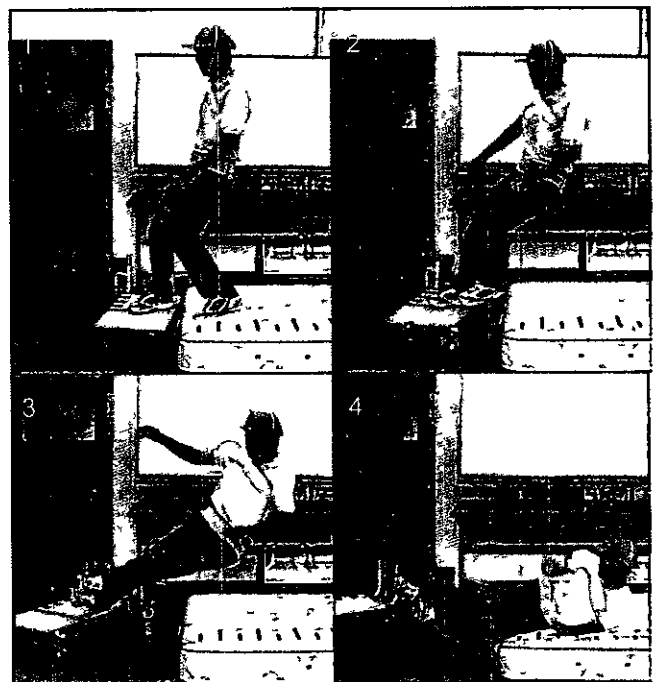


図5 転倒の様子

1) 実験対象

実験には身長が1.7m、重さ6kgのマネキンを用いた。マネキンを人間の体重、重心位置に近づけるために鉛を用いて50kgに調整した。鉛は薄い板状のものを外部から巻きつけ、布テープで貼り付け固定した。

マネキンの各部位の質量、重心位置は表1に示す。各部位の質量比と質量中心比は高齢者男性の文献値を引用した。質量比は身体質量に対する比であり、各部位の質量は体重と質量比の積で求まる。質量中心比は部分長に対する中軸端から重心までの比であり、重心位置は部分長と質量中心比の積で求まる。ただし、上腕は胸骨上縁点からの比、下腕は最下肋骨下縁点間

表1 マネキンの身体特性

部位	質量比	質量(kg)	質量中心比	部位長さ(cm)	重心位置(cm)
頭	0.091	4.6	0.87	24	21
上腕	0.288	14.4	0.41	43	18
下腕	0.209	10.5	0.61	15	9
上腕	0.025	1.3	0.55	32	18
前腕	0.017	0.9	0.43	27	12
手	0.008	0.4	0.82	10	8
大腿	0.092	4.6	0.48	43	21
下腿	0.047	2.4	0.42	38	16
足	0.017	0.9	0.58	25	15

の中点からの比、足は足先からの比とする また、マネキンは足を除き、左右方向、前後方向は対称なものとし、重心位置は各部位の中心とした 足の鉛直方向重心位置は足関節中心と足底の中央とした

このマネキンは各関節が非常に弱く、50kgを支えるには耐えられないため布テープを用いて補強し各関節が自重に耐えられるようにした 足首関節が特に弱いため長靴でさらに補強した

2) 測定方法

衝撃力の測定には 500kgf まで測定可能なロートセル LU-500KE (KYOWA 社) を用いた マネキンの転倒衝撃を面で捕らえるため、ロートセルの上に 388×200×17 (mm) の木板を取り付けた また、衝撃によりロートセルが移動しないように下には 450×510×13 (mm) の木板を取り付けた 計測器の高さは 145mm である サンプリング周期は 0.5ms である

3) 実験手順

マネキンを手動移乗介護リフトに乗せ、マネキンを立たせる この状態で移乗介護リフトはロックされる この時マネキンの足底と計測器の上面の高さが一致するように木板で高さを調節した ロックをはずし、徐々にマネキンを持ち上げ、倒していく 一定のところまでくるとマネキンは転倒する 転倒のパターンは2つで、ひとつは図6のように後方から転倒し臀部を打つパターン、もうひとつは図7のように側方から転倒し大腿骨を打つパターンである 後方転倒の大腿骨大転子までの高さは 860mm、側方転倒の右大腿骨大転子までの高さは 1000mm とした 転倒は 3 回ずつ行った

