

は、転倒時にヒッププロテクターが有効に働くと考えられる大転子部への直接衝撃が加わる股関節および膝関節の位置関係を推定できる。また 10cm の高さからの転倒シミュレーションでも十分に検討できることが判明した。

E. 結論

ヒッププロテクターの適応基準を決める目的で、高齢者包括医療病棟の入院患者で転倒のリスクファクターの検討から入院時に簡単に評価できる転倒予測チャートを作成した。高齢者包括医療病棟の入院患者 298 名での評価では、有効性が示された。この転倒予測チャートで 14 点以上であれば、入院中に転倒の可能性があり、ヒッププロテクターの適応があることが判明した。

今年度の転倒シミュレーションでは、実際の転倒を再現することができ、ヒッププロテクターの有効性を検討する実験モデルができた。

F. 健康危険情報

本年度の研究では、健康危険情報は特に認められなかった。

G. 研究発表

1. 論文発表

- 1) 長屋 政博：痴呆性高齢者に対する身体的リハビリテーションの考え方について教えてください。痴呆介護、創刊準備号、47-49,2000 年
- 2) 介護・医療・予防研究会 編：高齢者を知る事典、長屋政博：摂食・嚥下機能

に合わせた食形態とは？ PP49-51 厚生科学研究所 第 1 版 2000 年

2. 学会発表

- 1) 長屋政博 他：転倒予防教室の効果、第 15 回日本リハビリテーション医学会、東京、2000.6.23
- 2) 荒川幸子、長屋政博 他：高齢者転倒予防教室の長期的効果について、第 55 回国立病院国立療養所総合医学会、東京、2000.11.10
- 3) 松重好男、長屋政博 他：高齢者の転倒リスク—認知面からの検討—、第 55 回国立病院国立療養所総合医学会、東京、2000.11.10

