

博士論文

車椅子の転倒・衝突時における
身体安全及び防護に関する研究

**Study on physical safety and protection at the time of falling
over and collision of a wheelchair**

埼玉工業大学大学院 工学研究科
博士後期課程 電子工学専攻
石川耕介

令和元年 9 月

目次

第一章 緒言

1-1 緒言及び本研究の目的	5
1-2 福祉用具の需要	7
1-3 車椅子の事故件数について	11
1-4 車椅子を使用した場合の事故の種類	12
1-5 車椅子の傷害推定実験についての調査	13
1-6 法的な車椅子の安全基準	14
参考文献	17

第二章 ダミーモデルを用いた車椅子の衝突・転倒実験及びその傷害評価

2-1 実験機材	21
2-2 各国の自動車事故における傷害の評価方法	23
2-3 傷害の統一の評価について	24
2-4 頭部・頸部・胸部傷害について	26
2-4-1 頭部外傷の評価	26
2-4-2 頸部外傷の評価	27
2-4-3 胸部外傷の評価	29
2-5 ダミーモデルを用いた車椅子の衝突・転倒実験	30
2-5-1 前方転倒	33
2-5-2 側方転倒	38
2-5-3 後方転倒	43
2-5-4 壁に衝突 (6 および 15km/h)	48
2-5-5 車椅子が時速 15km/h の速度で走行し、縁石に引っかかり、壁に衝突した場合	55

2-5-6 車椅子が時速 10km/h の速度で走行中に縁石に引っかかり車椅子から ダミーモデルが投げ出された場合	60
2-6 転倒・衝突実験の結果	65
2-7 ダミーモデルを用いた車椅子の衝突時における下肢傷害の推定	69
参考文献	75
第三章 ダミーモデルを用いた人体シミュレーションの作成	
3-1 ダミーモデルについて	93
3-2 作成したダミーモデル	82
3-3 衝突シミュレーションについて	86
参考文献	91
第四章 車椅子の衝突・転倒時における傷害評価プロトコルの作成	
4-1 車椅子の傷害推定プロトコルの作成	93
4-2 TRISS 法および ASCOT 法による評価	96
4-3 考察	99
4-4 生理学的重症度 (RTS) の評価について	101
4-5 ダミーモデルの欠点について	106
4-6 新しい TRISS 方の提案	107
参考文献	109
第五章 総論	
本研究に関連した業績	112
謝辞	113

第一章 緒論

1-1 緒言及び本研究の目的

2019年現在,高齢者の人口は3588万人を突破した^[1].高齢化率も28.4%であり,2010年時点では高齢化率は23.0%であった.つまり7年で高齢者は約700万人増加したことになる.これは埼玉県の人人口とほぼ同じ数である.こうした急激な高齢化の進行により,高齢者の事故が社会問題となっている.特に転倒・転落事故の死者数は平成24年の厚生労働省のデータでは年間7761名^[2]であり,その中で高齢者の死傷者数は全体の86%(6667人)に当たる.これは,同年度の交通事故による総死者数4612人よりも多い.高齢者の転倒・転落による怪我は命を奪うだけではなく,骨折や挫傷などの傷害による長期入院や歩行障害を起こし,QOL(Quality of Life)を下げることに繋がる.そのため,転倒・転落の予防研究及び衝撃緩和防具の開発は盛んに行われている^[3].また,転倒・転落の死亡事故の多くが,「スリップ,つまずき及びよろめきによる同一平面上での転倒であり,主に立位状態からの転倒が多い.

立位状態から転倒による人体への衝撃・傷害などの研究は,「NEDO,生活支援ロボット実用化プロジェクト(平成21-25年)」の中で松浦らが先行研究^{[4][5][6][7][8][9]}を行っているが,車椅子など的高齢者の足になるような移動を補佐する福祉用具を使用した場合の転倒事故に関しての傷害予測研究は非常に少ない.今後,日本だけではなく,世界的な高齢化の進行による電動車椅子やシニアカーなどの福祉用具の需要が増加することが予測されることから福祉用具使用時における転倒・衝突時における人体への衝撃や怪我の度合いを調べる必要がある.本論文は車椅子使用時における事故による身体への傷害から最終的に身体安全のための防護及び車椅子事故における傷害評価プロトコルを策定することが目的とする.

本審査論文は5章で構成される.第1章は車椅子使用時において想定される事故や衝突防止策,評価方法についての現在の背景を紹介し,問題点及び本研究の目的について説明を行った.第2章では事故発生時における身体への衝撃の評価に自動車の安全評価

に使われるダミーモデルを用いた模擬転倒・衝突実験を行い傷害についての評価を行った。第3章ではダミーモデルを用いた実験は専用の設備,専門のスタッフなどが必要なことから最終的な評価で使用する場合は適切ではあるが時間・予算的な面でも負担が大きいため,ダミーモデルを模した人体モデルを作成し,多くの自動車の安全検証で使用されている LS-DYNA を用いたシミュレーション解析を行い,第2章で測定したダミーモデル実験との比較を行った。第4章では2,3章の結果から事故発生時における身体への傷害及び最適な防護の策定を行った。また身体の各部位の傷害結果から最終的な生存率を TRISS や ASCOT を用い評価を行い,車椅子使用時における傷害評価プロトコルの作成を行った。第5章では本論文の総括であり,各章から得られた結論をまとめた。

1-2 福祉用具の需要

Fig.1-1 は日本の高齢化の推移と将来の推定, Fig.1-2 は世界の高齢化の推移, Fig.1-3 は日本における福祉用具の売上の推移を示したものである. Fig.1-1 に示すとおり, 日本は2014年の段階で65歳以上の高齢者の割合が25%を突破し, 2035年には33.4%になり, 最終的には2065年に38.4%となり, 日本の人口の3人に1人以上が高齢者となる. 逆に出生数は減少を続け, 2065年には年間56万人程度になり, 生産年齢人口も4529万人になる. この高齢化の傾向は日本だけでなく Fig.1-2 に示した通り, 先進国全体でも2020年には20%を超える. またアジア諸国でも高齢化は急激に進行している. 高齢化の速度について, 高齢化率が7%を超えてからその倍の14%に達するまでの所要年数(倍加年数)によって比較すると, フランスが115年, スウェーデンが85年, アメリカが72年, 比較的短い英国が46年, ドイツが40年に対し, 日本は, 昭和45(1970)年に7%を超えると, その24年後の平成6(1994)年には14%に達した. 一方, アジア諸国では, 韓国が18年, シンガポールが20年など, 今後, 一部の国で, 我が国を上回るスピードで高齢化が進むことが見込まれている.

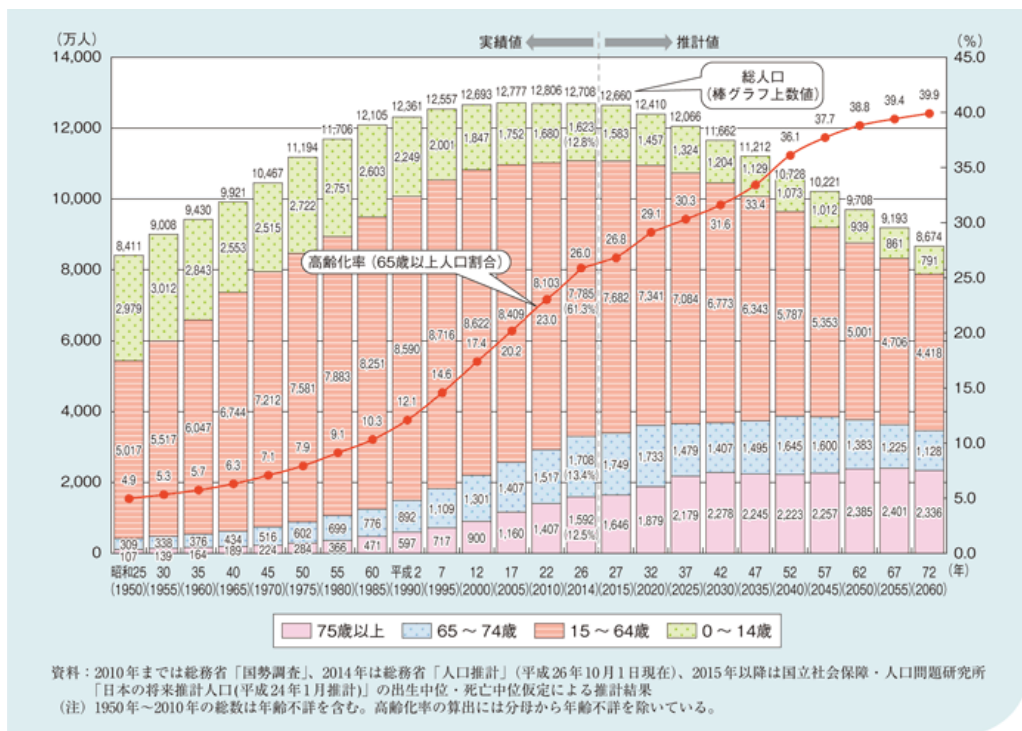


Fig.1-1 高齢化の推移と将来推定^[10]

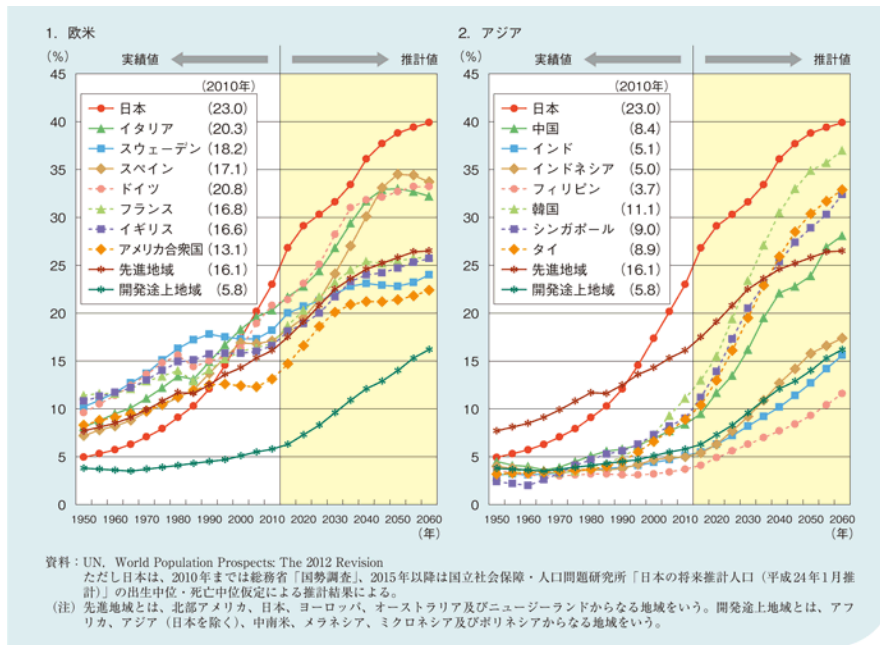


Fig.1-2 世界の高齢化の推移と将来推定^[10]

Fig.1-3 は日本における福祉用具の売上高を示したものである。団塊の世代が引退した2009年を境に福祉用具産業の需要は増えており、今後比較的健康的な人が多い前期高齢者の団塊の世代が後期高齢者になることを考えると福祉用具の需要は今後も増加していくことが考えられる。

福祉用具の売れ行き

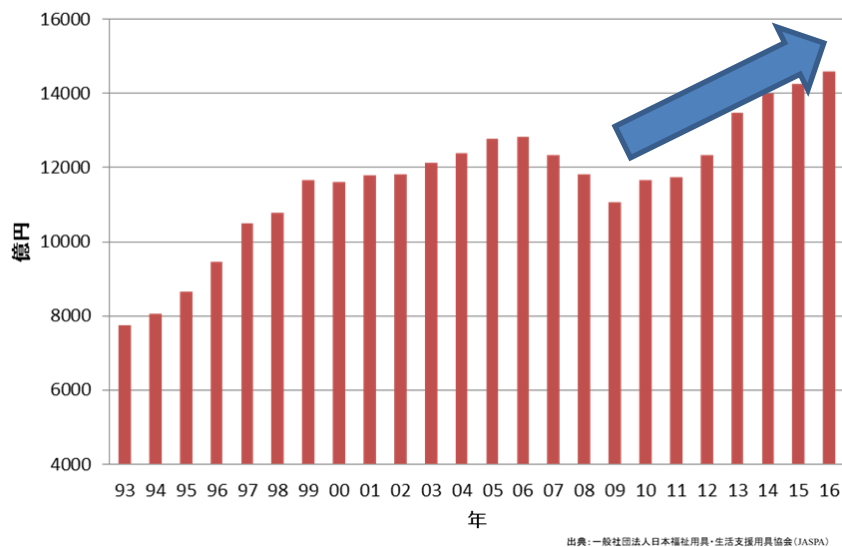


Fig.1-3 日本における福祉用具の売上高の推移^[11]