C 研究結果と考察

C-1 歩行速度とステップ長

図8に舗装路に対する凍結路の各歩行因子の変化を示す 歩行者全員が舗装路よりも凍結路で、歩行速度は遅くなり、ステップ長は短くなった これより凍結路ではスリップしないように注意深く慎重に歩いていることがわかる 特に変化の大きいのは下り坂であり、路面が凍結して最も注意が必要なのは下り坂であることがわかる

図9に平坦路に対する上り坂と下り坂の各歩行因子の変化を示す これより舗装路では歩行速度が少し落ちるかステップ長はほぼ同じであり、平坦路と斜面の差はほとんどないといえる たたし、今回の実験で

は平均斜度 5° であり、さらに傾斜のきついところでは差が開き、歩行速度は落ちるものと考えられる 一方、凍結路では上り坂の歩行速度、ステップ長はあまり変わらないか、下り坂では著しく減少している このことから、凍結路の下り坂が最も歩行しにくいとわかる

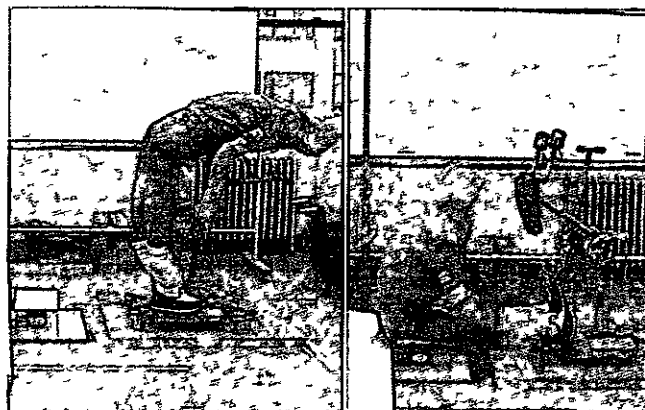


図6 後方転倒

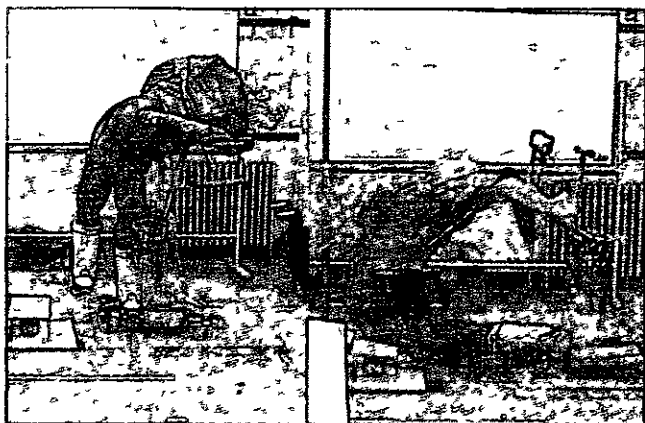


図7 側方転倒

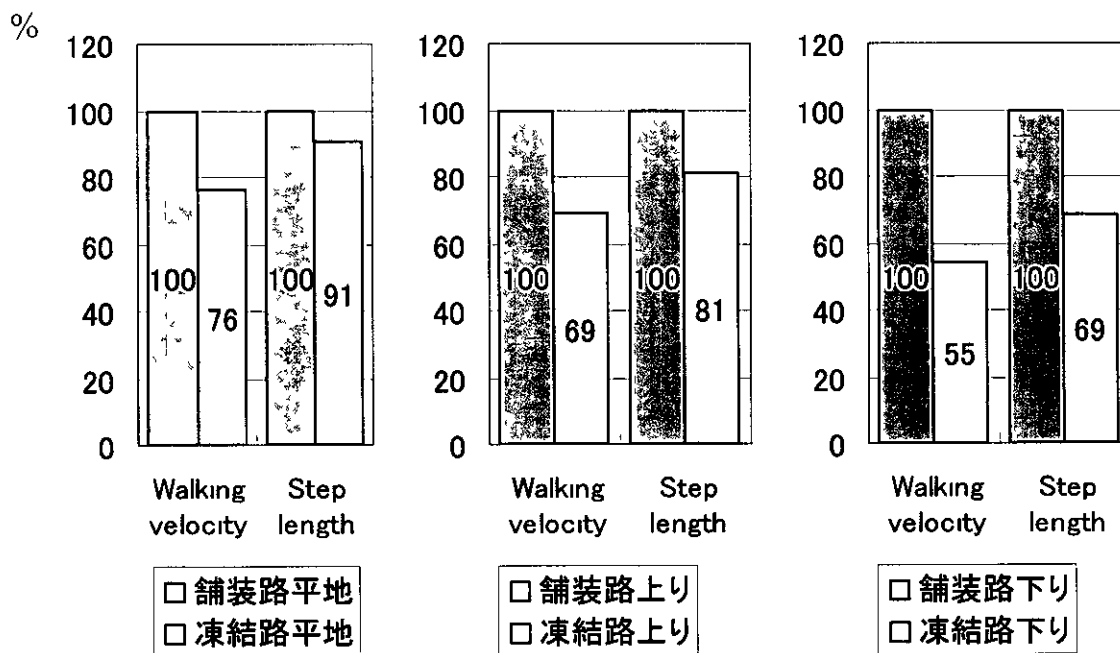


図8 舗装路に対する凍結路の各歩行因子の変化

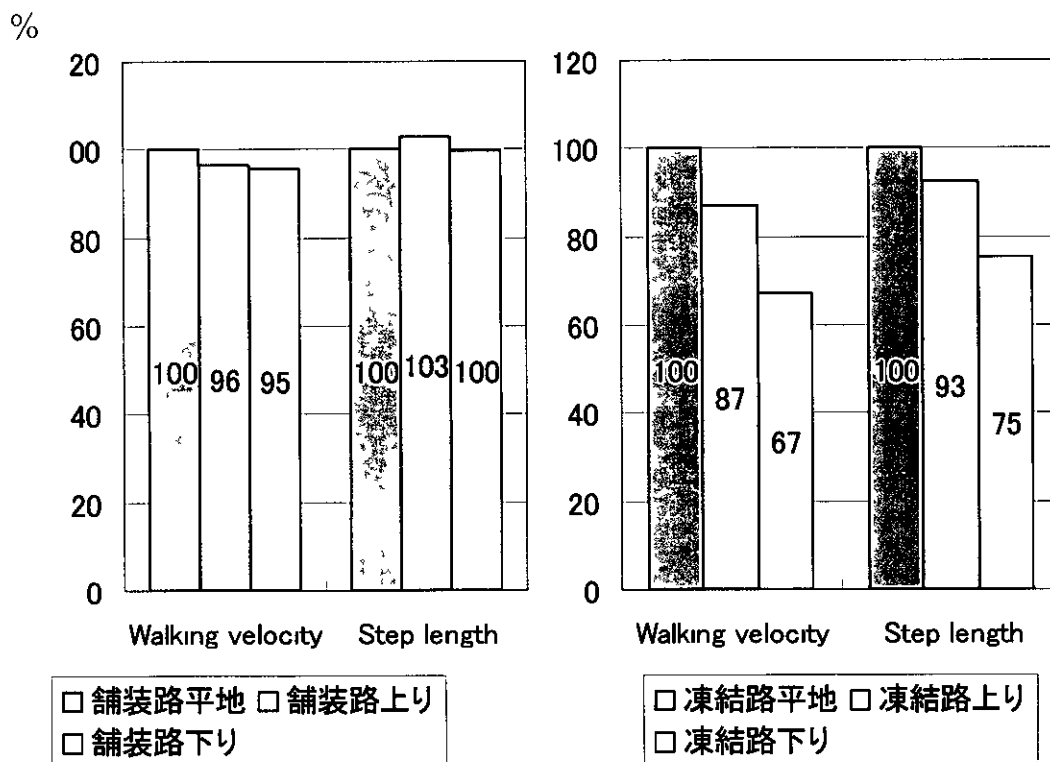


図9 平坦路に対する上りと下りの各歩行因子の変化

C-2 歩行時の身体加速度

1) 歩行加速度

雪道と舗装路の歩行加速度を頭、腰、膝、足首で調べたが、波形を見る限り頭と足首に関しては各被験者

に多くの共通点が見られるが、腰と膝に関しては共通点かあまり見られなかった。そこで変化が最も大きく現れた足首の加速度に着目する。