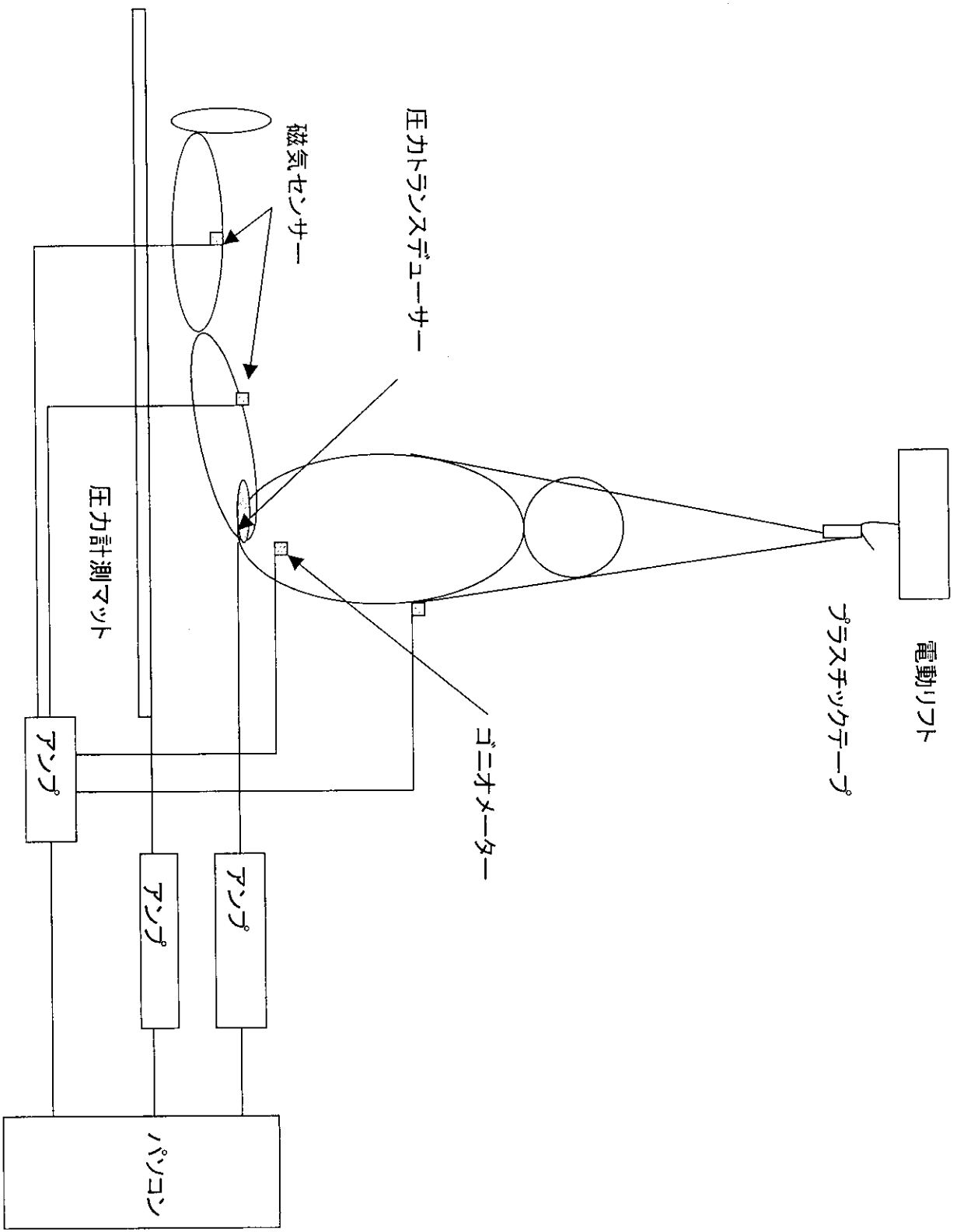


図1 転倒シミュレーション模式図

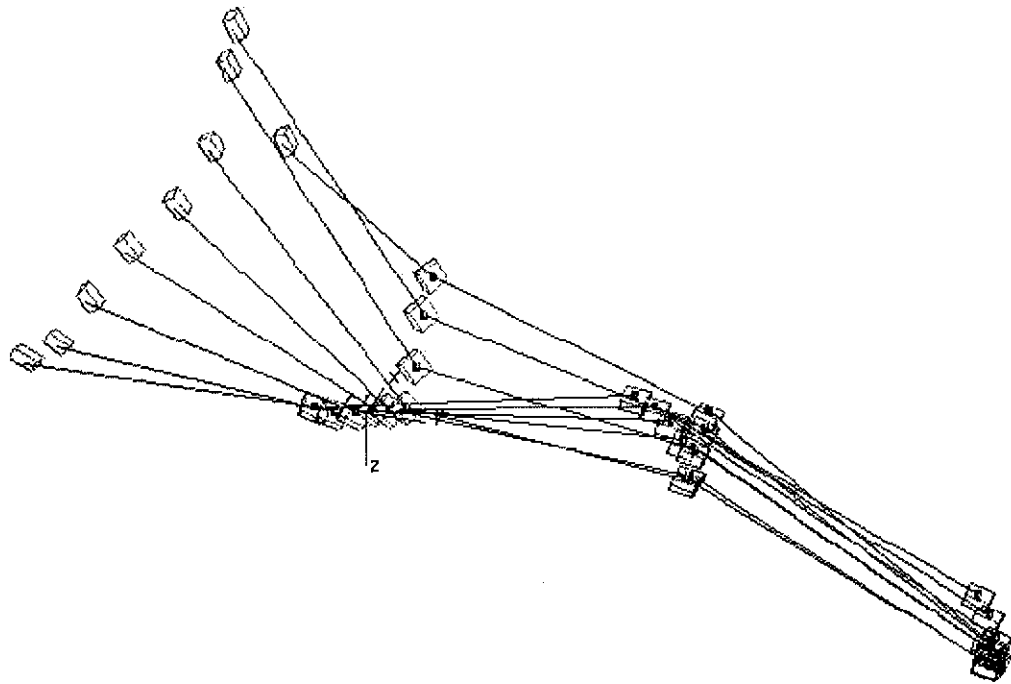


図2 転倒シミュレーションにおける三次元動作（30cmの高さ）
磁気センサーは、上から胸骨前面、上前腸骨棘、大腿前面、下腿前面に
設置した。

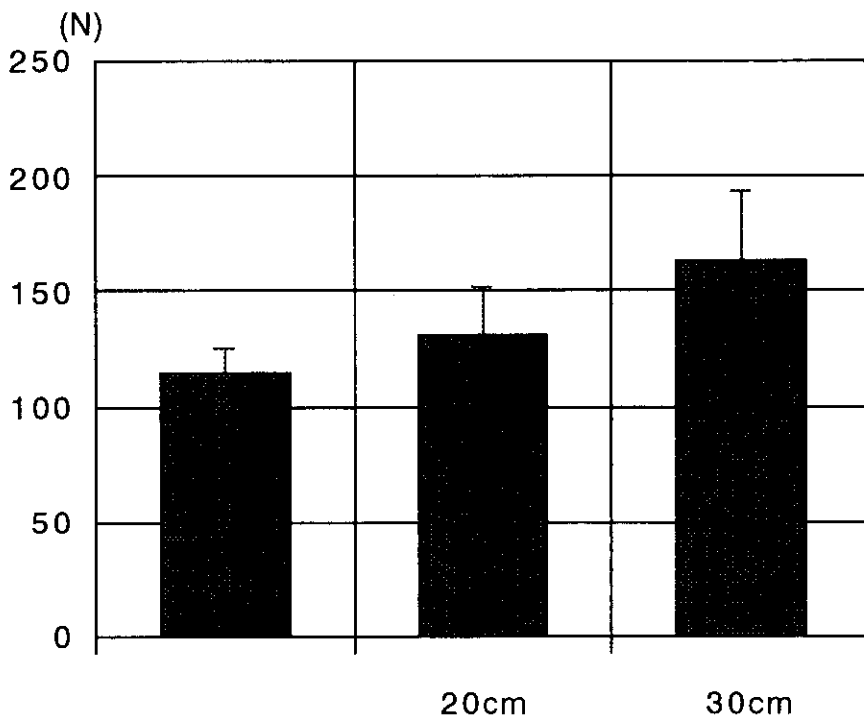
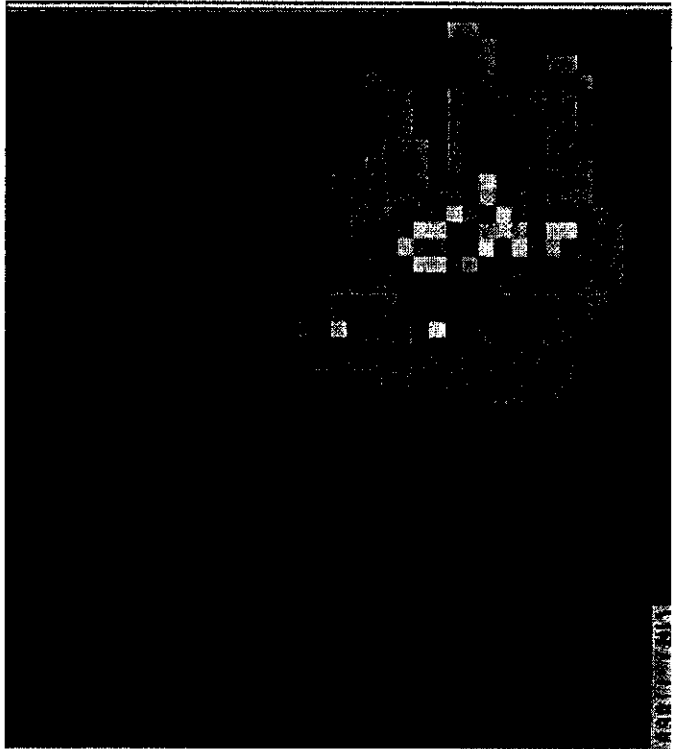


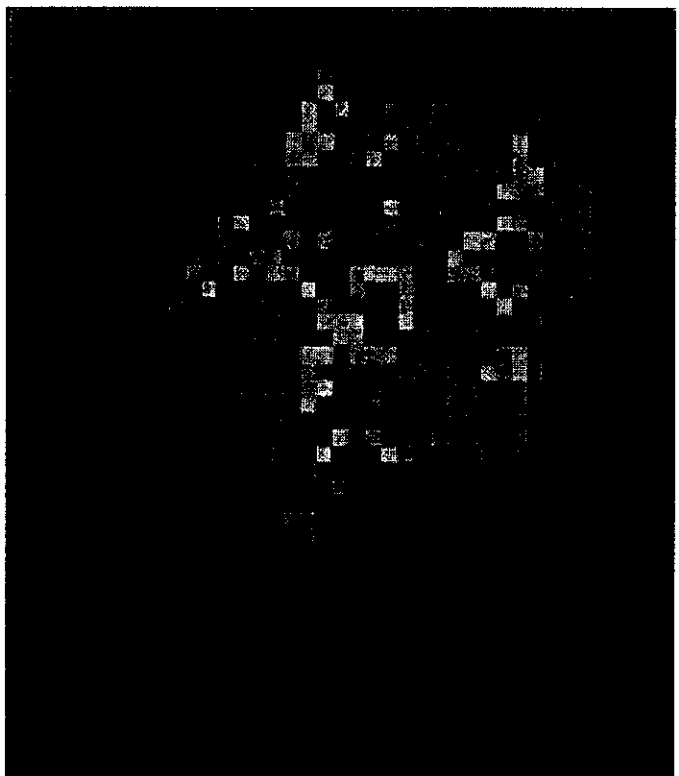
図4 転倒時に臀部にかかる荷重

前



10cmからの転倒 (接触面積624.51cm²)

前



30cmからの転倒 (接触面積996.13cm²)

図3 転倒シミュレーションにおける荷重分布
位置が高くなるにつれて、荷重、接触面積が増大する。

表1 転倒予測チャート

	1	2	3
過去の転倒歴	無	1回	2回以上
転倒による外傷	無	打撲・挫傷	骨折
活動レベル	歩行自立	ふらつきがあるが 独歩可能・ベッド 臥床・歩行に介助 が必要	杖・歩行器 の使用
排尿コントロール	自立	時々失敗	いつも失敗
睡眠薬・抗精神薬 の内服	なし		あり
トランスファー能 力	自立	中等度以上の介助	ふらつきが あるが可 能・てすり が必要
問題解決能力	自立	一部指示もしくは 介助が必要	問題を解決 できず全介 助

