

DA

1917

1997

(H6)

筑波大学

博士（医学）学位論文

寄贈

金岡恒治氏

99006171

# 乗用車被追突衝撃時における 頤椎椎体間挙動解析

- 頤椎捻挫受傷機序解明に向けて -

1997

筑波大学大学院博士課程医学研究科

金岡 恒治

第一章. 序論	4
1-1. 交通事故による頸部傷害発生件数の経年的変化	5
1-1-1. 本邦における現状	5
1-1-2. 諸外国における状況	8
1-2. 頸椎捻挫の特徴	9
1-2-1. 臨床症状の特徴	9
1-2-2. 交通事故保険医療における諸問題	9
1-3. 推定される頸椎捻挫の損傷部位	10
1-4. 受傷機序解明に向けてのこれまでの研究	10
第二章. 低速度模擬衝突装置を用いた志願者実験	12
2-1. 実験の方法	12
2-1-1. 衝突模擬装置と設置場所	12
2-1-2. 画像撮影	12
1. 連続レントゲン撮影装置	12
2. 高速度ビデオ撮影	12
2-1-3. 電気計測	14
1. 頭部加速度計測	14
2. 筋電計測	14
3. 各計測項目の同期	14
2-1-4. 実験条件設定について	14
2-1-5. 志願者実験の安全性について	14
2-1-6. 医の倫理委員会への申請	16
2-1-7. 志願者に対する説明と実験参加への同意	16
2-1-8. 実験の概観	16
2-2. 実験1：被追突模擬衝撃における頸椎の挙動解析（4km/h）	20
2-2-1. 目的	20
2-2-2. 実験条件	20
2-2-3. 頸椎椎体間の挙動解析方法	20
2-2-4. 結果	24
2-2-5. 考察	30
2-2-6. 小括 1	34
2-3. 実験2：シートバック性状の差による頸椎挙動の変化	35
2-3-1. 目的	35
2-3-2. 実験方法・解析	35
2-3-3. 結果	37
2-3-4. 考察	38
2-3-5. 小括 2	39

2-4. 実験3：被追突模擬衝撃における頸椎の挙動解析（8km/h）	-----	40
2-4-1. 目的	-----	40
2-4-2. 実験条件	-----	40
2-4-3. 頸椎椎体間挙動の解析方法	-----	40
2-4-4. 結果	-----	40
2-4-5. 考察	-----	47
2-4-6. 小括 3	-----	48
2-5. 実験4：回旋中心位置を用いた椎体間挙動の解析	-----	49
2-5-1. 目的	-----	49
2-5-2. 瞬間回旋中心位置の定量化	-----	49
2-5-3. 結果	-----	51
2-5-4. 考察	-----	53
2-5-5. 小括 4	-----	55
第三章. 総括	-----	56
3-1. 本実験の特徴、欠点、限界	-----	56
3-2. 頸椎捻挫の受傷機序の仮説	-----	57
3-3. 治療方法について	-----	58
第四章. 今後の展望	-----	60
4-1. 志願者実験の限界	-----	60
4-2. 他の実験系へのデータの提供	-----	60
4-2-1. 動物実験	-----	60
4-2-2. コンピューターシミュレーション、ダミー開発	-----	60
4-2-3. 屍体実験	-----	60
謝辞	-----	61
引用文献	-----	62-65
参考論文	-----	66-



## 第一章. 序論

乗用車の普及により交通事故が社会的問題になって久しい。1960年代には後方追突事故による頸部傷害が注目され、むち打ち損傷と言う名で広まり、大きな社会問題となり、頸椎捻挫の病態、受傷機序、治療方法に関する研究が盛んに行われてきた。

その結果、その主な受傷機序は頸椎の過伸展であると推察され(1)、この頸椎過伸展を抑制し、傷害発生を抑止することを目的にヘッドレストが開発され、1968年には本邦においても装着が義務化されている。また、損害賠償補償の面からの対応・処置が行われ、むち打ち損傷は表面的には一端沈静化したように思われていた。しかし、被追突事故による頸部傷害は、依然として高い件数、頻度で発生しており、臨床の現場においても依然として、頻度の高い傷害である。

むち打ち損傷を正しく研究し、診断・治療する事は整形外科に与えられた命題であり、第21回脊椎外科学会に於いては、“現代の妖怪”と例えられたむち打ち損傷に関するシンポジウムが行われた(2)。しかし、その受傷機序に関する研究は非常に少なく、未だ明らかにされていない。

この頸椎捻挫の受傷機序を明らかにすることを目的に本研究を行った。

その研究結果を、本邦における頸椎捻挫発生状況の統計調査結果、頸椎捻挫の臨床的特徴、これまで行われた受傷機序解明に向けての研究結果、我々の行っている志願者実験方法・結果、実験結果から推測した受傷機序の仮説、今後の展望に大別して述べる。

注) 追突事故による頸部障害にはむち打ち症、頸椎捻挫と言った呼称があり統一されていない、ここでは神経症状、精神症状等を認める慢性的な障害をむち打ち症、頸部痛のみのものを頸椎捻挫とわけて記述する。

## 1-1. 交通事故による頸部傷害発生件数の経年的変化 (参考論文1)

### 1-1-1. 本邦における現状

頸部傷害の発生頻度、及びその動向を把握する事を目的に、警察庁が収集した平成3年から7年までの全国交通事故統計データを資料として、以下の解析を行った。

- 1)乗用車全人身事故における運転者の傷害程度の経年的変化
- 2)乗用車全人身事故における運転手・軽傷受傷者の傷害部位別の傷害発生数と発生率
- 3)乗用車後面衝突事故における運転手・軽傷受傷者における傷害部位別の傷害発生数と発生率

乗用車全人身事故における運転者の傷害程度の変化を表・図1-1に示す。

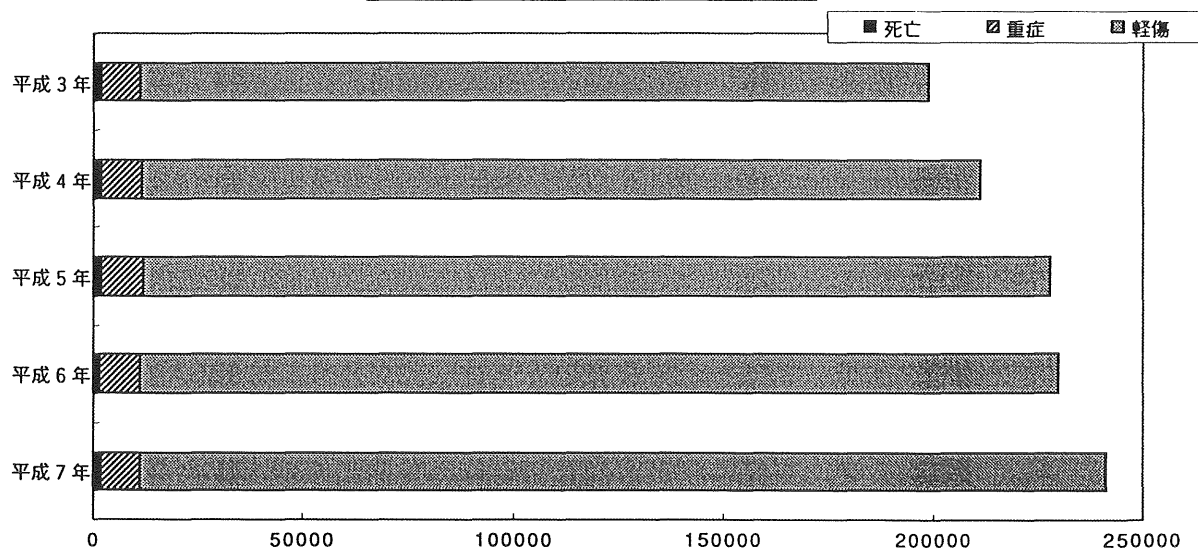
死亡者は平成3年の0.97%から平成7年の0.74%まで毎年減少し、重傷者も平成3年の4.79%から平成7年の3.97%まで毎年減少している。このことは、エアバッグを始めとした各種乗員保護装置の普及により重大な傷害の発生は効果的に抑制されていることを示している。これに対して、軽傷受傷者の割合は

乗用車運転者,年度別死亡、重傷、軽傷者数（人）

	死亡	重傷	軽傷	合計（総死傷者数）
平成3年	1,921	9,532	187,433	198,886
平成4年	1,951	9,706	199,626	211,283
平成5年	2,011	9,999	216,374	228,384
平成6年	1,752	9,411	219,072	230,235
平成7年	1,787	9,588	230,031	241,406

乗用車運転者,年度別死亡、重傷、軽傷者率（%）

	死亡	重傷	軽傷
平成3年	0.97	4.79	94.24
平成4年	0.92	4.59	94.48
平成5年	0.88	4.38	94.74
平成6年	0.76	4.09	95.15
平成7年	0.74	3.97	95.29



表・図 1-1.

平成3年の94.24%から平成7年の95.29%まで毎年増加しており、人身事故受傷者に占める軽傷者の比重が年々高くなっている。また、軽傷受傷者の総数は4年間で23%の増加を示している。

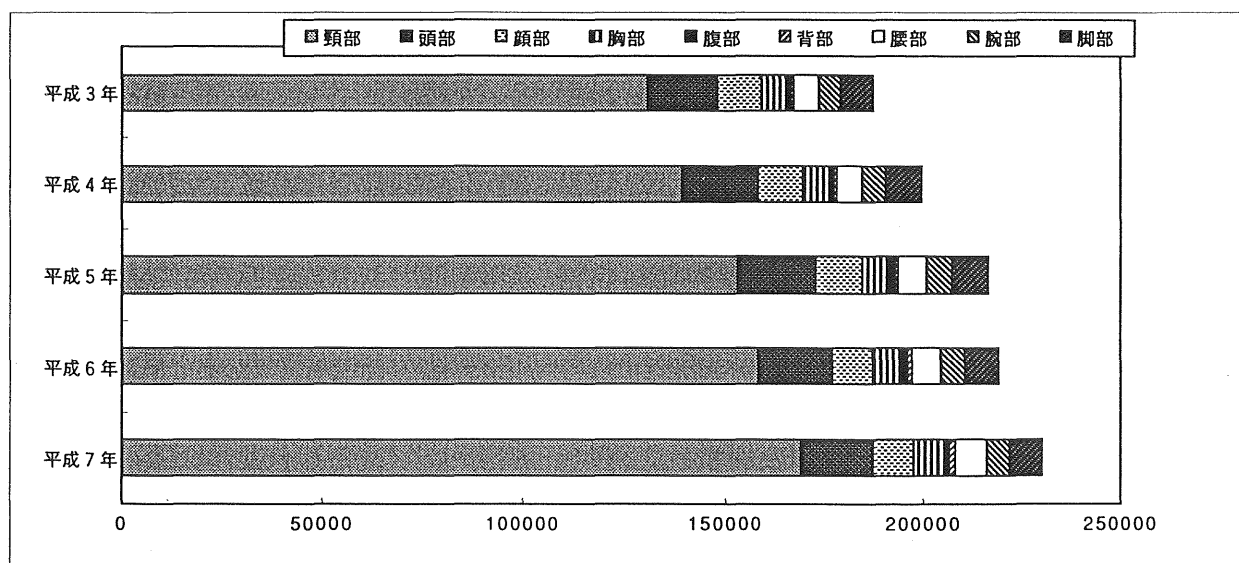
この軽傷受傷者の傷害部位別の傷害発生数と発生率を表・図1-2に示す。頸部傷害受傷者数が他の部位に比べて多く、約7割を占める。またその比率は平成3年の69.7%から毎年増加し、平成7年には73.6%に達している。

乗用車運転者の軽傷受傷者における傷害部位別の傷害者数（全事故）

	頭部	顔部	頸部	胸部	腹部	背部	腰部	腕部	脚部	合計
平成3年	17,631	10,836	130,716	6,323	972	1,102	5,993	5,546	8,304	187,423
平成4年	19,061	11,309	139,546	6,586	990	1,091	6,282	5,813	8,943	199,626
平成5年	19,672	11,626	153,476	7,050	1,023	1,113	7,082	6,159	9,165	216,374
平成6年	18,668	10,452	158,434	7,397	1,036	1,165	7,389	5,812	8,714	219,072
平成7年	18,303	9,993	169,327	7,681	1,202	1,266	8,046	5,838	8,367	230,031

乗用車運転者の軽傷受傷者における傷害部位別の傷害発生率（全事故）

	頭部	顔部	頸部	胸部	腹部	背部	腰部	腕部	脚部	合計
平成3年	9.41	5.78	69.74	3.37	0.52	0.59	3.20	2.96	4.43	100
平成4年	9.55	5.67	69.90	3.30	0.50	0.55	3.15	2.91	4.48	100
平成5年	9.09	5.37	70.93	3.26	0.47	0.51	3.27	2.85	4.24	100
平成6年	8.52	4.77	72.32	3.38	0.47	0.53	3.37	2.65	3.98	100
平成7年	7.96	4.34	73.61	3.34	0.52	0.55	3.50	2.54	3.64	100



表・図 1-2.

乗用車後面衝突事故による軽傷受傷者における、傷害部位別の傷害者数と発生率を表・図1-3に示す。後面衝突事故時の運転者の傷害の多くは頸部に発生しており、その占める割合は94%に達しているが、その経年的な変化は認めず、ほぼ一定の割合で発生している。頸部の次に傷害を生じる部位は腰部で、その頻度は平成3年の2.1%から漸増し、平成7年には2.6%を示す。

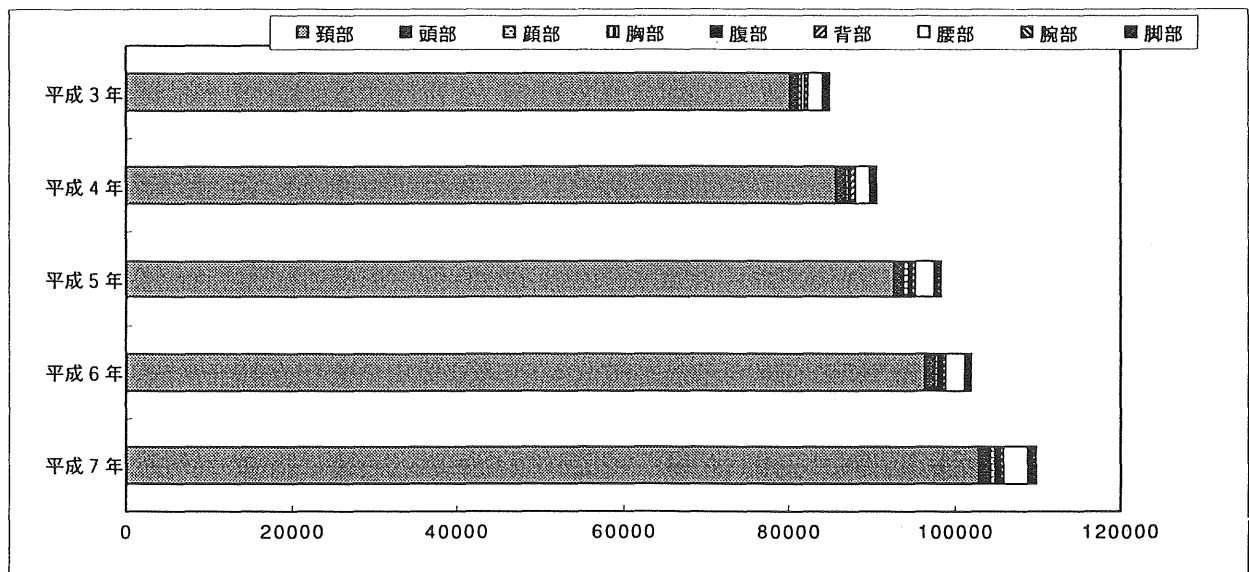
以上のことから、追突事故による頸部傷害受傷者数は経年的に増加する傾向にあり、平成7年度には10万人を越えている。頸部傷害受傷者の後面衝突事故に占める割合には経年的な変化を認めていないため、この様に受傷者が増加している原因としては、総事故件数、後面衝突事故件数が増加していること、及び全事故受傷者に占める軽傷受傷者の占める割合が増加してきていることが挙げられる。

乗用車運転者の軽傷受傷者における傷害部位別の傷害者数 (後面衝突)

	頭部	顔部	頸部	胸部	腹部	背部	腰部	腕部	脚部	合計
平成3年	972	450	80,133	280	91	402	1,756	220	418	84,722
平成4年	1,110	398	85,532	292	85	394	1,910	273	485	90,479
平成5年	1,133	493	92,632	344	109	413	2,242	271	515	98,152
平成6年	1,165	437	96,238	383	121	462	2,406	291	481	101,984
平成7年	1,341	586	102,904	449	148	524	2,881	300	539	109,672

乗用車運転者の軽傷受傷者における傷害部位別の傷害発生率 (後面衝突)

	頭部	顔部	頸部	胸部	腹部	背部	腰部	腕部	脚部	合計
平成3年	1.15	0.53	94.58	0.33	0.11	0.47	2.07	0.26	0.49	100
平成4年	1.23	0.44	94.53	0.32	0.09	0.44	2.11	0.30	0.54	100
平成5年	1.15	0.50	94.38	0.35	0.11	0.42	2.28	0.28	0.52	100
平成6年	1.14	0.43	94.37	0.38	0.12	0.45	2.36	0.29	0.47	100
平成7年	1.22	0.53	93.83	0.41	0.13	0.48	2.63	0.27	0.49	100



表・図 1-3.

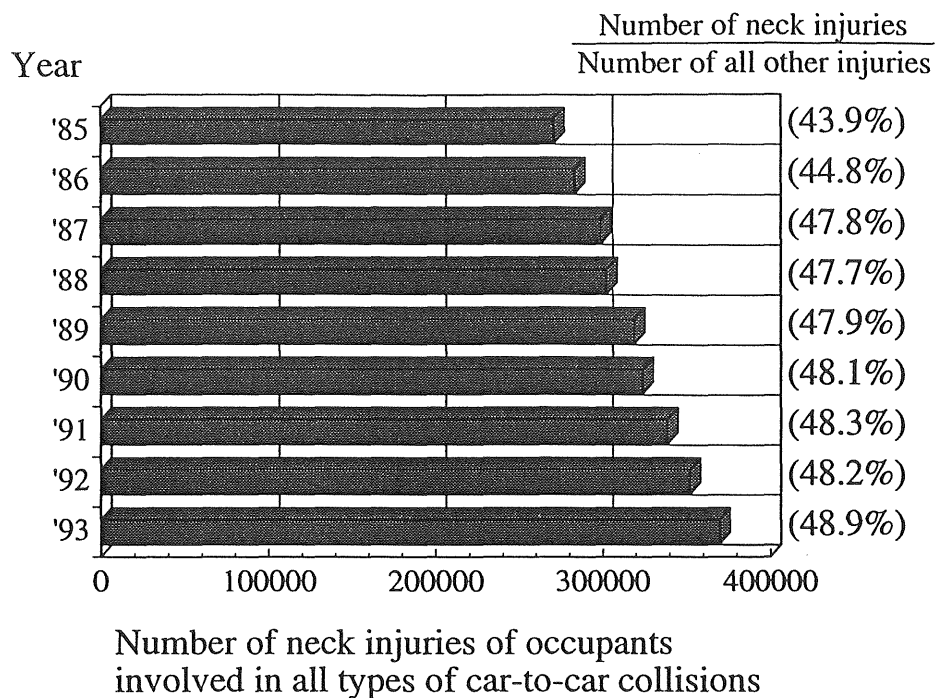


図 1-4.

この様な、交通事故データを傷害に関するデータと対比することは事故管理を担当する警察庁と、傷害を管理する医療者側との連携が密でなければ正確な傷害発生状況を明らかにすることは困難であり、今回用いた傷害に関するデータの信頼性には限界がある。しかし現時点で事故と傷害の傾向をつかむためには有用な資料であると考え。

交通事故による傷害発生の傾向をつかむためには賠償保険者側のデータを用いる方法もある。自動車損害賠償保険者が、1985年～1993年までの車両相互全事故における頸部傷害者数、全傷害に占める頸部傷害の割合を報告している(3)(図1-4)。これによると、頸部傷害受傷者数は、毎年増加しており年間40万人に届く勢いである、また全傷害に対する発生率で見ても、頸部傷害者数は1985年の43.9%から1993年の48.9%と増加傾向を示している。交通事故統計データと直接比較することはできないが、ほぼ同じ増加傾向を示していると言える。また、このような傾向は、日本に限らず世界的にも見られていることが報告されている(4)。

#### 1-1-2. 諸外国における状況

欧米諸国においても1970年当時ヘッドレストの普及により、頸部傷害に関する問題は一旦沈静化した。が、1980年代から徐々に顕在化し始めている(5)。特に、最近では頸部の後遺障害の発生率が多くなりつつあるとの報告がある(6)。また、米国においては、頸部傷害に対する医療費は全交通外傷の医療費の約66%を占めているとも言われている(7)。

このように、交通事故による頸部傷害の発生件数は各種安全対策が施されているにもかかわらず依然として多く、むしろ増加傾向にある。

## 1-2. 頸椎捻挫(むち打ち症)の特徴

### 1-2-1. 臨床症状の特徴 (参考論文2)

頸椎捻挫(むち打ち症)受傷者のほとんどが頸椎伸展時に増強する頸部痛及び、肩、肩甲骨内側、後頭部痛を認める。上肢神経症状は、椎間板ヘルニアを代表とする神経根圧迫病変により発症すると考えられているが、症状が発現している神経根を実際に圧迫している椎間板ヘルニアがMRI（核磁気共鳴画像）所見で確認されたものは少なく、ヘルニアによる神経根の圧迫が上肢症状を引き起こしているわけではないとも考えられてきており(8)、被衝撃時に頸椎椎間孔内圧が上昇することにより神経根障害を引き起こすという説もある(9)。時に、自律神経症状を伴う難治性の病態を呈することがあり、その原因は、交感神経系の器質的傷害や(10)、椎間板ヘルニアの交感神経節刺激症状である(11)、という説があるが明らかではない。

画像所見上、単純レントゲンで椎間板腔の拡大や不安定性を認めることがあるが(12)、ほとんどの例では明らかな所見を認めない。MRIにより、靱帯・椎間板損傷が描出されたとの報告(13)もあるがその正確な判定は困難である。また健常人の約10%にMRI上、椎間板ヘルニアを認めるとの報告もあり(14)、受傷者のヘルニアが外傷後に生じたものかを診断することは困難である。

頸椎捻挫の重傷度は様々であるが、ケベック分類では症状、所見により、表1-5のごとくに分類している

0度	頸部に症状が無く、身体所見上も異常無し
1度	頸部に疼痛、こりの症状を有するが、身体所見上は異常無し
2度	頸部症状に加えて、頸椎の可動域制限や、限局した圧痛点を認め、頸部の筋骨系由来の症状を有する
3度	頸部症状に加えて、腱反射異常、脱力、知覚障害等の神経学的所見を有する
4度	頸椎の脱臼、骨折を有する

表 1-5. ケベック分類

### 1-2-2. 交通事故保険医療における諸問題

上述の如く、他覚的所見に乏しいことに加えて、補償問題に関係したさまざまな問題点により、本障害の客観的病態把握が困難となる(15)。

交通事故保証の未確立な国（Lithuania）での調査によると、被追突事故後急性期には健常人コントロールと比較して、有意に高い頻度で頸部痛の発現を認めるものの、慢性頸部痛の発生頻度には差が無いことを報告し、慢性的な頸部痛は補償問題が存在するがために生じている可能性を示唆している(16)。

追突事故により、頸椎が何らかの損傷を受け、疼痛が発生しているところに、上述のごとき補償問題が介したり、保障者、医療関係者の病態への理解を得にくいことからくる葛藤等による心理的要因により、慢性的なむち打ち症へと移行してしまうものと推察する。

従って、頸部傷害の発生機序を明らかにし、その損傷部位を明らかにすることが頸椎捻挫を診断・治療する上で重要である。

### 1-3. 推定される頸椎捻挫の損傷部位

頸椎捻挫の損傷部位を明らかにしようとする研究はこれまで数多く行われてきた。

1964年にMacnabが猿を用いた衝突実験において、頸椎前方筋群とその周囲の交感神経叢損傷、頸椎前縦靱帯断裂、椎間板の椎体終板からの剥離を認めた(1)。本邦においても1968年家兎を用いた実験から、椎間孔部における神経根周囲の出血、椎間関節関節包や椎体終板損傷等について報告している(17)。

1993年Taylorらは、交通事故死体の頸椎の剖検例から椎間板の外層線維輪と椎体終板との間の剥離損傷 (rim lesion) を認め、これが頸椎捻挫時の頸部痛の原因となりうると報告している(18-20)。

臨床研究においては、頸椎捻挫患者の慢性頸部痛に椎間関節ブロックが有効であったことから、その主な原因は椎間関節にある事が疑われている(21)。

これらの研究から現在のところ頸椎捻挫の損傷部位は、主に次の3つが考えられている(22)。

- 1)椎間板線維輪と椎体終板の境界部の剥離(rim lesion)、
- 2)椎間関節の損傷、
- 3)頸椎周囲の筋群の微少外傷

### 1-4. 受傷機序解明に向けてのこれまでの研究 (参考論文3)

頸椎捻挫の受傷機序解明に向けて、様々な研究がなされてきている。

Svensson(9)や、Ortengren(23)は豚を用いた頸椎伸展強制実験により衝撃時には髄液圧が上昇すること、同時に神経根の損傷が生じたことを観察している。