図11に舗装路平地歩行時の左右足首X方向加速度変化を示す。図11点AのXマイナス方向加速度ピークが踵をついた瞬間 heel contact (図10A)をあらわ

す これはX方向（進行方向）に出した足か、踵を着くことで足首がストップするため、加速度はマイナス方向となる 図 11 点 B の X プラス方向加速度ピークは体重かその足に乗って、足首か前方に動く瞬間（図 10B）を意味する 点 B は foot flat とほぼ同じ瞬間だと考えられる また、歩行リズムなどの変化により、どちらのピーク値も大きく変化する heel contact の瞬間の加速度絶対値は、直線歩行時に被験者 8 人全員か 5m/s^2 より小さくなることはなかった また、利き足のほうが heel contact 時の加速度変化か大きい傾向かあった foot flat に関しては heel contact に比へ、小さな値かてることが多く、変化か大きいと言える この 2 つのピークが現れる時間は非常に短いため、サンプリング周期を小さくすることで側定値か得られる

図 12 に舗装路上り坂歩行時の左右足首 X 方向加速度変化を示す 図 11 の舗装路平地と比へて heel contact の瞬間の X マイナス方向加速度か小さくなっていることかわかる これは足を前に持って行ってから地面に着くまでの距離が坂道になっている分だけ短くなったため、足の速度か比較的に小さい時に踵を着くことになり、瞬間の加速度変化か減少したものと考えられる

図 13 に舗装路下り坂歩行時の左右足首 X 方向加速度変化を示す 図 11 の舗装路平地と比へて、foot flat 時の X プラス方向加速度か小さくなっていることかわかる 下り坂では平地や上り坂と同じ感覚で歩くと加速されるため、下りては歩行速度を制御しなければならぬ このため必要以上に足首を前方に動かすことはせず、逆に前に行かないように制御している様子か加速度変化からわかった