表2 転倒予測チャートの sensitivity および specificity

	転倒あり	転倒なし
16 点以上	44	21
16 点未満	39	194

Sensitivity 53.0%、 Specificity 90.2%
 陽性反応適中度 67.7%、 陰性反応適中度 83.3%

	転倒あり	転倒なし
15 点以上	60	36
15 点未満	23	179

Sensitivity 72.3%、 Specificity 83.2%
 陽性反応適中度 62.5%、 陰性反応適中度 88.6%

	転倒あり	転倒なし
14 点以上	68	50
14 点未満	15	165

Sensitivity 81.9%、 Specificity 76.3%
 陽性反応適中度 57.6%、 陰性反応適中度 91.6%

転倒外来における大腿骨頸部骨折予防プロテクター 要装着者の特性に関する分析

鈴木隆雄（東京都老人総合研究所副所長）

転倒外来受診患者のなかで、大腿骨頸部骨折予防のためのプロテクターの装着を勧めた転倒ハイリスク高齢者の身体的特徴について分析を行なった。プロテクター装着の必要と判断された者は全受診者中 17.5% (11/63) であった。また要装着者のなかで、転倒リスクを測定するためのスクリーニングテストが不可能であった者は 36.4% (4/11) であった。要装着者の基礎疾患（合併症）としては、腰痛症パーキンソン氏病などが多かった。また骨折既往者が 45.6% (5/11) に認められた。スクリーニングテストの結果では運動能力が著しく劣っていた。プロテクター装着率は良好であり、転倒恐怖感の軽減や安心感が増加した。

A. 研究目的

転倒を予防するためには多くの危険因子、なかでも内的要因のうちの可変的因子および外的要因にあてはまる因子を一つひとつ改善するしか方法はない。

前述した歩行能力の維持・改善が最も重要と考えられるが、次のような危険因子も高齢者において改善可能な因子であり、転倒予防に用いることができる。すなわち、①視力障害、②鎮静剤や降圧剤などの薬物服用による副作用、③筋力低下に伴う身体活動の低下、そして、④家屋内外の物的環境の整備、などである。特に視力障害や薬物の副作用を積極的に改善することは、大腿骨頸部骨折の介入効果の点からみても、個人レベルおよび社会的レベルのいずれにあってもその効果は大きいと推定されている。

また、転倒防止にかかわる俊敏性やふらつ

きからの復元力などには下肢筋力の維持が重要であり、日米の国際比較からもこのことが支持され、歩行能力との関連も大きい。

長寿社会を迎えた我が国においても、高齢期における具体的な転倒予防の重要性が広く認識されはじめ、ようやく本格的予防対策が取り組まれるようになってきた。その1つが、「転倒予防クリニック（外来）」あるいは「転倒予防教室」などの実施である。

東京都老人医療センターでは、平成 11 年（1999 年）5 月から、骨粗鬆症外来の一部に転倒外来を設け、高齢者の転倒・骨折予防に取り組んでいる。転倒外来は週 1 回に限られているが、主として骨粗鬆症外来を受診した転倒経験を有するいわば転倒ハイリスク高齢者を対象としている。受診者の現症や投薬状況、既往症等のほか、認知機能（MMSE による）、そして転倒に関する詳細な聞き取りの

後、表 1 に示すような約 1 時間におよぶ身体的検査を行なっている。なかでも、歩行能力は近い将来の複数回転倒の強い予知因子であることから、重きをおいた測定項目になっている。このような検査の後、再度の転倒の恐れの高い者については、希望者に対しストレッチを含む筋力トレーニング、あるいは十分な説明と同意を得たうえで骨折予防効果の大きい大腿骨頸部骨折予防プロテクターを装着させ、その後のフォローアップを行なっている。

本研究では、外来におけるプロテクター要装着者についての特性について分析を行なったので報告する。

B. 研究方法

対象者は本分担研究者が担当する東京都老人医療センター転倒外来（毎週火曜日午後のみ開設）において、平成 11 年 6 月より平成 12 年 12 月までの受診者のなかで、大腿骨頸部骨折予防装具（プロテクターと略す）を装着した高齢者である。

尚、外来受診者のなかで、プロテクター装着者は全体的な虚弱性や歩行時のふらつき感あるいは易転倒性スクリーニングによる結果で判断した。

C. 研究結果

平成 11 年 6 月より平成 12 年 12 月までの 18 ヶ月間に転倒外来を受診した者は 63 名であった。このなかで、独歩可能であり基本的 ADL の自立した者は 41 名（平均年齢 74.9 歳）であった。残り 22 名のうち、入院患者（2 名）や普段の生活が車椅子依存である者（4 名）、重度痴呆（1 名）、着用拒否者（2 名）および男性（2 名）を除き、11 名の女性

高齢者が今回の研究対象となった（表 2）。

これら 11 名の方々も基本的 ADL はおよそ満足している。しかし、基本疾患あるいは合併症として、腰椎症やパーキンソン氏病などが認められ、それらが ADL を低下させている例も存在した。

プロテクター装着者における身体計測値と運動能力測定値については、11 名のうち 7 名が（いくつかの欠側値はあるものの）測定可能であった。これらの測定値と他の転倒外来受診者および、地域在宅高齢者での平均値を比較したものが表 3 である。表 3 から明らかなように、転倒外来を受診し、プロテクター装着を勧められた者はいずれの運動項目においてもその能力は激減しており、特にタンDEM歩行については全員が不可能という結果を得るに到っている。

これらのプロテクター装着者におけるコンプライアンスは 2~3 ヶ月に 1 度の割合で外来に受診により追跡されているが、11 名中 2 名が（No. 2, 5）が装着による違和感（不快感）により装着を中止したが、残り 9 名については装着継続中であり、大きな副作用、トラブルはなく、転倒恐怖感の軽減および歩行動作時などの安心感を述べており、比較的良好なコンプライアンスを得ている。

D. 考察

我が国では高齢者を対象とした転倒事故予防のための専門外来「転倒外来」は東京都老人医療センターが唯一のものであり、また広く衆知されているとは言いがたいのが現状である。しかし、転倒外来受診者の多くは転倒、外傷、骨折などの既往者であり、転倒後症候群による ADL の低下や強度の転倒不安感を訴える者は少なくない。

さらに、身体的運動能力は低下しており、易転倒性を測定することすら不可能な者も少

なくない。このような身体虚弱性が強く、転倒経験のある、あるいは転倒ハイリスク者には現在のところ、プロテクター装着が唯一の大腿骨頸部骨折予防に有用と考えられている。今年度は、転倒外来者のうちプロテクター装着者の特性を明らかにし、コンプライアンスを調査したが、来年度はより対象者を増やして分析し、対象者の追跡により、コンプライアンスと同時にプロテクター装着者での転倒・骨折発症についての前向き研究を継続する。

E. 結論

転倒外来患者のなかで、プロテクター装着を第一選択とされる方々は、腰痛症やパーキンソン氏病などの合併症や骨折既往者が多く、また身体機能、特に運動能力の低下した者がほとんどである。

しかし、プロテクター装着率は良好であり、装着後の転倒恐怖感は減弱し、かわって安心感が増加していた。このことから、転倒ハイリスク状態にある虚弱高齢者では積極的にプロテクターを推奨し、ADLの改善につながるものと期待される。

F. 健康危険情報

該当なし

G. 研究発表

1. 論文発表

- 1) 鈴木隆雄：骨粗鬆症外来の取り組み。
Osteoporosis Japan, 8 : 557-563, 2000
- 2) 鈴木隆雄：高齢者の転倒防止対策に何が有効か。Osteoporosis Japan, 9 : 42-46, 2001