頸椎の被追突時の挙動をモデル化したコンピューターシミュレーション実験により受傷機序を推測することも試みられている(24, 25)。しかし、衝突時の頸椎挙動を再現するためには、生体挙動との比較検証を行い評価することが不可欠であり、実際の生体の頸椎挙動が明らかにされていない現状では、シミュレーションによる頸椎挙動の再現は困難である。

屍体を用いた衝突実験において(26)、衝撃負荷後の骨折・脱臼等の器質的变化を調査する研究が行われてきた。最近では、屍体の頭頸部を台車に設置し追突を模した加速度を加え、頸椎椎間の挙動を観察する研究が行われている(27, 28)。

また、生体の衝突応答に近似したダミーの開発が進められているが、生体の複雑な挙動をダミーによって再現させることは不可能である(29)。生体の頸椎挙動を再現できるダミー開発のためには、生体の頸椎挙動を明らかにする必要がある。

生体の頸椎挙動を最も忠実に再現するためには志願者実験が必要となる。しかし、志願者実験では、傷害発生を引き起こす限度以下の速度設定が不可欠であり、また、衝突予測の影響を完全に取り除くことができないなどの問題がある。Matsushita、平林(30, 31)は志願者を用いた衝突実験を行い、その際の頸椎挙動をシネラジオグラフィーにより記録し追突時の頸椎挙動を観察した結果、ヘッドレストを装着している限り頸椎の過伸展は生じないことを明らかにしている。この実験にて、数名の被験者に一時的に

頸部不快感等の頸椎捻挫様の症状が出現しているが、これらの症状は頸椎の過伸展が生じていないにも関わらず発生している。またMcConnellら(32, 33)の行った志願者実験においても、頸椎の過伸展をおこすことなく頸椎の症状を生じた被験者が存在した。

これまでの研究から明らかにされていることを以下にまとめる、

1. 頸椎の過伸展により椎間板線維輪の椎体終板からの剥離や、前縦靱帯断裂が生じうる。
2. 生体の頸部特性データが無い限り、正確なコンピューターシミュレーション、ダミー開発を行うことは不可能である。
3. 屍体実験は、衝撃に対する頸部特性を知るには有用であるが、被追突時の状態を正確に模することは困難である。
4. 志願者実験によると、ヘッドレストを使用している限り頸椎過伸展は生じない。しかし、過伸展が生じていないにもかかわらず、頸椎捻挫様の症状が発現していることから、頸椎捻挫は頸椎の過伸展以外の損傷機序によっても発生することが推察される。

ヘッドレストの普及にもかかわらず、頸椎捻挫受傷者が減少していない原因には、ヘッドレストが正しく使用されていないことの他に、頸椎過伸展以外の受傷機序の存在が疑われる。この受傷機序を解明するためには、被追突衝撃による各頸椎椎体の挙動を明らかにする必要があると考え、志願者を対象とした追突模擬実験を計画した。



## 第二章． 低速度模擬衝突装置を用いた志願者実験

### 2-1. 実験の方法

#### 2-1-1. 衝突模擬装置と実験場所

志願者による衝突時の頸椎椎体の挙動を解析するためにシネラジオグラフィーを使用した。シネラジオグラフィー装置は筑波大学放射線部に設置されているため、設置場所に合わせた被追突模擬台車装置を製作した。この台車装置の衝撃性能の仕様は過去の追突実車実験のデータから、被追突車の受ける衝撃加速度を模擬できるオイルショックダンパーを取り付けコントロールすることとした。台車装置の仕様とともに、次頁の図2-1に台車装置の概略図を示す。

#### 2-1-2. 画像撮影

##### 1. 連続レントゲン撮影装置(シネラジオグラフィー)

臨床では通常、心血管造影に用いられているX線連続撮影装置(Cine-system: Angiorex, Toshiba Medical Inc. Cine-camera: Arritechno 35, NAC Inc.)を用いて毎秒90コマで頸椎挙動を記録した。

X線照射撮影は22cmX22cmの範囲である(図2-2)。この範囲内に衝撃時の被験者の頸部が設定できるような位置調整を台車装置にも装備した。

##### 2. 高速度ビデオ撮影

高速度ビデオ装置(MEMORECAM, NAC Inc.)を用いて毎秒500コマで被験者の挙動を撮影し、その画像をImageExpress (NAC Inc.)に取り込み解析した。但し、シネラジオグラフィー撮影時にはビデオ撮影ができないため、同一条件での実験を2回行いそれぞれに対し連続レントゲン撮影、高速度ビデオ撮影を行った。

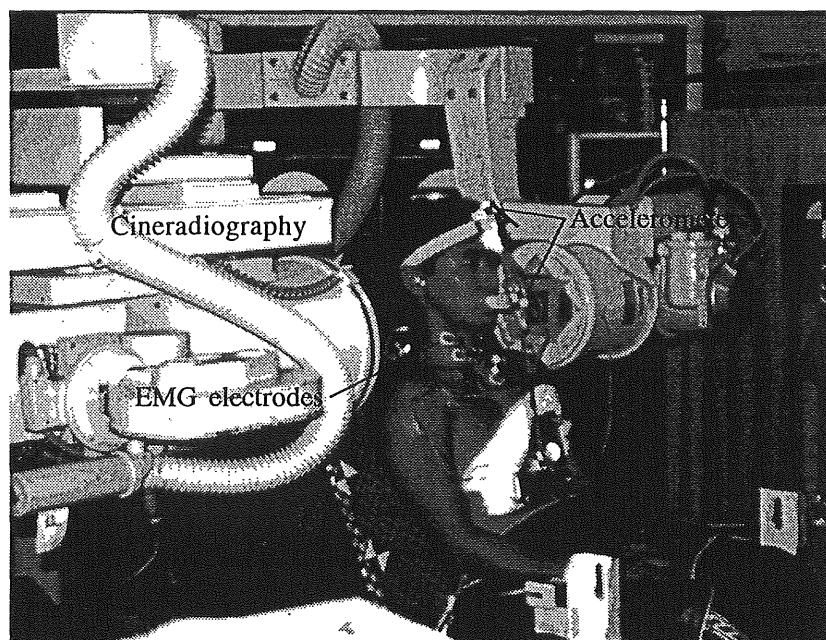


図 2-2. 実験風景

項 目	仕 様
加速方式	傾斜台自由落下方式 傾斜角：1.0 度
衝突速度	2 ～ 9 km/h (0.55 ～ 2.5 m/s)
衝撃ハルス	油圧ショックアブソーバー (1)波形：ほぼサイン波 (2)加速度：約60 m/s <sup>2</sup> ー 速度 9 km/hの時
台車寸法及び重量	(1)寸法：長さ1540×幅600 mm (2)重量：120 kg (台車のみ)
傾斜台寸法 及び重量	1. 全体組み立て時 (1)寸法：長さ4280×幅760×高さ920 mm (2)重量：約800 kg 2. 分解時 <傾斜台下部+台車> (1)寸法：長さ2000×幅760×高さ550 mm (2)重量：約400 kg <傾斜台上部> (1)寸法：長さ2000×幅760×高さ920 mm (2)重量：約270 kg <傾斜台接続部> (1)寸法：長さ700×幅760×高さ140 mm (2)重量：約20 kg <スットバー> (1)寸法：長さ800×幅600×高さ90 mm (2)重量：約20 kg

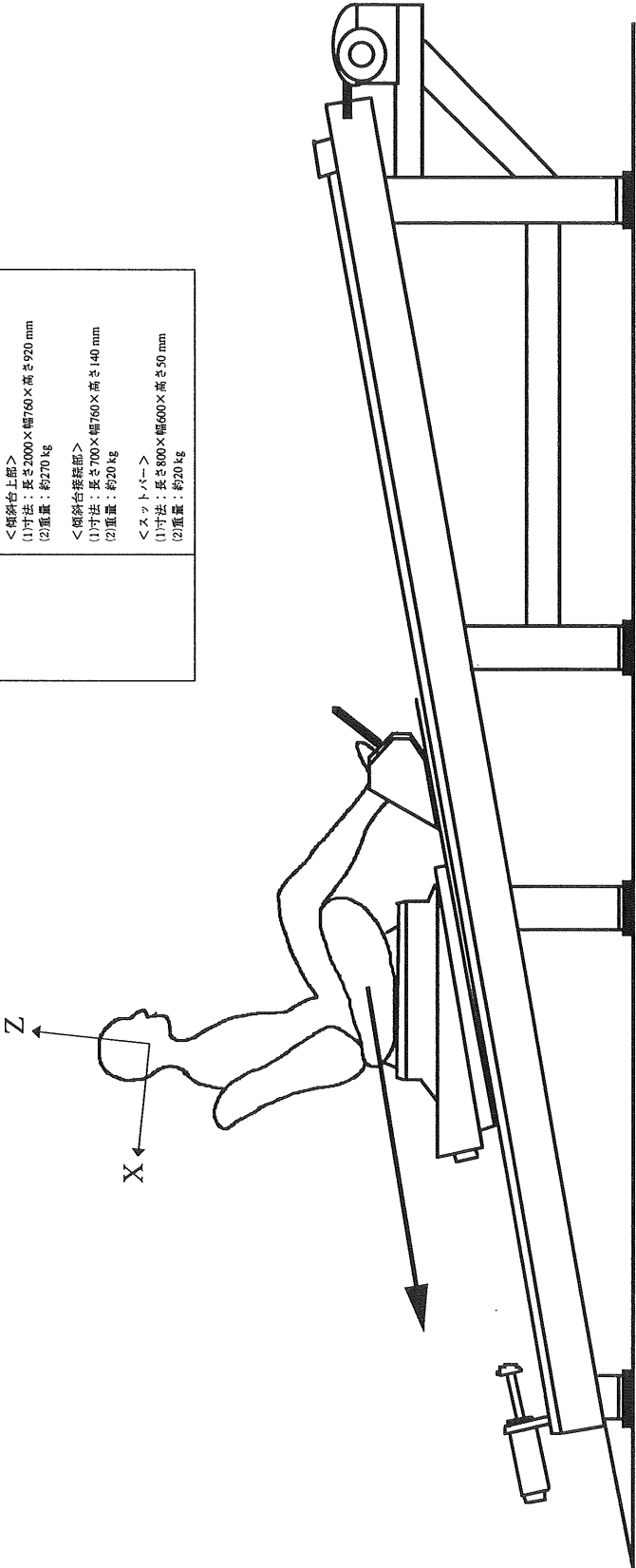


図 2-1. 被追突模擬台車装置

### 2-1-3. 電気計測

1. 頭部加速度計測：頭部の運動は矢状面上での二次元運動であるため、頭部の加速度計測には4ch加速度計測法を適用した。この計測データと頭部推定重量より、頸部に作用する剪断力、軸圧力と曲げモーメントを求めた(34)。頭部への加速時計の取り付けは図2-3に示すような治具を製作し行った。この治具の下端部に被験者毎に歯科用レジンによって型どりしたバイトブロックを取り付け、治具上部にはマジックファスナーを固定し、これら上端と下端の二カ所で頭部に固定した。また、頭部に対する加速度計の取り付け位置は、頭部の解剖学的重心位置（眼下下縁と耳穴中心を結ぶフランクフルト線上の耳穴前方5mmかつその垂直線上の上方2cm）を基準に、上記の治具を取り付けた状態で単純X線撮影を行い、このX線の画像から算出した（図2-4-X線）。

2. 筋電計測：胸鎖乳突筋、傍脊柱筋、僧帽筋に皮膚電極を張り付け、筋電波形を計測した。直径5mmの電極を使い、電極間の距離は約2cmとして双電極として計測した。

3. 各計測項目の同期：台車がダンパーに接する部位に接点を作成し、ここで通電することによりシネラジオグラフィー、高速度ビデオ装置、各電気計測装置に信号を入力させ、衝突の瞬間を同期した。またシネラジオグラフィーのコマ送り数は毎秒90コマであるため、衝突の瞬間からのコマ数で衝突からの経過時間を算出した。

### 2-1-4. 実験条件設定について

実際の乗用車被追突事故時に、乗員の頸椎挙動に影響を与える因子として以下の項目が考えられる。

1. 衝撃力の大きさと方向(衝突速度、衝突角度)
2. 乗員の乗車姿勢(頭部-頸部-体幹の位置関係、頸椎の回旋の有無、乗車位置)
3. 拘束装置の使用状況(ヘッドレストの有無、高さ、頭部との距離、シートベルトの有無)
4. 衝突の予測の有無(頸部筋群の緊張状態)
5. シートから受ける入力状況(シート・クッション特性)
6. 乗員の頸椎特性の個体差(頸椎アライメント、変形性変化の有無、性差)

今回行った実験では、頸椎の変形性変化の無い若年男性を対象とし、衝突時には正面を向き、衝突角度は後方、シートベルト無しの一定条件とし、衝突速度、頸椎のアライメント変化、ヘッドレストの有無、筋緊張の有無、シート剛性の変化の計5条件を設定して実験を行った。

### 2-1-5. 志願者実験の安全性について

Szaboら(35, 36)は、人体を対象とした過去の衝突模擬実験の報告を渉猟し、速度9km/h以下においては242名の被験者の内230名は無症状で、残り12名に於いても数日で消失する軽度の頸部の症状を呈するにとどまったことを報告し、安全速度域を9km/h以下と設定している。頸椎の変形性変化の有無や外傷歴の有無等により、その個々人の傷害発生速度域値は異なり、一概に9km/h以下は安全であるとは言えないが、若年の健常人であれば傷害発生の頻度は低いと考える。

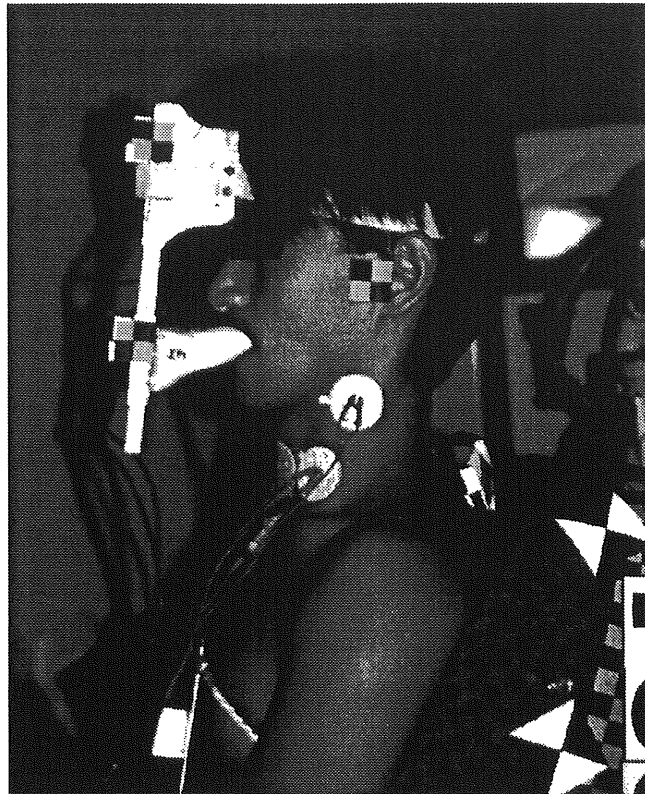


図 2-3.

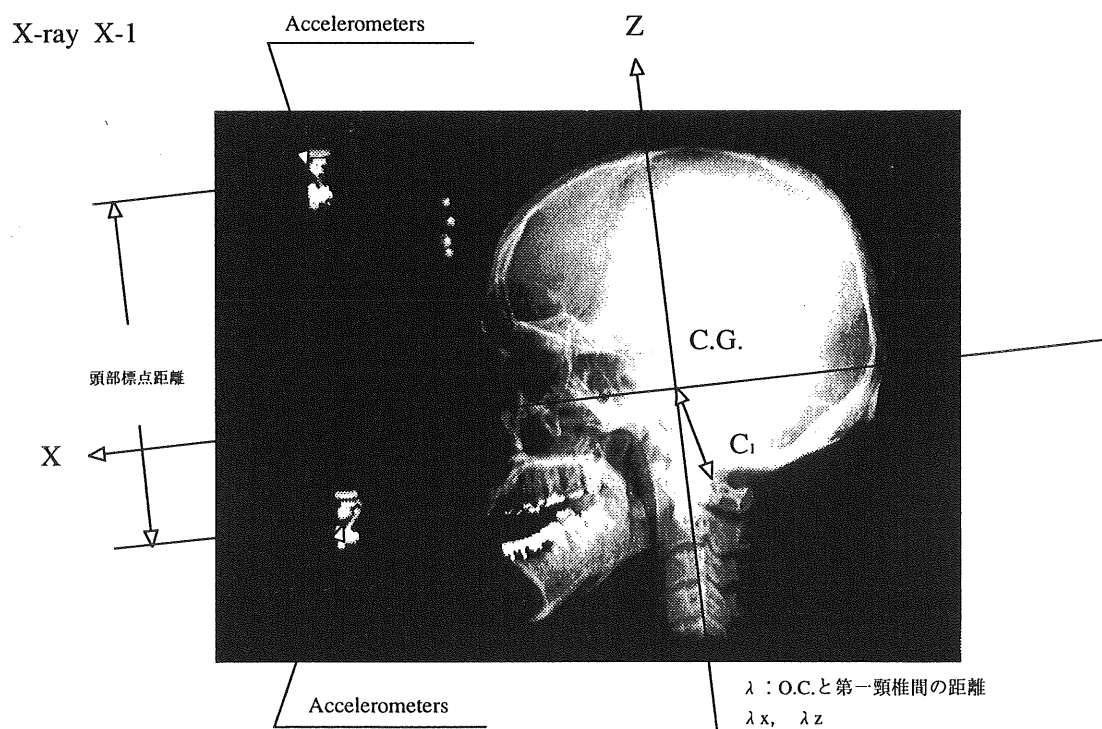


図 2-4.

被爆放射線量はシネラジオグラフィー1コマ当たり約0.073mGyで、一回の衝突で約25コマの撮影を行うため、10回の実験を行った場合の総被爆量は約18.3mGyとなる。この線量で何らかの障害を生じることはないと考えるが、被爆線量が極力少なくなるように配慮した。

#### 2-1-6. 医の倫理委員会への申請

今回の志願者を用いた衝突実験についての実験プロトコルは、第一回目、第二回目の実験についてそれぞれ、筑波大学医の倫理特別委員会に申請し、審議され、承認された(第一回、課題名：乗用車後方追突時における頸椎椎体間の挙動解析、通知番号第18号、平成7年11月16日、第二回、課題名：低速度追突模擬実験における頸椎椎体間挙動の定量的解析、通知番号第28号、平成9年4月25日)。第二回目の申請内容の主な変更点は、第一回目の衝突速度が6km/h以下の制限であったものを、8km/h以下の制限に変えた点である。

#### 2-1-7. 志願者に対する説明と実験参加への同意

ヘルシンキ宣言 - ヒトにおけるbiomedical研究に携わる医師のための勧告- (1983年ベニス修正)に則ったInformed consentを志願者との間で取り交わした。即ち、本研究の目的、方法、予想される利益と、研究がもたらすかもしれない危険性、及び不快さについて十分に説明し、理解した上で同意を得た。また対象者は被検者となることを強要されず、いかなる状況であっても理由を問われることなく実験を中止することができる自由を保証すること、予期せぬ傷害が発生し治療が必要となるような障害に対しては、実施責任者が責任をもって治療に当たる旨も書面で伝えた。

#### 2-1-8. 実験の概観

実験は、大きく二回に分けて行った。各実験の概要を以下に記す。

第一回実験：被験者総数10名

実験条件：

1. 衝突速度4km/hにおいて、10名の被験者を用いて被験者別の頸椎挙動の差を観察した。

被験者	衝突速度	シートタイプ	ヘッドレスト
成人男性10名	4km/h	標準	無し

2. 10名の内、2名に於いては衝突速度変化、シートバック性状の変化、ヘッドレストの有無による挙動の差を観察した。

被験者	衝突速度	シートタイプ	ヘッドレスト
成人男性2名	2, 4, 6km/h	標準, 剛	有り, 無し

シネカメラ管球の直径22cmの範囲内で頸椎の挙動を捕らえなければならないため、技術的な問題から挙動を捕らえられない実験もあった。この様なときには管球の位置を再調整しながら再衝突を繰り返した。この為全衝突回数は65回となった(18頁、表2-1)。

第二回実験： 被験者総数3名

実験条件：衝突速度条件は4、6、8km/hの3条件、シート特性は標準シート及び剛性シートの2条件、ヘッドレストは使用と無しの2条件、衝突時の乗車姿勢変化として頸椎伸展位、中間位、屈曲位の3条件、頸部筋群の可及的弛緩状態と緊張状態の2条件を変化させた実験を行った

被験者	衝突速度	シートタイプ	ヘッドレスト
成人男性3名	4, 6, 8km/h	標準, 剛	有り, 無し

第二回実験の総衝突回数は69回となった(19頁、表2-2)。

以上の実験により得られた画像データ、電気信号データのうちシネラジオグラフィーによる頸椎椎体間の挙動解析は筑波大学整形外科が、ビデオ画像解析、加速度解析は日本自動車研究所が担当した。

前述のごとく撮影可能範囲に制限があるため、頸椎の全挙動を捕えることは技術的に不可能であり、一部比較解析に耐えられる結果を得ることができなかった。

このため、ここでは得られたデータからそれぞれの目的別にデータを選択し、以下の目的に沿った解析を行った。

実験1：被験者間の頸椎挙動の差を観察することを主目的とした

(被験者10名、速度4km/h、標準シート、ヘッドレスト無し)

実験2：シートバック性状を変化させることによる挙動の変化を観察した

(被験者2名、速度6km/h、標準シート及び剛性シート、ヘッドレスト無し)

実験3：速度8km/hにおける頸椎椎体間挙動を観察する事を目的とした

(被験者3名、衝突速度8km/h、標準シート、ヘッドレスト無し)

実験4：実験1及び3で観察した異常椎間挙動の詳細な挙動解析を行った。

	実験番号	被験者	速度(km/h)	シートの種類	ヘッドレストの有無	Cine画像	Video画像
1	1801	S1	4	昔	—	×	—
2	1802	〃	〃	〃	—	×	—
3	1803	〃	〃	〃	—	×	—
4	1804	〃	〃	〃	—	×	—
5	1805	〃	〃	〃	—	×	—
6	1806	〃	〃	〃	—	OK	—
7	1807	〃	〃	〃	—	—	×
8	1808	〃	〃	〃	—	—	OK
9	1809	S7	〃	〃	—	×	—
10	1810	〃	〃	〃	—	OK	—
11	1811	〃	〃	〃	—	—	OK
12	1812	〃	〃	〃	—	—	×
16	1816	S4	〃	〃	—	OK	—
17	1817	〃	〃	〃	—	×	—
18	1818	〃	〃	〃	—	—	OK
19	1819	S9	〃	〃	—	—	OK
20	1820	〃	〃	〃	—	OK	—
21	1821	S3	〃	〃	—	×	—
22	1822	〃	〃	〃	—	—	×
23	1823	〃	〃	〃	—	OK	—
24	1901	S2	〃	〃	—	×	—
25	1902	〃	〃	〃	—	OK	—
26	1903	〃	〃	〃	—	—	OK
27	1904	S10	〃	〃	—	—	OK
28	1905	〃	〃	〃	—	×	—
29	1906	〃	〃	〃	—	OK	—
30	1907	S6	〃	〃	—	OK	—
31	1908	〃	〃	〃	—	—	OK
32	1909	S8	2	〃	—	—	OK
33	1910	〃	〃	〃	—	—	OK
34	1911	〃	〃	〃	有	—	OK
35	1912	〃	4	〃	—	—	OK
36	1913	〃	〃	〃	有	—	OK
37	1914	〃	6	〃	—	—	OK
38	1915	〃	〃	〃	—	—	OK
39	1916	〃	〃	〃	有	—	OK
40	1917	S5	2	〃	—	—	OK
41	1918	〃	〃	〃	有	—	OK
42	1919	〃	4	〃	—	—	OK
43	1920	〃	〃	〃	有	—	OK
44	1921	〃	6	〃	—	—	OK
45	1922	〃	〃	〃	有	—	OK
46	1933	S8	4	〃	—	—	—
47	1934	〃	〃	〃	—	OK	—
48	1935	〃	6	〃	—	OK	—
49	1936	〃	〃	〃	有	OK	—
50	1937	S5	4	〃	—	—	—
51	1938	〃	〃	〃	—	OK	—
52	1939	〃	6	〃	—	OK	—
53	1940	〃	〃	〃	有	OK	—
54	1941	〃	4	剛	—	OK	—
55	1942	〃	6	〃	—	OK	—
56	1943	〃	〃	〃	有	OK	—
57	1944	〃	4	〃	—	—	OK
58	1945	〃	6	〃	—	—	OK
59	1946	〃	〃	〃	有	—	OK
60	1953	S8	4	〃	—	OK	—
61	1954	〃	6	〃	—	OK	—
62	1955	〃	〃	〃	有	OK	—
63	1956	〃	4	〃	—	—	OK
64	1957	〃	6	〃	—	—	OK
65	1958	〃	〃	〃	有	—	OK