図 14 に雪道平地歩行時の左右 X 方向加速度変化を示す 図 11 の舗装路平地と比へ加速度の変化を見る限りあまり変化は見られない これは雪道かあまり滑らなかつたことか考えられる

図 15 に雪道上り坂歩行時の左右 X 方向加速度変化を示す 図 14 の雪道平地と比へ、foot flat の瞬間の X プラス方向加速度か小さくなっていることかわかる これは滑らないように注意しなから前方に移動したと考えられる また、図 12 の舗装路上りと比へ、まったく逆の現象か起きている 舗装路上りては踵を着く瞬間の加速度変化か小さくなつたのに対し、雪道上りては足首を前方に持っていくときの加速度変化か小さくなつている

図 16 に雪道下り坂歩行時の左右 X 方向加速度変化を示す 図 14 の雪道平地と比へ、右足首は変わりないか、左足首では foot flat の瞬間、X プラス方向の加速度か小さくなつている 下りては速度を制御しなければ、一定の速さでは歩けない これは右足では速度を制御せず、左足のみで制御している 下り坂ではパターンか大きく分けて二つあり、ひとつは慎重に一歩ずつ速度を抑える方法 もうひとつは速度を抑えることなく、坂の下まで速度を落とさず降りる方法である 図 13 は 1 つめのパターンであり、図 16 はこの 2 つの方法を右足と左足で合わせたものである

これらの結果より、歩行中の足首進行方向加速度を

調へることて、路面状況や斜面の傾きかわかると言える

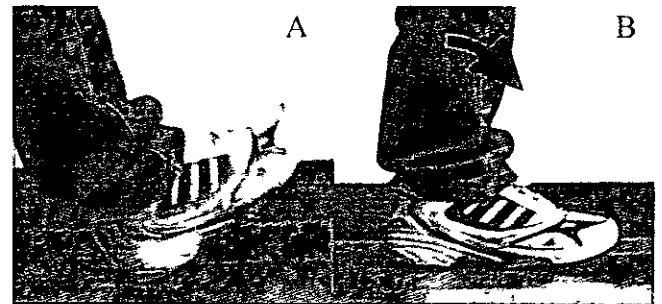


図 10 heel contact (A) と foot flat (B)