手動・電動車椅子 中国国内生産・輸出入・販売推移

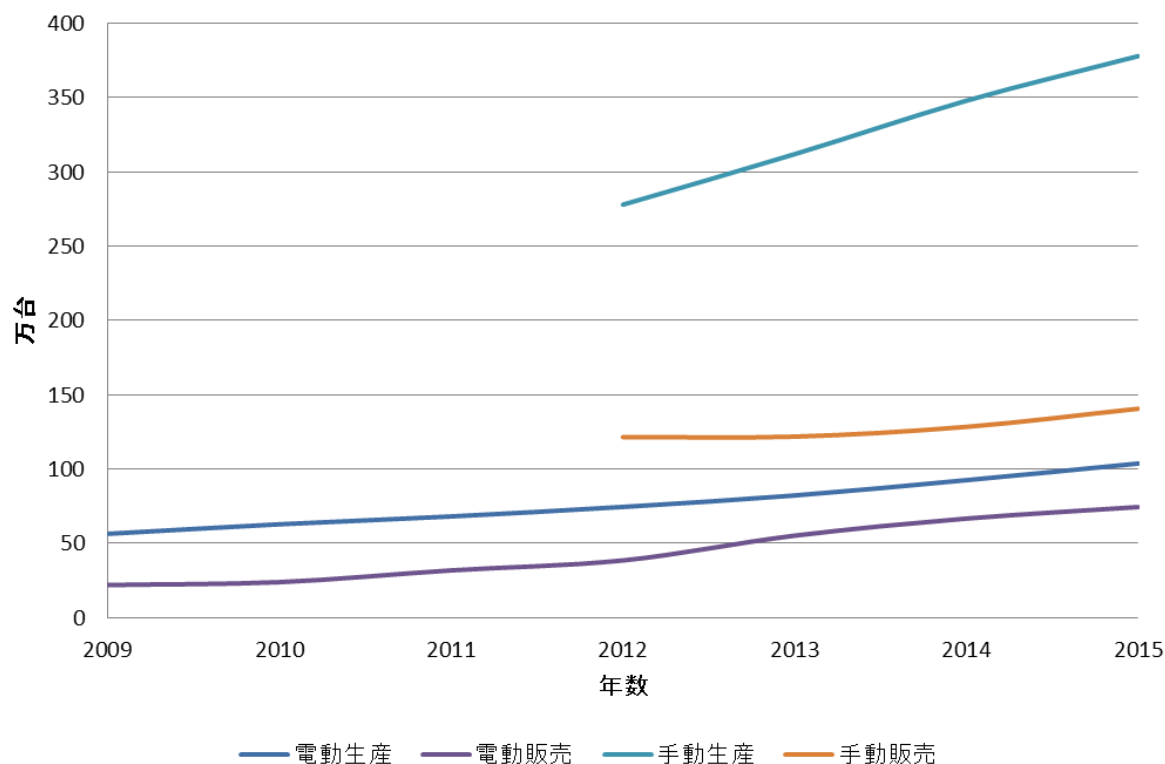


Fig.1-4 中国での手動・電動車椅子の販売,生産量の推移^[12]

Fig.1-4 は中国での手動・電動車椅子の販売,生産量の推移を示したものである。

中国では手動車椅子は国内生産量が 2012 年からわずか 3 年で 100 万台増加し,生産量の割合は 30%増加している.これは国内販売数が 19 万台の増加であるので主に国外向けの車椅子が増加したことが考えられる.電動車椅子は生産量が約 50 万台増加し,国内販売向けも約 50 万台であるため,そのまま国内需要が増えたことが考えられる.中国は 1979 年から 2015 年まで行われた一人っ子政策の弊害から 20 歳より若い世代の人口が急速に減っている.そのため都市部を中心とした介護人材が非常に不足している.そのため今後はさらにこれらの福祉用具の需要が高まることが予想される.この流れは世界的に起きており,中国だけではなく世界規模で福祉用具の需要が増加していくことが考えられる。

また,車椅子以外の福祉用具も 2014 年にはサービスロボットや生活支援ロボットの安全規格である ISO13482^[13]が日本主導で作られた.これらは介護をアシストするパワ

ードスーツ型などが現在は主流であるが今後は車椅子などの従来の福祉用具をより発展させた搭乗型の福祉用具ロボットも多く作られることが予測される。

以上の結果から今後は世界的に福祉用具の需要が増えることが考えられる。

Fig.1-5 に福祉用具ロボットの一例を示す。

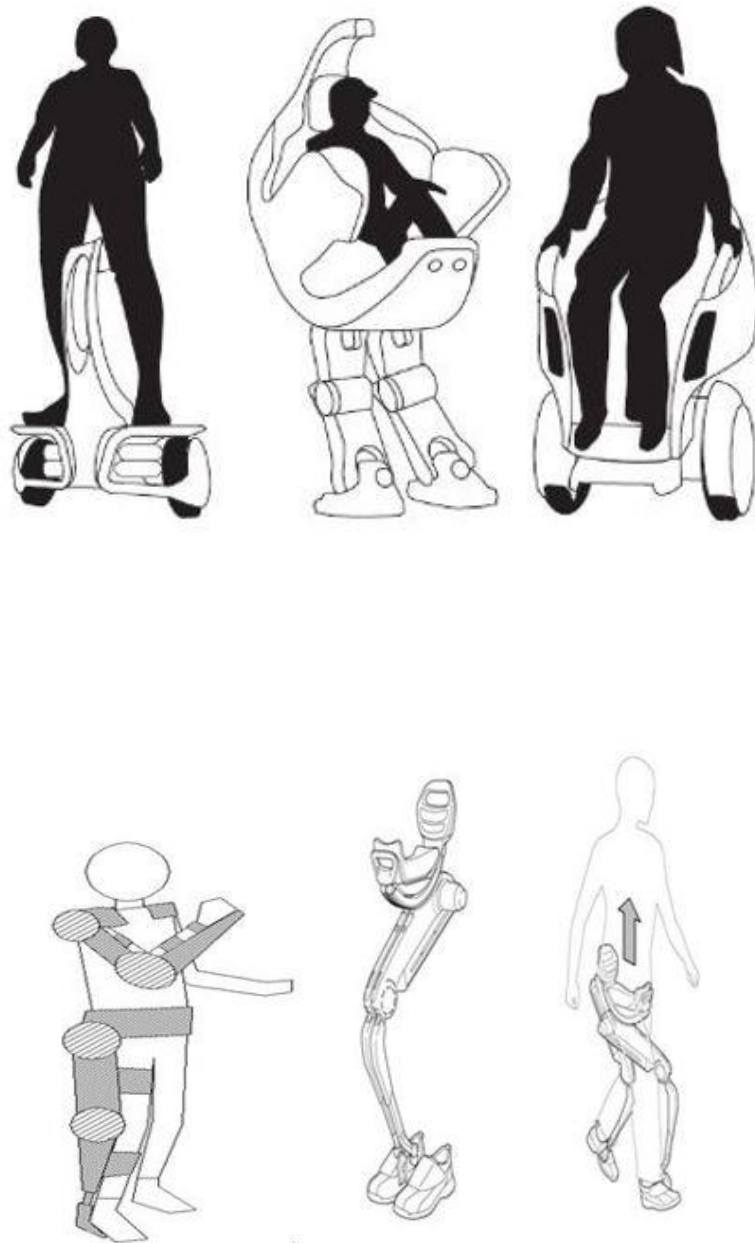


Fig.1-5 生活支援ロボットの一例^[13]

1-3 車椅子使用時における事故件数について

日本で年間に発生する車椅子の転倒・衝突事故（自動車との衝突事故は交通事故になるので報告あり）の発生件数の調査は行われていない。（介護施設や病院内の調査は多くされている^{[14][15]}）

縄井ら^[16]が 2007 年に行った居宅における車椅子事故実態調査では印旛村（12802 人 高齢化率 18% 調査対象 181 件（内 121 事業所）のうち 18 件から回答をもらい、そのうち年間の車椅子の事故件数は 13 件（手動車椅子 11 件、介護用車椅子 1 件、電動車椅子 1 件 詳細 Fig.1-6）であった。単純に 10 倍すると印旛村では年間 130 件の車椅子の事故が発生する。日本人の人口比で計算すると年間 13 万件程度車椅子での事故が発生していると予測される。

また、あくまでこれは怪我を負った場合の報告であるため、擦り傷などの軽度の怪我も入れると更に事故件数は増えることが予測される。

また、事故の発生場所は屋内が 19 件、屋外が 1 件、不明が 1 件であった。また屋内では、居室が 9 件、寝室が 3 件、浴槽が 2 件、廊下が 2 件であった。また、事故の内訳としては、実際の事故等の状況は、転倒・転落事故が 16 件と最も多く、すべり・ずり落ちが 3 件、電動車いすのパンクが 1 件、車いすでの衝突が 1 件であった。

外傷が発生したレベルでの事故の内訳としては 11 件の事故が発生しており、切り傷が 6 件、骨折が 4 件、打撲が 2 件、その他であった（複数回答あり）。これらの多くの事故は移動や移乗の際に発生している。

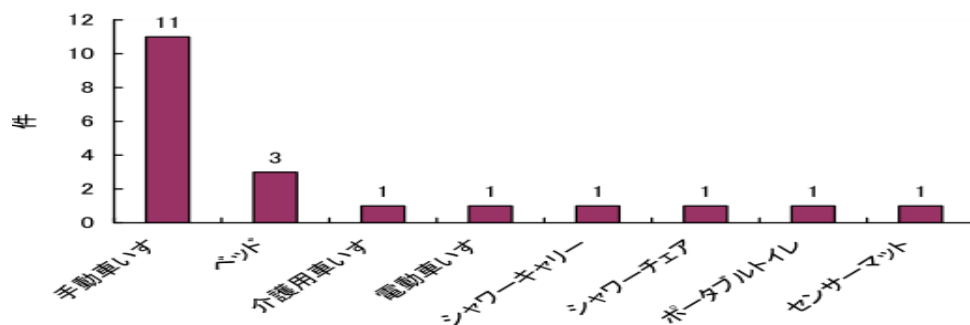
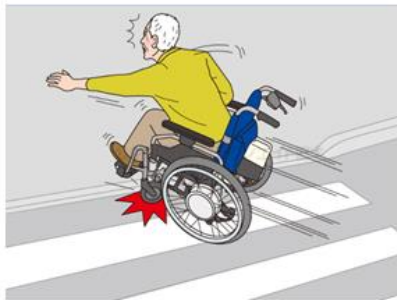


Fig.1-6 印旛村における車いすの事故の内訳

1-4 車椅子を使用した場合の事故の種類



歩道と車道の段差で、片輪だけ
乗り上げ、身体が放り出される



下に落ちたモノを拾おうとして、
前方へ転落する



わずかな段差を乗り越えようとして、
後方へ転倒する



自動車との接触事故



歩行者との事故

Fig.1-7 車椅子の事故の種類^{[17][18]}

Fig.1-7 に主な車椅子の事故の様子を示す。Fig.1-7 に示すとおり、車椅子の事故は自動車事故とは違い、当事者が自分だけの転倒・転落事故が多い。また、電動車椅子は手動の車椅子と違い、ある程度の速度が出ているため急に止まれない、操作ミスなどにより自動車との接触事故や逆に歩行者などに衝突するケースが多いことが報告されている。またこれらは外での事故を取り扱っているが病院内などの施設内ではベッドから車椅子への移動の際に転倒するケースが多く報告されている。

これらの事故は、接触事故を除くと重度の怪我になりにくいが高齢者の場合は一度転倒した場合、転倒による恐怖心から外出を控えるなどの二次的な問題の発生による筋力の低下、行動範囲の低下、QOLの低下、認知症の発症など外傷以外にも様々な疾患の要因となるケースがある。

1-5 車椅子の傷害推定実験についての調査

世界的に車椅子を使用した場合の転倒・衝突実験はほぼ行われていないが、いわゆるハンドル型電動車椅子と言われるシニアカーでの転倒実験については Fig.1-8 のような転倒実験を独立行政法人製品評価技術基盤機構^[19]が行っている。



Fig.1-8 斜面からのハンドル型電動車椅子の転倒の様子^[20]

また、その他に科学警察研究所の大賀らは^[21]ダミーモデルをハンドル型車椅子に搭乗させ、その転倒時における傷害評価を行った。その結果、転倒時に頭部に HIC が 1000 前後になることが明らかになった。これらの値は自動車の安全基準の値^[22]とほぼ同等であり、ハンドル型車椅子からの転倒・転落は傷害レベルについては自動車とほぼ同等であることが明らかにされている。

1-6 法的な車椅子の安全基準

Fig.1-9 車椅子の JIS 規格の目次, Fig.1-10 に試験内容を示す.