表2-1： 第一回目実験全記録

	実験番号	被験者	速度(km/h)	シートの種類	ヘッドレストの有無	筋緊張	頸椎アライメント	Cine画像	Video画像
1	1501	S6	4	剛	-	-	-	○	-
2	1502	◇	6	◇	-	-	-	△	-
3	1503	◇	◇	◇	-	+	-	○	-
4	1504	◇	◇	◇	+	-	-	△	-
5	1505	◇	8	◇	-	-	-	△	-
6	1506	◇	6	◇	-	-	-	△	-
7	1507	◇	◇	◇	-	-	-	○	-
8	1508	◇	◇	◇	+	-	-	○	-
9	1509	◇	8	◇	-	-	-	○	-
10	1510	◇	4	◇	-	-	-	-	OK
11	1511	◇	6	◇	-	-	-	-	OK
12	1512	◇	◇	◇	-	+	-	-	OK
13	1513	◇	◇	◇	+	-	-	-	OK
14	1514	◇	◇	◇	+	-	-	-	OK
15	1515	◇	8	◇	-	-	-	-	OK
16	1516	◇	4	普	-	-	-	-	OK
17	1517	◇	6	◇	-	-	-	-	OK
18	1518	◇	◇	◇	+	-	-	-	OK
19	1519	◇	8	◇	-	-	-	-	OK
20	1520	◇	4	◇	-	-	-	△	-
21	1521	◇	◇	◇	-	-	-	○	-
22	1522	◇	6	◇	-	-	-	○	-
23	1523	◇	◇	◇	+	-	-	○	-
24	1524	◇	8	◇	-	-	-	○	-
25	1525	S2	4	普	-	-	-	○	-
26	1526	◇	6	◇	-	-	-	○	-
27	1527	◇	◇	◇	+	-	-	○	-
28	1528	◇	8	◇	-	-	-	○	-
29	1529	◇	◇	◇	+	-	-	○	-
30	1530	◇	4	◇	-	-	-	-	OK
31	1531	◇	6	◇	-	-	-	-	OK
32	1532	◇	◇	◇	+	-	-	-	OK
33	1533	◇	8	◇	-	-	-	-	OK
34	1534	◇	◇	◇	+	-	-	-	OK
35	1535	◇	◇	◇	+	-	-	○	-
36	1601	◇	4	剛	-	-	-	△	-
37	1602	◇	◇	◇	-	-	-	○	-
38	1603	◇	6	◇	-	-	-	○	-
39	1604	◇	◇	◇	+	-	-	○	-
40	1605	◇	◇	◇	-	+	-	○	-
41	1606	◇	◇	◇	-	-	Ext.	○	-
42	1607	◇	◇	◇	-	-	Flex.	○	-
43	1608	◇	8	◇	-	-	-	○	-
44	1609	◇	4	◇	-	-	-	-	OK
45	1610	◇	6	◇	-	-	-	-	OK
46	1611	◇	◇	◇	+	-	-	-	OK
47	1612	◇	◇	◇	-	+	-	-	OK
48	1613	◇	◇	◇	-	-	Ext.	-	OK
49	1614	◇	◇	◇	-	-	Flex.	-	OK
50	1615	◇	8	◇	-	-	-	-	OK
51	1616	S11	6	剛	-	-	-	-	OK
52	1617	◇	◇	◇	+	-	-	-	OK
53	1618	◇	◇	◇	-	+	-	-	OK
54	1619	◇	◇	◇	-	+	-	△	-
55	1620	◇	◇	◇	-	+	-	○	-
56	1621	◇	◇	◇	+	-	-	△	-
57	1622	◇	◇	◇	+	-	-	○	-
58	1623	◇	◇	◇	-	-	-	○	-
59	1624	◇	◇	普	-	-	-	△	-
60	1625	◇	◇	◇	-	-	-	○	-
61	1626	◇	◇	◇	+	-	-	○	-
62	1627	◇	8	◇	+	-	-	○	-
63	1628	◇	◇	◇	-	-	-	○	-
64	1629	◇	6	◇	-	-	-	-	OK
65	1630	◇	◇	◇	+	-	-	-	OK
66	1631	◇	8	◇	+	-	-	-	OK
67	1632	◇	◇	◇	-	-	-	-	OK
68	1633	◇	6	◇	-	+	-	-	OK
69	1634	◇	8	◇	+	-	-	○	-

表2-2： 第二回目実験全記録



## 2-2. 実験1：被追突模擬衝撃における頸椎の挙動解析(4km/h) (参考論文4)

### 2-2-1. 目的

被追突衝撃時の頸椎の挙動、及び各個体間の挙動の差を観察することを目的とした。

### 2-2-2. 実験条件

健康人男性10名(S1～S10)を被験者とし、衝突速度4km/h、市販車用標準シート、ヘッドレスト無しの条件下に実験を行った。表2-3に各被験者の身体的特徴を示す。

被験者	年齢(才)	性別	身長(cm)	座高(cm)	体重(kg)	頭部推定重量(kg)
S1	25	M	173	94	65	4.30
S2	22	M	174	92	69	4.45
S3	29	M	185	98	72	4.58
S4	26	M	172	90	62	4.16
S5	19	M	170	96	67	4.38
S6	21	M	175	98	72	4.58
S7	25	M	180	93	65	4.30
S8	21	M	175	95	60	4.13
S9	25	M	174	94	69	4.45
S10	21	M	186	101	70	4.50
平均	23.4		176.4	95.1	67.1	4.383

表 2-3. 各被験者の身体的特徴

### 2-2-3. 頸椎挙動解析方法

シネラジオグラフィーにより記録された頸椎画像を解析する方法として、パーソナルコンピュータ上で画像処理を行った。35mmフィルムに記録された衝突直後の頸椎像の各フレームをCD-ROM(Eastman Kodak Company, Kodak Digital Science, Photo CD)に記録し、デジタル化した。一枚のCD画像に2フレーム分の頸椎像が収容され、解像度768x512pixelのものを解析に使用した。

デジタル化された画像をパーソナルコンピュータ(Apple, Inc. Mcintosh Centris 650)で画像処理ソフトウェア(Deneba Systems, Inc. CANVAS 3.5.3)を用い、以下に示すテンプレート法により解析した。

頸椎の皮質骨と背景色との境界部に点を打ち、頸椎椎体の形状に合わせたテンプレートを作成し(図2-5A)、これを経時的に移動する頸椎像に回転、並進させながら正確に一致させ、各頸椎椎体の下縁前方点及び下縁後方の2点の座標を求めた。

この座標値より各椎体の水平面に対する角度( $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ ...)、衝突時の角度変化( $\alpha_2 - \alpha_1$ )、垂直変位( $L_1$ 、 $L_2$ ...)を算出した。各椎体の垂直変位は、椎体下縁前方点と後方点との midpoint の垂直方向への移動変位によって代表させることとした。

また、頸椎柱としての挙動を、第6頸椎に対する、第3頸椎の挙動をもって表した。本来ならば、頸椎柱の挙動は第7頸椎に対する第1頸椎の挙動で表現するべきではあるが、視野制限から第6頸椎に対する第

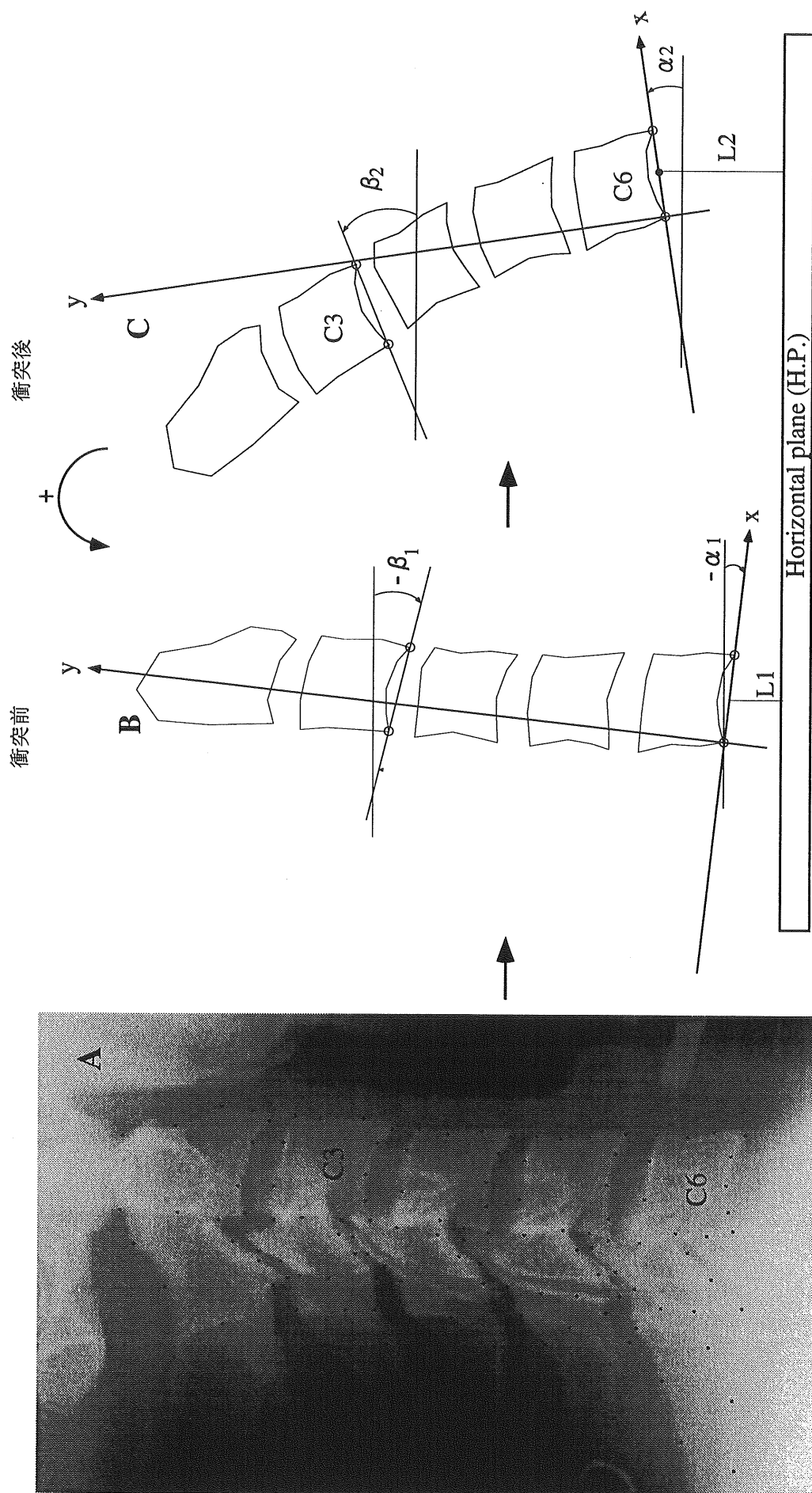


図 2-5. 頸椎各椎体の挙動解析方法 (A. 各頸椎のテンプレート B.C.各計測パラメーター)

3頸椎の相対的な回転角度変化と移動変位によって示すこととした。回転方向は後方の回転(伸展方向)を正方向、垂直距離は上方への移動を正方向とした(図2-5B,C)。グラフ作成はDeltaGraph 4.0-J(日本ポラロイド(株))を使用し、6次の多項式で近似した。

なお、シネラジオグラフィーの撮影範囲の制限により、衝突直後の画像が得られていない場合があり、そのような場合は最初の解析可能な画像における値を初期値とした。

読み取り誤差を求めるために、同一験者が、各被験者の衝突直後の頸椎像に対して各椎体各々10回の同一計測を行い、その標準偏差値をもって測定誤差値とした。また、椎体下縁の前方、後方点間距離は、単純レントゲン撮影から計測した値を用いて補正した。測定誤差値は、被験者、椎体別に異なるが、全体の平均値は水平方向に0.23mm、垂直方向に0.23mmであった。また、回転角度の標準偏差値は0.48度であり、これを測定誤差値とした(表2-4,5)。

	Horizontal		Vertical	
	S.D. (C3 post point)	S.D. (C3 ant. poin)	S.D. (C3 post point)	S.D. (C3 ant. point)
S1	0.19	0.19	0.28	0.17
S2	0.20	0.17	0.19	0.21
S3	0.24	0.19	0.17	0.20
S4	0.22	0.22	0.36	0.34
S5	0.16	0.18	0.21	0.27
S6	0.23	0.21	0.35	0.35
S7	0.24	0.27	0.14	0.29
S8	0.32	0.31	0.31	0.30
S9	0.38	0.38	0.15	0.16
S10	0.12	0.12	0.11	0.11
Average	0.23	0.22	0.23	0.24
	0.23 mm		0.23 mm	

表 2-4. 各水平・垂直方向の計測誤差

	C6	C5	C4	C3	
S1	0.65	0.81	1.00	0.79	
S2	0.49	0.25	0.68	0.14	
S3	0.35	0.45	0.32	0.08	
S4	0.09	0.62	0.12	0.14	
S5	0.24	0.51	0.60	0.83	
S6	0.09	0.22	0.31	0.14	
S7	0.14	0.88	0.87	0.70	
S8	0.39	0.55	0.76		
S9	0.53	0.43	0.49	0.82	
S10	0.51	0.27	0.62	0.75	Average
Average	0.35	0.50	0.58	0.49	0.48

表 2-5. 各椎体回転角度の計測誤差

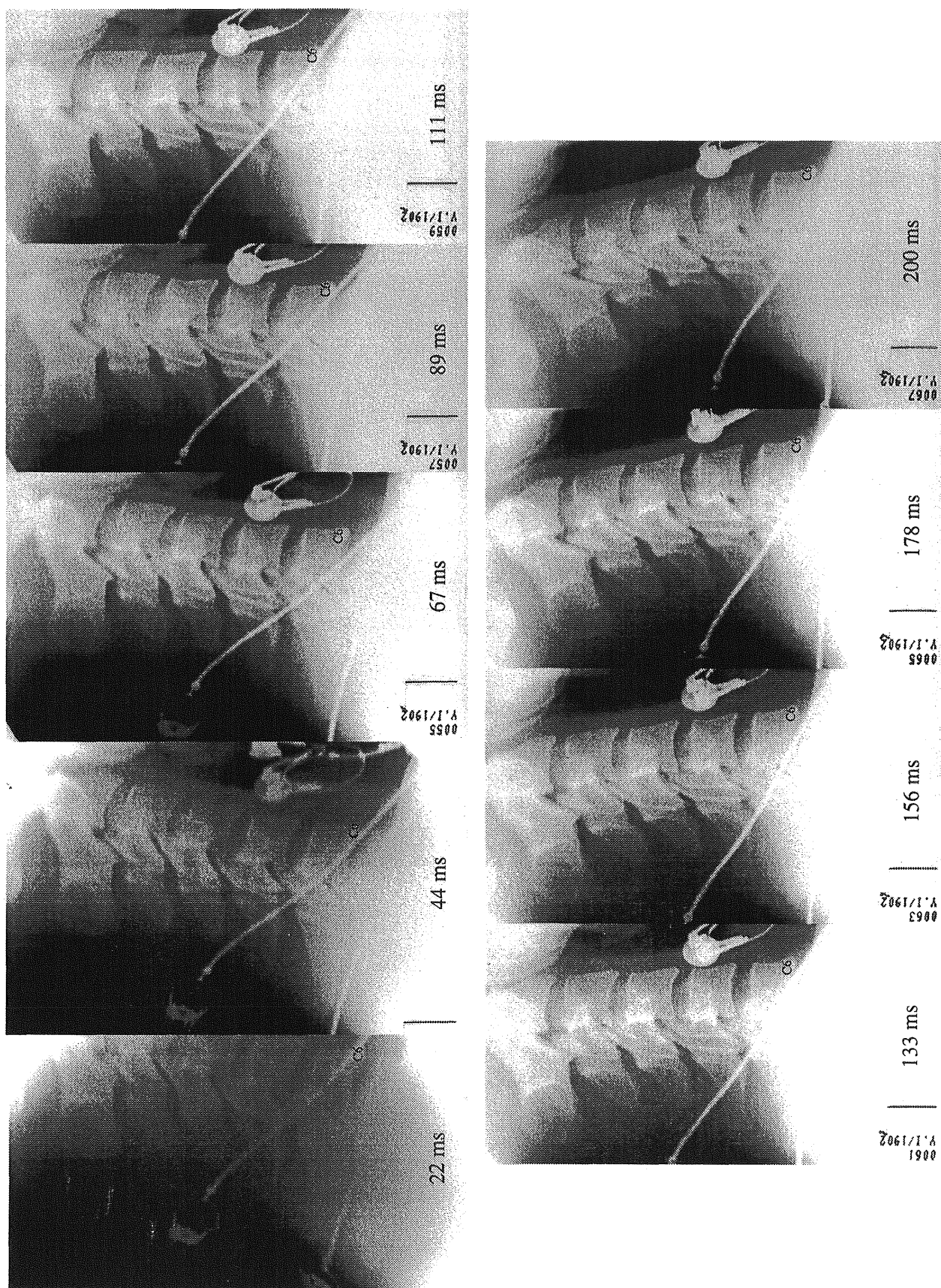


図 2-6. 代表例の頸椎挙動画像

#### 2-2-4. 結果

代表例(S2-1902)の衝突後の頸椎挙動を図2-6に示す。頸椎は、衝突直後から上昇を開始し約133ms付近で最高点に達している。

##### 第6頸椎の挙動

第6頸椎の垂直移動距離、及び回転角度(対地)を、衝突からの時間を横軸とするグラフ上にそれぞれ表す(図2-7,8)。10名の全被験者に於いて、衝突直後から第6頸椎は上昇を開始し、100-170ms後に頂点に達した後には下降した。また、第6頸椎は衝突直後から後方回転(伸展)を開始し、約100ms付近で最大値に達した後、一定角度となった。

即ち、第6頸椎は衝突後約100msまで後方へ回転しながら、上方へ移動した。

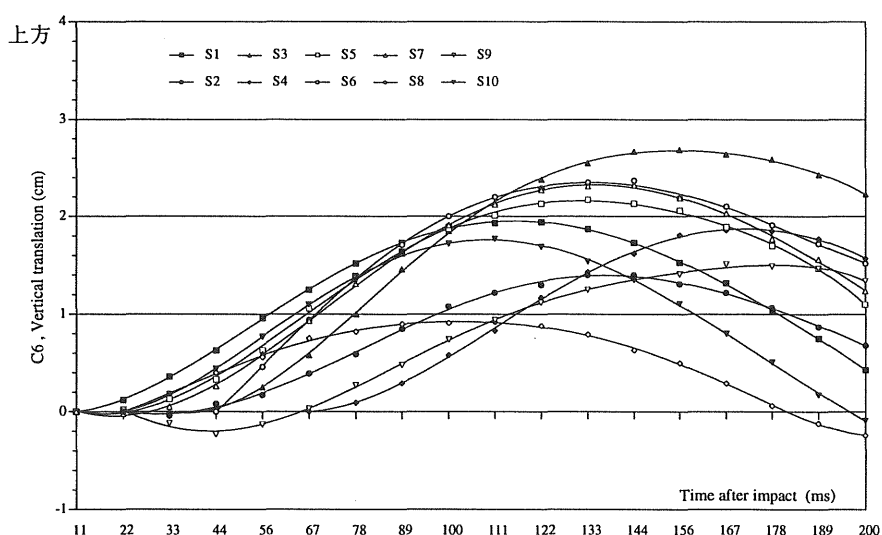


図 2-7. 各被験者の第6頸椎の垂直移動距離  
衝突後100~178msまで、上昇した後、下降した。

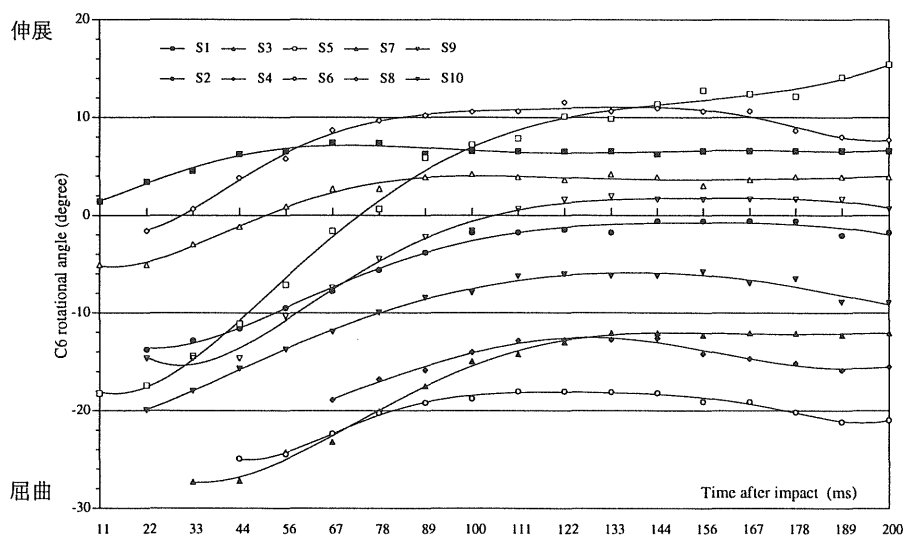


図 2-8. 各被験者の第6頸椎の回転角度変化  
衝突後100msまで、伸展した後一定角度となった。

### 第6頸椎に対する第3頸椎の挙動

頸椎柱の挙動を明らかにするために、第3頸椎の、第6頸椎に対する挙動を解析した。第6頸椎の椎体下縁後方点を原点とし、下縁前方点を通る線をX軸、原点を通る垂線をY軸とする座標軸上に於ける第3頸椎の回転角度変化、垂直移動距離を求めた。回転角度変化の結果を図2-9,10に示す。但し、S8においては、C3挙動が観察できなかったためC4を用いて解析した。

第3頸椎の後方回転は頸椎の伸展挙動を表すが、この結果からは衝突直後から伸展を開始した群(伸展群; S1)、一旦屈曲した後に伸展を開始した群(屈曲-伸展群; S2, S3, S4, S5, S6)、屈曲したまま伸展しなかった群(伸展無し群; S7, S8, S9, S10)の3群に大別された。

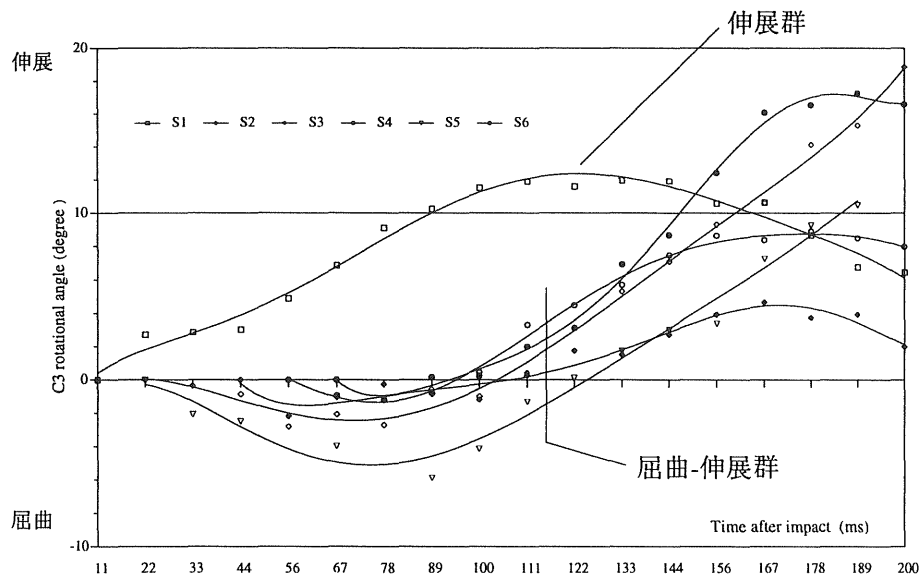


図 2-9. 第6頸椎に対する第3頸椎の回転角度変化

S1のみ、衝突直後から伸展挙動を開始した。他の5例は、一旦屈曲した後に伸展挙動を開始した。

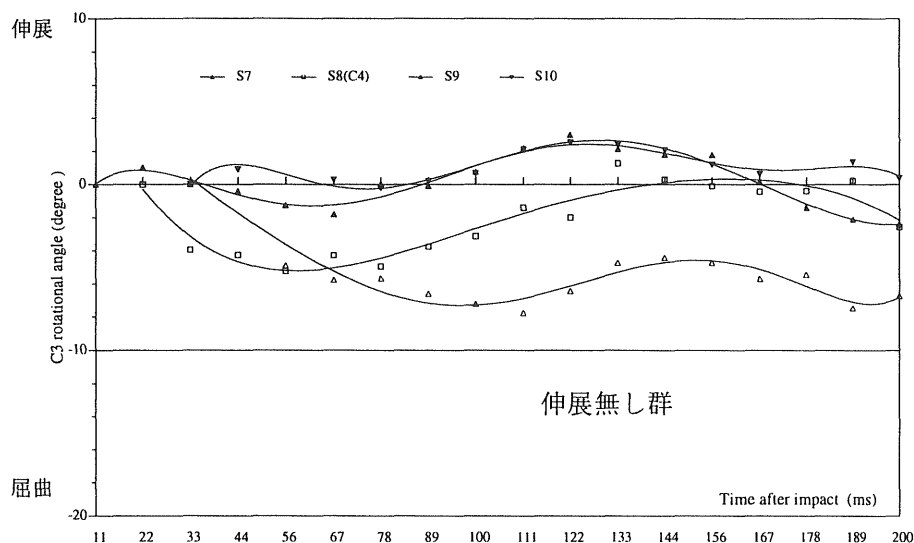


図 2-10. 第6頸椎に対する第3頸椎の回転角度変化

4例に於いては明らかな伸展挙動を示さなかった。

垂直移動距離変化の結果を図2-11に示す。いずれの被験者においても、衝突後第3頸椎は第6頸椎に対して下方へ移動しており、頸椎が短縮したことを示している。

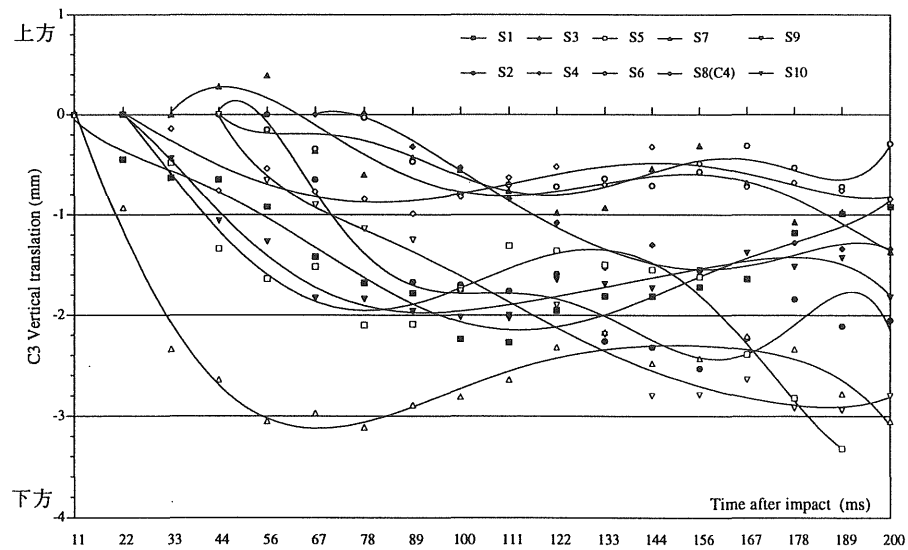


図 2-11. 第6頸椎に対する第3頸椎の垂直移動距離  
全例に於いて、衝突後第3頸椎は第6頸椎に対して下方へ移動した。  
このことは、頸椎柱が短縮したことを示す。