2. 学会発表

- 1) 鈴木隆雄：高齢者の生活機能と余命の規定要因。第42回日本老年医学会，仙台，2000. 6.15-17.
- 2) 鈴木隆雄：骨粗鬆症における転倒予防の意義。第2回日本骨粗鬆症学会（特別講演），秋田，2000. 10.25-28

表 1 東京都老人総合研究所疫学部門の転倒調査の測定項目

-
- G. 問診：(既往症, 転倒・骨折の既往, fall efficacy, fear of fall, 健康度自己評価など)
 - H. 視力：(スクリーノスコープ/遠距離用 5m)：眼鏡は普段家庭内の状態で行う
 - I. 血圧：視力検査後, 椅子に座ったまま 2 度測定. 次に椅子から起立し, ストップウォッチで 1 分後 (50 秒で加圧), 3 分後 (2 分 50 秒で加圧) をそれぞれ 1 回測定する
 - J. 握力：スメドレー握力計, 利き腕 2 回測定
 - K. 身長, 体重, 体脂肪率
 - L. 重心動揺計 (開眼, 閉眼による)
 - M. 下肢筋力 (アイソメトリック)
 - N. タンデム歩行 (3 m)
 - O. 踏台昇降運動
 - P. 支持なし立ち上がり
 - Q. Up & Go テスト
 - R. 開眼片足立時間
 - S. 閉眼片足立時間
 - T. 手延ば試験 (functional reach test) 2 回
 - U. 骨量測定 (超音波法)
 - V. 内科検察 (薬物服用のチェック, 麻痺の有無など)
-

表2

(骨粗鬆症以外の)

患者名	年齢	概歴～現病歴	特記事項	転倒およびそのための骨折既往	測定実施
1. MM	80	甲状腺機能低下症，腰痛症	MMSSE=16	1～2/年 H111：仙骨	○
2. KY	79	糖尿病	失禁あり	頻回/年 H4：左橈骨遠位端 H7：右大腿骨頸部 H111：左大腿骨頸部	×
3. YY	87	軽度パーキンソン病，腰椎ヘルニア	—	—	×
4. KM	78	腰痛症	杖歩行	1～2/年 H5：右肋骨	○
5. KM	83	腰痛症	—	1～2/年 (転倒による顔面部 打撲骨折ではない)	○
6. WS	79	腰痛症，歩行時よろけ	—	—	○
7. AS	73	軽度パーキンソン病 H5：Craniopharynglioma 除去術	—	3～5/年 (軽度打撲のみ)	○
8. SF	86	腰痛症，膝痛症，白内障手術	—	3～5/年 (軽度打撲のみ)	×
9. KN	72	慢性関節リウマチ (頸椎手術歴あり)	杖歩行	1～2/年 H111：左大腿骨頸部	×
10. HS	83	高血圧，尿路感染症	杖歩行	頻回/年	○
11. IT	76	腰痛症，右眼失明 左眼白内障手術	杖歩行	3～5/年 H111：第12胸椎圧迫骨折	○

表 3 身体計測値および運動能力測定値 (平均値±SD)

	転倒外来受診女性 (N=41)		プロテクター装着群 (N=7)	
年齢 (歳)	74.9 ± 5.3		79.6 ± 4.5	
身長 (cm)	148.4 ± 6.6		144.9 ± 6.4	
体重 (kg)	48.7 ± 8.0		45.8 ± 7.9	
開眼片足立 (秒)	23.1 ± 21.2		6.5 ± 14.8	
閉眼片足立 (秒)	4.1 ± 2.7		1.1 ± 2.5	
手伸び試験 (cm)	31.2 ± 7.5		21.3 ± 4.5	
タンデム歩行 (歩数)	7.5 ± 3.6		(全員不可能)	
握力 (最大値 ; kg)	19.0 ± 5.0		12.6 ± 4.3	
下肢伸展力 (Nm)	42.5 ± 16.3		28.2 ± 9.9	

個体別最適ヒッププロテクタ開発のための生体力学的検討

分担研究者 田中 英一 名古屋大学大学院工学研究科教授

大腿骨頸部の骨折発生メカニズムを解明するため、大腿骨個体別モデル化手法により構築した有限要素モデルを使用して、大腿骨形状、骨密度低下、転倒姿勢が骨折の危険性、骨折型に及ぼす影響を検討した。その結果、頸体角、頸部長、骨密度、転倒姿勢と骨折危険性との関連が明らかとなった。次に、軟組織の骨折防止効果を検討するため、大腿骨、筋-脂肪、皮膚組織からなる大腿部モデルを作成し、解析を実施した。その結果、筋-脂肪組織の弾性、粘性、厚さは骨折の危険性にほとんど影響を及ぼさないこと、皮膚組織の剛性、厚さが増加すると骨折危険度が減少することがわかった。最後に、ヒッププロテクタの形式、材質、厚さを変化させた有限要素モデルを構築し解析を実施したところ、大腿部全体を覆うプロテクタの場合、骨頭基部前方で骨折危険度が上昇し、特に軟質プロテクタの場合には、未装着時に応力集中のみられた頸部基部後方よりも高くなった。大腿部の一部を被覆するプロテクタを装着した場合、未装着時に高かった部位で骨折危険度は減少した。

A. 研究目的

大腿骨頸部骨折は起立、歩行を不可能にし、患者に寝たきり生活を強いる。患者、家族、社会の負担は非常に大きく、その治療、予防は重大な医療問題となっている。骨折発生原因の約9割が転倒による⁽¹⁾ことから、その予防には発生メカニズムの解明を始めとするバイオメカニクスの研究が必要である。

そのため分担研究者は、以前、転倒時の大腿骨に対する荷重条件を考慮した有限要素解析を行い、骨折発生の危険性には荷重条件以外にも大腿骨の骨形状・骨密度分布等の個体差が大きく関係するという結論を得た。そこで前年度には、大腿骨頸部の形態的特徴を示すパラメータを導入することにより大腿骨頸部の個体別有限要素モデルを高精度かつ簡単に作成する手法を開発し、それをを用いて2、3の予備的解析を実施した。

本年度はこれらの成果を受けて、転倒姿勢と骨形状および骨密度を連成させた系統的な解析を実施し、大腿骨の骨折型に及ぼす転倒姿勢、骨形状、骨粗鬆症による骨密度低下の影響を検討した。また大腿部周辺の軟組織の影響を評価するため、大腿部モデルを構築する有限要素モデリング手法を開発し、筋、脂肪、皮膚の剛性、厚さなどを考慮した解析を行った。さらに、型式、材質、厚さが異なる種々のヒッププロテクタ有限要素モデルを構築し、骨折発生に対する予防効果を検討して、高い骨折予防に繋がると考えられる個体別ヒッププロテクタ開発のための基礎的検討を行った。

B. 研究方法と研究結果並びに考察

B-1 大腿骨単体モデルによる有限要素解析

(研究方法)