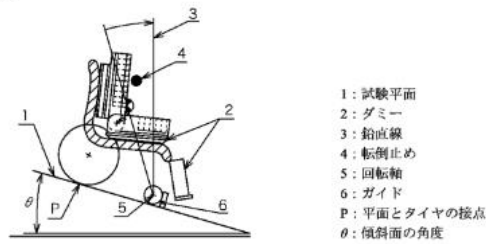
T 9201 : 2016

目次

	ページ
序文	1
1 適用範囲	1
2 引用規格	1
3 用語及び定義	2
4 車椅子の種類, 形式分類, 各部の名称及び構成部品の名称	4
4.1 車椅子の種類	4
4.2 形式分類	4
4.3 各部の名称	4
4.4 構成部品の名称	4
5 性能	4
6 構造及び材料	6
6.1 身体支持部の構造	6
6.2 フレームの構造	6
6.3 駆動部の構造及び材料	6
6.4 車輪の構造	7
6.5 ねじの構造	7
6.6 附属品の構造	7
7 形状・寸法	7
7.1 車椅子寸法の定義	7
7.2 車椅子寸法	9
8 外観	11
9 試験条件	11
10 試験方法	12
10.1 機能に関する試験	12
10.2 強度に関する試験	16
10.3 耐衝撃性に関する試験	23
10.4 耐久性に関する試験	26
11 検査方法	29
12 製品の呼び方	30
13 表示	30
14 取扱説明書	30
附属書 A (規定) テストダミー	31
附属書 B (規定) 荷重負荷パッド及び試験用おもり	39
附属書 C (規定) 試験装置の構成	42
附属書 D (規定) 評価要件	43

(1)

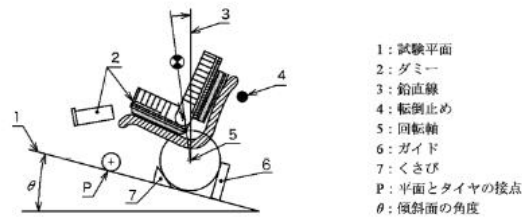
Fig.1-9 車椅子の JIS 規格の目次^[23]



- 1: 試験平面
- 2: ダミー
- 3: 鉛直線
- 4: 転倒止め
- 5: 回転軸
- 6: ガイド
- P: 平面とタイヤの接点
- θ : 傾斜面の角度

図 7-前方安定性試験

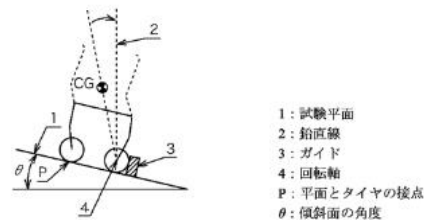
b) 後方安定性試験 図 8 に示すように、傾斜面に対して車椅子を上向きにし、前方安定性試験と同様にして車椅子を置く。



- 1: 試験平面
- 2: ダミー
- 3: 鉛直線
- 4: 転倒止め
- 5: 回転軸
- 6: ガイド
- 7: くさび
- P: 平面とタイヤの接点
- θ : 傾斜面の角度

図 8-後方安定性試験

c) 側方安定性試験 図 9 に示すように、傾斜面に対して車椅子を横向きにし、前方安定性試験と同様にして車椅子を置く。



- 1: 試験平面
- 2: 鉛直線
- 3: ガイド
- 4: 回転軸
- P: 平面とタイヤの接点
- θ : 傾斜面の角度

図 9-側方安定性試験

Fig.1-10 車椅子の試験内容^[23]

車椅子の安全規格については「JIS T9201 (手動車椅子)^[23]」及び「JIST9203 (電動車椅子)^[24]」で決まっているが、安全試験内容に関して手動車椅子は「機能、強度、耐衝撃性、耐久性」についての試験のみであり、電動車椅子は上記に加え、耐水性、制御ブレーキに関する試験方法のみである。自動車の安全基準^{[25][26]}のような車椅子を使用した際の人体への安全基準についての項目は存在しない。これは車椅子自体が転倒・転落しないような安全機構^[27]が車椅子自体についているためである。Fig.1-11 に転倒・転落防止機構の一例を示す。また、転倒・転落時にどのような怪我をするかよりも転倒・転落を予防するいわゆる予防安全が重要であるため^{[28][29][30]}、転倒・転落時における傷害研究は殆ど進んでいない。



Fig.1-11 車椅子の転倒・転落防止機構の一例^[27]

また、転倒・転倒における傷害を調べる場合でも生身の人間で実験を行うのは倫理的問題から非常に実験を行うのが難しい。そのため、車の衝突安全に使われるダミーモデルを使用した方法もあるが、日本では一杉^[31]らの研究グループのみが報告がある程度であり、ほとんど研究は進んでいない。理由としては車椅子の衝突安全の分野は工学的分野であるが、衝突によって生じた怪我についての評価は医療分野であり、評価を行う場合は両面からのアプローチを行わなければならない。またダミーモデルは専用の機材、スタッフ、メンテナンス、部屋などが必要なため通常、一研究室では所有・維持が出来ないなどの問題があるためである。今回は、平成 21 年-25 年に NEDO で行われた「生活支援ロボット実用化プロジェクト」^{[32][33][34]}で今まで自動車の安全検証を主に使われたダミーモデルを立位からの転倒や生活支援ロボットを模したロボットからの転倒の大規模安全検証に日本で初めて国立長寿医療研究センターの松浦^{[4][5][6]}らの研究グループが生活支援ロボットを使用した際の身体への傷害について研究を行った。

今回はプロジェクトで測定されたデータを一部使わせていただき、ダミーモデルを用いた車椅子の衝突・転倒の研究^{[35][36][37][38][39]}を行った。

第一章 参考文献

- [1] 厚生労働省 平成 30 年度高齢社会白書
- [2] 厚生労働省 平成 24 年人口動態調査
- [3] Harada A: Progress of fall prevention and hips protectors, Nihon Ronen Igakkai Zasshi. Japanese Journal of Geriatrics Vol. 46, No. 2 pp131-133, 2009
- [4] Matsuura H, Nakano M, Tamagawa M, Nemoto T, Kubota R, Kubota M., Mechanical Injury of Human Bodies, ICIC Express Letters, An International Journal of Research and Surveys, ICIC International, vol. 6, No.6, pp1629-1634, 2011
- [5] 玉川雅章：人体の衝突・転倒時の損傷評価に関する基礎的研究 日本ロボット学会誌 Vol.31 No.8, pp755-760,2013
- [6] Yamanaka M, Nakano M ,Matsuura H, Tamagawa M, Yukimasa T, Kubota M : Head injury risk due to falling down hazard, 第 24 回バイオメディカル・ファジィ・システム学会年次大会講演論文集,pp 5-8, 2011
- [7] 中野 正博, 松浦 弘幸, 玉川 雅章, 行正 徹, 山中 真, 久保田 正美, 衝突衝撃指標(CII)に基づく衝撃のパターン認識,バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌/13 巻 2 号,pp121-128,2011
- [8] 松浦弘幸,伊藤安海,根本哲也,西井匠,久保田怜,中野正博,玉川雅章, 久保田正美,力学的人体損傷に関する基礎的研究— 5 ,回転,自由落下仮説による損傷と重傷度推定の実際, バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌,13(2) : pp79-83, 2011
- [9] 行正徹,玉川雅章,松浦弘幸,中野正博,山中真,久保田正美,転倒による受傷リスク調査,バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌,13(2) : pp109-114, 2011
- [10] 平成 27 年版高齢社会白書 (概要版)
- [11] 一般社団法人日本福祉用具供給協会 <https://www.fukushiyogu.or.jp/>
- [12] 中国における福祉機器用品市場調査報告書日本貿易振興機構 2017 年 12 月
- [13] 一般財団法人日本品質保証機構 ISO 13482 (パーソナルケアロボット)

- [14] 中川洋一:多施設回復期リハビリテーション病棟における脳卒中患者の転倒要因と転倒状況－転倒リスクアセスメントシートの開発－,Jpn J Rehabil mws 2010;40,pp111-119,2010
- [15] 今岡真和: 介護老人保健施設における車椅子使用者の転倒の特徴,理学療法科学 27 (3) pp257-261,2012
- [16] 居宅における車椅子事故の現状調査 2007 年度 在宅医療助成勇美記念財団研究助成完了報告書
- [17] 公益財団法人テクノエイド協会福祉用具のヒヤリハット情報 2019 年
- [18] 電動車椅子安全普及協会 <https://www.den-ankyo.org/>
- [19] 独立行政法人製品評価技術基盤機構 <https://www.nite.go.jp/>
- [20] 独立行政法人製品評価技術基盤機構ハンドル形電動車いすの坂道走行での事故
- [21] 大賀 涼, 田久保 宣晃, 木平 真, 加藤 憲史郎, 奥野 健,ハンドル型電動車いす交通事故に関する衝突実験,自動車技術会論文集,40 巻 3 号 pp687-692,2009
- [22] 国土交通省 歩行者頭部保護基準の概要 2012 年
- [23] 日本工業標準調査会 (JISC) T9201
- [24] 日本工業標準調査会 (JISC) T9203
- [25] 工学技術者と医療従事者のためのインパクトバイオメカニクス 公益社団法人自動車技術会,2006
- [26] Mizuno Koji, The University of Nagoya Press, Crash Safety of Passenger Vehicles ISBN978-4-8158-0691-0 Japan,2012
- [27] YAMAHA 発動機 転倒防止バー <https://www.yamaha-motor.co.jp/wheelchair/accessories/rr-stopper/>
- [28] 関 弘和, 畠 直輝, 小安 雄一, 堀 洋一,パワーアシスト車椅子の後方転倒防止制御 (その 1) アシストトルク調整法と被験者評価による検証-,電気学会論文誌 D (産業応用部門誌) ,124 巻 3 号, pp 318-323,2004

- [29] 関 弘和, 南方 英明, 多田隈 進, 加速度と加速度制限を考慮したパワーアシスト車いすの速度パターン生成法, ライフサポート, 18 巻 3 号 pp121-127, 2006
- [30] 高橋義信, 車いすの安全・快適技術, 国際交通安全学会誌, Vol27, No2, pp15-22, 2002
- [31] 一杉正仁, 車椅子転倒事故による頭部外傷についての生体工学的解析, 交通科学研究資料 49, pp60-62, 2008-05-20
- [32] 国立研究開発法人新エネルギー産業技術総合開発機構「生活支援ロボット実用化プロジェクト」 https://www.nedo.go.jp/activities/EP_00270.html
- [33] 一般財団法人日本品質保証機構 ISO13482
- [34] 比留川 博久, 菅原 淳, NEDO 生活支援ロボット実用化プロジェクトの概要と成果 (特集 生活支援ロボット実用化プロジェクトの成果報告), 日本ロボット工業会, ロボット 220, pp1-4, 2014
- [35] 石川耕介, 松浦弘幸, 巨東英, 中野正博, 車椅子の転倒・衝突時における人体傷害評価, バイオメディカル・ファジィ・システム学会, Vol.19 No.2, pp1-12, 2017
- [36] Ishikawa K, Matsuura H, Kamiya N, Nakano M, Tamagawa Chest injury evaluation at the time of the wheelchair fall Int.Jr.of Innovative computing, information and control, ICIC International (ICIC-EXPRESS)8(5), p1413-1417, 2013
- [37] Ishikawa K, Matsuura H, Nakano M, Human body damage evaluation that uses dummy doll when wheelchair falls Int.Jr.of Innovative computing, information and control, ICIC International (ICIC-EXPRESS) Vol.6, No.22, p2895-2899, 2012
- [38] 石川耕介, 松浦弘幸, 神谷直樹, 中野正博, 車椅子転倒時における下肢傷害の推定, バイオメディカル・ファジィ・システム学会大会講演論文集 26(0), 177-178, 2013
- [39] 神谷 直樹, 近藤 理恵, 石川 耕介, 松崎 照美, 玉川 雅章, 様々な転倒の仕方における解剖学的重症度の推定: ダミー人形を用いた転倒実験を通じて, バイオメディカル・ファジィ・システム学会大会講演論文集 25(0), 179-180, 2012