2) スリップ加速度

雪道歩行中に被験者 8 人中 4 人かスリップし、全部て 9 回起こつた そのうち、前方にスリップしたものは 4 回、横にスリップしたものは 5 回てあつた 横にスリップしたうち体の内側にスリップしたのか 1 回て、残りの 4 回は体の外側にスリップした スリップした足は右足か 3 回、左足か 6 回てあつた いずれも転倒までは至らず、体勢をリカハリーてきている スリップは圧雪路の部分から、急に凍結路の滑りやすい箇所へ足を移動させたときに起こることが多かつた また、凍結した上に雪かかかり凍結部分か見えないところてスリップした

図 18 に雪道歩行て前方に足かスリップ（図 17 slip1）し、後方に転倒しそうになつた場合の左右足首 X 方向加速度変化を示す 図 18 の矢印かスリップした瞬間をあらわし、スリップ前のプラス方向のピークより低くなつている これはスリップしたことにより足首を前方に移動させる力か弱まつたためである スリップした次の右足首加速度変化か大きくなつているのはリカハリー動作によるものであり、滑つた次の足は強い衝撃を受けている 1 歩てリカハリーしきれぬ時はさらにもう 1 歩大きな加速度変化か起こる

図 19 に図 18 と同様の左足首各方向加速度変化を示す スリップした瞬間を矢印て示す X 方向ほどの加速度変化は見られない

図 20 に雪道歩行で左足が外側（左側方）に足かスリップ（図 17 slip2）した瞬間の左右足首 Z 方向加速度変化を示す。左足首の加速度マイナス方向ピークが左側方にスリップした瞬間を示す。その後の右足のプラス方向ピークはリカバリーするために右側方に足を移動した瞬間を示している。

図 21 は図 20 と同様の左足首 X, Z 方向加速度変化を示している。踵をついた瞬間は X 方向のマイナスピークにあらわれており、前方に足かスリップしたとき

と同様にスリップした瞬間は X プラス方向のピークが低くなっている。これより足は少し前方にもスリップしていたと考えられる。heel contact から X 方向プラスのピークまでの時間は 100ms となっていた。

図 22 は雪道歩行で左足か外側（左後方）にスリップ（図 17 slip3）した瞬間の左右足首 Z 方向加速度変化を示している。図 20 と同様に左足首の加速度マイナス方向ピークが左側方にスリップした瞬間を示している。