まず46才から94歳までの男女31名の大腿骨標本の各形状パラメータの平均値を用いて基準モデルを作成した。材料特性は、皮質骨、海綿骨とも等方線形弾性体とし、

ポアソン比はLotzら⁽²⁾の値を用いた。ヤング率はそれぞれ62歳男性の標本のCT値から求めた。この標本の骨密度は日本骨代謝学会の原発性骨粗鬆症診断基準に基づくと、健常者の値に相当する⁽³⁾ため、基準モデルの骨密度とした。CT値(HU: Hounsfield Unit)より、皮質骨のヤング率はSnyderら⁽⁴⁾の式、

$$E = 7.04 \times 10^5 \times (HU)$$

により求めた。ここでHUは皮質骨のCT値である。海綿骨はLotzら⁽²⁾の式を用いてCT値から算出したハイドロキシアパタイト相当量(QCT)から導出した。

$$E = 0.7 \times (QCT)^{1.2}$$

この基準モデルを基に、頸体角、前捻角、骨頭基部断面積をそれぞれ小さくしたモデル、頸部長を長くしたモデルを構築した。さらに、昨年度実施した骨折実験結果を詳細に検討したところ、頸部基部の断面形状がより円形に近づくると内側骨折の発生率が高くなる傾向がみられたので、これを考慮したモデルを構築した。頸体角、前捻角を小さくしたモデルでは、それぞれのパラメータを基準モデルに対し計測結果の標準偏差分だけ減じて与え、その他の形状パラメータは基準モデルと等しくした。頸部長を変化させたモデルは、基準モデルに対し標準偏差分だけ長い頸部長を与えた。また、骨頭基部断面積を減じたモデルでは、頸部断面積だけを基準モデルに対し90%に減じたモデルとした。最後に、頸部基部断面の形状を変化させたモデルは、頸部基部断面を近似する楕円の長軸の長さを基準モデルに対し、標準偏差分だけ減少させることでより円形に近づけた。

骨粗鬆症を模擬したモデルは、基準モデルの皮質骨、海綿骨のヤング率を減少させることによって構築した。皮質骨の場合、皮質骨部分のヤング率が95%のモデル、90%のモデルを構築した。海綿骨と皮質骨の境界となるCT値が約1000HUであり⁽²⁾、ヤング率が90%未満の場合には、CT値が1000HUを下回り海綿骨領域に入ることから

90%を下限値とした。海綿骨に対しては、基準モデルに対し海綿骨部分のヤング率が75%、60%のモデルを構築した。これは日本骨代謝学会の原発性骨粗鬆症の診断基準を参考に構築した。日本骨代謝学会によると、若年成人女性平均値(YAM)の80%以上が健常者、70~80%が骨量減少、70%未満が骨粗鬆症であるとしており⁽³⁾、本研究も骨量減少モデル、骨粗鬆症モデルをこの診断基準に対応させる形で構築した。

境界条件は以下のように設定した。まず、転倒の際に大腿骨は大転子から接地すると考え、接地時の骨幹軸の傾きを10°とした。大転子には接地面から2000Nの荷重を加えた。骨幹軸を含み接地面と垂直な面内での回転だけを許容するように骨幹軸の遠位側を2点で拘束した。また、骨頭は落下する上体により拘束を受けると考え、最頂部の節点を鉛直方向に拘束した。転倒の方向を規定する骨幹軸周りの回旋は、前額面が接地面と直交する角度を0°とし、内旋を正、外旋を負として-15°から45°まで15°間隔で回旋角を与えた。

次に転倒時の上体の姿勢を考慮した境界条件として、大腿骨骨頭の拘束位置の影響を検討する境界条件を与えた。前述の境界条件と同じく、接地時の骨幹軸の傾きは10°とし、前額面の回旋角は15°で一定とした。荷重の大きさも同様に2000Nとした。骨頭上で上体により拘束を受ける点は転倒時の上体の位置、すなわち上体の重心位置が前後することで変化すると考えた。そこで、骨頭の拘束点を移動させた。具体的には、接地面に垂直な方向を0°とし、下位寄りに傾く方向、すなわち上体が前のめりになる方向を正、上位寄りに傾く方向を負とし、上体の角度を-30°から30°の範囲で15°ずつ移動した骨頭面上の節点を拘束点とした。

なお、この解析を含む以下のすべての解析は、MSC社製汎用有限要素解析プログラムMSC-Marc 2000により実施した。

(研究結果と考察)

本研究では骨折危険性を、圧縮最大主応力を圧縮強さで除した値と、引張り主応力を引張り強さで除した値の2つの骨折危険度で評価した。具体的には式

$$\rho = 1.09 + (4.45 \times 10^{-4}) \times (HU)$$

によりCT値から皮質骨密度 ρ を算出し⁽⁴⁾、この値より、圧縮強さ σ_c と引張り強さ σ_t を式

$$\sigma_c = 5.36 \times e^{2.017 \times \rho}$$

$$\sigma_t = 5.14 \times e^{1.761 \times \rho}$$

から求め⁽⁵⁾、無次元化の基準値とした。なお、頸部基部下、骨頭基部下、転子部が引張り主応力の高くなる領域であり、頸部基部下と骨頭基部下が圧縮主応力の高くなる領域である。

まず、頸部基部下では、頸体角が減少した場合、骨折危険度の減少がみられ、この傾向は回旋角が小さくなるにつれてより顕著にみられた。また、頸部基部形状が円形に近い場合、回旋角が小さい時に骨折危険度の減少がみられた。これに対し、頸部長が長くなると転倒様式に関わらず、骨折危険度の上昇がみられた。骨頭基部下では、

形状による骨折危険度への影響はほとんどみられないが、上体が後傾するに従って、骨折危険度の上昇がみられた。

以上のことから頸体角の減少、頸部基部断面形状の変化は荷重方向の違いによって骨折危険度の減少幅が異なり、形状と荷重方向を含めた検討が有効であることが分かった。しかし、頸部長を変化させた場合、骨折危険度の減少幅は転倒姿勢に関係しないため、頸部長の長さで転倒姿勢を連成させて考える必要がないことが分かった。

頸体角を減少させた時、回旋角が増加するに従って、骨折危険度の最大値を示す部位が頸部基部下から下方に移した。上体が後傾するに従って、骨頭基部下での骨折危険度が上昇し、-30°の時には最大値を示した。このことと頸体角が減少した時に頸部基部下での骨折危険度が減少したことから、頸体角の減少は内側骨折の危険度を上昇させる要因になっていると考えられる。

次に、頸部長が長くなった場合、ほとんどの場合、頸部基部下での骨折危険度の最大値がみられた。回旋角が45°の場合は頸部基部下であり、外側骨折が発生する部位であることに変わりはない。基準モデルに比べて頸部基部下での骨折危険度が上昇したことも含めて考えると、頸部長が長くなると外側骨折の危険度が上昇すると考えられる。

最後に、頸部基部形状が円形に近くなった場合、いずれの転倒姿勢に対しても頸部基部下での骨折危険度が最大値を示していた。これは、頸部基部の形状が変化しても外側骨折が発生することを示している。回旋角が小さい場合、基準モデルに比べ頸部基部下における骨折危険度が減少しており、頸部基部形状が骨折に対してなにかの影響を及ぼすと考えられたが、頸部各部位の結果も含めて検討すると頸部基部形状は骨折に対してほとんど影響がないことが分かった。

皮質骨の骨密度低下モデルと基準モデルとの比較を行った結果を以下に述べる。頸部内での部位に関わらず、皮質骨密度の低下は僅かに骨折危険度の上昇に繋がっているが、上昇幅は転倒様式に関係しなかった。したがって、皮質骨密度の低下と転倒姿勢の間の関係は小さいことが分かった。

皮質骨密度を90%に減少させた時、転倒様式に関わらず、骨折危険度が最大値を示すのは頸部基部下であった。以上の結果から、皮質骨密度の低下は内側骨折、外側骨折を問わず、骨折自体の危険性を上昇させると考えられる。