第二章 ダミーモデルを用いた車椅子の衝突・転倒実験 及びその傷害評価

2-1 実験機材

本研究では車椅子の衝突・転倒による発生した傷害評価を行う必要があるが、現在のところ傷害に関しては第一章の通り JIS 規格などの傷害に関する規格はない。そのため本章では、傷害の研究が進んでいる自動車の衝突安全からの傷害評価の手順を参考に車椅子の転倒・衝突時における身体の各部位の怪我の傷害を計算した。Fig.2-1 のダミーモデルは NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration : 米国高速道路交通安全協会) の規格[49CFR Part572 Subpart E 及び O] にて決められた前面衝突試験用人体ダミーで、国内同様法規 TRIAS (Traffic Safety and nuisance Research Institute's Automobile type Approval test Standard : 新型自動車の試験方法) に定められたモデルである。今回使用したモデルは前面衝突用ダミーモデルの女性タイプモデルであり、身長は 145cm、体重は 45kg である。Fig.2-2 にダミーモデルのセンサー位置および座標軸を示す。

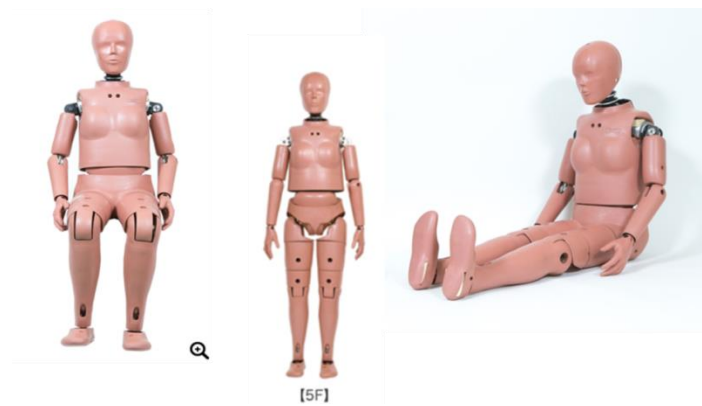


Fig.2-1 FMVSS208 試験用人体ダミー Hybrid-III 5F^{[1][2]}

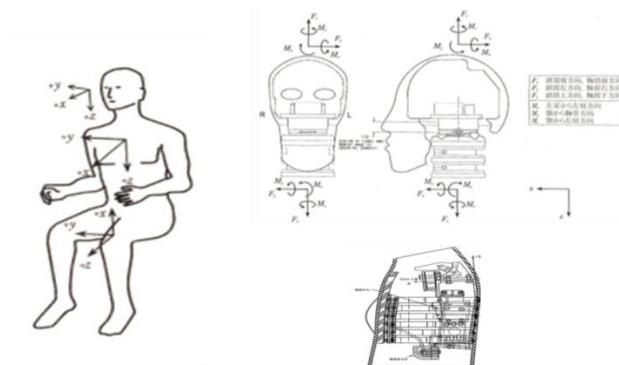


Fig.2-2 ダミーモデルのセンサー位置および座標軸^[3]

搭乗する車椅子は一般に市販されている Y 社製電動車椅子（寸法 1035×640×880(mm) 重量 29.9kg）を使用した。衝撃緩和用防具は SG・自転車用規格に合格している一般的によく普及している B 社製の自転車用ヘルメットを使用した。転倒する床面の材質はコンクリート床の上に病院や介護施設での使用頻度が高いリノリウムを使用した。車椅子搭乗時の様子を Fig.2-3 に示す。Fig.2-4 に使用した衝突試験装置の概要^[3]を示す。



Fig2-3 車椅子に搭乗した様子



設備の全景



試験の例(模擬ロボットと壁に人が挟まれる事象)

衝突試験設備	
牽引装置	駆動方式: ACサーボモータによるベルト駆動 牽引速度: 1~20km/h 最大荷重: 250kg
人体ダミー	大人用: HybridIII (AM50, AF05) 子供用: Q6

Fig.2-4 衝突試験設備^[4]

2-2 各国の自動車事故における傷害の評価方法

Fig.2-5 に各国の自動車の安全基準規格, Fig.2-6 に身体の傷害基準の一例を示す.

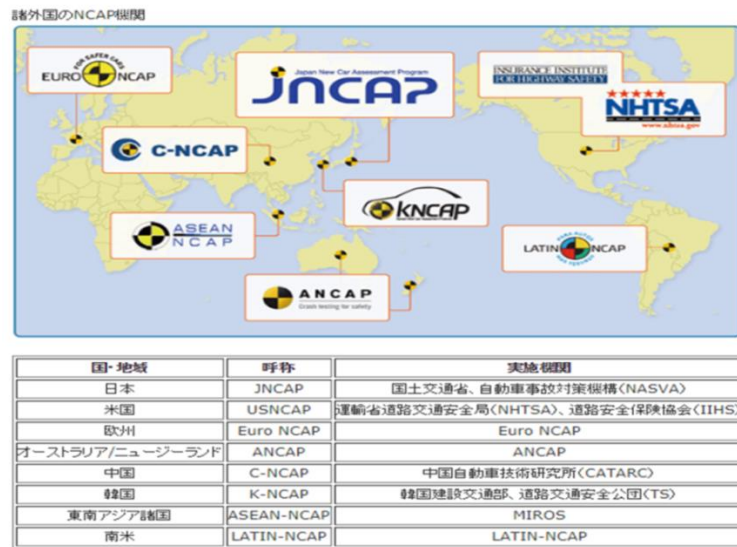


Fig.2-5 各国の自動車の安全基準規格^[5]

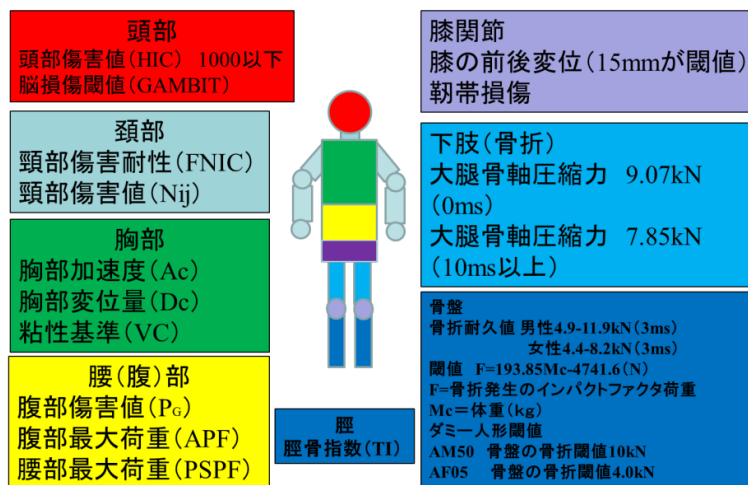


Fig.2-6 自動車事故による身体の傷害基準の一例

Fig.2-5 に示したとおり,自動車の安全基準は各国で定められているが,基本的にアメリカの基準である USNCAP (The United States New Car Assessment Program) を基準に各国の事情に合わせた評価を行っている.身体傷害の評価については Fig.2-6 に一例を示すが,全身の評価の各項目について評価を行うと評価方法が複雑になるため,今回は傷害が直接的な生死につながりやすい頭部 (HIC),頸部 (Nij),胸部 (AC,Dc) を用いて評価を行う.

2-3 傷害の統一の評価について

傷害の評価を行う前に,身体の各部位における傷害のスケールの統一を行う.

発生した傷害のレベルは,傷害バイオメカニクスにおいて最も多く使われる AIS(Abbreviated injury Scale)を使用する.AIS は 1960 年代中頃に,人体傷害発生メカニズムを検討できるデータの検討を目的に,米国の交通事故調査チームが作成に取り掛かったのが始まりである.その後,1971 年に最初の AIS が発行された.最新版は 2018 年現在,AIS2015 である.AIS は 1 頭部,2 顔面,3 頸部, 4 胸部,5 腹部および骨盤内臓器,6 脊椎,7 上肢,8 下肢,9 その他のように各部位に数値が付与される.また AIS は一箇所の傷害に対するコードであり,複発箇所受傷する多発外傷を評価できない.一つの評価方法として人体部位のうち最も高い AIS スコアを取るものがある.これは M(aximum)AIS という.但し AIS と死亡率は非線形な関係を取るため,外傷研究では MAIS 値を用いることの有用性は限定されている.開発された AIS のスコアは体の部位ごとの解剖学的状態を示す.Table.2-1 に AIS のスコアを示す. なお,AIS6 は現在の医療では救命できない外傷(脳幹離断,断頭など)に割り当てられており,単に救命できなかったという理由だけで AIS6 としてはならない^[6].AIS を使用することで,各部位における傷害の大きさを同一評価することができる. Table.2-2 に AIS ごとの各部位における怪我の度合いの目安を示す.

Table.2-1 各 AIS の怪我のレベル

AIS Score	Injury
0	No Injury
1	Minor
2	Moderate
3	Serious
4	Severe
5	Critical
6	Fatal

Table.2-2 各部位における AIS ごとの傷害の状態^[6]

AIS	頭部	胸部	四肢あるいは骨盤
1	頭痛またはめまい感	1本の肋骨骨折	足指骨折
2	1時間未満の意識喪失 線状骨折	2-3本の肋骨骨折 胸骨骨折	脛骨,骨盤,膝蓋骨の 単純骨折
3	1-6時間未満の意識喪失 または陥没骨折	4本以上の肋骨骨折 血胸または気胸を伴う 2-3本の肋骨骨折	膝関節部脱臼 大腿骨骨折
4	6-24時間の意識喪失 開放骨折	血胸または気胸を伴う 4本以上の肋骨骨折 動揺胸郭	膝から上の切断ま たは挫滅 骨盤挫滅（閉鎖性）
5	24時間を超える意識喪失 100cc以上の頭蓋内血腫	大動脈の裂傷	骨盤挫滅（開放性）

2-4 頭部・頸部・胸部傷害について

2-4-1 頭部外傷の評価

頭部耐性の研究は 1958 年頃から Wayne State 大学で実験され、屍体頭部鋼鉄の上に落下させ、その場合の加速度と線状骨折の有無が調べられた。その後、ボランティア頭部損傷基準値である HIC(Head Injury Criterion)は 1971 年に米国の NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration)で制定され、車やバイクなどの交通事故の際の頭部への衝撃の程度を表現するのに一般的に使われている。現在では交通事故だけでなく遊具からの転落やスポーツ外傷にも多く取り入れられ、様々な分野で使われている。計算は以下のように表される。

$$\text{HIC} = \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \right\}_{MAX} \quad 2 - (1)$$