## 加速度データ

図2-12は電気計測データから得られた結果を代表例(S2-1902)について示す。

Aは台車の加速度変化を示す。台車速度は衝突後減少し、その減速加速度は約50ms付近で最大となり約100msではほぼ停止した。この速度変化は実車を用いた衝突実験から得られた加速度変化の結果とほぼ同様のものである(34)。

Bは頭部の垂直方向への加速度変化を示し、Cは水平方向への加速度変化を示す。上方への加速度は40ms付近から上昇が始まり約100msで最高値を示した。後方への加速度は60ms付近から上昇が始まり約130msで最高値を示した。140-200msの間はバイトブロックの緩みによるためのアーチファクトが記録されている。

Dは頭部の加速度データから計算して算出した第一頸椎を中心とした頸椎への曲げモーメントの変化を表す。曲げモーメントは80msから増加し、140ms付近で最高値に達した。

Eは胸鎖乳突筋において測定した表面筋電図の波型を示す。筋放電は80msから200msの間に観察された。

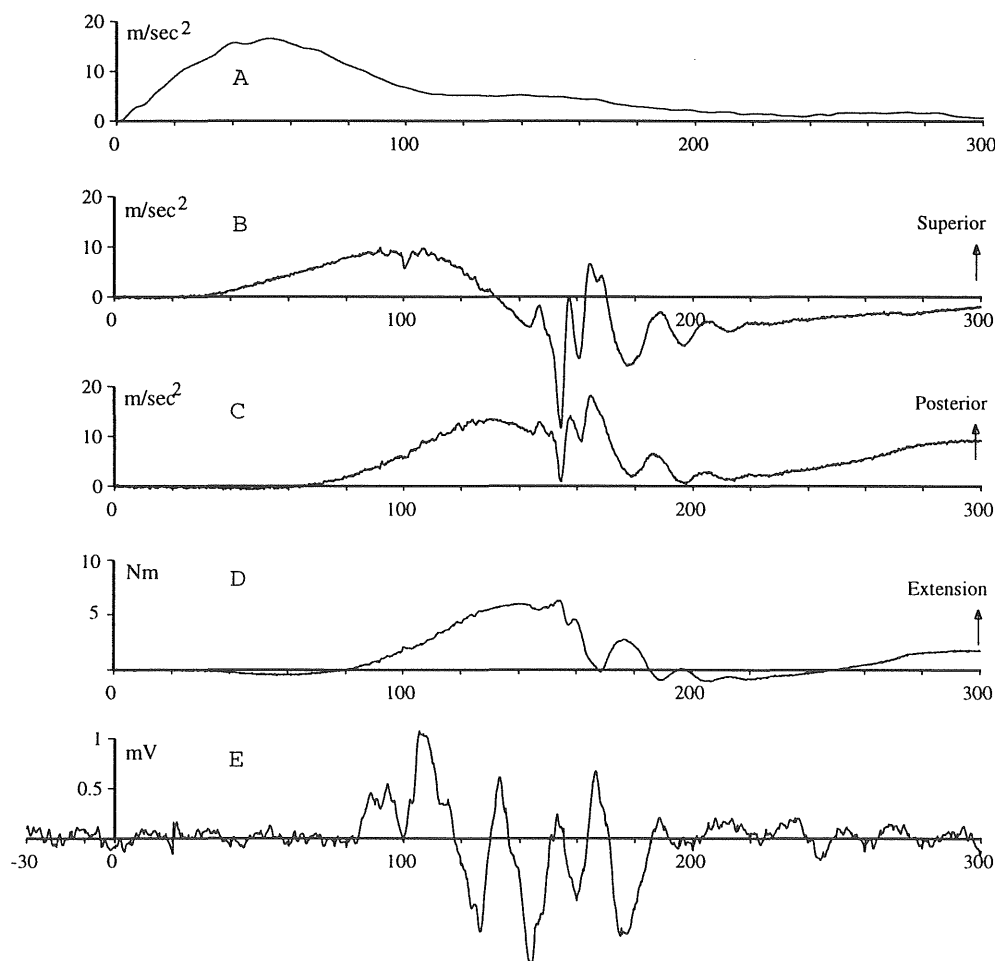


図 2-12. 代表例の電気計測データ

- A. 台車加速度
- B. 頭部垂直方向加速度：100msで上昇加速度が最大となった。
- C. 頭部水平方向加速度：130msで後方への加速度が最大となった。
- D. 頸部へ作用する曲げ応力：144msで最大値を示した。
- E. 胸鎖乳突筋の筋電変化：80msより放電を開始し、約200msで消失した。



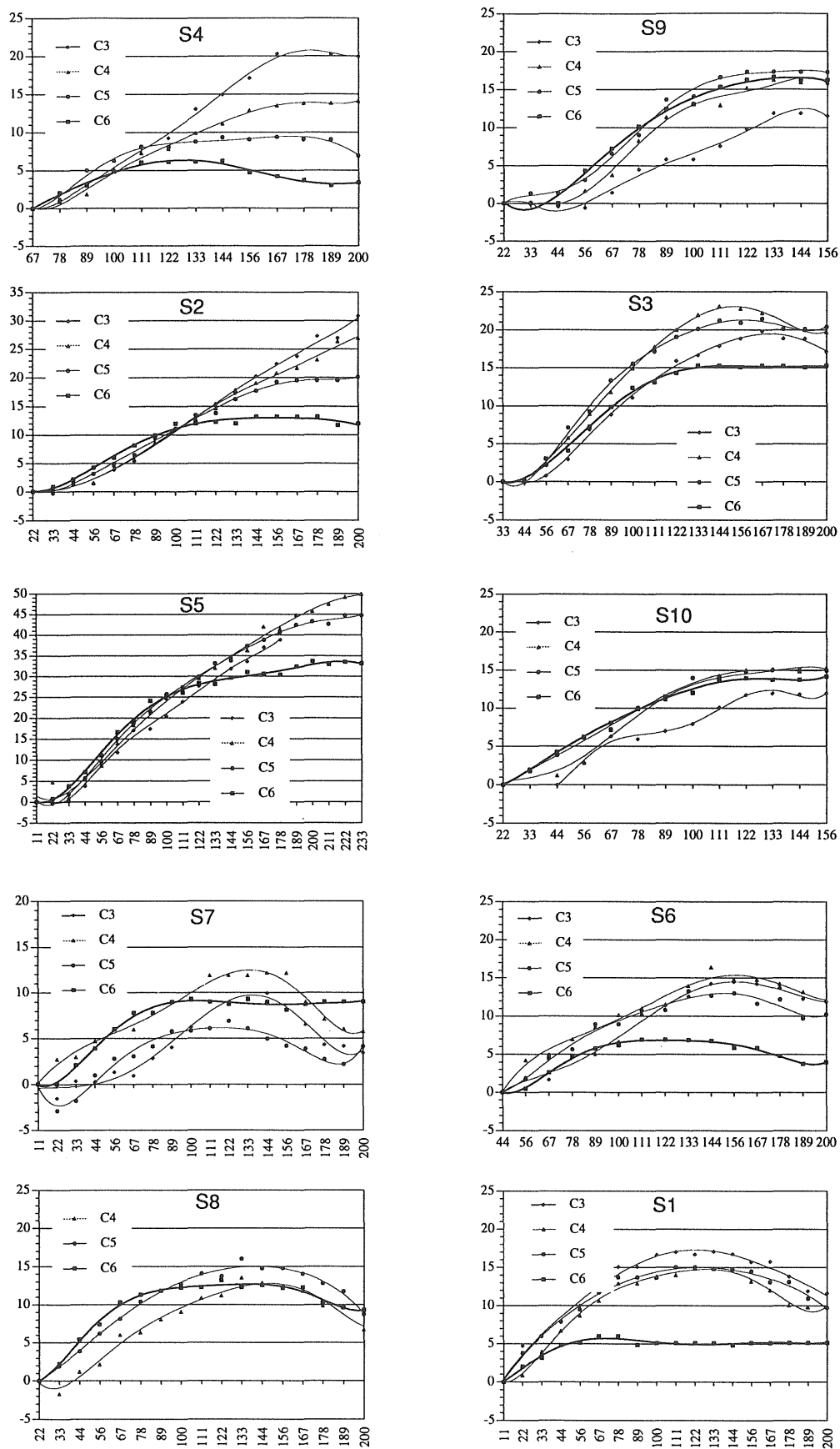


図 2-13. 全被験者の各椎体回転角度変化  
(太線は第6頸椎の挙動を示す)

## 頚椎各椎体の挙動解析

5名において頚椎は伸展に先だって屈曲挙動を示した。この屈曲-伸展群の頚椎各椎体の挙動を明らかにするために、第2頚椎から、第6頚椎までの5椎体について、衝突後の水平面に対する椎体角度の変化を解析した(図2-13)。最初の解析可能画像における椎体角度に対する角度変化を、経過時間を横軸としたグラフ上に表した。

このうち代表例(S2-1902)について、自動伸展運動時の各椎体角度変化と比較した。各々のグラフを図2-14A,Bに示す。衝突挙動においては、第6頚椎は上位頚椎に比べて早期から伸展運動を開始し、約100ms付近で回転を止めほぼ一定値になったのに対して、上位頚椎は第6頚椎よりやや遅れて伸展を開始し、約80ms付近でその変化率は最大となり、100ms付近で第6頚椎回転角度を超えた。またその後144ms付近までは第3、4、5頚椎はほぼ同様の角度変化を示し第5、6頚椎椎間(C5/6椎間)の角度変化が他の椎間に比べて大きくなった(図中、矢印)。これに対して、正常挙動に於いては伸展開始後、上位頚椎から回転角度は増加しており、その角度変化は常に上位頚椎が下位に比べて大きくなった。

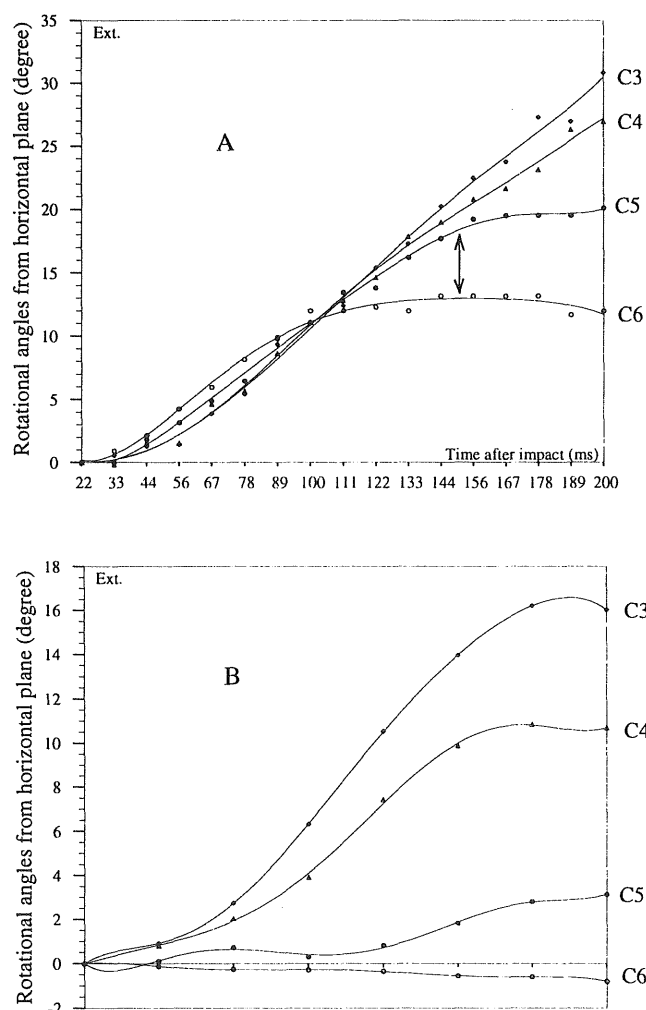


図 2-14. A. 代表例の衝突後各椎体角度変化 (衝突挙動)

B. 同一被験者の正常自動伸展時の各椎体角度変化 (正常挙動)

衝突挙動に於いては、第6頚椎より伸展挙動を開始した。これに対して、正常挙動では第3頚椎より伸展が開始した。また、衝突挙動に於いては144ms付近ではC5/6椎間での動きがその上位椎間に比べて大きくなった (矢印)。

## 2-2-5. 考察

### 1: 軸圧力

1960年にMcKeever(37)は数学的モデルから被追突衝撃によって頸椎には圧縮力が作用することを計算し、頸椎損傷に関与していると推察した(compression theory)。1993年にOnoら(34)は今回我々が用いた台車装置と同様の装置を用い志願者実験を行い、頸椎に軸圧力が作用することを明らかにした。また、McConnellら(32)は、実車衝突実験により、志願者頸椎に軸圧力が生じたことを明らかにし、頸椎の傷害発生に関与する可能性を示唆した。また、被追突時の頸椎挙動を始めてシネラジオグラフィーにより観察したMatsushitaら(30)の研究では、頸椎は衝突後早期に圧縮挙動を示したことを報告している。

本研究に於いて、頸椎各椎体の挙動を定量的に解析したところ、第6頸椎は衝突後上昇運動を開始し約100 - 170 ms後に最高点に達した。高速度ビデオ撮影にて衝突時の被験者体幹挙動を見ると、衝突後シートバックが被験者体幹を前、上方へ後方回転を伴いながら押し出していた。この体幹の上方への動きが第6頸椎を上方へ突き上げ、同時に頭部に上方への加速度を生じせしめ、この時の頭部の慣性力が頸椎には軸圧力として作用すると考える。

この体幹の上昇運動が生じる機序については、衝突衝撃により体幹がシートバックに押しつけられ胸椎の後弯が直線化することによるとする説や、体幹がシートバックの傾斜に沿ってずり上がるということによる説等がある(32, 38)が明らかにはされていない。

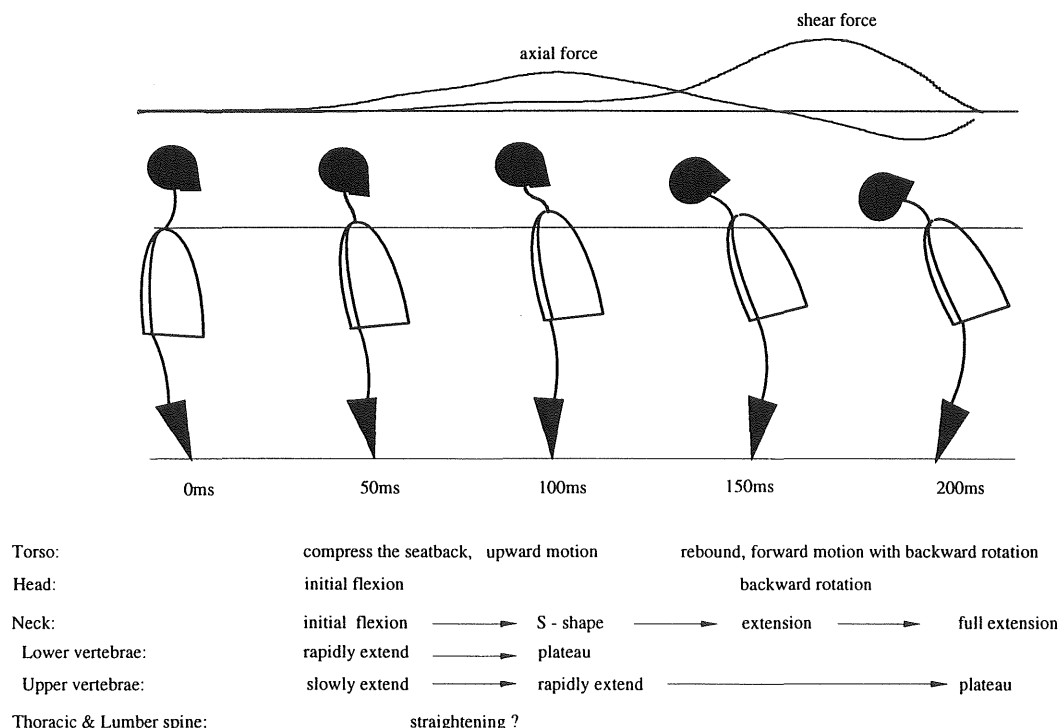


図 2-15. 被追突時の体幹、頸部の挙動

シートバックから受ける力により、体幹は上前方へ後方回転を伴って移動する。この体幹の上昇運動により頸椎へは、頭部慣性力が軸圧力として作用する。また、軸圧力に遅れて体幹の前方移動により生じる剪断力が頸椎に作用する。

体幹の後方回転挙動は、頸椎伸展力として下位頸椎に作用するため、下位頸椎から先に伸展挙動を示す。このため頸椎は初期屈曲運動を行い、のちS字状のカーブを示し、最大伸展位へと至る。

## 2：頸椎の各椎体挙動

頸椎各椎体の挙動解析結果から、被追突挙動に於いては第6頸椎が上位頸椎に先立って伸展を開始することが示された。被追突衝撃を受けた際、シートバックからの衝撃により体幹には後方(伸展)への回転が生じる。この体幹の挙動により頸椎へは下位頸椎から伸展力が作用し始める。そのため頸椎の被追突挙動では下位頸椎から伸展運動が開始するという正常挙動とは異なる挙動を呈する(図2-15)。この被追突挙動における各椎体間の角度変化を図2-16に示す。各可動区分は一旦屈曲運動を示した後に下位椎間から順に伸展を開始している。この挙動を模式図にしたのが図2-17である。第6頸椎が他の椎体に先立って伸展を開始するため100msまでは相対的に各椎間は屈曲する(初期屈曲挙動、initial flexion motion)。約100ms付近にて第6頸椎が伸展を停止した後にC5/6椎間の伸展が始まり、順次上位椎間に伸展挙動が伝達されている。

図 2-16. 代表例の各椎間角度変化  
衝突後全ての椎間は一旦屈曲した後に、下位頸椎から先に伸展挙動を示した。

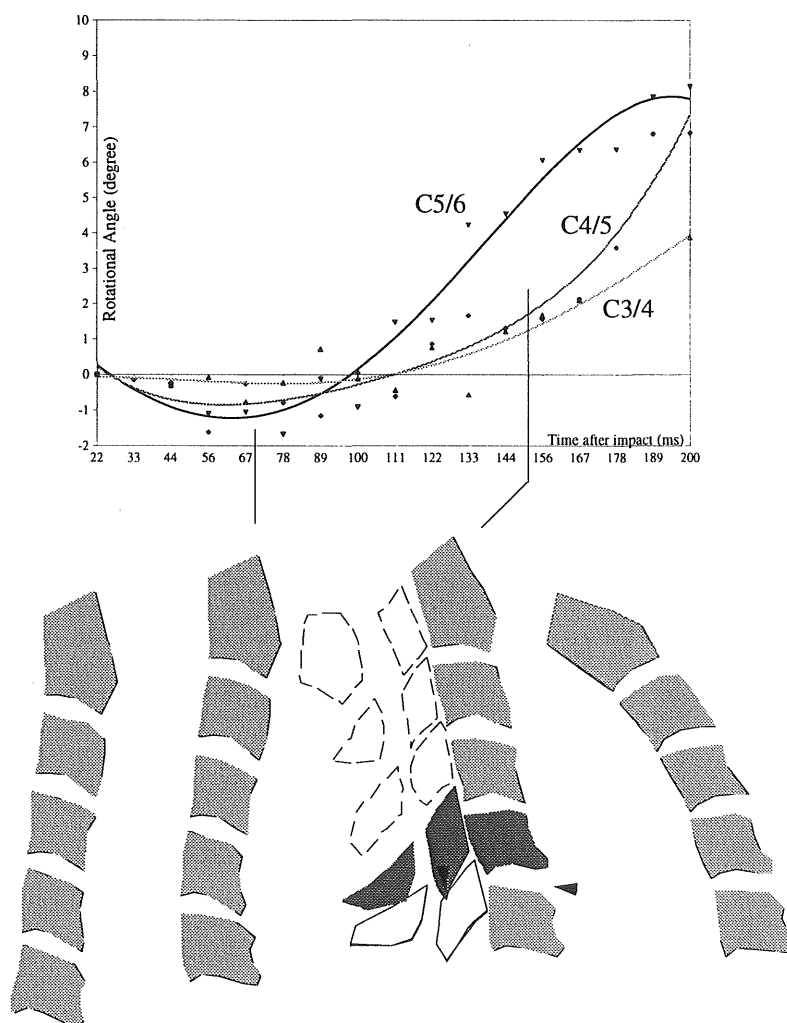


図 2-17. 頸椎挙動模式図  
156ms付近に於いて、C5/6椎間に前方開きの挙動を生じた。

Subject	Experiment No.	C6 angle**	Motion pattern
S1	1806	1.4	Extension only
S2	1902	-13.8	Flexion-Extension
S3	1822	-27.3	Flexion-Extension
S4	1817	-18.9	Flexion-Extension
S5	1938	-18.2	Flexion-Extension
S6	1907	-24.9	Flexion-Extension
S7	1810	-5.1	No Extension
S8	1934	-1.6	No Extension
S9	1820	-14.7	No Extension
S10	1906	-20.0	No Extension

表 2-6. 第6頸椎の衝突直後の水平面に対する角度

本実験では衝突速度4km/hと低速度で衝撃を加えているため頸椎回転角度が少なく、このような挙動の特徴も顕著ではない。この特徴的な挙動をより明瞭に観察するためには、より高い衝突速度での実験が必須である。

### 3：頸椎アライメントの挙動に与える影響

頸椎の挙動は伸展群、屈曲-伸展群、伸展無し群の3群に大別された。この内、衝突直後から伸展挙動を開始した伸展群はS1のみであった。この理由を明らかにするため、衝突直後の第6頸椎の水平面に対する傾き角を比較した(表2-6)。その結果、S1のみが衝突直後の第6頸椎の傾斜角度が正の値を示し、後傾位にあり、このことが挙動に関与していると考えた。即ち、衝突により体幹が上方に移動し頸椎に突き上げ力が作用するとき、第6頸椎が後傾位にあれば、頸椎は衝突直後から伸展を開始すると推察する。このことは、Matsushitaら(30)が報告したように頸椎の衝突時の状態、着座姿勢が頸椎挙動に影響を与えているという考えを支持する。

第6頸椎が衝突直後に前傾位にある場合は、はじめに作用する突き上げ力及び、上位頸椎に先立つ下位頸椎の回転挙動により一時的に頸椎は相対的屈曲位を示し、その後に増加してくる頸椎曲げモーメントの作用で伸展挙動を行う。

伸展挙動を示さなかった群が存在した理由としては、衝突速度が4km/hと低速度であったことが大きな理由に挙げられ、衝突速度がある値を超えれば全て伸展挙動を示すと考える。

しかし、ここで伸展挙動を呈した群と、それ以外の群とを比較してみると、伸展群の中には頸椎の彎曲が前弯を示すものが多く、伸展無し群の中には頸椎の前弯が少ないものが多いことに気づいた。このことを確認するために、頸椎の彎曲度と、伸展挙動の程度を比較する試みを行った。前弯を表す指標として第3頸椎椎体後縁接線と第6頸椎椎体後縁接線との成す角度をもって表し、伸展挙動の程度を表す指標として衝突後最大伸展位を示したときの第6頸椎に対する第3頸椎の角度変化をもって表した。この両者を縦軸、横軸とした散布図を図2-18に示す。その結果相関係数は0.39と小さく、有為に関連があるとは言えないが、前弯アライメントを有するものは、後弯のものと比べて伸展挙動を呈しやすい傾向を認め