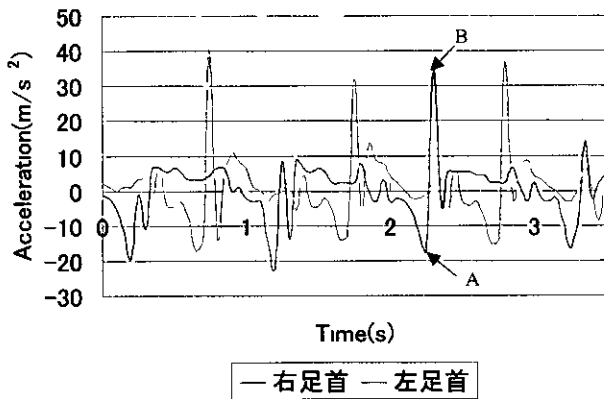


図 11 舗装路平地左右足首 X 方向加速度変化

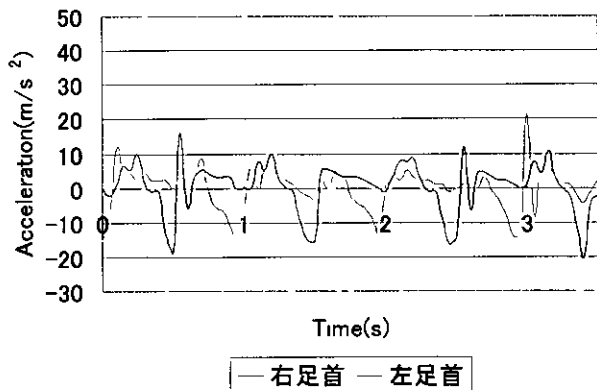


図 13 舗装路下り坂左右足首 X 方向加速度変化

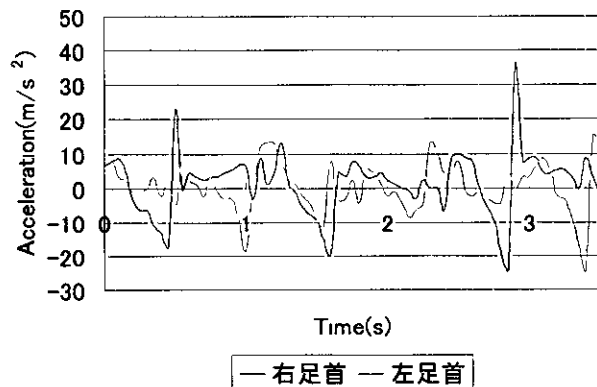


図 15 雪道上り坂左右足首 X 方向加速度変化

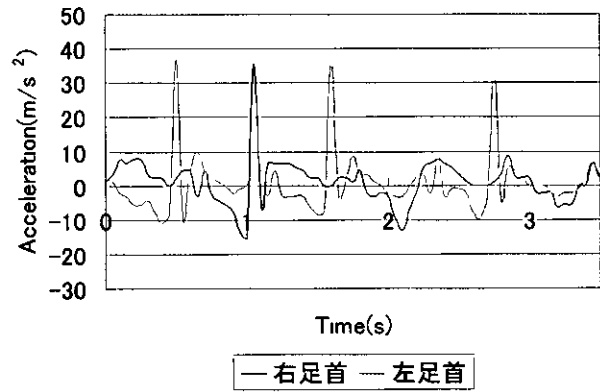


図 12 舗装路上り坂左右 X 方向加速度変化

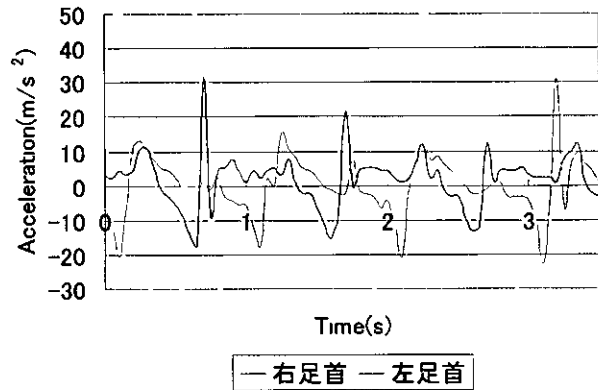


図 14 雪道平地左右足首 X 方向加速度変化

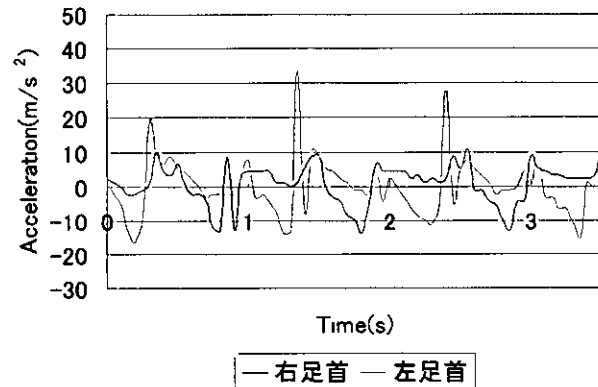


図 16 雪道下り左右足首 X 方向加速度変化

表2 スリップ加速度の特徴

		foot flat時Z方向加速度	
		変化大	変化無し
foot flat時 X方向 加速度	大	斜め後方スリップ	後方スリップ
	小	斜め前方スリップ	前方スリップ
		変化無し	側方スリップ
			スリップ無し

図23は図22と同様の左足X、Z方向加速度変化を示している。図18と図21ではスリップした瞬間のXプラス方向加速度は小さくなっていったか、このスリップではXプラス方向加速度が大きくなっている。これは踵かついてからスリップするまでの時間が影響している。図21では体重が完全に乗る前にスリップし始めたか、このスリップでは体重が完全に足に乗ってからスリップしている。また、Xプラス方向加速度ピークが通常よりも高い値となっているのは体重が乗った後に後方にスリップしたことを示している。よってこれらより、左後方に向かって足かスリップしたことがわかる。