ここで、積分の両端時間 $t_1, t_2 (t_1 < t_2)$ は HIC が最大を取る時刻である。(単位 s) また、時間間隔 $(t_2 - t_1)$ は便宜上 36ms (HIC₃₆ : $t_2 - t_1 \leq 36\text{ms}$) が用いられてきたが、頭蓋骨骨折との相関が 15ms (HIC₁₅ : $t_2 - t_1 \leq 15\text{ms}$) のほうが高いとされ、近年ではこちらが用いられることが多い。本研究では 15ms 内で、HIC が最大となる値を HIC 値として採用したため HIC₁₅ を使用した。 a (acceleration: 単位 G) は t_2 と t_1 の間の平均加速度 \bar{a} を求める。また、 a 値は頭部加速度波形上の全ての時間幅で計算し、最大となる値を採用した。HIC と各 AIS レベルの傷害発生確率曲線は Prasad 及び Metz らが死体のテストデータの骨折及び脳障害の有無の結果などから AIS4 の頭部傷害リスクカーブを元に正規分布、ワイブル分布、対数正規分布を使い HIC₁₅ の関係に正規分布を仮定したリスクカーブ (正規累積分布関数) を提案した。以下の式で求めることができる^{[7][8][9][10]}。

$$P_{MAIS0} = 1 - \sum_{i=1}^6 P_{MAISi} \quad (\leq 0 \text{ の場合は } 0 \text{ とする})$$

$$P_{MAIS1} = \left[1 + \exp \left(\left(1.54 + \frac{200}{HIC} \right) - 0.00650 \times HIC \right) \right]^{-1}$$

$$P_{MAIS2} = \left[1 + \exp \left(\left(2.49 + \frac{200}{HIC} \right) - 0.00483 \times HIC \right) \right]^{-1}$$

$$P_{MAIS3} = \left[1 + \exp \left(\left(3.39 + \frac{200}{HIC} \right) - 0.00372 \times HIC \right) \right]^{-1}$$

$$P_{MAIS4} = \left[1 + \exp \left(\left(4.90 + \frac{200}{HIC} \right) - 0.00351 \times HIC \right) \right]^{-1}$$

$$P_{MAIS5} = \left[1 + \exp \left(\left(7.82 + \frac{200}{HIC} \right) - 0.00429 \times HIC \right) \right]^{-1}$$

$$P_{MAIS6} = \left[1 + \exp \left(\left(12.24 + \frac{200}{HIC} \right) - 0.00565 \times HIC \right) \right]^{-1}$$

2- (2)

測定した HIC から各 AIS レベルの発生確率を求め、発生確率 5%以上で最大の AIS を頭部の最大発生傷害値として採用した。

2-4-2 頸部外傷の評価

頸部傷害基準 N_{ij} (Neck Injury Criterion) は前突時のエアバック展開を含む AIS2 以上の頸部損傷を評価するために提案された指標であり、自動車事故評価基準 FMVSS208(Federal Motor-Vehicle Safety Standard 208) に用いられる。 N_{ij} は後頭顆で計測された軸にかかった力と曲げモーメントで求めることができる。以下のように表される。

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_c} + \frac{M_y}{M_c} \quad 2 - (3)$$

ここでは F_z は軸力、 M_y は屈曲/伸展の曲げモーメントである。頸部の負荷状況は 4 つに分けられ、 N_{TE} : 引張伸展、 N_{TF} : 引張 屈曲、 N_{CE} : 圧縮伸展、 N_{CF} : 圧縮屈曲となる。 F_c 、 M_c は荷重モーメントがそれぞれの軸と交わる切片である。今回はダミーモデル AF05 を実験で使用したため、FMVSS208 が設定している AF05 の基準値である M_c (屈

曲) = 155(N・m), Mc (伸展) = 67(N・m), Fc (引張) = 4287(N), Fc (圧縮) = 3880(N)を使用した。また、この 4 つの N_{ij} のうち最大の値を最大傷害値とした。閾値 1 である。Fig.2-7 に各頸部の状態を示す。

以下の式は Mertz および Prasad らが豚の実験データからロジスティック回帰を用いて AIS2 から 5 の N_{ij} のリスクカーブを提案し NHTSA が採用した^[8]。以下の式でもとめることができる。しかし、この評価法では N_{ij} が 0.01 の場合でも AIS2 の発生確率が 11% となる。その為本研究では発生確率が 20% 以上で最大の AIS を頸部の最大発生傷害値として採用した^[10]。

$$P(\text{AIS} \geq 2) = \frac{1}{1 + \exp(2.054 - 1.195N_{ij})}$$

$$P(\text{AIS} \geq 3) = \frac{1}{1 + \exp(3.227 - 1.969N_{ij})}$$

$$P(\text{AIS} \geq 4) = \frac{1}{1 + \exp(2.693 - 1.195N_{ij})}$$

$$P(\text{AIS} \geq 5) = \frac{1}{1 + \exp(3.817 - 1.195N_{ij})}$$

2 - (4)

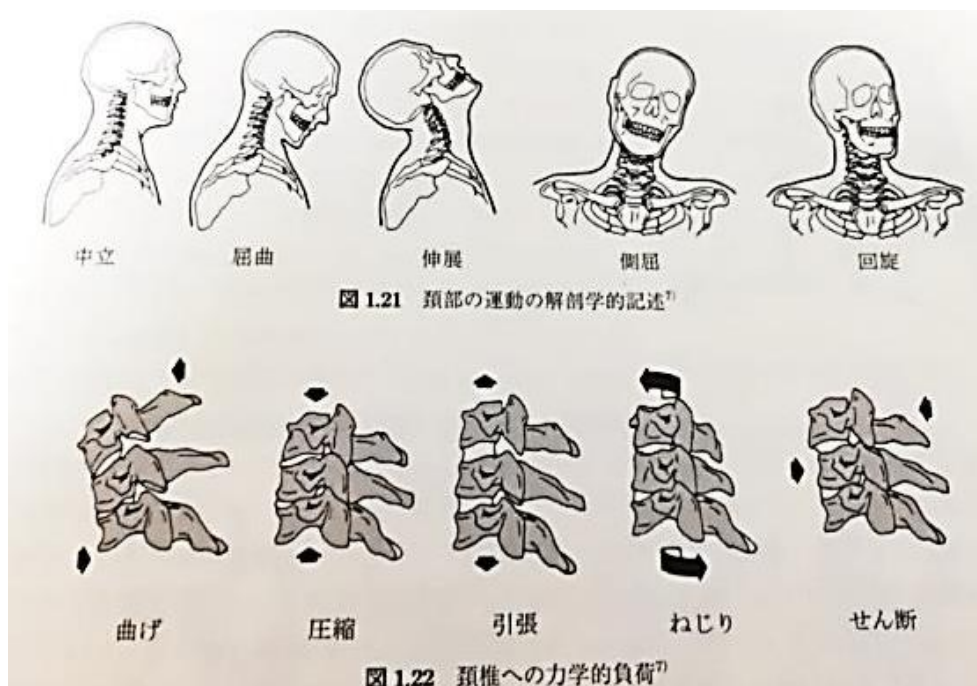


Fig.2-7 頸椎への力学的負荷の状態^[11]

2-4-3 胸部外傷の評価

Ac (Acceleration of chest) は交通事故における安全基準の 588 m/s^2 (60G) を基準とした。Ac と AIS の関係は重回帰分析を用いて評価される^[12]。(Table.2-3)

Table.2-3 胸部加速度と AIS の関係

AIS	Acceleration of chest (m/s^2)
1	167-363
2	364-529
3	530-666
4	667-774
5	775-882
6	883-

C_{MAX} (Chest maximum compressibility) は胸部最大圧縮率のことであり、ダミーモデルの胸部の厚さ÷胸部の変位量で求めることができる。今回は AF05 モデルを使用したため、胸部の厚さは 187mm である。閾値は 30% とした。また C_{max} は AIS との予測式^{[13][14]}があり、以下の式で求めることが出来る。

$$\text{AIS} = -3.78 + 19.56C_{\text{max}} \cdot \cdot \cdot \cdot 2 - (5)$$

2-5 ダミーモデルを用いた車椅子の衝突・転倒実験

本研究では,(a)～(c)が車椅子からの転倒実験,3パターン.(d)は車椅子からの衝突速度 6 および 15km/h の 1 パターン.(e)～(f)は車椅子が衝突及び衝突後に地面に投げ出される実験の 2 パターンの合計 6 パターンの転倒・衝突実験を行う.Fig.2-8 に今回の実験の概略を示す. また(a)～(f)の各種実験についてダミーモデルに何も身に付けていない状態と致命傷になりやすい頭部への衝撃の緩和を目的に自転車用ヘルメットを装備した場合に分けてそれぞれ 1 回ずつ実験を行った.実際の各転倒・衝突の様子および結果を Fig.2-9 から 15 に示す.各グラフは上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位量,頸部にかかる力,頸部にかかるモーメントである.

各実験の概要

Fig.2-9 前方へ車椅子が転倒した場合

Fig.2-10 側方へ車椅子が転倒した場合

Fig.2-11 後方へ車椅子が転倒した場合

Fig.2-12 車椅子が壁に時速 6 km/h で衝突した場合

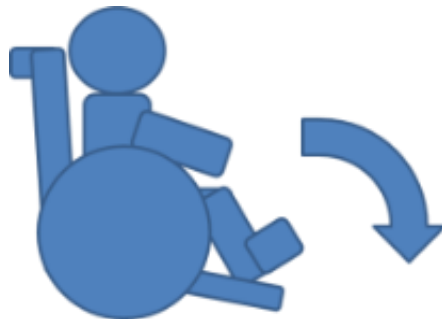
Fig.2-13 車椅子が壁に時速 15km/h で衝突した場合

Fig.2-14 車椅子が時速 15km/h の速度で走行し,縁石(高さ 7.5cm,)に対して車椅子のキャストが直角方向にぶつかり,壁に正面衝突する.縁石は壁と平行に設置し,それらの間の距離は 43cm である

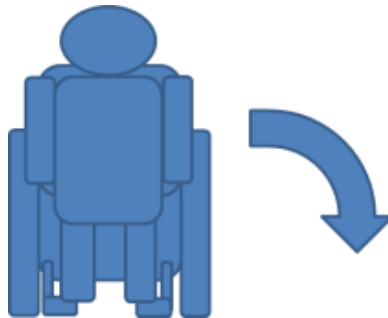
Fig.2-15 車椅子が時速 10km/h の速度で走行中に縁石に引っかかり車椅子からダミーモデルが投げ出され,地面に転倒した場合.

速度の設定の理由として（6,10 および 15km/h）

- ① 電動車椅子の法定限界速度である 6km/h,
- ② 搭乗型移動ロボットの法定限界速度 10km/h
- ③ 下り坂やスロープを走行中に機械の暴走や誤操作（パニックにより走行レバーを入れっぱなしなど）を想定し,電動車椅子の最高速度 6km/h を初速度として,傾斜 $4.76^{\circ[15]}$ （屋外におけるスロープの角度の最大値）,走行時間 3 秒の場合速度は約 15km/h となるため走行速度を 15km/h とした.