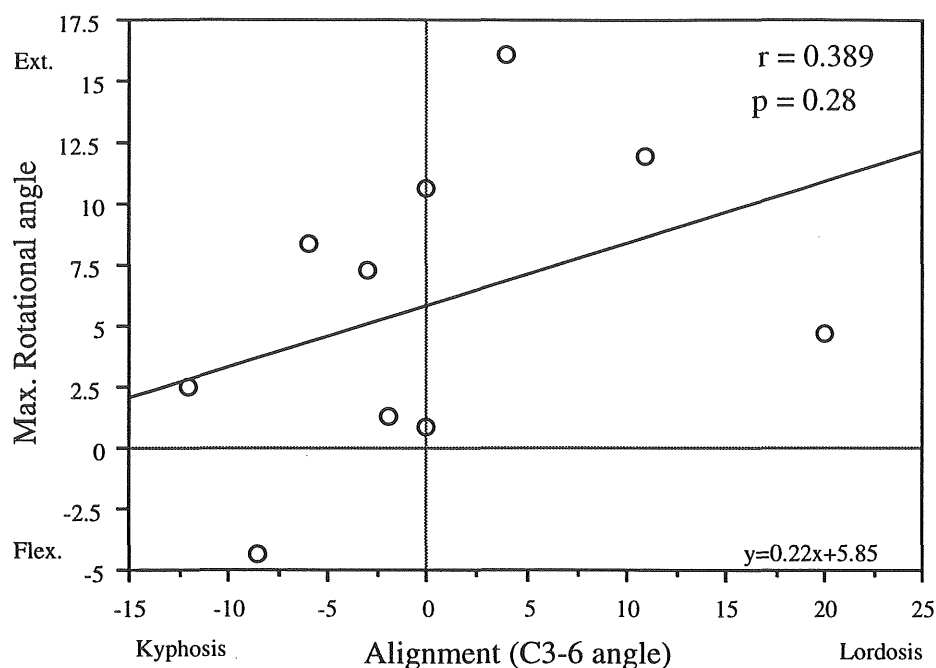


図 2-18. 各被験者頸椎アライメントと最大伸展角度変化  
 頸椎の前弯が増すと、伸展挙動を呈しやすい傾向を認めた。

た。衝突速度4km/h程度の低速度衝突に於いては、体幹の上昇による頸椎への突き上げ力の作用により、頸椎の前弯が強ければ衝突直後から伸展挙動を開始しやすく、前弯が少なければ屈曲運動をおこしやすいと考える。

#### 4：筋電反応

志願者を用いた衝突実験における問題点の一つに、前述した衝突の予測による筋緊張状態の影響が挙げられる。衝突の予測を取り除くことは、本実験で用いた台車装置では不可能であるため、被験者には本実験の目的を十分に説明し、本実験に入る前に数回の予備衝突を行い筋緊張を減少すべく訓練し、可能な限りリラックスした状態を保つようにした。

代表例(S2-1902)の胸鎖乳突筋の筋電反応の結果(図2-12E)を見ると、衝突後約80ms付近までは明らかな筋の活動電位を認めていない。これは衝突前に十分に筋弛緩状態を保てたことを意味し、他の被験者の結果でも同様であった。また、明らかな筋活動は衝突約80ms付近から始まり、約200ms付近で消失している。この筋活動時間は頸椎への曲げモーメントが作用している時期とほぼ同時期であることから、この筋放電は被験者の衝撃に対する防御的な意識的な反応とは考えにくく、他動的に頸部が伸展させられる際の胸鎖乳突筋の伸張反射によるものではないかと推察する。このことを明らかにするためには、今後さらに詳細な筋電図解析が必用となる。

#### 2-2-6. 小括 1

1. 被追突衝撃により、体幹は後方へ回転しながら前上方へ押し出された。
2. この体幹挙動により、第6頸椎は後方へ回転しながら上方へ移動した。
3. 第6頸椎の上昇挙動により頸椎には頭部慣性力により軸圧力が作用した。
4. この軸圧力により頸椎は圧縮挙動を示した。
5. 体幹の後方回転運動により、頸椎は下位頸椎から伸展運動を開始した。
6. 下位頸椎が上位頸椎より先に伸展すること、体幹による突き上げ力が作用することにより、頸椎は衝突初期に屈曲挙動を呈した(初期屈曲挙動、initial flexion motion)。
7. 頸椎の挙動は、伸展群、屈曲-伸展群、伸展無し群の3群に分けられた。
8. この挙動パターンは、各被験者の乗車姿勢、頸椎アライメントによって変わることが推察される。

## 2-3. 実験2：シートバック性状の差による頸椎挙動の変化（参考論文5）

### 2-3-1. 目的

被追突事故による衝撃はシートを通じて頸椎に作用するため、シートバック特性の違いにより頸椎に作用する力は変化すると予測されていた。このシートバック特性と頸椎挙動の関係を明らかにすることを目的とした。

### 2-3-2. 実験方法、解析

被験者2名(S5,S8)を対象とした。図2-19に示す市販乗用車用シート(標準シート)と木製シート(剛性シート)の2種類を使用し、両者を比較した。

衝突速度6km/h、ヘッドレストは使用しない同一条件下で、シートのみを変化させ実験を行った。実験番号1935と1954、及び1939と1942から得られたデータを比較したが、1939と1942の画像データは比較解析に耐えないため、被験者S8の結果のみを解析した。

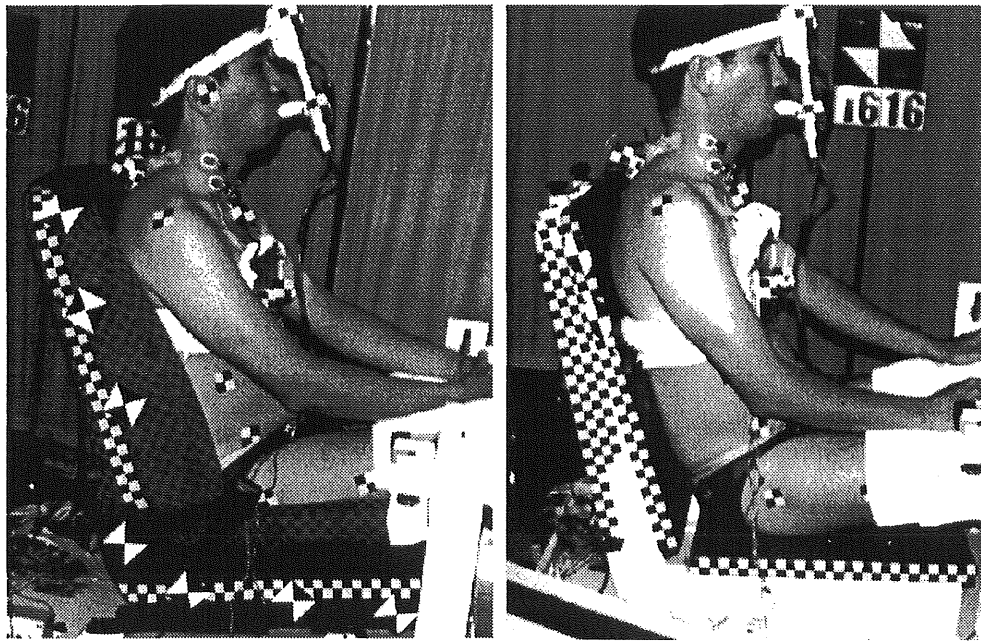


図 2-19. 実験風景  
左は市販車用の標準シート、右は木製の剛性シート

#### 1. 画像解析

第6頸椎に対する第4頸椎の回転角、及びX軸、Y軸方向への移動距離を求め、シートバック性状の差による挙動の変化を比較した。また自動伸展時の挙動とも比較した。

#### 2. 加速度解析

頭部の2カ所に設置した加速度計から得られたデータと頭部推定重量から、第1頸椎付近における頸椎への軸圧力、剪断力を求めた。



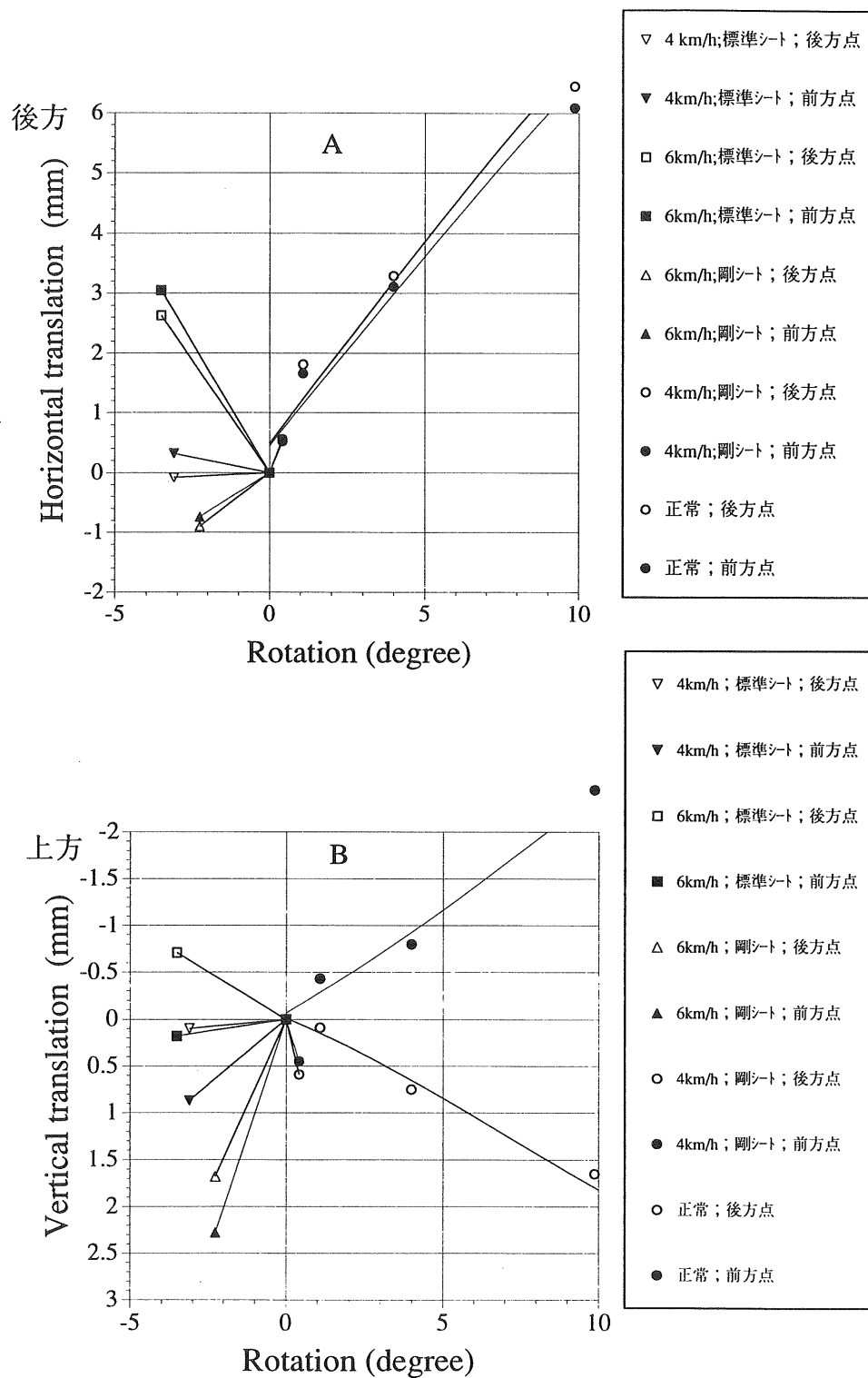


図 2-20. 正常挙動及び衝突後100msにおける、  
第6頸椎に対する第4頸椎の回転角度変化と下縁前後方点の移動距離  
(A. 水平移動距離 B. 垂直移動距離)

衝突後第4頸椎は第6頸椎に対して屈曲している。標準シートと剛性シートを比較すると、標準シートでは水平移動距離が大きく、剛性シートでは下方移動距離が大きくなった。

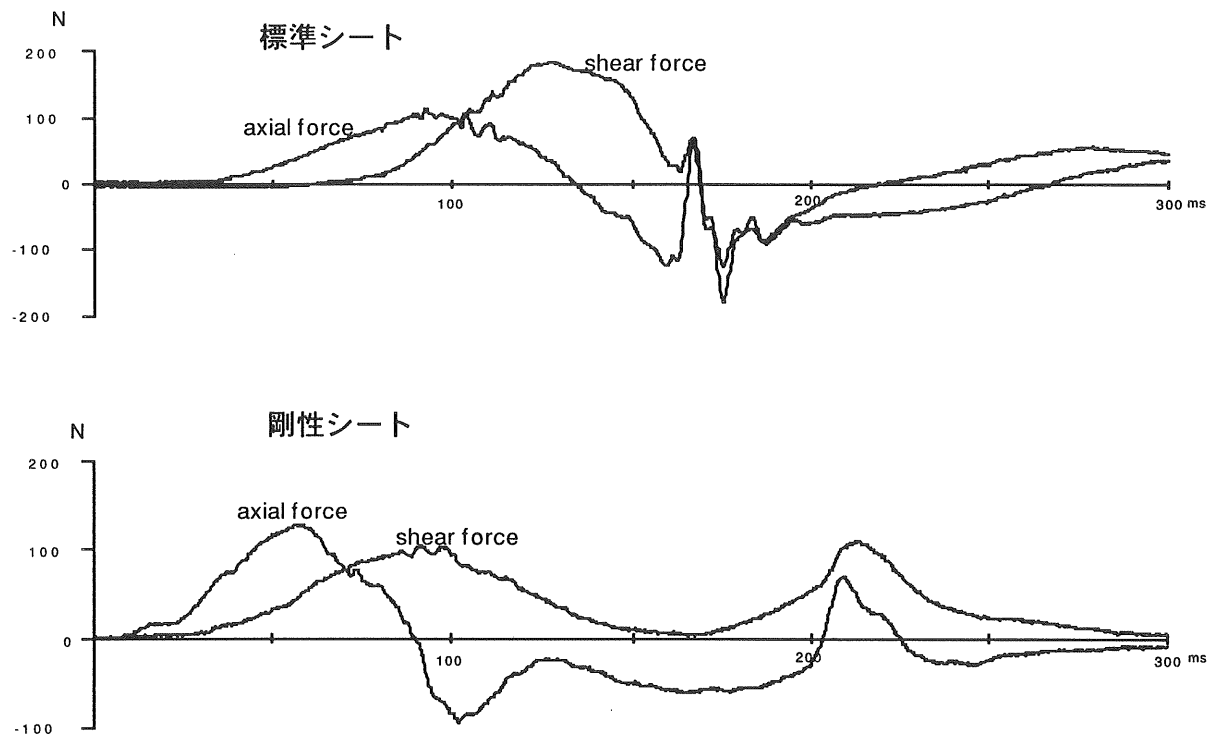


図 2-21. シートの差による軸圧力、剪断力の変化

標準シート使用時に比較して、剛性シート使用時は軸圧力の発生が早く、大きい。逆に、剪断力は標準シートで大きくなった。

### 2-3-3. 結果

衝突後100ms時における、第6頸椎に対する第4頸椎の衝突時挙動及び正常挙動を、回転角度を横軸、水平、垂直方向への移動距離を縦軸にとるグラフ上にそれぞれ表した(図2-20A,B)。正常挙動では回転角度が大きくなるにつれ第4頸椎下縁前方、後方両点は後方へ移動した。衝突挙動では標準シート使用時、剛性シート使用時共に、衝突後100msにおいて回転角度は負の値をとり軽度屈曲したことを示した。

標準シート使用時に後方への移動距離は、剛性シートに比べ大きくなった。一方、垂直方向の移動距離は、剛性シート使用時に標準シートに比べて、下方への移動距離が大きくなった。

加速度データより求めた頸椎へ作用した軸圧力、剪断力を図2-21に示す。標準シート使用時、剛性シート使用時、共に軸圧力は剪断力に先だって発生した。軸圧力は剛性シート使用時に標準シートより早期に、より大きく発生した。反対に、剪断力は標準シート使用時に剛性シートより大きくなった。

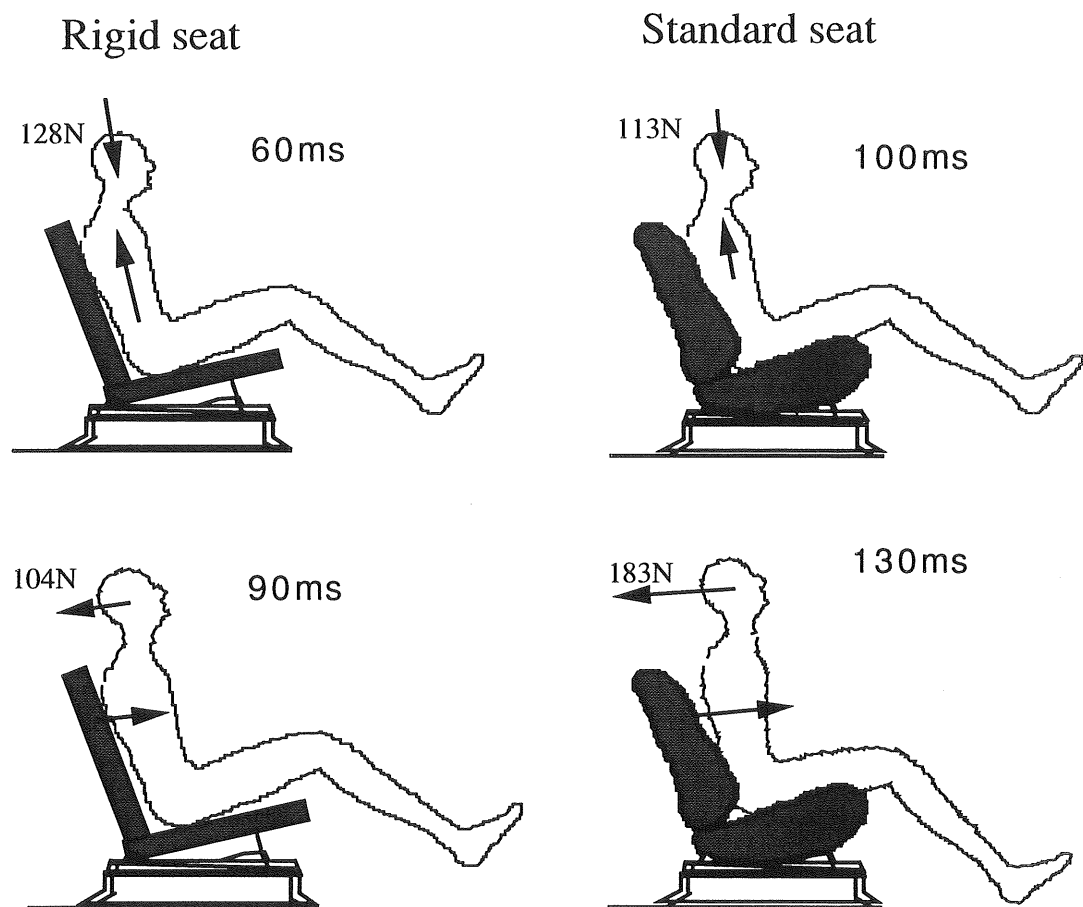


図 2-22. 標準シートと剛性シートの乗員に与える影響の差  
剛性シートでは体幹の突き上げ力が大きくなり、早期から大きな軸圧力が生じる。標準シートでは、シートへの体幹の沈み込みがあるため、軸圧力は減少し、シートの反動による剪断力が大きくなる。

#### 2-3-4. 考察

実験1において、被追突時に頸椎は圧縮挙動を示すことを観察した。また、衝突時の挙動は頸椎のアライメントにより影響を受けること、即ち時速4kmの低速度衝突に於いて、頸椎が前弯位であれば圧縮伸展挙動を、後弯位であれば圧縮屈曲挙動を示し易いことを明らかにした。今回の解析例の頸椎は後弯位であったため圧縮屈曲挙動を呈したものと考ええる。

頸椎に作用する軸圧力の発生機序は、体幹の上方移動により生じる頭部の慣性力が頸椎には軸圧力として作用するものと考えている。このため頸椎に作用する力はシートバック性状により変化すると考えられていたが、本解析結果より、シートバック剛性が増すと頸椎への軸圧力が増加することを明らかにした(図2-22)。

#### 2-3-5. 小括2

1. シートバック性状の違いによる頸椎挙動の変化について 解析した。
2. 剛性シートでは頸椎に作用する軸圧力が、標準シートに比べ大きかった。
3. 標準シートでは頸椎に作用する剪断力が、剛性シートに比べ大きかった。
4. 被追突時の頸椎の挙動にはシートバック性状が影響している。

## 2-4. 実験3：被追突模擬衝撃における頸椎の挙動解析(8km/h) (参考論文6)

### 2-4-1. 目的

実験1で観察した頸椎の特徴的な挙動を、より明瞭に観察することを目的に衝突速度8km/hで実験を行った。

### 2-4-2. 実験条件

被験者は、健康成人男性3名(S2,S6,S11)であり、この内の2名は第一回実験と同一の被験者である。表2-7に各被験者の身体的特徴を示す。

衝突速度8km/h、標準シート、ヘッドレスト無しの同一条件下で行った実験番号1524、1528、1628の三挙動について以下の解析を行った。

被験者	年齢(才)	性別	身長(cm)	座高(cm)	体重(kg)	頭部推定重量(kg)
S6	22	M	175	98	73	4.62
S2	23	M	174	92	71	4.53
S11	34	M	176	92	72	4.58
平均	26.3		175.0	94.0	72.0	4.58

表 2-7. 被験者の身体的特徴

### 2-4-3. 頸椎椎体間挙動の解析方法

実験1と同様に、得られた画像をCD-ROMに記録し、デジタル化しパーソナルコンピュータ上で解析した。各椎体の下縁前方点及び後方点の二点の位置を読みとり、各椎体の水平面に対する角度変化、及び各椎体間の角度変化を求めた。

### 2-4-4. 結果

#### 被衝撃時の特徴的な頸椎挙動

代表例(S11-1628)の衝突後の頸椎挙動を図2-23に示す。また、シネ画像及び、各シネ画像に合わせたテンプレート画像を併記した図を、図2-24に示す。衝突直後から第6頸椎は上方へ移動するとともに後方へ回転している。また、この挙動において111ms、133ms付近において、頸椎は第5、第6頸椎(C5/6)椎間において折り曲げられ、同椎間は前方開大している。

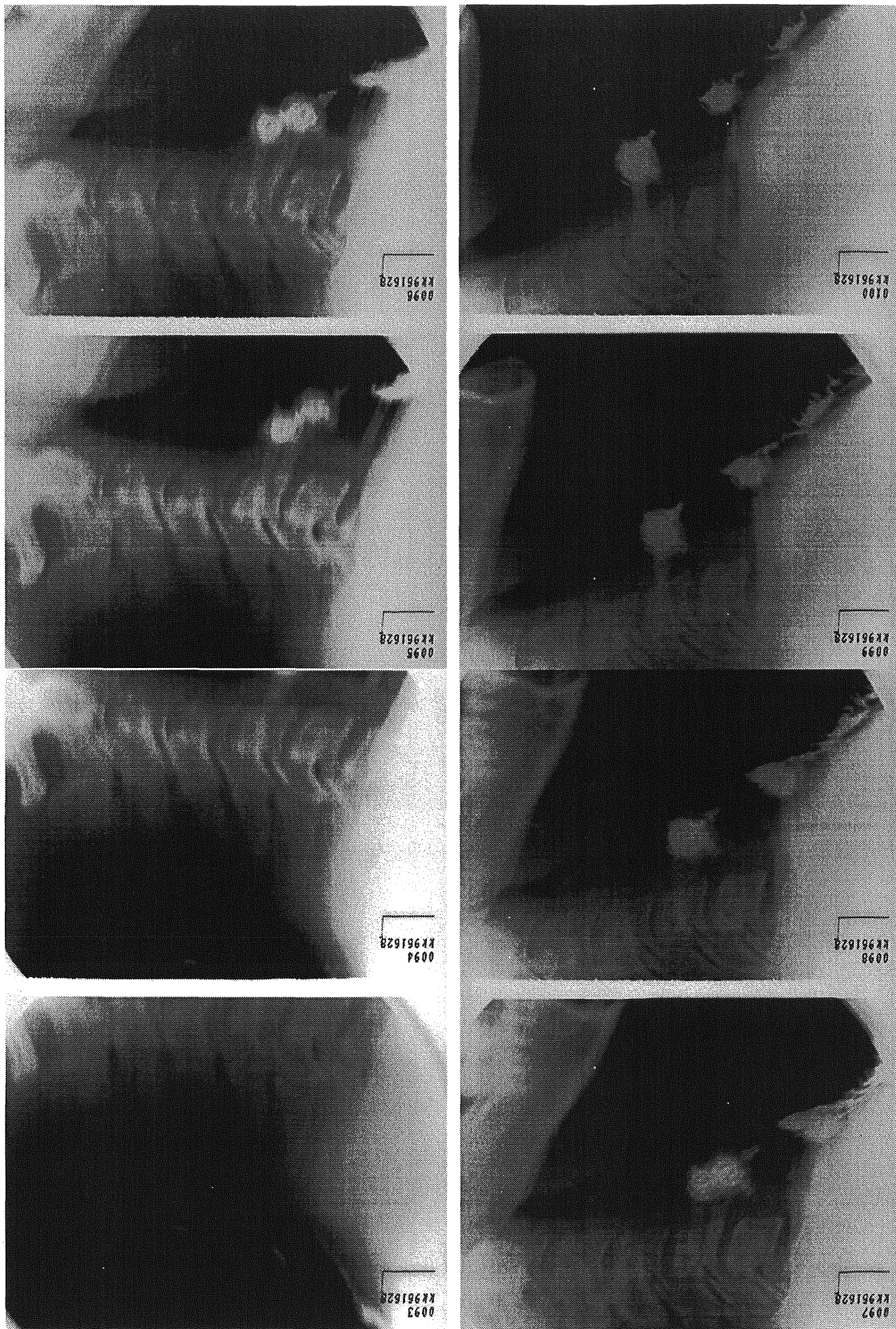


図 2-23. 被追突衝撃時の頸椎挙動画像 1 (左上から右下に時間経過する)