海綿骨密度の減少に伴って、骨折危険度が上昇した。この傾向は頸部基部よりも骨頭基部でより顕著であった。

海綿骨密度が65%の時、回旋角の増加、上体の後傾に従って、骨頭基部での骨折危険度が上昇し、最大値となった。したがって、海綿骨密度の減少は、骨折自体の危険性の上昇に繋がるだけでなく、基準モデルに比べ骨頭基部での骨折危険度の上昇がより顕著にみられたこと、骨頭基部での骨折危険度が最大値を示したことを考えると、内側骨折の危険性の上昇に特に関与していると考えられる。実際、後方に勢いよく転倒した場合、上体は慣性により大腿骨に対し後方へ傾いた位置になるため、骨粗鬆症

に伴う骨密度低下は内側骨折の危険性を上昇させているといえる。

最後に、転倒様式の影響に着目する。全体的な傾向として、回旋角が増加するに従って頸部基部での骨折危険度が減少し、骨頭基部での骨折危険度が上昇している。回旋角の増加は骨折危険度の平坦化を促し、骨折自体を防ぐ効果があると考えられる。また、上体が後傾するに従って、頸部全体の骨折危険度が上昇することが分かる。したがって、上体の後傾は骨折の発生を助長すると考えられる。

B-2 軟組織による骨折防止効果

(研究方法)

軟組織のモデル化は、臀部のMRI写真を参考に、楕円形に近似して行った。すなわち、骨幹を円で近似した時の中心を大腿骨の中心とし、この中心を通る左右方向の直線と軟組織の最外側および体幹の中心との交点を求める。この交点間の距離を長軸とし、長軸の中点を楕円の中心とする。次に楕円の中心を通り長軸と直交する直線が軟組織の最前面、最後面と交わる点を求め、これら交点間の距離を短軸とし、決定した中心、長軸、短軸より楕円を作成する。

基準モデルの大腿骨部分は単体モデルと同じものを採用し、軟組織部分は、89歳女性1名のX線CT画像から測定したパラメータを基に構築した。

軟組織モデルの筋-脂肪要素は等方性のMaxwellモデルで近似し、皮膚要素は等方線形弾性体で近似した。文献¹⁰⁾を参考に筋-脂肪要素の弾性係数を15MPa、ポアソン比を0.31とした。粘性係数については10MPa・sとした。皮膚要素の弾性係数は230MPaとした¹¹⁾。厚さについては0.5mmとした。筋-脂肪に代表される軟組織が骨折に及ぼす影響を検討するため、基準モデルに対し筋-脂肪モデルの弾性係数を10倍に増加させたモデル、粘性係数を10倍に増加させたモデル、弾性係数、粘性係数を共に10倍に増加させたモデル、転子部上の厚さを10mm厚くしたモデル、大転子付近の皮膚要素の弾性係数を部分的に10倍にしたモデル、厚さを部分的に10倍にしたモデルを作成した。

荷重条件はRobinovitchら¹⁰⁾の文献を参考に、大転子部に水平面に対し上方から10°、骨幹軸周りに後方から15°の方向から時刻歴を追った準静的な荷重を節点に加えた。荷重は、側方部に広範囲に分布する場合を想定し、1節点当たりの荷重の大きさを調節した。皮膚要素の一部のパラメータを変化させたモデルには大転子近傍に部分的に分布する荷重を加えた。皮膚要素全体の各パラメータを変化させたモデルには大転子近傍に部分的に分布する荷重と側方部に広範囲に分布する荷重の両方を加えた。大腿部に加わる合計荷重が等しくなるように、1節点当たりの荷重の大きさを調節した。

拘束条件は、全てのモデルに対し、骨幹軸を含み接地面と垂直な面内での回転だけを許容するように骨幹軸の遠位側2点を拘束し、骨頭は落下する上体により拘束を受けると考え、体幹側最頂部の1点を拘束した。軟組織の上部端、下部端はこのモデル以遠も軟組織が続くと考え、鉛直軸方向の変位を拘束した。

(研究結果と考察)

解析結果の検討には、前に述べた骨折危険度を用いた。圧縮応力については値の大きかった頸部基部前方、頸部基部後方、骨頭基部前方、骨頭基部後方の各部位を評価部位とした。引張応力から算出された骨折危険度は転子部で最大値を示したが、圧縮応力から算出された骨折危険度の2分の1程度であった。そのため本解析では、引張応力は骨折には関与しないと考え、これによる骨折危険度は評価の対象外とみなした。

解析の結果、頸部基部後方と骨頭基部後方で高い骨折危険度を示した。いずれの部位でも、筋-脂肪要素の各パラメータを変化させたが、骨折危険度の変化はみられなかった。もともと、基準モデルの筋-脂肪組織の弾性係数は大腿骨に比べて約1000分の1と低く、筋-脂肪組織の弾性係数を10倍にしたところで、剛性の差はやはり大きく、このような結果になったと考えられる。また、弾性係数が大腿骨に比べ非常に小さい筋-脂肪組織であるため、厚みを僅かに増加させたところで応力値への影響が小さかったと考えられる。

部分的に皮膚の弾性係数、厚さを変化させた解析において、頸部基部前方と骨頭基部前方での骨折危険度の最大値の時間変化を検討したところ、生じる値に差はみられないことがわかった。皮膚組織全体の弾性係数、厚さを変化させたモデルに対し、大転子部近傍に部分的に分布する荷重を加えた解析では、頸部基部前方と骨頭基部前方での骨折危険度の最大値は、皮膚要素全体の厚さが増加すると応力値が減少した。しかし、弾性係数の変化に伴う応力値の変化はみられなかった。皮膚要素全体を一律に厚くすることで、入力された荷重が皮膚要素全体に分散され、応力値が減少したと考えられる。皮膚の一部分の弾性係数、厚さを変化させた前の解析結果と比較すると、荷重が大転子部近傍に部分的に分布する場合には、大腿部表面を部分的に覆うよりも全体的に覆う方が骨折を緩和する効果が高いと考えられる。

最後に皮膚組織全体の剛性、厚さを変化させたモデルに対し、大腿部側方に広範囲な分布荷重を加えた解析を行った結果を示す。頸部基部前方、骨頭基部前方での骨折危険度の最大値の時間変化をみると、皮膚要素全体の弾性係数、厚さが増加するにしたがって骨折危険度が減少した。また、弾性係数を10倍にした時の応力値の減少幅と厚さを10倍に増加させた時の骨折危険度の減少幅はほぼ同じ値を示した。これらの結果は両部位で同様であった。大転子部近傍に部分的に分布する荷重を加えた解析では、弾性係数の増加に伴う骨折危険度の減少がみられなかったことを考慮すると、大腿部側方に加わる荷重範囲が広くなり、1節点当たりの荷重が小さくなるほど皮膚組織の剛性の影響を受け易く、骨折保護効果が高いことが分かった。

以上の結果より、筋-脂肪組織では骨折の危険性を減少させる効果は小さいことが分かった。また、皮膚組織の厚さ、剛性、大腿部に加わる分布荷重の範囲が骨折危険度の増減に関与していることが分かった。したがって、骨折を予防するためには保護装置が必要であり、その設計指針として、大腿部全体を覆った方が良く、大腿部に加わる荷重を広範囲に分布させるような形状を再現した方が良

いことが示唆された。

B-3 ヒッププロテクタが骨折発生に及ぼす影響

(研究方法)