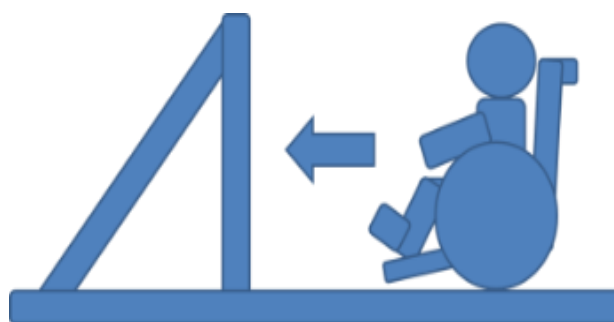
(a) 前方転倒



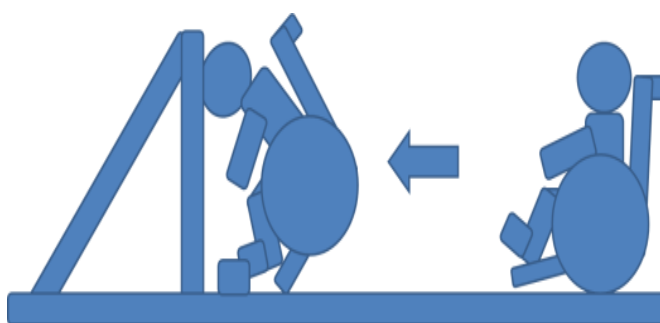
(b) 側方転倒



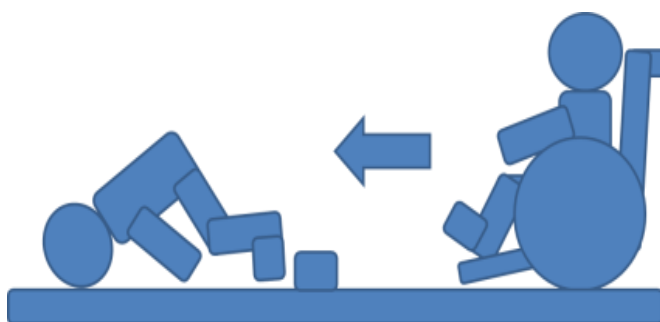
(c) 後方転倒



(d) 車椅子が壁に時速 6 および 15km/h で衝突した場合



(e) 車椅子が時速 15km/h の速度で走行し、縁石に引っかかり、
壁に正面衝突する場合



(f) 車椅子が時速 10km/h の速度で走行中に縁石に引っかかり車椅子からダミーモデル
が投げ出された場合

Fig.2-8 各実験の簡単な概要図

2-5-1 前方転倒

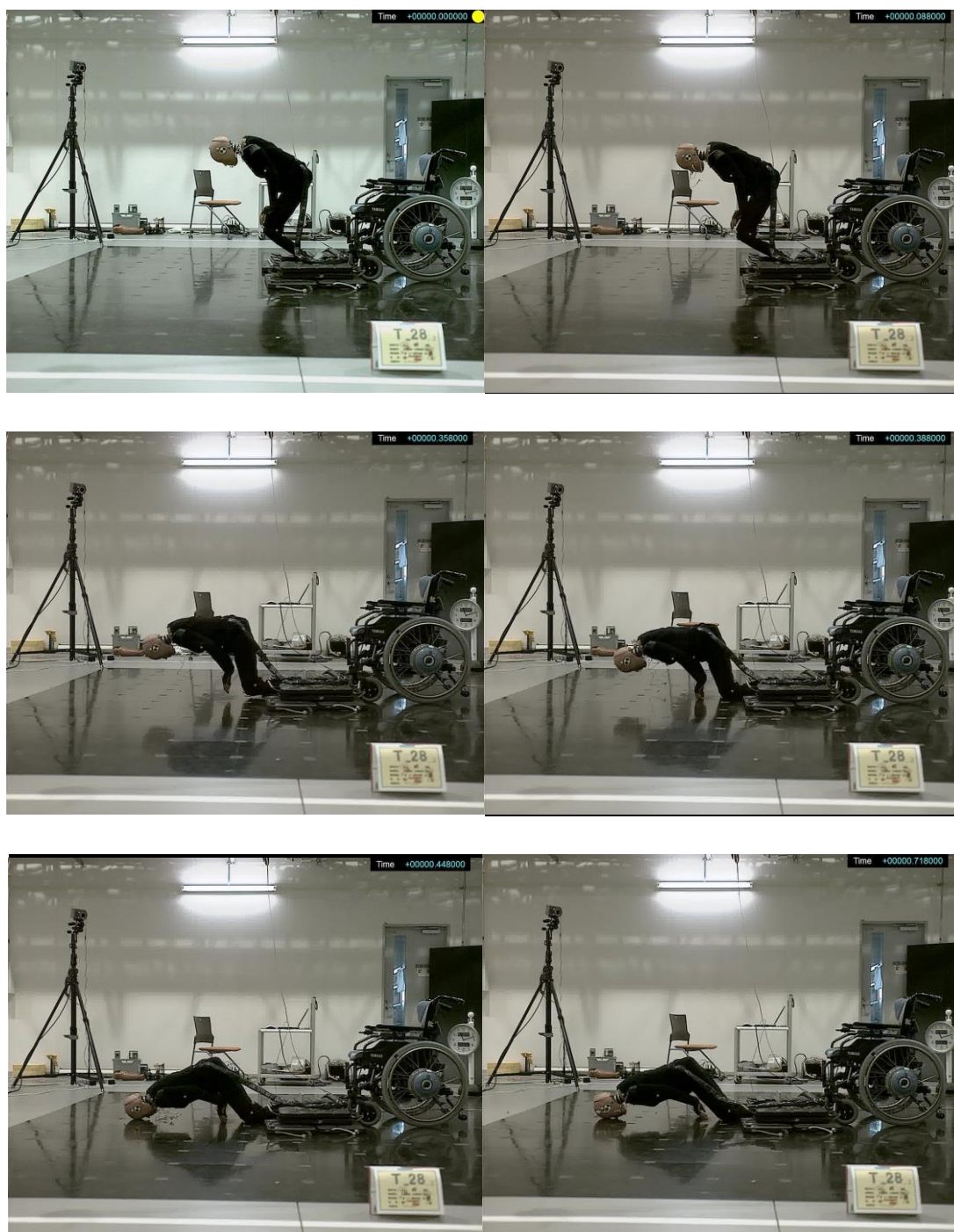


Fig.2-9 車椅子の前方転倒（ヘルメット無し）の様子

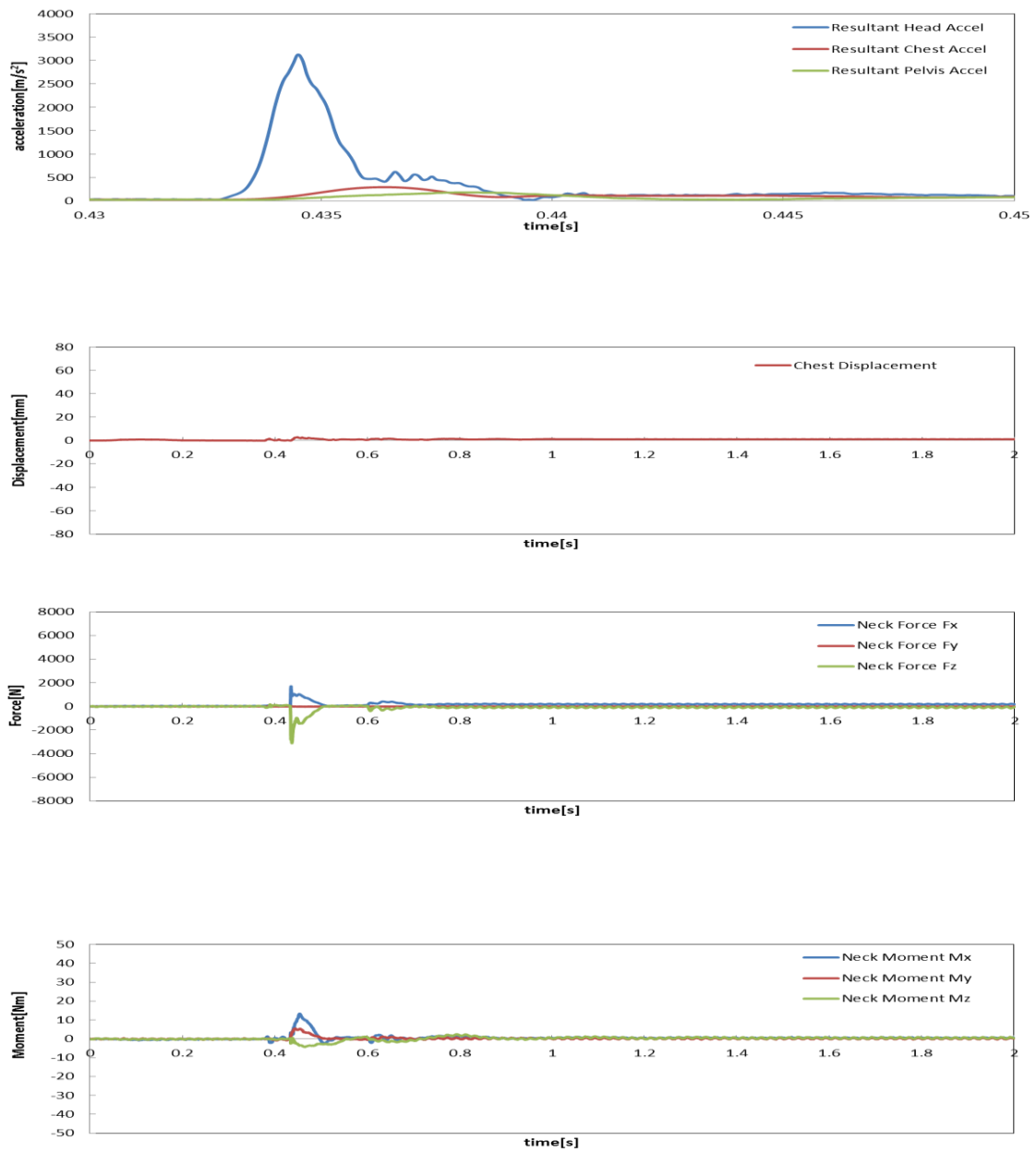
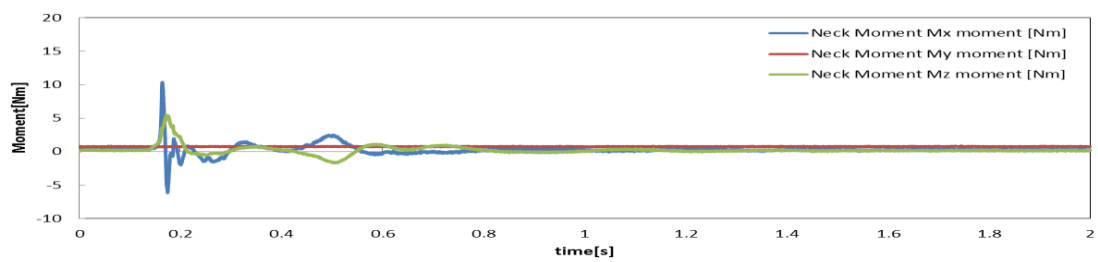
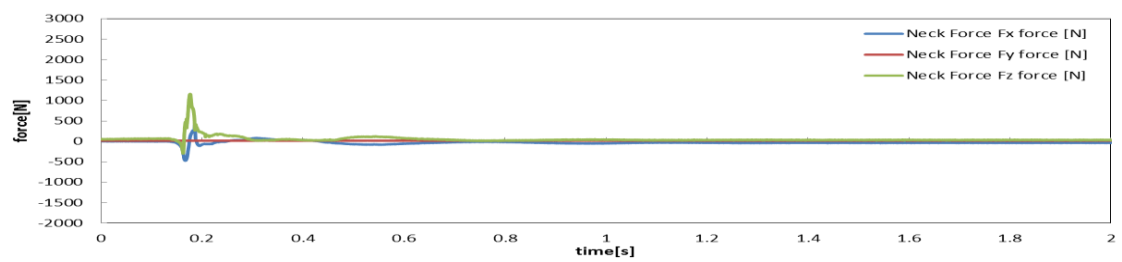
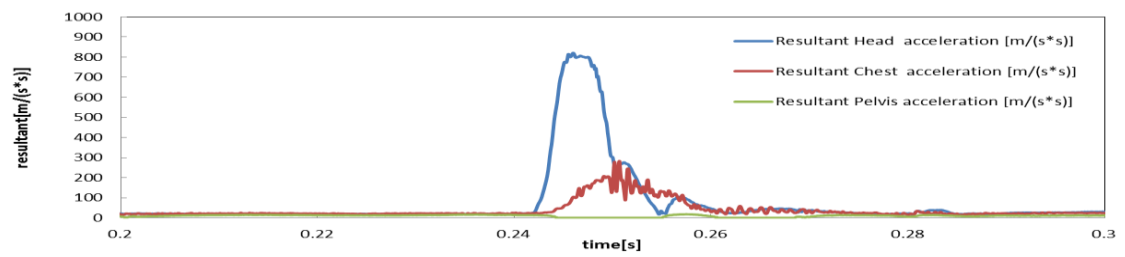


Fig.2-9 車椅子の前方転倒（ヘルメット無し）の各グラフ

(上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位量,頸部にかかる力,
頸部にかかるモーメント)



Fig.2-9 車椅子の前方転倒（ヘルメット有り）の様子



※ 胸部変位量はセンサーの故障で測定できず

※ My のセンサーが故障で測定できず

Fig.2-9 車椅子の前方転倒（ヘルメット有り）の各グラフ

（上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,頸部にかかる力,

頸部にかかるモーメント)

(a)前方転倒は Table.2-4 から 6, Fig.2-9 の結果から転倒時は膝→手→頭の順で地面に接触することがわかった.傷害についてはヘルメットを装着していない状態では HIC が 1352, AIS は 5 となった.また Nij も 0.82 と閾値に近い値であり,胸部が転倒の際に地面に接触していないことから衝撃が低いことがわかった.ヘルメットを装着した状態では未装着時よりも HIC を 5 分の 1 に抑えることがわかった.Nij は機材の故障でデータが取得することができなかったが,他の転倒結果からヘルメットは頭頸部の衝撃を緩和する効果があることから,ヘルメットを装着しない場合よりも Nij は低いなることが予測される.