図24は雪道歩行で右足が体の内側にスリップ（図17 slip4）した瞬間の左右足首Z方向加速度変化を示している。今回の実験で内側に滑った唯一のデータである。これによるとZプラス方向に若干ではあるか変化が見られる。

図25は図24での左右足首X方向加速度変化を示している。スリップした瞬間Xプラスからマイナス方向へと移動しているのかわかる。この被験者は足首か前方に出る瞬間の加速度が普段から小さいので最大値の差は見えない。しかし、横ばいとなる加速度かスリップ時にはすぐに減少していることがわかる。図24、25のいずれもスリップしたときの加速度の変化は小さい。しかし、図25に見られるようにリカハリーの加速度変化は図18と比べても大きなものとなっている。内側にスリップしたときは体勢を非常に崩しやすく、最も危険なスリップであると言える。

足か前に滑ったときはX方向加速度変化を見ることで判断することかできる。また、足か横にスリップしたときはZ方向の加速度変化を見ることにより判

断することかできる。これより、X、Z方向加速度変化を見ることにより、スリップの方向かわかる（表2）。また、X方向加速度変化を見ることにより、踵を着いた後でスリップした時のタイミングかわかる。

歩行の加速度には個人差か大きい。また、歩行中にリズムか変わり大きく加速度に变化か生しることもある。今回スリップした瞬間の加速度の特徴をまとめたか、このような特徴か起こったときに必ずスリップしているとは限らないと言ふことに注意しなければならぬ。

3) 転倒時の身体加速度

図26から図28に転倒時の身体加速度を示す。前方に足を滑らせ、身体を動かすことなく後方にまっすく転倒した場合、転倒の衝撃によりX方向とY方向に加速度変化し、Z方向には変化しない。しかし、転倒の衝撃の瞬間との部位もZマイナス方向に大きく加速度か変化している。これは、転倒時に身体をひねらせ、左の側面で衝撃を受けるように備えたものと考えられる。特に膝はY方向の变化か少なく、Z方向の变化か大きいことから体軸をほぼ90度回転したものと考えられる。また、頭と肩はXプラス方向に大きく変化している。これは頭と肩か地面と平行にならず、あまり回転しなかつたことを示している。腰と膝かXプラス方向に变化しなかつたのは地面とほぼ平行になつたからである。

図30に転倒時加速度の合成値を示す。衝撃を受けた時間を見ると最初に着地した腰かもっとも短く、またピーク値も高い。次に膝、肩、頭の順に時間か短く、ピーク値か高くなっている。これは衝撃を受けた場所と測定位置との間にある関節か影響し、衝撃を受けた場所と測定位置との間に関節か多いほど衝撃を受けている時間は長く、ピーク値は低くなる。これより各関節か衝撃を分散させていることがわかる。

今回の実験では始めから滑ることかわかつており、衝撃に備えやすかつた。実際の転倒では突然滑るのでまったく衝撃に備えられない可能性もある。また、高齢者の転倒を考えた場合、このような激しい転倒は起こりにくいと思われる。高齢者の転倒様式については今後の検討する。

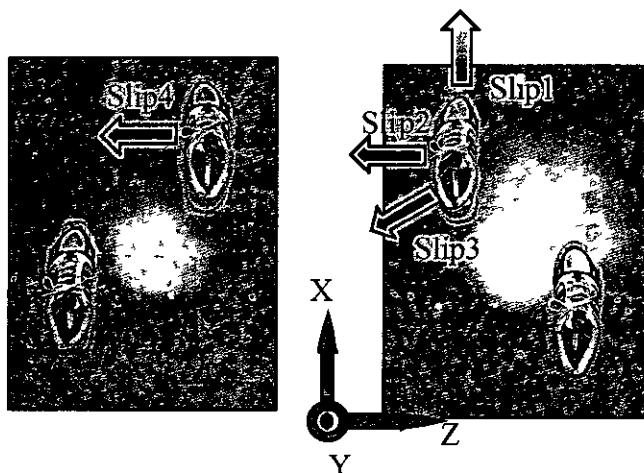


図17 スリップ方向