まず、大腿部モデルには軟組織のモデル化で用いた基準モデルを用いた。プロテクタのモデル化に当たっては、軟組織モデルの作成手法を応用した。すなわち、軟組織モデルの最外層にさらにもう一層加えることでプロテクタを表現した。ヒッププロテクタモデルとしては、大腿部を全体的に覆う形状と、転子部を部分的に覆う形状の2種類を構築した。大腿部全体を覆うモデルは、先に述べた皮膚要素の一部の弾性係数等を変化させるよりも、全体の弾性係数等を変化させる方が応力を緩和する効果があるという結果に基づき導入した。これに対し、転子部を部分的に覆うモデルは、実際のヒッププロテクタの形状に近いという理由で導入した。解析にあたっては、これら2つの形状に対し、それぞれについて2種類の材質、2種類の厚さを相互に組み合わせたモデルを構築した。材質には、実際に用いられている軟質プロテクタと硬質プロテクタを模擬し、それぞれに対して、文献⁹⁾を参考に低密度ポリエステルの材料特性(ヤング率=175MPa)とポリプロピレンの材料特性(ヤング率=1130MPa)を与えた。ポアソン比はいずれも0.3とした。また、厚さは実際に作られている範囲の値である10mmと15mmで与えた。骨、皮膚、プロテクタ要素は等方線形弾性体で近似し、筋-脂肪要素はMaxwellモデルで近似した。

荷重条件は前と同様、Robinovitchら¹⁰⁾の文献を参考に、大転子部に水平面に対し上方から10°、骨幹軸周りに後方から15°の方向から時刻歴を追った準静的な荷重を節点に加えた。荷重は、側方部に広範囲に分布する場合と、大転子近傍に部分的に分布する加わる場合を想定し、大腿部に加わる合計荷重が等しくなるように、1節点当たりの荷重の大きさを設定した。大腿部側方に広範囲に分布する荷重は、大腿部を全体的に覆うモデルのみに加え、大転子部近傍に部分的に分布する荷重は、転子部の一部分を覆うモデルのみに加えた。

拘束条件は全てのモデルに対し共通で、骨幹軸を含み接地面と垂直な面内での回転だけを許容するように骨幹軸の遠位側2点を拘束し、骨頭は落下する上体により拘束を受けると考え、体幹側最頂部の1点を拘束した。軟組織の上部端、下部端は鉛直軸方向の変位を拘束した。

(研究結果および考察)

種々のタイプのヒッププロテクタを装着した場合と、前節までのプロテクタを装着しない場合の解析結果を比較した。解析結果を詳細に検討し、骨頭基部上方では引張強さによる骨折危険度を、頸部基部後方、頸部基部前方、骨頭基部前方では圧縮強さに基づく骨折危険度で評価を行った。

まず、大腿部全体を覆うプロテクタを装着した時の解析結果を検討する。頸部基部後方ではプロテクタを装着することによって応力値が減少し、プロテクタの剛性、厚みが増加するほど、減少幅は大きくなった。しかし、骨頭基部前方ではプロテクタを装着することにより応力値が上昇した。その上昇幅は、プロテクタの剛性が低いほど大きかった。しかし、厚みの変化に伴う骨折危険度の変化は

みられなかった。2つの部位を比較すると、大腿部全体を覆うプロテクタを装着すると骨折危険度の最大値を示す部位が移動し、特に軟質プロテクタの場合、未装着時よりも危険度が高くなる。硬質プロテクタの場合は、未装着時とそれほど変わらなかった。

プロテクタ未装着の場合、剛性の低い軟組織に変形がみられた。入力荷重は変形した軟組織を通して大腿骨に直接伝えられるため、大腿骨に加わる荷重の方向は入力時の荷重と同じ方向であると考えられる。そのため頸部基部後方での骨折危険度が高くなっていた。これに対し、プロテクタを装着した場合、プロテクタは剛性が高いため変形がみられなかった。入力荷重はプロテクタを介して大腿骨に加わるため、大腿骨に加わる時の荷重方向は変化しており、骨頭基部前方での骨折危険度が増加したと考えられる。また剛性や厚みが増加するにつれプロテクタによる荷重の吸収量が大きくなり、骨折危険度の減少につながったと考えられる。

大腿部を部分的に覆うプロテクタを装着した時と装着しなかった時を比較する。頸部基部前方、骨頭基部前方での骨折危険度は、プロテクタを装着した場合の方が、未装着の時に比べて骨折危険度が減少した。しかし、プロテクタの材質、厚さの増加による骨折危険度の減少はみられなかった。また、骨頭基部上方では、プロテクタの装着によって骨折危険度の上昇がみられた。剛性の増加によって骨折危険度の上昇幅が小さくなったが、厚さによる骨折危険度の変化はみられなかった。しかし、この部位での骨折危険度は他の部位に比べ小さいため、プロテクタ装着による骨折危険度の上昇はそれ程問題がないと考えられる。

これら3箇所での骨折危険度の結果から、骨折の危険性の低い部位でやや骨折危険度の上昇がみられ、骨折の危険性が高かった頸部基部前方や骨頭基部前方では骨折危険度が減少したことから、部分的なヒッププロテクタは骨折の危険性を小さくする効果があると言える。

C. 結論

大腿骨頸部骨折の骨折発生メカニズムを解明するため、大腿骨個別モデル化手法により構築した有限要素モデルを使用して、大腿骨形状、骨粗鬆症による骨密度低下、転倒姿勢による荷重方向の違いが骨折の危険性、骨折型に及ぼす影響を検討した。その結果、1) 頸部角が小さくなると、上体の後傾に従い内側骨折の危険性が増加すること、2) 頸部長が長くなると転倒姿勢に関わらず外側骨折の危険性が増加すること、3) 骨密度低下は転倒姿勢に関わらず骨折危険性の増加に繋がり、特に骨頭基部上方での低下は内側骨折の危険性を増加させること、がわかった。

次に、軟組織の衝撃緩和効果による骨折危険度への影響を検討するため、大腿骨単体モデルを含む筋-脂肪、皮膚組織からなる大腿部モデルを作成した。その結果、1) 筋-脂肪組織の弾性、粘性、厚さは骨折の危険性にほとんど影響を及ぼさないこと、2) 皮膚組織の剛性、厚さが増加すると骨折危険度が減少し、また剛性の骨折危険度に対する効果は荷重が広範囲に分布するほど顕著である、ことがわかった。

最後に、衝撃を緩和し骨折を防止するためのヒッププロテクタの効果を検討するため、プロテクタの形式、材質、厚さを変化させた有限要素モデルを構築し解析を行った。その結果、大腿部全体を覆うプロテクタの場合、骨頭基部前方で骨折危険度が上昇し、軟質プロテクタの場合には未装着時に応力集中のみられた頸部基部後方よりも高くなり、硬質プロテクタの場合には同程度の大きさとなった。大腿部の一部を被覆するプロテクタを装着した場合、未装着時に骨折危険度が高かった部位で減少した。また材質、厚さの影響はほとんどなかった。

骨単体モデルの解析結果は大腿骨頸部骨折の骨折型の予測に役立ち、軟組織、ヒッププロテクタによる解析の結果は、大腿骨に加わる衝撃を軽減するヒッププロテクタの設計指針の一つの方向性を示すと考えられる。今後の方針としては、本研究により明らかとなった大腿骨頸部骨折の発生メカニズムや、軟組織およびヒッププロテクタ装着による骨折危険性の減少を基に、個体別に形状の異なる大腿骨に対し骨折を予防するための最適な形状のプロテクタを提案していくことが考えられる。