2-5-2 側方転倒

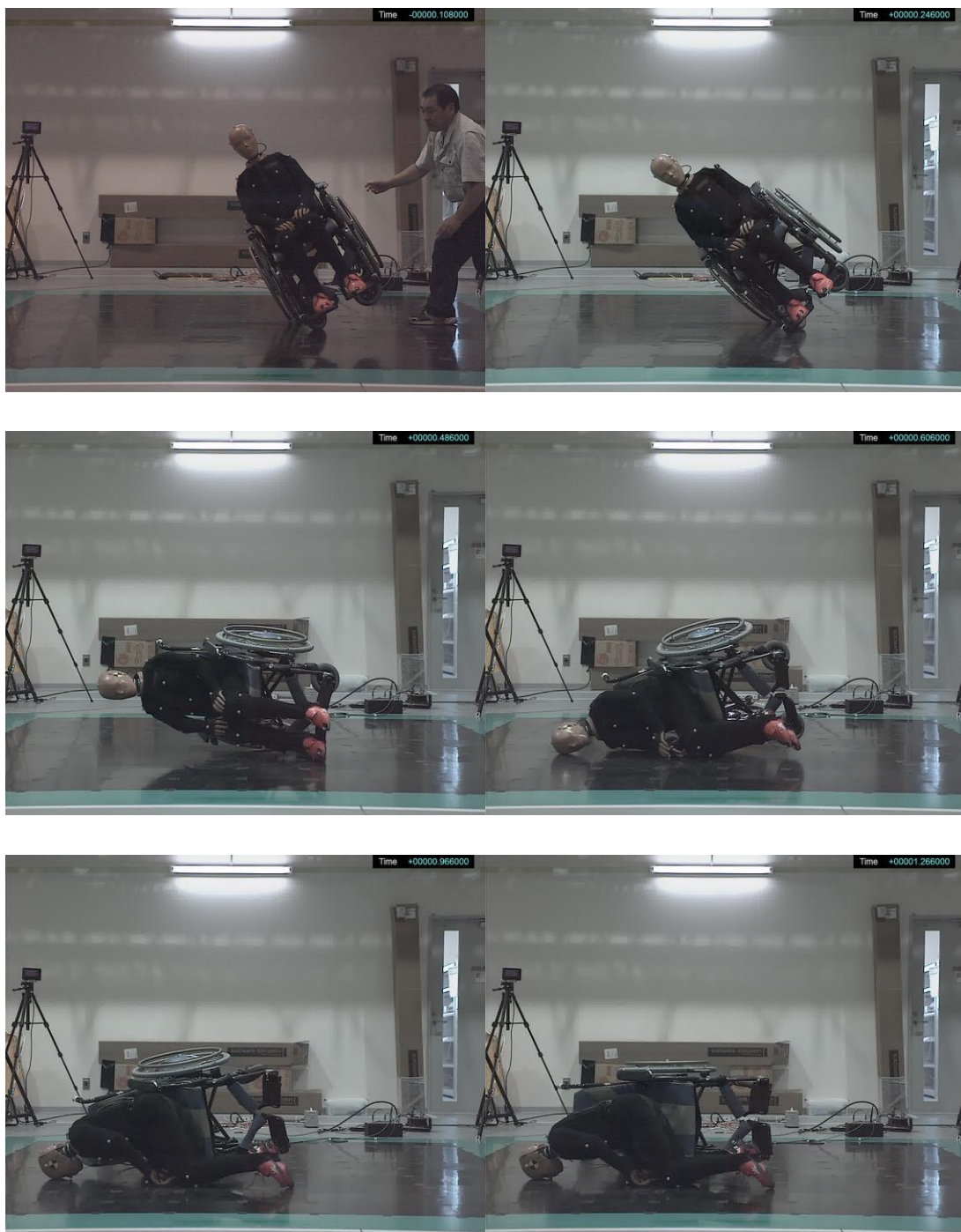


Fig.2-10 車椅子の側方転倒(ヘルメット無し)の様子

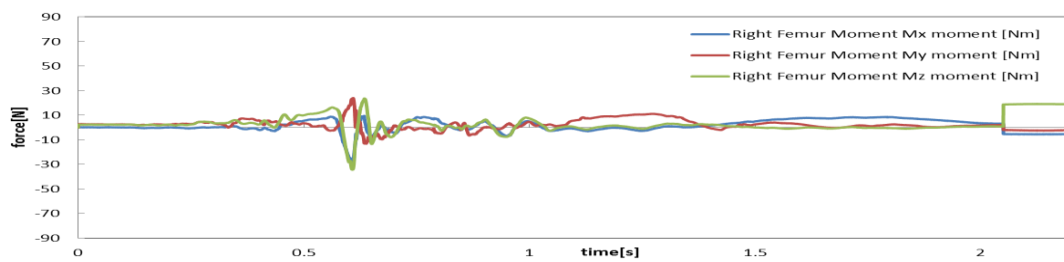
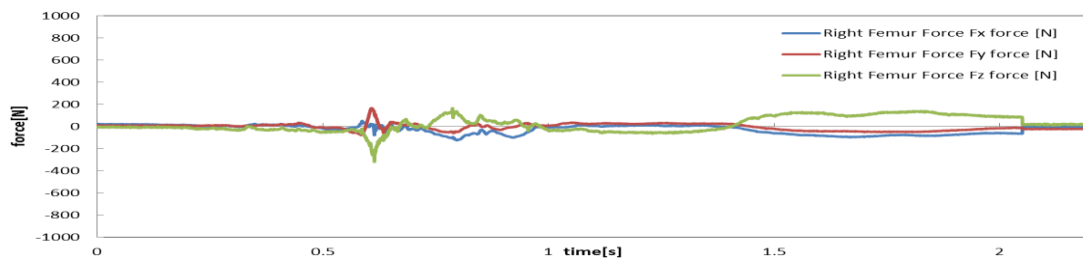
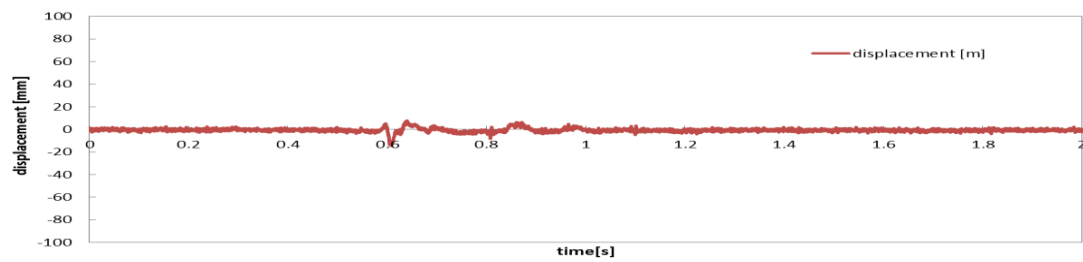
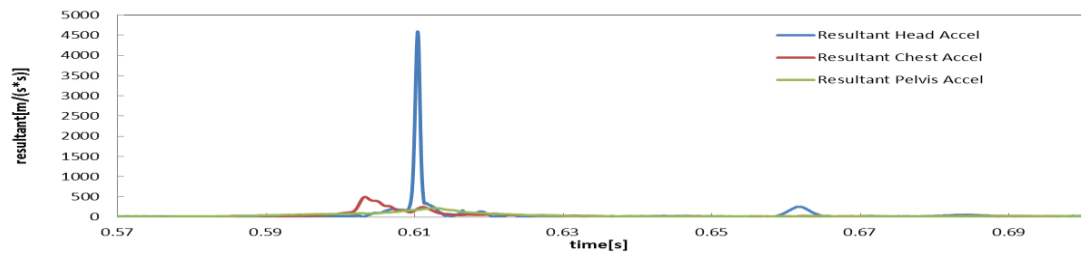


Fig.2-10 車椅子の側方転倒(ヘルメット無し)の各グラフ

(上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位置,頸部にかかる力,
頸部にかかるモーメント)