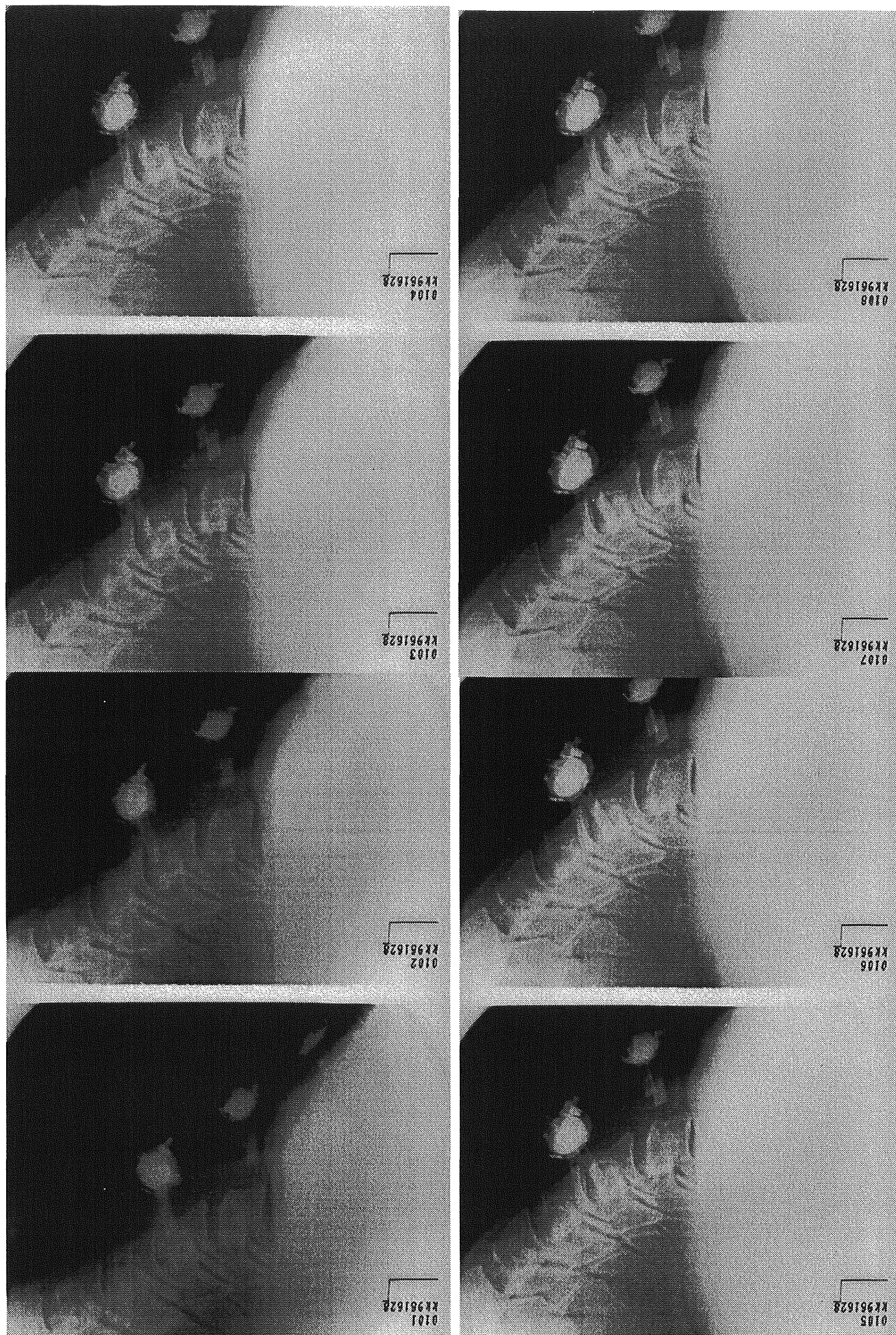


図 2-23. 被追突衝撃時の頸椎挙動画像2 (左上から右下に時間経過する)

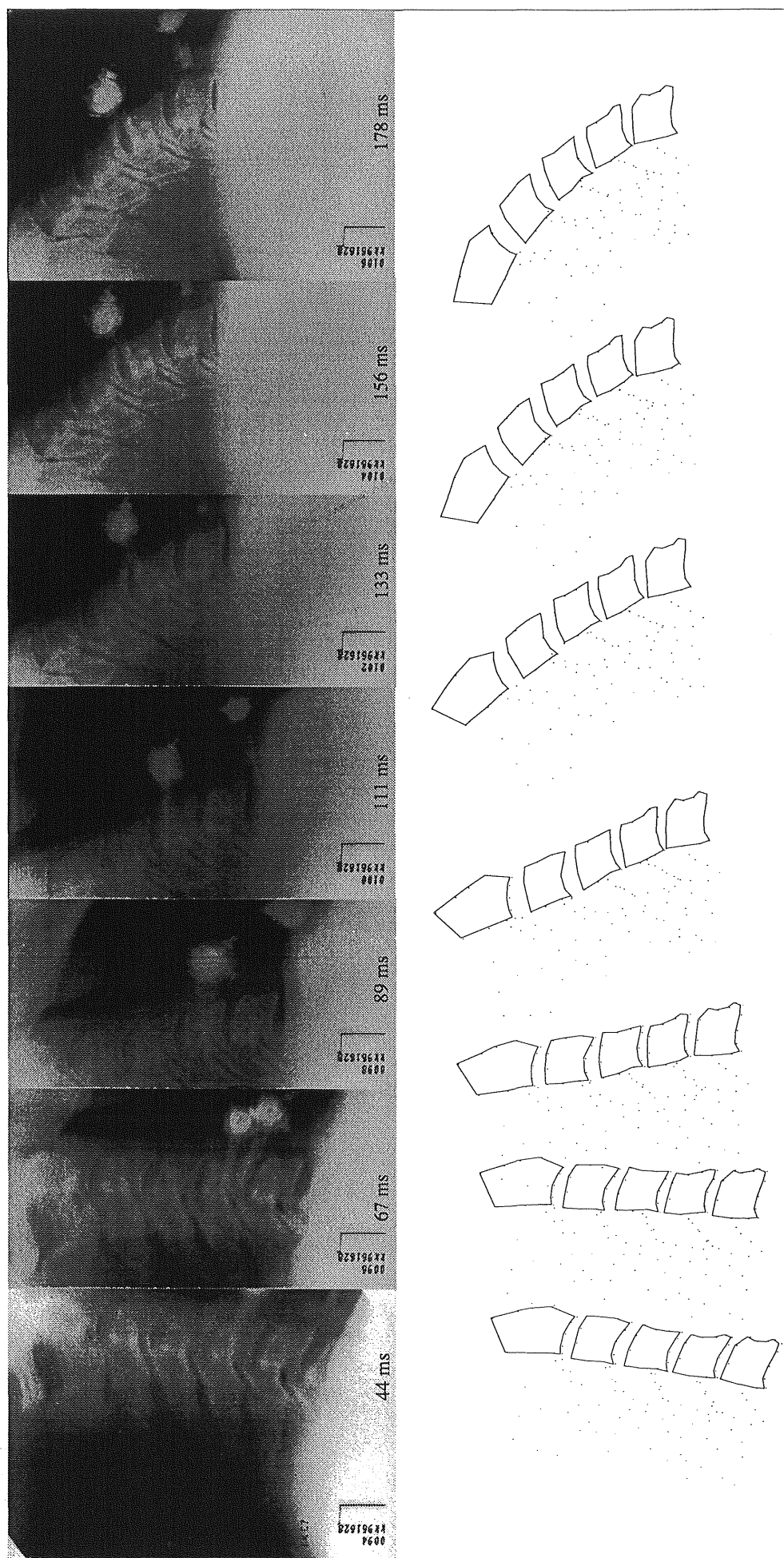


図 2-24. 代表例の頤椎挙動画像及び対応したテンプレート画像  
C5/6椎間に於いて、前方開大挙動を認める。



図2-25に各被験者別に各椎体の水平面に対する経時的回転角度変化を示す。S11(1628)の挙動においては、衝突後44msからの挙動を記録でき、各椎体の挙動も明瞭に観察し得たが、S6(1524)から得られた画像は100ms以前を観察できず、衝突初期のデータが得られなかった。

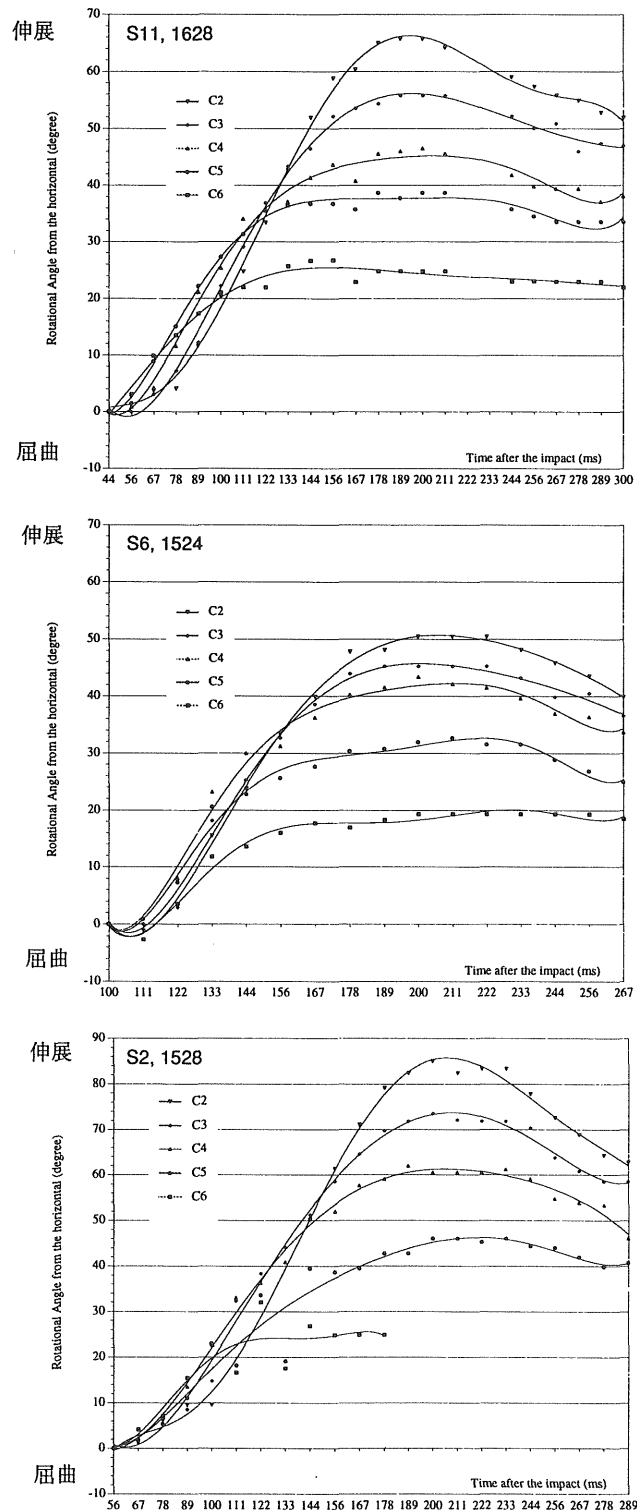


図 2-25. 全被験者の各椎体回転角度変化  
S6,1524の挙動に於いては、衝突後100sからの挙動しか得られず解析に適さなかった。

代表例(S11-1628)の各椎体の回転角度変化を見ると(図2-26)、衝突後、第6頸椎は他の椎体に先んじて後方回転を開始し約100ms付近で既に回転を止め一定の角度となった。これに対して、より上位の頸椎、特に第2、3頸椎は78ms付近までは緩やかに伸展し、その後急激に伸展挙動を行った。

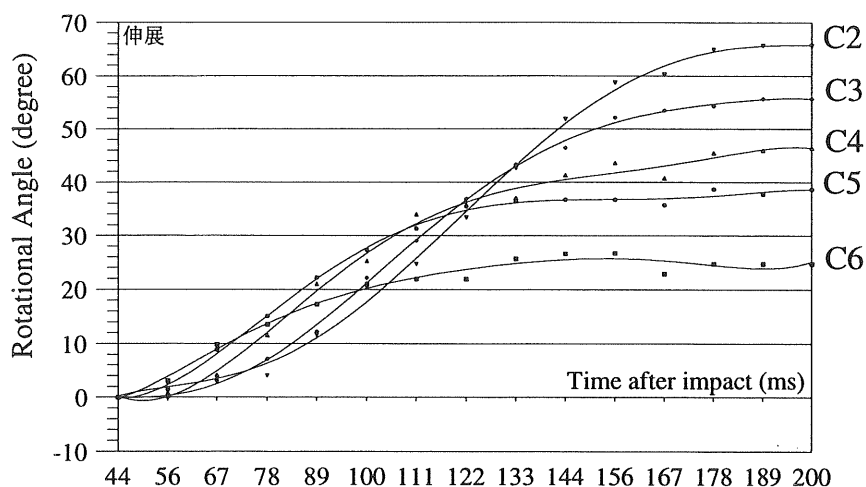
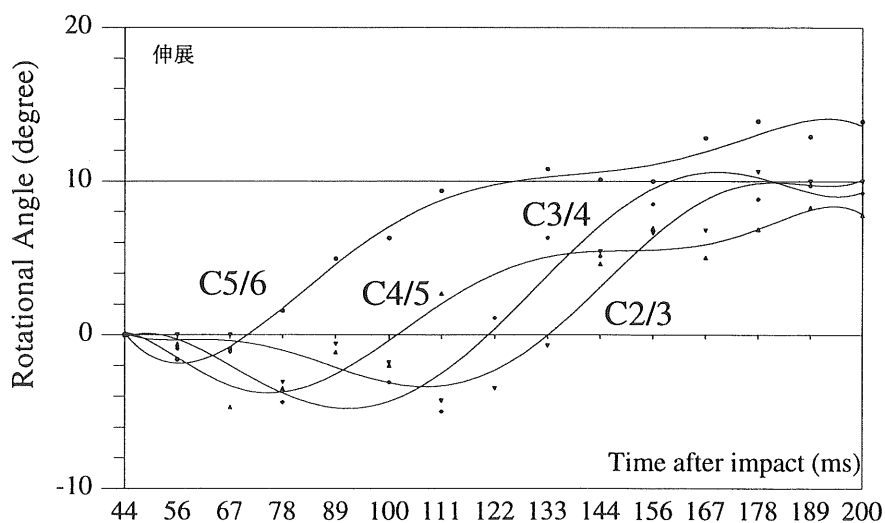


図 2-26. 代表例の各椎体回転角度変化

この挙動における、各椎体間の挙動を明らかにするため各椎体間可動区分の経時的角度変化を求めた(図2-27)。全ての椎間は一且屈曲挙動を示した後に伸展を開始している。また、伸展挙動はC5/6椎間から始まり、その後徐々に上位の椎間が伸展を開始した。



2-27. 代表例の各椎体間可動区分の角度変化

## 加速度データ

図2-28に代表例(S11-1628)の電気計測データの結果を示す。台車加速度は衝突直後から増加し100ms付近で停止した。頸椎への軸圧力は35msから、剪断力は80ms付近から増加を開始し、110ms付近でいずれも最大値を示した。頸椎への曲げモーメントは60msから増加し始め、110msで最大値を示した。

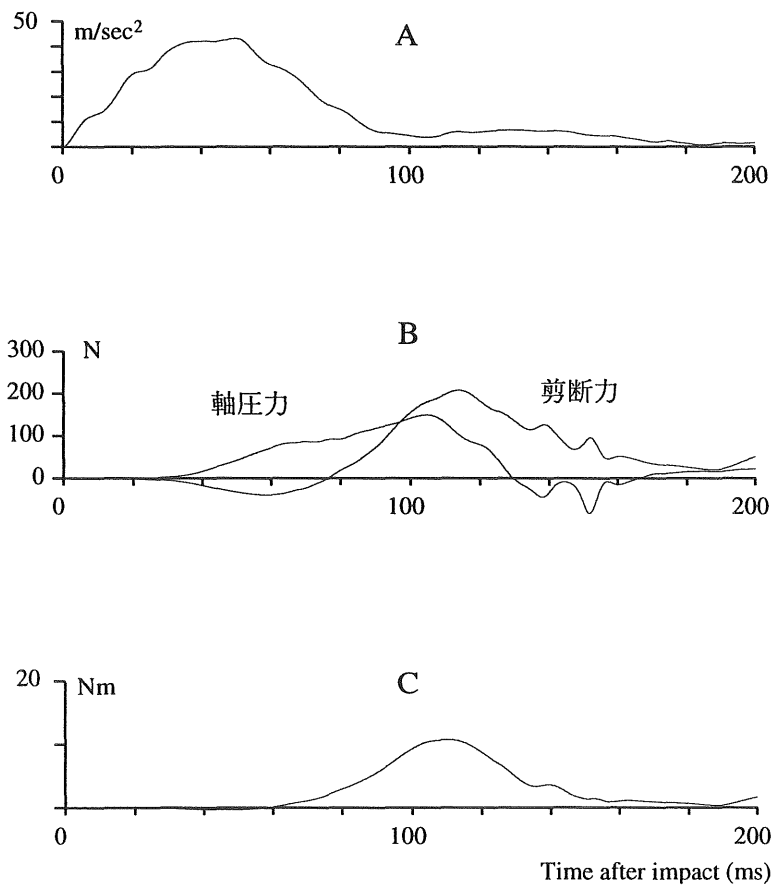


図 2-28. 代表例の電気計測データ

- A. 台車加速度変化
- B. 頭部軸圧力及び剪断力の変化
- C. 第一頸椎への曲げ応力

#### 2-4-5. 考察

実験1において観察した頸椎挙動をより高い衝突速度において確認することを主目的に衝突速度8km/hにおいて実験を行った。その結果、第6頸椎は前回同様、他の椎体に先立って衝突直後から回転運動を伴う上昇運動を約100ms付近まで行い、その後回転運動を止めた。この上昇運動により、頸椎には軸圧力が作用し、同時に作用する剪断力との合力で頸椎には圧縮伸展力(曲げ応力、bending moment)が作用し、その値は約110msで最大値を示した。

第6頸椎が上位の頸椎に先だって後方回転を開始することによって、頸椎柱は相対的に屈曲挙動を示すことになるが、このことを定量的に表すために頸椎各椎体間の挙動を表したところ(図2-27)、総ての椎間は、一旦屈曲した後に伸展を開始していた。また、体幹から下位頸椎に伸展力が入力されるため、その各椎間の伸展挙動は下位椎間から先に始まっている。

以上の結果を踏まえて、被追突衝撃時の頸椎の挙動を図2-29に模式的に示す。頸椎柱は、あたかも鞭がしなるかのような波動運動を行う(in situ whiplash motion)。この挙動の初期では頸椎は一旦屈曲位を示し(initial flexion)、その後、下位椎間から順に伸展位に変化していくため約110ms付近においては、上位頸椎が未だ屈曲位にとどまっている状態で、下位頸椎は伸展位をとるS字状の弯曲を呈する。このbi-phasic curvatureは、死体を用いた追突模擬実験(27, 28)においても観察されているが、生体内では本研究において初めて観察し得た。

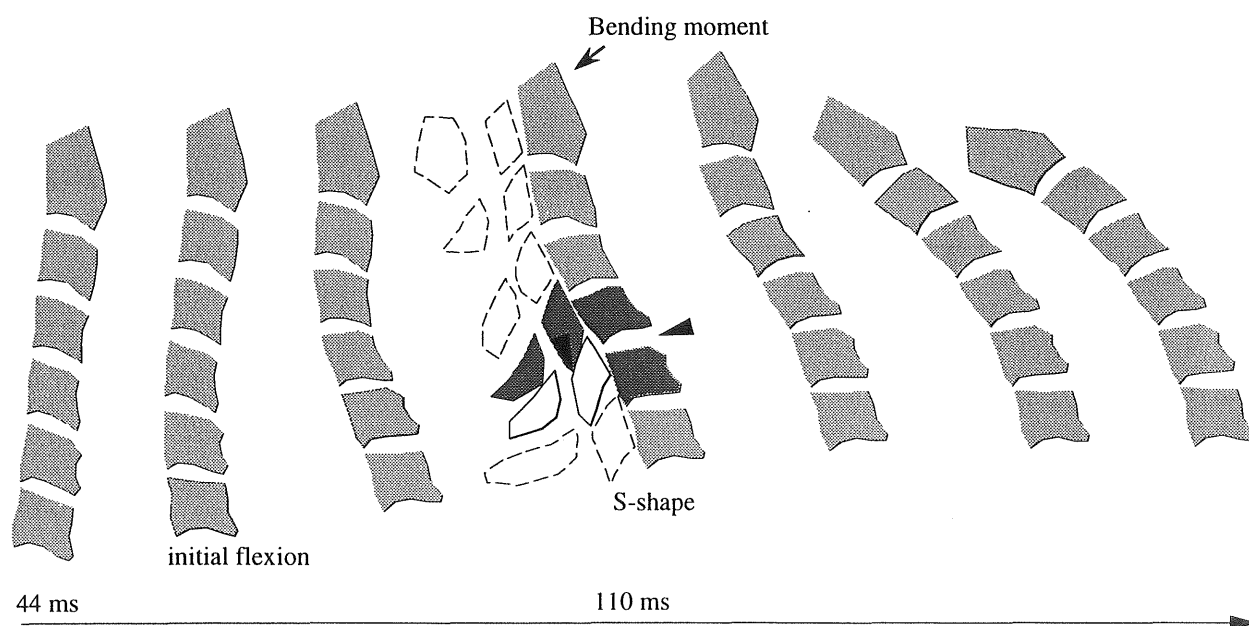


図 2-29. 被追突時の頸椎挙動模式図

衝突後、下位頸椎が先に伸展するため頸椎は一時的に相対的屈曲位を示す。その後、伸展挙動は下位椎間から上位椎間へ伝達するため、110ms付近ではS字状を示し、C5/6椎間には前方開大挙動が生じる。この時、第5頸椎下関節突起は第6頸椎上関節突起に衝突し、前方椎間板には引き剥がし力が作用することが推察される。

頤椎捻挫の主損傷部位であると考えられている、下位頤椎の椎間関節損傷、椎間板-椎体結合部のrim lesionの発生機序をこの頤椎挙動から以下のごとく推察した。

被追突衝撃により、体幹は後方回転しながら前上方へ移動するため頤椎には圧縮・伸展力が作用する。この伸展力は下位頤椎から順に上位頤椎へ伝わるために第6頤椎は衝突直後から伸展を開始し、約100msでは既にその回転運動を終了する。約110msにおいて頤椎に作用する曲げ応力は最大値となるが、この時第6頤椎は既に最大回転位にあり、その可動性を失っているため、曲げ応力は次の可動椎体である第5頤椎に集中する。

頤椎椎間挙動は、すべり(水平移動)と傾き(回転運動)の両者の要素を持つが、この両者の割合は椎間高位により異なり、上位椎間ではすべり運動の比率が、下位椎間では傾きの比率が大きく、椎間関節、ルシカ関節の形状がこの様な挙動を規定しているとされている(39, 40)。即ち、下位頤椎の椎間関節の水平面に対して成す角度は、上位頤椎に比べて大きく垂直位に近い、このため、すべりの要素は少なくなり傾きの要素が大きくなる。この様な形態的特徴により、頤椎の曲げ応力に対する伸展応答はその椎間高位によって異なり、圧縮・伸展力に対しては、上位頤椎は下位頤椎に比べ伸展しにくいことが生体力学的実験により確認されている(41, 42)。

圧縮・伸展力に対して伸展し易いC5/6椎間に、約110msで大きな曲げ応力が作用することにより、頤椎柱は同椎間において曲げられ、前方開大挙動を強いられる。この異常椎間挙動において、第5頤椎下関節突起が第6頤椎上関節突起に衝突し、ここで椎間関節損傷を生じ、前方開大により椎間板線維輪-椎体終板間を引き剥がす力が作用することによりrim lesionが生じると推察する。

#### 2-4-6. 小括3

1. 衝突速度8km/hにおける頤椎各椎体間の挙動を定量的に解析した。
2. 頤椎は下位頤椎から入力を受け、鞭がしなるような特徴的な挙動を示した (in situ whiplash motion)。
3. この挙動の中で、頤椎は伸展に先立って屈曲位を呈した(initial flexion)。
4. 約110msにおいて頤椎はS字状の弯曲を呈した。
5. この時、C5/6椎間に前方開きの挙動が生じ、これが椎間関節傷害、rim lesionの損傷機序であると推察する。

## 2-5. 実験4：回旋中心位置を用いた椎体間挙動の解析（参考論文4）

### 2-5-1. 目的

実験3において第5、第6椎間(C5/6)が前方開大する異常椎間挙動を観察したが、この椎間挙動を詳細に解析し、正常椎間挙動との差を明らかにすることが、損傷発生機序を明らかにするために必要であると考え、椎体間挙動の解析を行った。