D. 参考文献

- (1) Cummings, S. R., Black, D. M., and Nevitt, M. C., „Appendicular Bone Density and Age Predict Hip Fracture in Woman, *JAMA*, 263, (1990), pp. 665-668.
- (2) Lotz, J. C., Cheal, E. J., and Hayes, W. C., Fracture Prediction for the Proximal Femur Using Finite Element Models: Part 1-Linear Analysis, *J. Biomech. Eng.*, 113, (1991), pp. 353-360.
- (3) 折茂肇, 他, 原発性骨粗鬆症の診断基準, *Osteoporosis Jpn.*, (1996), pp. 643-653.
- (4) Snyder, S. M., Schneider, E., Estimation of Mechanical Properties of Cortical Bone by Computed Tomography, *J. Orthopaedic Res.*, vol. 9, (1991), pp. 422-431.
- (5) Smith, C. B., Smith, D. A., Relations Between Age, Mineral Density and Mechanical Properties of Human Femoral Compacta, *Acta orthp. scand.* 47, (1976), pp. 496-502.
- (6) Rabih, E. T., Faris, A. B., Theodore G., T., and Rolf, H. E. A Three-Dimensional Finite Element Model of the Human Ankle: Development and Preliminary Application to Axial Impulsive Loading: *SAE*, (1996), 962427.
- (7) 日本機械学会, バイオメカニクス概説, オーム社, (1993), pp 51.
- (8) Stephen, N, Robinovitch., Thomas, A, McMahon., Wilson, C, Hayes., Force Attenuation in Trochanteric Soft Tissues During Impact from a Fall, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol.13, (1994), pp. 956-062.
- (9) 伊藤公正, プラスチックデータハンドブック, 工業調査会, (1980), pp 10-11.

E. 研究発表

1. 論文発表

1. E. Tanaka, S. Yamamoto, Y. Aoli, T. Okada and H. Yamada, Formulation of a Mathematical Model for Mechanical Bone Remodeling Process, *JSME International Journal*, Series

C, Vol. 43, No.4, (2000), pp.830-836.

2. 田中英一, 計算バイオメカニクスと整形外科領域への応用, *日本機械学会講演論文集 No. 004-1*, pp. 11-45 - 11-48, 2000.
3. 田中英一, 生体組織のモデリングとシミュレーション, *日本機械学会講習会「構造解析技術とモデル化技術の最前線」*教材, pp.77-82.
4. 中西孝文, 大腿骨頸部骨折に対する骨形状・周辺部軟組織の影響, 名古屋大学大学院工学研究科機械工学専攻平成12年度修士論文.
2. 学会発表
 1. 田中英一, 計算バイオメカニクスと整形外科領域への応用, *日本機械学会講演論文集*, No. 004-1, (2000), pp. 11-45 - 11-48.
 2. 田中英一, 山本創太, 中西孝文, 坂本誠二, 原田 敦, 奥泉宏康, 水野雅士, 大腿骨近位部骨折に対する骨形状, 骨密度分布の影響, *日本機械学会講演論文集*No. 00-1, Vol. I, (2000), pp. 505 - 506.
 3. 田中英一, 山本創太, 中西孝文, 原田 敦, 水野雅士, 動的有限要素法による大腿骨頸部骨折発生メカニズムの検討, *日本機械学会講演論文集* No. 00-35, (2001), pp.94 - 95.
 4. 田中英一, 生体組織のモデリングとシミュレーション, *日本機械学会講習会「構造解析技術とモデル化技術の最前線」*教材, pp.77-82.

研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の 編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ
山崎薫	骨量測定とその 評価	折茂肇	老人保健法による 骨粗鬆症予防マ ニュアル	日本医事 新報社	東京	2000	67-80
山崎薫	高齢者の転倒と その対策		骨粗鬆症と骨折	医歯薬出 版	東京	1999	52-57
長屋政博	摂食・嚥下機能 に合わせた食形 態とは？	介護・医療・ 予防研究会	高齢者を知る事典	厚生科学 研究所	東京	2000	49-51

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
A Harada, M Mizuno, M Takemura, H Tokuda, H Okuizumi, N Niino	Hip fracture prevention trial using hip protectors in Japanese nursing homes	Osteoporos Int			2001
M Takemura, A Harada, M Mizuno, Y Yamada.	Relationship between osteoprotegerin/osteoclastogenesis inhibitory factor concentration in synovial fluid and disease severity in individuals with osteoarthritis of the knee.	Metabolism	50	1-2	2001
Y Yamada, A Miyauchi, Y Takagi, Y Takagi, K Nakauchi, N Miki, M Mizuno, A Harada.	Association of a polymorphism of the transforming growth factor-beta-1 gene with prevalent vertebral fractures in Japanese women.	Am J Med	109	244-247	2000
Y Yamada, A Harada, T Hosoi, A Miyauchi, K Ikeda, H Ohta, M Shiraki.	Association of transforming growth factor β -1 genotype with therapeutic response to active vitamin D for postmenopausal osteoporosis.	J Bone Miner Res	15	415-420	2000
H Tokuda, O Kozawa, A Harada, T Uematsu.	p42/p44 Mitogen-activated protein kinase activation is involved in prostaglandin F ₂ alpha-induced interleukin-6 synthesis in osteoblast.	Cell Signal	11	325-330	1999
水野雅士、原田敦、竹村真里枝、奥泉宏康、田中英一、山本創太	大腿骨頸部骨折骨折型の決定因子—転倒時荷重方向、大腿骨頸部骨量分布、形態的パラメーターの関与についての検討—	Osteoporosis Japan	8	27-30	2000

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
T Ohishi, K Kushida, K Yamazaki et al.	Ultrasound measurement using CUBA clinical system can discriminate between women with and without vertebral fractures	Journal of Clinical Densitometry	3	227-231	2000
山崎薫、坂田悟、渥美公勢、西村行秀、串田一博、長野昭	骨粗鬆症患者のQOL評価法に関する検討	Osteoporosis Japan	8	640-648	2000
山崎薫、井上哲郎	転倒と骨折の整形外科的治療	薬の知識	51	276-278	2000
山崎薫	骨粗鬆症の治療とQOL	クリニカルカルシウム	10	1642-1646	2000
山梨晃裕、山崎薫、長野昭	大腿骨頸部骨折患者の退院時の身体能力の検討	中部日本整形外科災害外科学会雑誌	43	1147-1148	2000
長屋政博	痴呆性高齢者に対する身体的リハビリテーションの考え方について教えてください	痴呆介護		47-49	2000
鈴木隆雄	骨粗鬆症外来の取り組み	Osteoporosis Japan	8	557-563	2000
鈴木隆雄	高齢者の転倒防止対策に何が有効か	Osteoporosis Japan	9	41-46	2000
E. Tanaka, S. Yamamoto, Y. Aoi, T. Okada and H. Yamada	Formulation of a Mathematical Model for Mechanical Bone Remodeling Process	JSME International Journal	43	830-836	2000
田中英一	計算バイオメカニクスと整形外科領域への応用	日本機械学会講演論文集	004-1	11-45-11-48	2000
田中英一	生体組織のモデリングとシミュレーション	日本機械学会講習会「構造解析技術とモデル化技術の最前線」教材		77-82	2000

20000170

以降のページは雑誌／図書等に掲載された論文となりますので
「研究成果の刊行に関する一覧表」をご参照ください。