前述のごとく頸椎の椎間挙動には、すべりと傾きの両要素が含まれており、椎体間の回転角度や、移動距離単独では挙動の質を表現することはできず、両者の比率を考慮する必要がある。このため、Dvorakら(43)は移動距離を回転角度で除した値(Translation/Rotation Ratio)をもって椎間挙動の質的定量化を試みた。また、Penning(40)は椎間の瞬間回旋中心(Instantaneous Axis of Rotation, IAR)の位置が椎間高位により異なり、すべりの要素が増せば回旋中心位置は下方へ、傾きの要素が増せば上方へ移動することを観察し、この回旋中心の位置が挙動を質的に表現できると述べている。

ここでは、この瞬間回旋中心の位置を定量化し、その値を用いて衝突時に観察した異常椎間挙動を解析した。

### 2-5-2. 瞬間回旋中心位置の定量化

実験1において、伸展挙動を呈した6挙動を対象とした(S1-1806, S2-1902, S3-1823, S4-1816, S5-1938, S6-1907)。

加速度解析結果から、頸椎への曲げ応力が最大値を示した時刻を算出し(表2-8)、曲げ応力が最大となった直後の画像を各挙動から選出した。この時のC5/6椎間の画像を衝突直後の画像と比較することにより回旋中心位置を求めた。

被験者	曲げモーメント 最大時間	第6頸椎の角度	正常回旋中心位置 (Y座標値)	衝突時の回旋中心位置 (Y座標値)	回旋中心位置の移動量 (正：上方移動)
S1	133	6.5	0.91	0.63	-0.27
S2	156	-0.6	0.87	1.16	0.29 †
S3	156	-12.3	0.65	1.14	0.48 †
S4	133	-12.8	0.64	0.96	0.32 †
S5	156	12.8	0.84	0.77	-0.08
S6	156	-19.1	0.51	0.90	0.39 †

measurement error : 0.11

表 2-8. 各挙動における回旋中心位置変化

曲げ応力最大直後の第6頸椎角度が負の値をとった挙動に於いて、回旋中心位置は正常挙動に比較して上昇した。

画像解析ソフト (Deneba Systems, Inc. CANVAS 3.5.3)を用いて衝突直後及び、曲げ応力最大直後の第5頸椎、第6頸椎のテンプレートと両者の位置関係が変化しないように対として取り出し、両者の第6頸椎の形状が正確に一致するように回転させ、図2-30のごとく第6頸椎に対する第5頸椎の挙動を表した。

回旋中心位置を定量化するために、第6頸椎下縁後方点を原点、下縁前方点を通る線をX軸、原点を通りX軸に垂直な線をY軸とした座標を設定し、第6頸椎椎体前方-後方点間距離を1と定義した(図2-31)。

第5頸椎の椎体上縁前方点の移動前後2点、後方点の移動前後2点をそれぞれ結んだ線分の垂直二等分線の交点の座標値を、この座標軸上で求め、回旋中心位置とした。この時、数値解析ソフト(Mathematica 2.2, Wolfram Research, Inc.)を用いて解析方法をプログラムしたシステムを作成し、各点のデジタイズ、回旋中心位置の計算を行った。

この解析方法の測定誤差を求めるために、テンプレート当ての作業を一椎間に対し、挙動前後各4回繰り返し行い、挙動前4組、挙動後4組の画像を得た。この4組を組み合わせた合計16対の椎間挙動に対して、同様の回旋中心の定量化を行い、得られた値の標準偏差をもって測定誤差値とした。得られた値の平均値はX軸方向0.08、Y軸方向0.11であった。

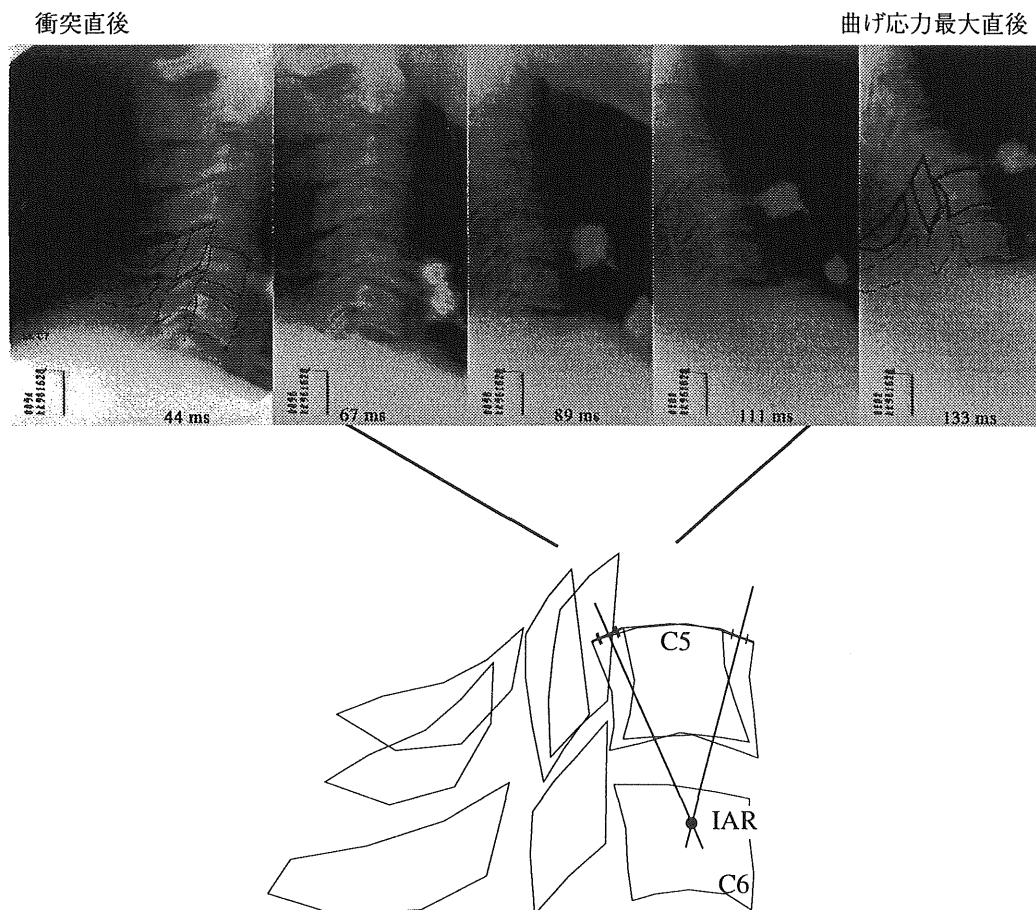


図 2-30. C5/6椎間挙動における回旋中心位置解析方法

衝突直後の画像と、曲げ応力最大直後の画像から第5、6頸椎椎体を組にして取り出し、第6頸椎像を完全に一致させ、第5頸椎上前方、後方の各々2点の垂直二等分線の交点を瞬間回旋中心位置とした。

また、回旋中心位置の経時的変化を観察することを目的に、S11-1628挙動を対象に、実験3で解析した時速8km/hにおける頸椎挙動における回旋中心の位置変化を求めた。この際、回旋中心位置の移動を観察すべく、111ms、133ms、156ms、178msにおけるC5/6椎間画像を、それぞれ衝突直後の画像(44ms)と比較し各々の回旋中心位置を求めた。

### 2-5-3. 結果

#### 回旋中心位置の上方化

代表例(S2-1902)の正常自動伸展挙動時および衝突挙動時におけるC5/6椎間の回旋中心位置を図2-31に示す。回旋中心の位置は、衝突挙動においては正常挙動と比較して上方に移動した。Y軸方向の測定誤差値(1SD)の2倍の値0.22を越えて上方移動したものを上方化と定義したところ、回旋中心位置の上方化は、6挙動の中で4挙動において観察された(表2-8)。

このことは、衝突挙動においては、第5頸椎が第6頸椎に対してすべり要素の少ない、傾き要素の大きい前方開きの挙動を呈したことを示す。

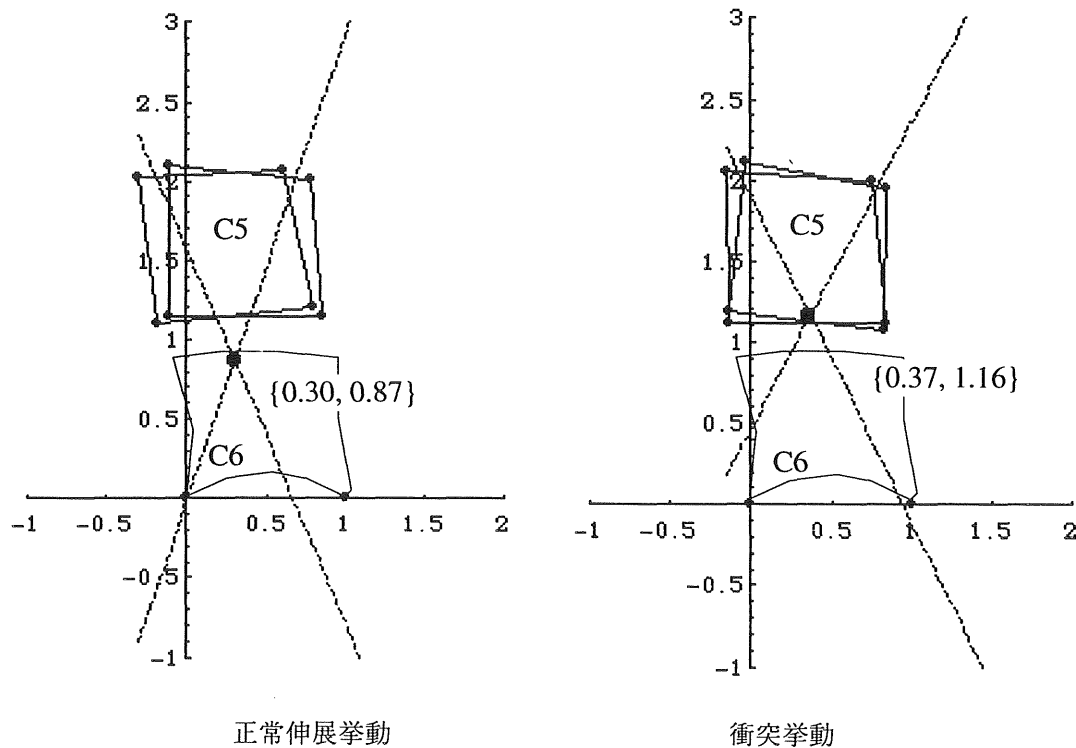


図 2-31. 回旋中心位置の定量化

図の座標系に於いて、第6頸椎椎体前後方点間距離を1と定義し回旋中心位置を数値化して表した。正常回旋中心に比べて、衝突挙動では回旋中心位置は上方へ移動している。



### 回旋中心位置の上昇する条件

6挙動の内、2挙動では回旋中心位置の上方移動は観察されなかった。その理由を明らかにするために、曲げモーメントが最大となったときの第6頸椎の傾きと回旋中心位置の移動との関係を調べた。表2-8に第6頸椎の傾き角度を示すが、この値が正の値を示した挙動においては回旋中心位置の上方移動を認めず、負の値の時にのみ上方化している。第6頸椎の角度が負の値のとき、即ち前傾位にあるときに、第5頸椎に曲げモーメントが作用することによって回旋中心の上方化を伴う、前方開きの異常椎間挙動が生じると推察する。

### 回旋中心位置の経時的変化

実験3で解析した時速8km/hにおける頸椎挙動において回旋中心の位置変化を求めた結果を、図2-32に示す。回旋中心は111msから上方へ移動し156msで最も上昇した後に、178msでは下方へ移動した。

このことは、被衝撃時の椎間挙動はある一定の回旋中心を回る安定した挙動ではなく、刻々と変化する回旋中心位置が示すように不規則な動きであるといえる。

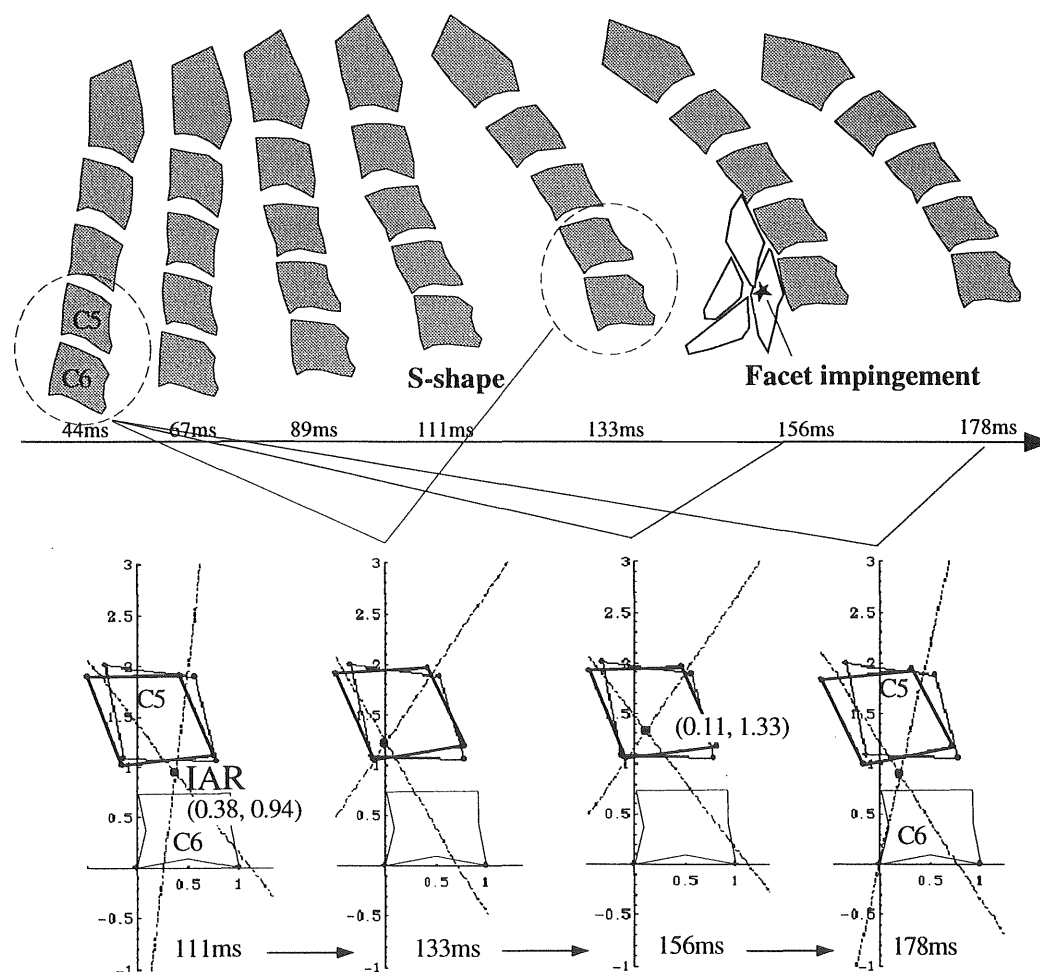


図 2-32. 回旋中心位置の経時的変化

この挙動において、回旋中心位置は133msから上昇を示し、156msで頂点を示した後に、再度下降した。

#### 2-5-4. 考察

正常頸椎椎体間挙動における回旋中心位置を解析した研究(45)によると、C5/6椎間の回旋中心位置は第6頸椎内に存在し、個体間のばらつきが最も少なく、安定している。回旋中心が第6頸椎椎体内に存在するとき、第5頸椎の下関節突起、関節面は第6頸椎の上関節突起、関節面との間の間隙を保ちつつ滑らかに伸展できる(図2-33, A)。これに対して、回旋中心位置の上方化した前方開きの椎間挙動においては、椎間関節の間隙を保ちながら伸展を行うことはできず、第5頸椎下関節突起が、第6頸椎上関節突起と接触することが予測される(図2-33, B)。この椎間関節の衝突(Facet impingement)が椎間関節傷害を引き起こす機序であると考える。

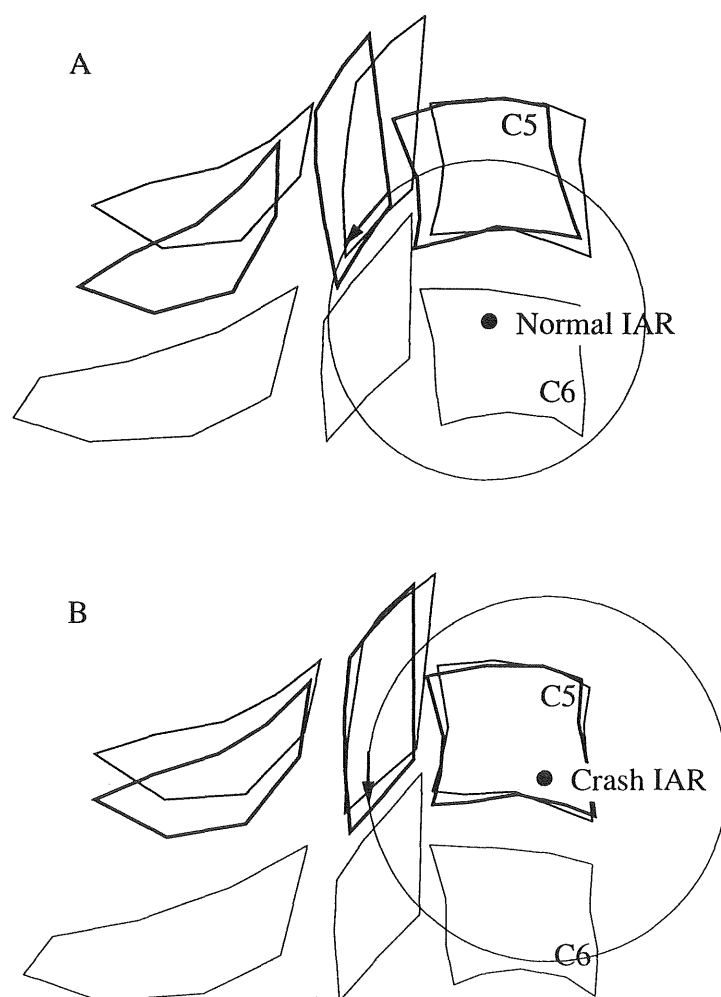


図 2-33. 回旋中心位置と椎間関節挙動

正常挙動(A)では、第5頸椎は第6頸椎内にあるIARを中心に、椎間関節間隙を保ちながら回旋しているのに対して、衝突挙動(B)では第5頸椎内に上方移動したIARを中心に回転し、第5頸椎下関節突起は第6頸椎上関節突起に向かった挙動を示す

また、この前方開き椎間挙動に於いては、椎間板線維輪-椎体終板結合部を引き剥がす力が作用し、衝撃力の大きさによってはTaylorらが観察したrim lesionを発生させ得ると推察する(図2-34)。

今回の研究の中で、衝突後C5/6椎間に前方開きの挙動を観察し、ここに傷害発生機序の鍵が隠されていると考えたが、それを明らかにするためには同椎間の質的な挙動解析を必要とした。これまで行われてきている挙動の質を表現する解析方法としては、前述のDvorakら(43)の用いたTranslation / Rotation 比 (T/R比)や、Penning(40)の用いた瞬間回旋中心位置解析がある。T/R比は挙動を定量的に表すことはできるが、視覚的に表現することはできず、挙動を理解する事が困難である。一方、回旋中心位置は視覚的に椎体間挙動を理解するのに有用であるが、これまでその位置変化を定量化した研究は行われていない。

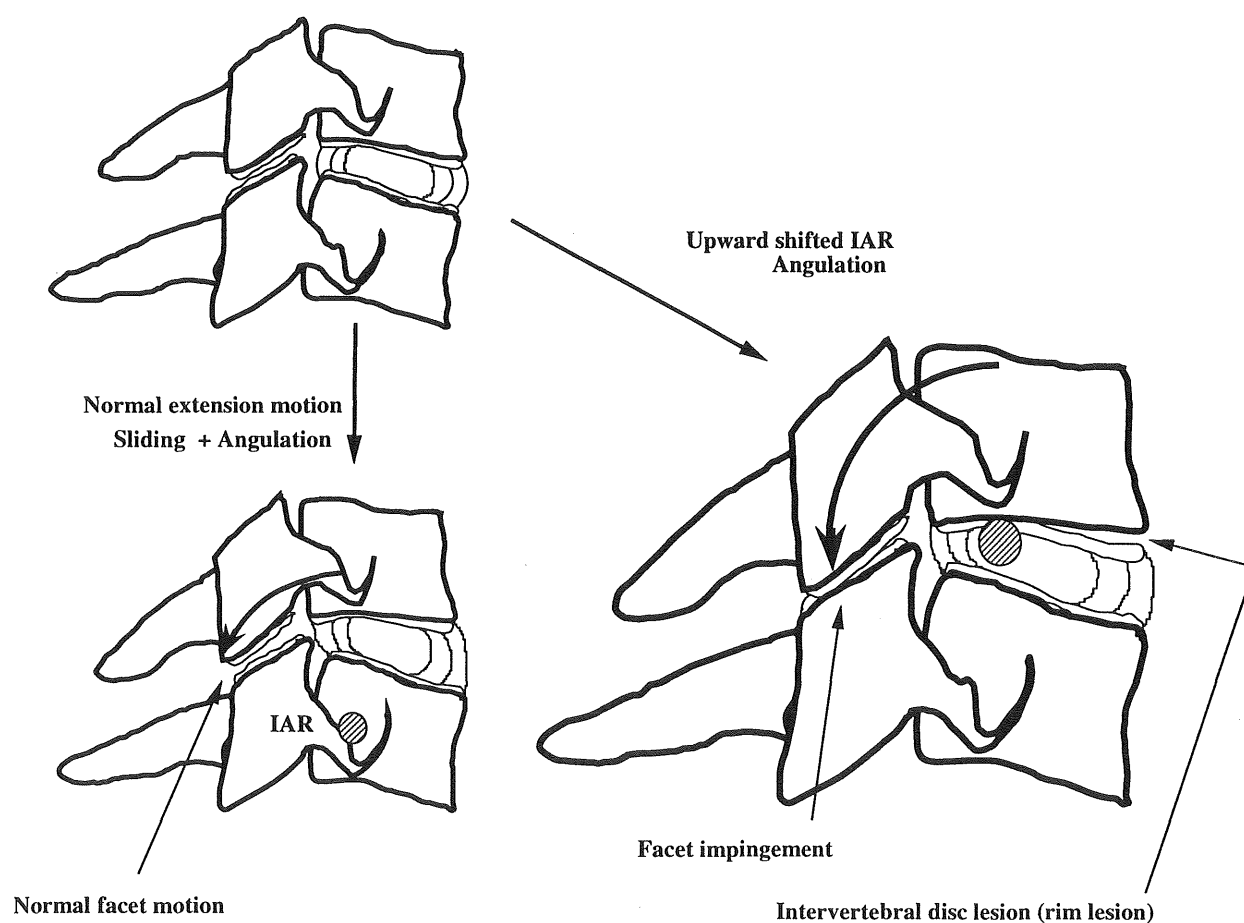


図 2-34.

回旋中心位置の上方化した異常椎間挙動における椎間関節障害、椎間板障害発生機序の仮説

回旋中心の上方移動した前方開き椎間挙動に於いては、椎間関節のインピンジメント、椎間板線維輪-椎体終板間の引き剥がし力が作用し、椎間関節障害、椎間板障害を引き起こす。

そこで本研究に於いてはこの回旋中心位置を座標軸上に定量的に求め、挙動を表現することを試みた。

回旋中心位置を定量化する際の問題は、その値の持つ測定誤差が大きいことである。回旋中心位置を求めるためには、挙動前後の椎体可動区分である合計4椎体の位置情報を必要とするため、その値にはそれぞれの測定誤差値が含まれてくる。Panjabiら(44)が行った、回旋中心位置についての解析によると、その測定誤差値は4.3mmとなっている。本研究で用いたテンプレート法はこれまでの挙動解析方法に比べ測定誤差値が小さくなり、椎体下縁前後間距離を約20mmとした時、Y軸方向での値は約2.2mmである。この値はPanjabiらの方法に比べ小さくなってはいるが、依然大きく、詳細な挙動を解析するためのパラメーターとしては満足のいくものとは言い難い。しかし、現時点では生体内の頸椎挙動、しかも被衝撃挙動を解析する方法としては本解析方法が最も精度の高いものであると考える。

#### 2-5-5. 小括 4

1. 被衝撃時の頸椎椎体間挙動を質的に解析する試みとして、回旋中心位置を定量化し、正常挙動と比較解析した。
2. 6挙動の内、4挙動においてC5/6椎間の回旋中心上方移動を認めた。
3. 回旋中心の上方移動は、下位頸椎が前傾位置にある条件において認めた。
4. この回旋中心位置は被衝撃挙動においては、刻々と位置を変化させた。
5. 回旋中心位置の上方化を伴う異常椎間挙動において、椎間関節損傷、rim lesionが発生すると推察する。

### 第三章. 総括

#### 3-1. 本実験の特徴、欠点、限界

本研究の特徴は、頸椎の被追突時の挙動をシネラジオグラフィーで記録し、その画像をデジタル化し、パーソナルコンピューターを用いて解析した点である。

これまでのシネラジオグラフィーを用いた脊椎の挙動解析は、主に自動運動時の挙動を記録・解析している。シネフィルムの解析に於いては、スクリーン上に投影した画像の形態的な特徴のある点の位置を読みとる方法が用いられている。

自動運動の如く、遅い動きであれば得られる画像の画質は良く、これまでの解析方法で解析可能であったが、被衝撃挙動の如く早い動きでは、シネカメラの撮影枚数が毎秒90コマと制限されているため、自動運動時の画像に比べ画質が劣る。このため、従来の解析方法では各椎体の特徴点を正確に識別することが困難であり、精度の高い解析は行い得なかった。頸椎の被追突時の挙動を最初に観察した松下・平林らはこのような解析上の制限もあってか、得られた画像を定量的に解析していない。

本研究に於いては、シネフィルム画像をデジタル化し、コンピューター上で画像解析ソフトを用いて解析を行うことにより、新しく開発したテンプレート法を用いてより精度の高い解析が行えるようになり、挙動の定量的解析を可能とした。

本研究で用いたシネラジオグラフィー装置は、臨床用に心血管造影検査に用いられている筑波大学付属病院に設置されている装置である。臨床用の装置を使用することで、実験日時、急患搬入時の撤去の問題、台車装置の仕様の問題等の制限が生じた。これに対応して、実験は病院の業務の無い祝・休日とし、急患搬入の場合を想定して台車装置は約30分で解体、撤去できる仕様とした。実際、第二回目の実験の際には、実験開始直前に緊急検査の連絡が入り、直ちに装置を撤収した経験を持つ。

被験者に追突模擬加速度を加える方法は、McConellらが行った如くの、実車を用いて衝突させる方法や、松下らが用いた自由落下する振り子で台車に後方から衝撃を与える方法があるが、いずれの装置も広い空間を必要とするため、今回用いた検査室で用いることは不可能である。このため、傾斜台を滑走する台車が停止するときの減速加速度を、被追突加速度に模した装置を作成した。この台車装置の減速加速度は、実車の被追突時の加速度とほぼ同一の加速度波型を示し、実際の事故を模擬している。但し、その問題点としては、斜面台を滑走してくるため、被験者には垂直方向の加速度が生じてしまうこと、衝突の予測を無くし得ないことが挙げられる。垂直方向の加速度は、斜面台の傾きが10度であるため $\sin 10^\circ$ 分の成分を含むことになる。しかし、この10度の傾き分の成分は、乗員の乗車姿勢、シートの設置角度等により相殺されるために、挙動に与える影響は小さいと考える。衝突時の筋緊張を減少させるべく被験者には事前訓練、筋電図モニターを行った。その結果、筋緊張状態は観察されず、十分リラックスした状態で実験を行えた。ただ、筋緊張の影響を明らかにするために、衝突前から最大筋緊張状態とした時の衝突実験も第二回実験で行っている。今後、このような実験を行うことで筋緊張の挙動に与える影響を明らかにしていく予定である。

本研究で用いた、シネカメラの直径は22cmと範囲が狭く、その範囲内で全ての挙動を観察することは技術的に困難であった。実験中にビデオでモニターしながら、不満足な画像の場合は同一条件での再実験を繰り返したが、被爆放射線量の問題、被験者への負担の問題があり、際限なく繰り返すわけにはいかない。このため、得られた画像の中に解析に耐えられないものもあったが、今回使用したシステムに於いてはこれが限界である。

以上述べてきたように、志願者実験であること、装置を臨床用のものを借用していること、台車装置が大きく設置に労力と時間がかかること、また画像解析におけるテンプレート当ての作業に長時間を要すること等の制限のため、実験回数、被験者数を増やすことは困難であり、十分な統計学的検討を行い得るだけの挙動を収集することは出来なかった。

しかし、本研究の主目的である、頸椎捻挫の受傷機序を明らかにするためには、代表例における特徴的な挙動をとらえることが重要であるため、その特徴的な挙動をもって、受傷機序を推察することに問題は無いと考える。但し、実際の交通事故に於いては、傷害の程度が性差、年齢差、事故形態、ヘッドレストの使用状況等の因子によって変化しており、これらの因子の頸椎挙動に与える影響を各因子間で比較する場合には、相当量の挙動を解析し統計学的に比較検討する必要があることが予測される。

### 3-2. 頸椎捻挫の受傷機序の仮説

本研究により男性健常志願者の被追突衝撃時の頸椎椎体挙動を解析し、下位頸椎の異常椎間挙動により椎間関節損傷、椎間板のrim lesionが発生する機序を推察した。

頸椎捻挫の頸部痛の発生部位を明らかにすることを目的にBarnsleyらは、頸椎捻挫受傷者の慢性的な頸部痛に対して頸椎椎間関節ブロックを行い、その54%に有効であったと報告し(21)、頸椎捻挫の頸部痛の原因は椎間関節にあるとしている(46)。さらにLoadらはこのブロック有効例に対して電気焼却法による神経根後内側枝の変性によって慢性の頸部痛が軽減したことを二重盲験法により明らかにしている(47)。

また、頸椎捻挫受傷者を対象に、頸椎の椎間挙動解析を行い健常人と比較した研究により、林らは受傷者の頸椎椎間挙動に異常挙動が多いことを報告し、受傷時に正常な動きを無視した強制力が働いたことを示唆し(48)、Amevoらは頸椎捻挫受傷者の頸椎機能写真から各椎間の回旋中心位置を求め、健常者群と比較して位置異常が多かったことを明らかにしている(49)。これらの臨床的事実は、今回の研究から得られた受傷機序により椎間挙動を規定する椎間関節が損傷を受けたと考えたと説明のつく現象である。

しかし、追突速度が比較的高い事故に於いては、椎間関節の骨・軟骨損傷、椎間板のrim lesion等の器質的な損傷が生じることが予測できるが、多くの事故は時速10km程度の低速度で発生しており、このような事故においては器質的な損傷が生じることが考えにくい。

頸椎椎間関節は、ほぼ平坦な面と面で接する滑膜関節である。このような関節においては、膝関節の半月板のごとく、関節間隙を埋めるように軟部組織が発達するが、椎間関節にも同様に関節間隙に発達す

る滑膜のヒダ(Synovial Plicae)が存在する(50-52)。このヒダは関節間隙を占拠し、関節の動きによって変化する間隙を埋めており、MRIにて観察した報告もある(53)。

椎間関節の神経支配に関してGilesらは、新鮮屍体を対象にした調査から腰椎椎間関節滑膜ヒダに径0.2  $\mu$ mの有髓性神経を観察し、これらの神経が侵害刺激を伝達する事を示唆している(54-58)。また、兎を用いた生理学的な研究に於いて、Yamashitaらは腰椎椎間関節関節包にきわめて強い侵害受容器が存在することを明らかにしている(59)。

これらの解剖学的、生理学的、臨床的事実と本研究結果を総合することにより、低速度追突事故による頸椎捻挫の頸部痛の病態は椎間関節の滑膜ヒダの損傷によるとの仮説を持つに至った。即ち、追突による衝撃により起きた異常椎間挙動の中で、椎間関節はその介在組織である滑膜のヒダを挟み込み、その滑膜炎を生じせしめることにより頸部痛が生じると考える(図3-1)。

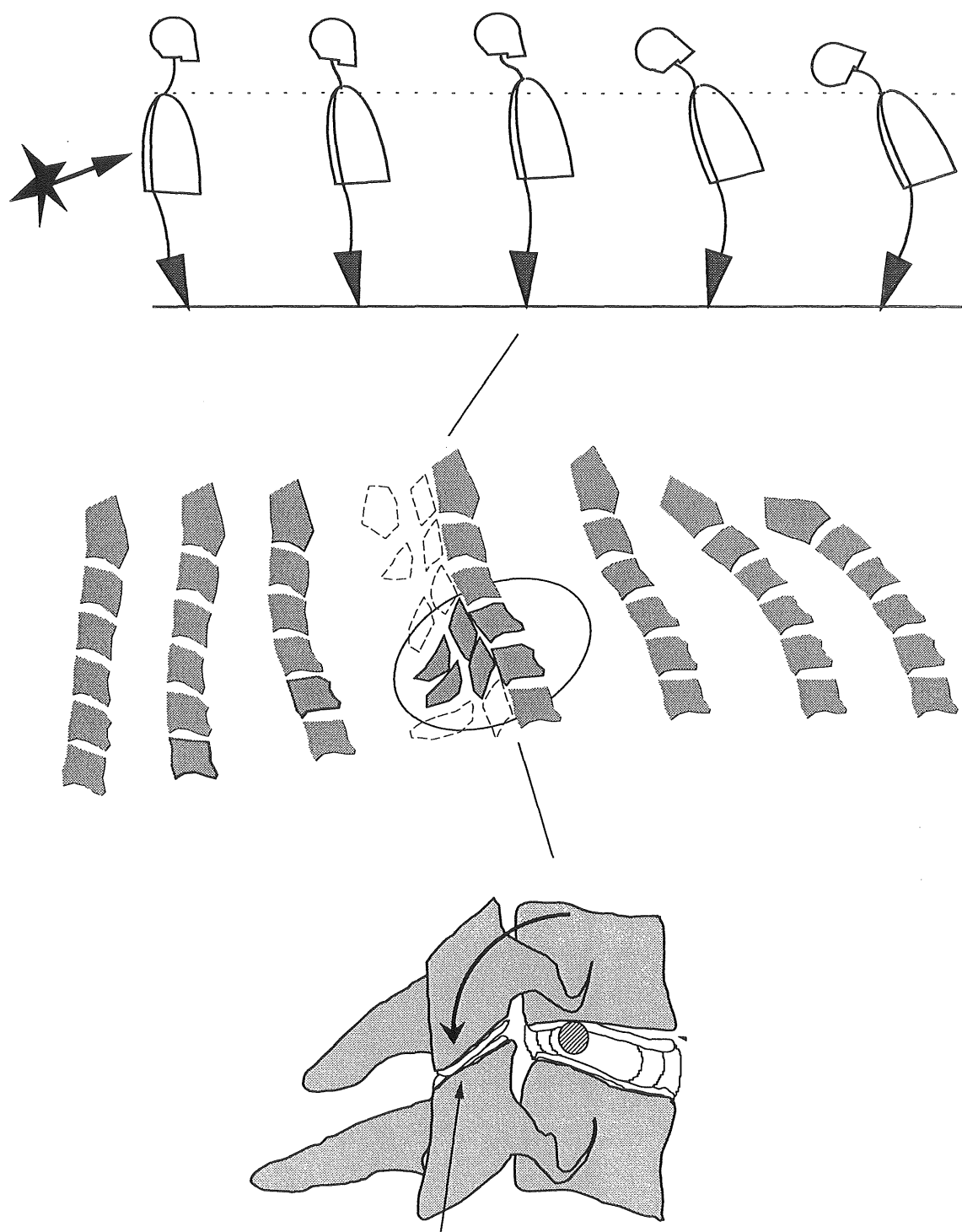
実際の事故に於いて、頸部痛は追突事故の直後には出現せず、多くはその翌日から可動域制限を伴って出現するが、その臨床的特徴の原因は明らかではなかった。しかし追突事故により頸椎椎間関節の滑膜炎が生じていると考えれば、刺激を受けてから滑膜の炎症症状が発現するまでに数時間を要することから、これまで謎であった点の説明が可能となる。

### 3-3. 治療方法について

腰痛患者の椎間関節周囲組織を免疫組織学的に解析した研究によると、腰椎椎間関節滑膜ヒダに活性化したcollagen-producing fibroblastを認め、その原因は滑膜ヒダのインピンジメント(Synovial impingement)によるものと推察している(60)。またこの滑膜ヒダは、関節の動きに伴う機械的刺激による炎症によって線維化してくることも報告されている(58)。

椎間関節滑膜ヒダの炎症によりその線維化が進むことにより、次の機械的刺激を受けやすくなるという悪循環が生じ、頸椎捻挫の頸部痛は慢性的な頸部症状へ移行していくと推察する。

この仮説は頸椎捻挫受傷後早期からの抗炎症療法の重要性を示唆する。事故直後からの十分な消炎鎮痛剤投与、あるいは椎間関節へのステロイド注入等の早期加療を行うことが、症状を遷延化させないために必要であると考ええる。



椎間関節滑膜ヒダ損傷

図 3-1. 頸椎捻挫の受傷機序の仮説

被追突衝撃により乗員の体幹は前上方へ後方回転を伴って押し出される。この動きにより、頸椎は下位椎間から伸展挙動を開始するが、その際下位椎間には前方開きの異常挙動が生じる。この異常椎間挙動に於いて、椎間関節滑膜ヒダが衝撃を受け、滑膜炎をおこすことにより頸部痛が出現する。



## 第四章. 今後の展望

### 4-1. 志願者実験の限界

志願者実験には、衝突による傷害の危険性、被爆放射線による影響があるため、その実験には衝突速度、衝突回数等に制限が生じる。このため、今回の結果から得られた頸椎被追突時の挙動、椎間関節の損傷機序の仮説をより高速度域で確認し、その損傷を予防するための装置を開発するためには、志願者実験以外の実験系を用いる必要がある。現在、本研究で得られた挙動データを他施設に提供し、受傷機序解明、予防を目的とした共同研究が進められているが、以下にその概要を記して、結びとする。

### 4-2. 他の実験系へのデータの提供

#### 4-2-1. 動物実験

豚頸椎に被追突衝撃を加えた際の頸椎椎間関節障害の発生状況、椎間孔の圧力変化等を観察することを主目的に、スウェーデンのChalmer 工科大学との共同研究を進めている。

#### 4-2-2. コンピューターシミュレーション、ダミー開発

コンピューターシミュレーション作成、ダミー開発のためには、実際の生体の挙動データが不可欠であるが、オランダのTNO、スウェーデンのChalmer 工科大学へのデータ提供により、両者の開発が進められている。

#### 4-2-3. 屍体実験

椎間関節障害の仮説を証明することを主目的に、生体頸椎挙動を屍体実験系で再現し椎間関節内の圧力変化、損傷状態等を観察する研究が米国のウイスコンシン医大との共同で進められている。

## 謝 辞

研究を行うにあたって、御指導を頂いた、林浩一郎整形外科教授に深謝する。

また、本研究において、一応の成果を得ることができたのは、工学系分野の協力を得られたためにほかならず、多大なる御協力を頂いた財団法人、日本自動車研究所に深く感謝する。特に、第三研究部、小野古志郎主任研究員との間で行なわれた議論により、研究の目的、手法、方向性を明確にしていくことができたことに深謝する。

実験・解析手法を開発するにあたっては、数多くの方々の御助言・御協力を頂いた。シネラジオグラフィーを使用するにあたっては、下條仁士体育科学系講師に御助言を頂き、大山高一放射線技師に技術的な御協力を頂いた。画像解析にあたっては、Eric Lykke Petterson氏から画像をデジタル化することの示唆を頂き、その挙動解析にあたってはNarayan Yoganandanウイスコンシン医科大学教授、Manohar M. Panjabiエール大学教授に御助言を頂き、解析プログラム開発には体育科学系大学院生、仰木裕嗣氏から御協力を頂いた。ここに、深く感謝する。

なお、本研究の一部は、平成8年度の日本損害保険協会助成金、日本内視鏡学会助成金により成された。

## 参考文献

1. Macnab I. Acceleration injuries of the cervical spine. *J Bone Joint Surg* 1964; 46A:1797-1799.
2. 小野啓郎. 現代の妖怪か、むち打ち損傷. *脊椎脊髓* 1992; 5:1017.
3. Statistical Analysis Results on the Compulsory Automobile Liability Insurance: Automobile Insurance Rating Association of Japan, 1994.
4. Marina VK. Impairment pattern in passenger car crashes, a follow-up of injuries resulting in long-term consequences., *ESV Conference*, 1994:94-S5-O-02.
5. Lovsund P. Neck Injuries in Rear End Collisions among Front and Rear Seat Occupants., *International IRCOBI Conference Biomechanics of Impacts*, 1988:319-325.
6. Nygren A, Gustafsson H, Tingvall C. Effects of different types of headrests in rear-end collisions., *10th International Conference on Experimental Safety Vehicles*, Washington DC, 1985:85-90.
7. Muser MH. Neck Injury Prevention by Automatically Positioned Head Restraint., *AAAM/IRCOBI Conference Joint Session*, Lyon, France, 1994.
8. Pettersson K, Hildingsson C, Toolanen G, Fagerlund M, Bjornebrink J. MRI and neurology in acute whiplash trauma. No correlation in prospective examination of 39 cases. *Acta Orthop Scand* 1994; 65:525-8.
9. Svensson MY, Aldman B, Hansson HA, Lovsund P, Seeman T, Suneson A, Ortengren T. Pressure effects in the spinal canal during whiplash extension motion : A possible cause of injury to the cervical spinal ganglia., *International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*., Eindhoven, 1993:189-200.
10. 今井重信, 山崎典郎, 林浩一郎, 鈴木暉男, 高木徹ほか. 鞭打ち損傷 (第六報) 自律神経障害について. *日整会誌* 1968; 42:156.
11. Tamura T. Cranial symptoms after cervical injury. Aetiology and treatment of the Barre-Lieou syndrome. *J Bone Joint Surg* 1987; 71-2Br:283-287.
12. Cintron E. The widened disk space:A sign of cervical hyper extension injury. *Radiology* 1981; 141:639-644.
13. Davis J. Cervical spine hyperextension injuries : MR findings. *Radiology* 1991; 180:245-251.
14. Boden S. Abnormal magnetic-resonance scans of the cervical spine in asymptomatic subjects. *J Bone and Joint surg* 1990; 72-A:1178-1184.
15. 諸岡昭二. むち打ち損傷の交通事故保険医療経済. *MB Orthop*. 1993; 6:101-108.
16. Schrader H, Obelieniene D, Bovim G, Surkiene D, Mickeviciene D, Miseviciene I, Sand T. Natural evolution of late whiplash syndrome outside the medicolegal context. *Lancet* 1996; 347:1207-11.
17. 小林利昭. いわゆる鞭打ち損傷の病態に関する実験的研究. *日整会誌* 1968; 42:1-12.
18. Taylor JR, Kakulas BA. Neck injuries. *Lancet* 1991; 338:1343.
19. Taylor JR, Finch P. Acute injury of the neck : Anatomical and pathological basis of pain. *Annals Academy of Medicine* 1993; 22:187-192.
20. Taylor JR, Twomey LT. Acute injuries to cervical joints -An autopsy study of neck sprain-. *Spine* 1993; 18: 1115-1122.

21. Barnsley L, Lord SM, Wallis BJ, Bogduk N. The prevalence of chronic cervical zygapophysial joint pain after whiplash. *Spine* 1995; 20:20-5.
22. Bogduk N. Scientific monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: redefining "whiplash" and its management. *Spine* 1995; 20:8s-9s.
23. Ortengren T, Hansson HA, Lovsund P, Svensson MY, Suneson A, Saljo A. Membrane leakage in spinal ganglion nerve cells induced by experimental whiplash extension motion: A study in pigs. *J Neurotrauma* 1996; 13: 171-180.
24. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, Pintar F. Finite element applications in human cervical spine modeling. *Spine* 1996; 21:1824-1834.
25. 宮島陽一, 古田宏明, 村瀬晃平, 奥村秀樹, 堤定美. 頸部鞭うち損傷に関する力学的研究. *日本臨床バイオメカニクス学会誌* 1996; 17:123-126.
26. Clemens H, Burow K. Experimental investigation on injury mechanisms of cervical spine at frontal and rear-front vehicle impacts., 16th Stapp Car Crash Conference, Detroit, 1972:76-104.
27. Panjabi MM. Whiplash trauma injury mechanisms: A biomechanical viewpoint, International symposium Whiplash '96, Brussels, Belgium, 1996:19.
28. Yoganandan N, Pintar F, Cusick JF. Cervical spine kinematics under inertial flexion extension., 11th Annual Conference of North American Spine Society, Vancouver, BC, 1996:265-266.
29. Geigl BC, Steffan H, Dippel C, Walz F, Svensson MY. Comparison of head neck kinematics during rear end impact between standard Hybrid III, Rid neck, volunteers and PMTO's., International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact., Brunnen, Switzerland, 1995:261-270.
30. Matsushita T, Sato T, Hirabayashi K, Fujimura S, Asazuma T, Takatori T. X-ray study of the human neck motion due to head inertia loading., 38th Stapp Car Crash Conference., Fout Lauderdale, 1994. Vol. 942208:55-64.
31. 平林冽, 佐藤武, 松下智康, 朝妻孝仁, 小柳貴裕, 小沢哲磨. 鞭打ち損傷に関する医・工学的検討. *東日本臨整会誌* 1995; 7:135-147.
32. McConnell WE, Howard RP, Guzman HM, Bomar JB, Raddin JH, Benedict JV, Smith HL, Hatsell CP. Analysis of Human Test Subject Kinematic Responses to Low Velocity Rear End Impact, 37th Stapp Car Crash Conference., San Antonio, 1993:21-30.
33. McConnell WE, Howard RP, Poppel JV, Krause R, Guzman HM, Bomar JB, Raddin JH, Benedict JV, Hatsell CP. Human head and neck kinematics after low velocity rear-end impacts-Understanding "Whiplash"., 1995. Vol. 952724:215-238.
34. Ono K, Kanno M. Influences of the Physical Parameters on the Risk to Neck Injuries in Low Impact Speed Rear-end Collisions, International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact., Eindhoven, 1993:201-212.
35. Szabo TJ, Welcher JB, Anderson RD, Rice MM, Ward JA, Paulo LR, Carpenter NJ. Human occupant kinematic response to low speed rear-end impacts., 38th Stapp Car Crash Conference., Fout Lauderdale, 1994. Vol. 940532:23-35.

36. Szabo TJ, Welcher JB. Human Subject Kinematics and Electromyographic Activity During Low Speed Rear End Impacts., 40th Stapp Car Crash Conference., Albuquerque, 1996. Vol. 962432:295-315.
37. McKeever DC. The mechanics of the so-called whiplash injury. *Orthopedics* 1960; January-February:3-6.
38. Foreman SM, Croft AC. Whiplash injuries : The cervical acceleration/deceleration syndrome. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995:66-69.
39. Milne N. The role of zygapophysial joint orientation and uncinat processes in controlling motion in the cervical spine. *J Anat* 1991; 178:189-201.
40. Penning L. Differences in anatomy, motion, development and aging of the upper and lower cervical disk segments. *Clinical Biomechanics* 1988; 3:37-47.
41. Shea M, Edwards WT, White AA, Hayes WC. Variations of stiffness and strength along the human cervical spine. *J Biomech* 1991; 24:95-107.
42. Shea M, Wittenberg RH, Edwards WT, White AA, Hayes WC. In vitro hyperextension injuries in the human cadaveric cervical spine. *J Orthop Res* 1992; 10:911-916.
43. Dvorak J, Panjabi MM, Grob D, Novotny J, Antinnes J. Clinical validation of functional flexion/extension radiographs of the cervical spine. *Spine* 1993; 18:120-127.
44. Panjabi MM, Chang D, Dvorak J. An analysis of errors in kinematic parameters associated with in vivo functional radiographs. *Spine* 1990; 17:200-205.
45. Fuss FK. Sagittal kinematics of the cervical spine-how constant are the motor axes? *Acta Anat Basel* 1991; 141:93-96.
46. Barnsley L, Lord S, Bogduk N. Whiplash injury. *Pain* 1994; 58:283-307.
47. Load SM, Barnsley L, Wallis BJ, McDonald GJ, Bogduk N. Percutaneous radio-frequency neurotomy for chronic cervical zygapophyseal-joint pain. *N Engl J Med* 1996; 335:1721-1726.
48. 林浩一郎, 今井重信, 鈴木暉男, 竹広舜, 高木徹, 鈴木勝己ほか. 鞭打ち損傷（第一報）頸椎機能的レ線像の分析. *災害医学* 1968; 11:1237-1244.
49. Amevo B, Aprill C, Bogduk N. Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain. *Spine* 1992; 17:748-756.
50. 林浩一郎. 頸椎の臨床解剖. *整形外科* 1977; 28:153-168.
51. 林浩一郎. 頸椎症の臨床に必用な解剖. *整形外科Mook* 1979; 6:1-12.
52. 林浩一郎, 矢吹武, 田渕健一. 頸椎の臨床解剖知見補遺. *整形外科* 1983; 34:1125-1130.
53. Yu SW, Sether L, Haughton VM. Facet joint menisci of the cervical spine: correlative MR imaging and cryomicrotomy study. *Radiology* 1987; 164:79-82.
54. Giles LG, Taylor JR, Cockson A. Human zygapophyseal joint synovial folds. *Acta Anat Basel* 1986; 126: 110-114.
55. Giles LG. Human lumbar zygapophyseal joint inferior recess synovial folds: a light microscope examination. *Anat Rec* 1988; 220:117-124.

56. Giles LG. Innervation of zygapophyseal joint synovial folds in low-back pain [letter]. *Lancet* 1987; 2.
57. Giles LG, Taylor JR. Innervation of lumbar zygapophyseal joint synovial folds. *Acta Orthop Scand* 1987; 58: 43-6.
58. Giles LG, Taylor JR. Human zygapophyseal joint capsule and synovial fold innervation. *Br J Rheumatol* 1987; 26:93-98.
59. Yamashita T, Cavanaugh JM, El-Bohy AA, Getchell TV, King AI. Mechanosensitive afferent units in the lumbar facet joint. *J Bone and Joint Surgery* 1990; 72-A:865-870.
60. Konttinen YT, Gronblad M, Korkala O, Tolvanen E, Polak JM. Immunohistochemical demonstration of subclasses of inflammatory cells and active, collagen-producing fibroblasts in the synovial plicae of lumbar facet joints. *Spine* 1990; 15:387-390.