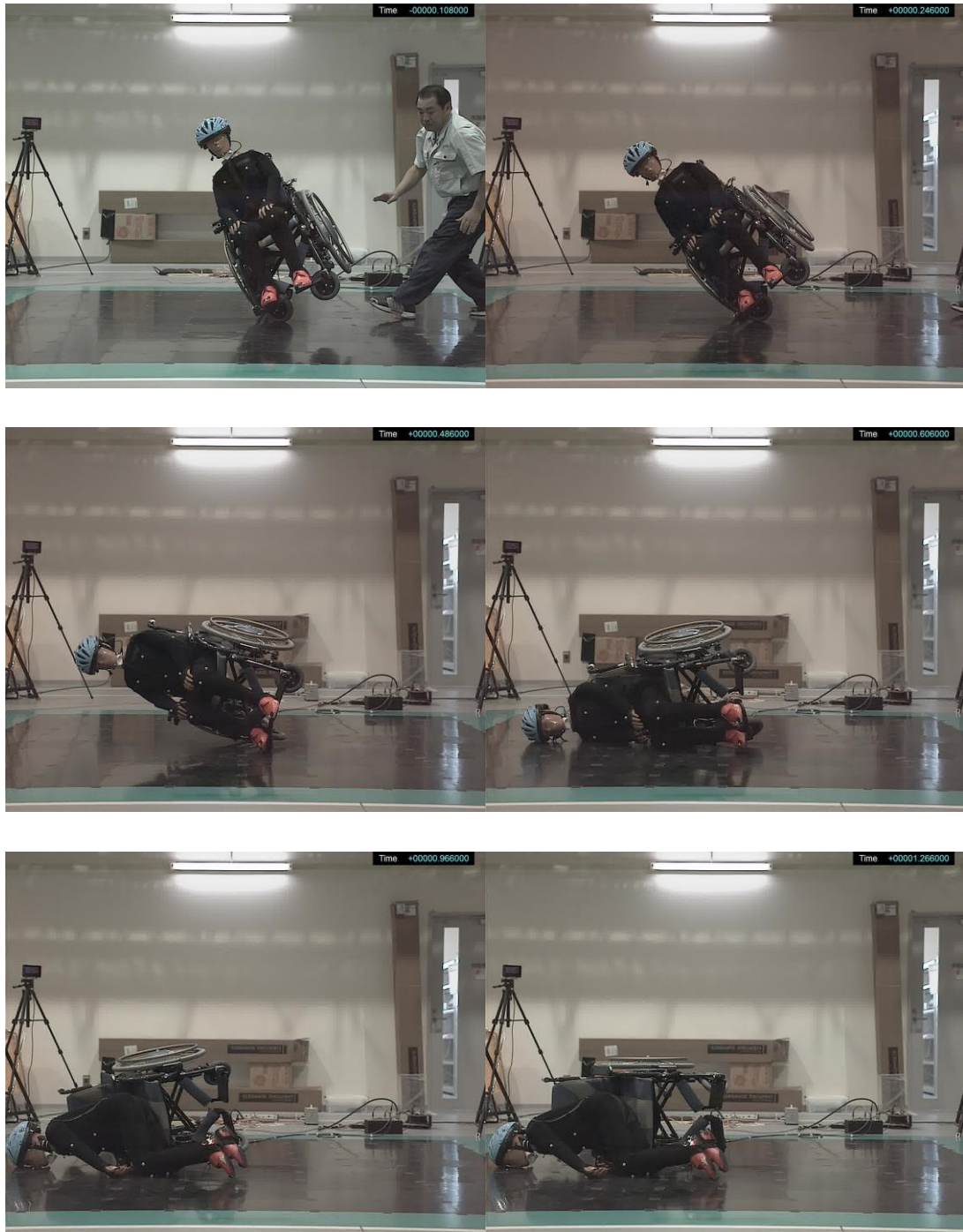


Fig.2-10 車椅子の側方転倒(ヘルメット有り)の様子

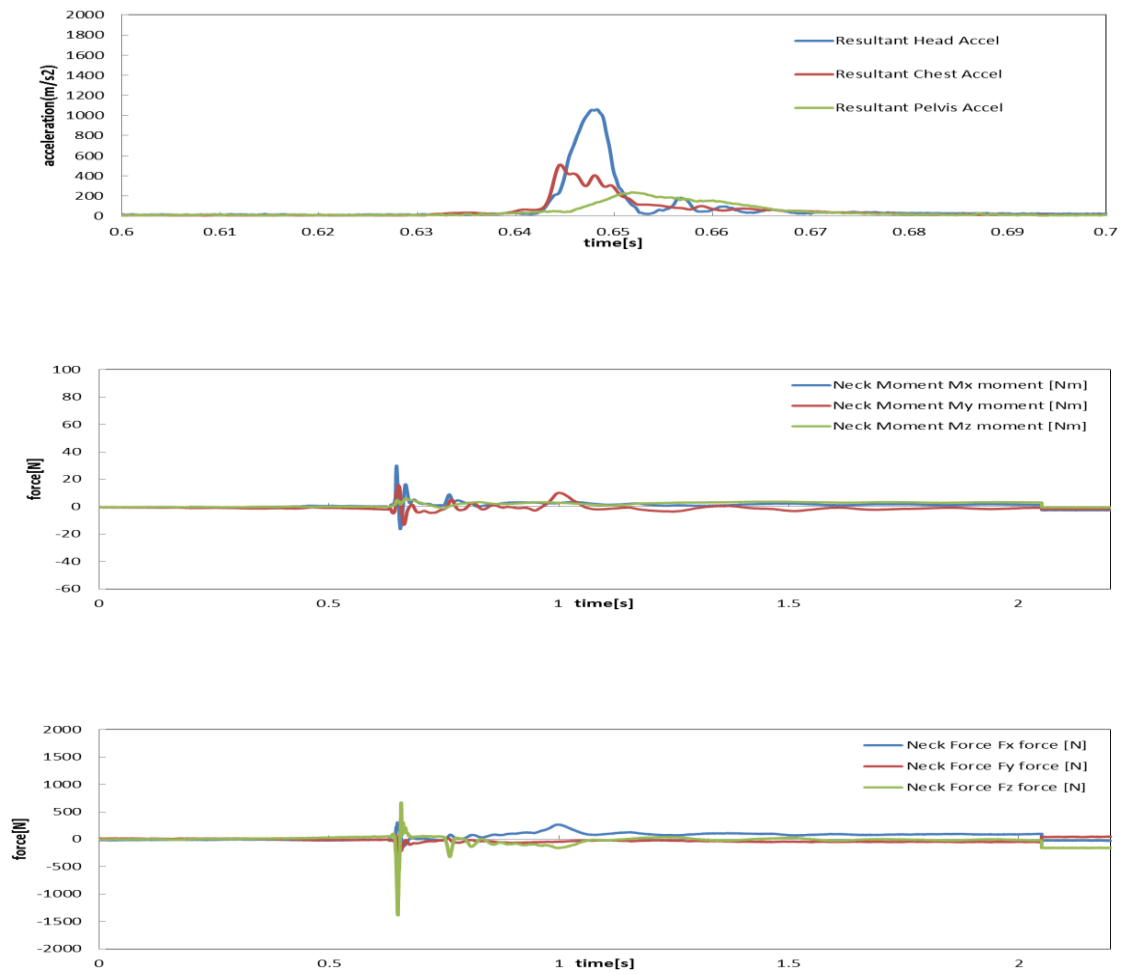


Fig.2-10 車椅子の側方転倒(ヘルメット有り)の各グラフ

※ 胸部は最大値のみ計測出来たが時系列グラフは測定できず

(上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位量, 頸部にかかるモーメント,頸部にかかる力)

(b)側方転倒は Table.2-4 から 6, Fig.2-10 の結果から転倒時に体側面と頭部がほぼ同時に地面に接触することがわかった. 傷害についてはヘルメットを装着していない状態では他の転倒と違い, 車椅子, 手, 膝などの部位が衝撃を分散せず, 頭部に衝撃が集中するため, HIC が 2120, AIS は 6 となり AIS6(Fatal)の状況から即死状態になることが考えられる. N_{ij} は頭部と胸部に衝撃が分散したため 0.38 と 0.46 と低くなった. 胸部は AIS が 2 であり, これは転倒した際, 車椅子の側面部と胸部が密着していたため, 衝撃が胸部に伝わったためと考えられる. また A_c が約 500m/s^2 となっており, AIS3 まで 19m/s^2 の差であり, 転倒のしかたによっては AIS3 になる可能性がある. またヘルメットを装着することで AIS を 3 まで減少させることができることがわかった. 前方転倒よりも HIC 値が高くなったのは転倒による衝撃が前方転倒と違い他の部位に分散しなかったことと, ヘルメットの構造上, ヘルメット緩衝材の厚さが前方部よりも側面部は薄いため衝撃があまり緩和されなかったことが考えられる.

2-5-3 後方転倒

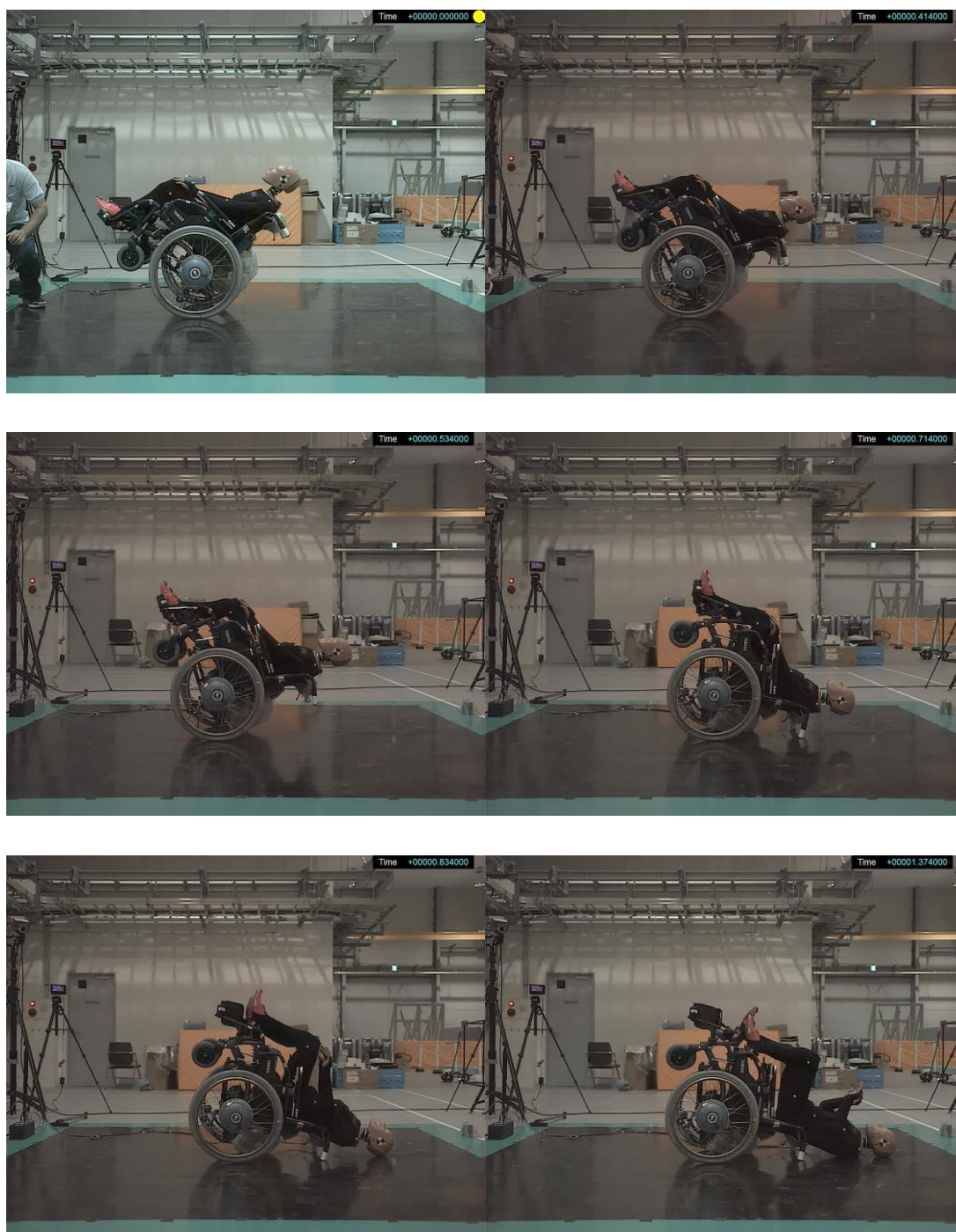


Fig.2-11 車椅子の後方転倒(ヘルメット無し)の様子

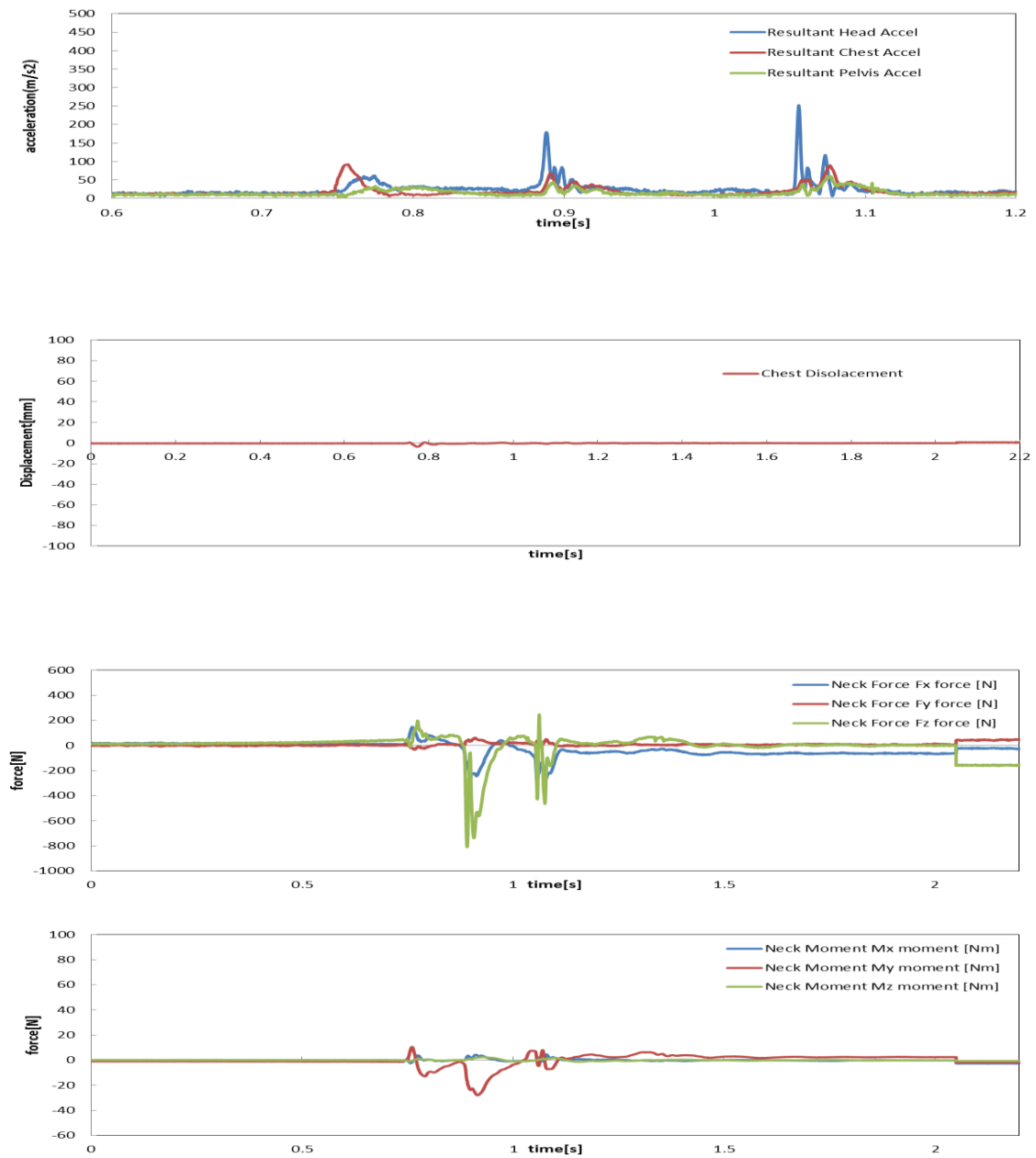


Fig.2-11 車椅子の後方転倒(ヘルメット無し)の各グラフ

(上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位置,頸部にかかる力,頸部にかかるモーメント)

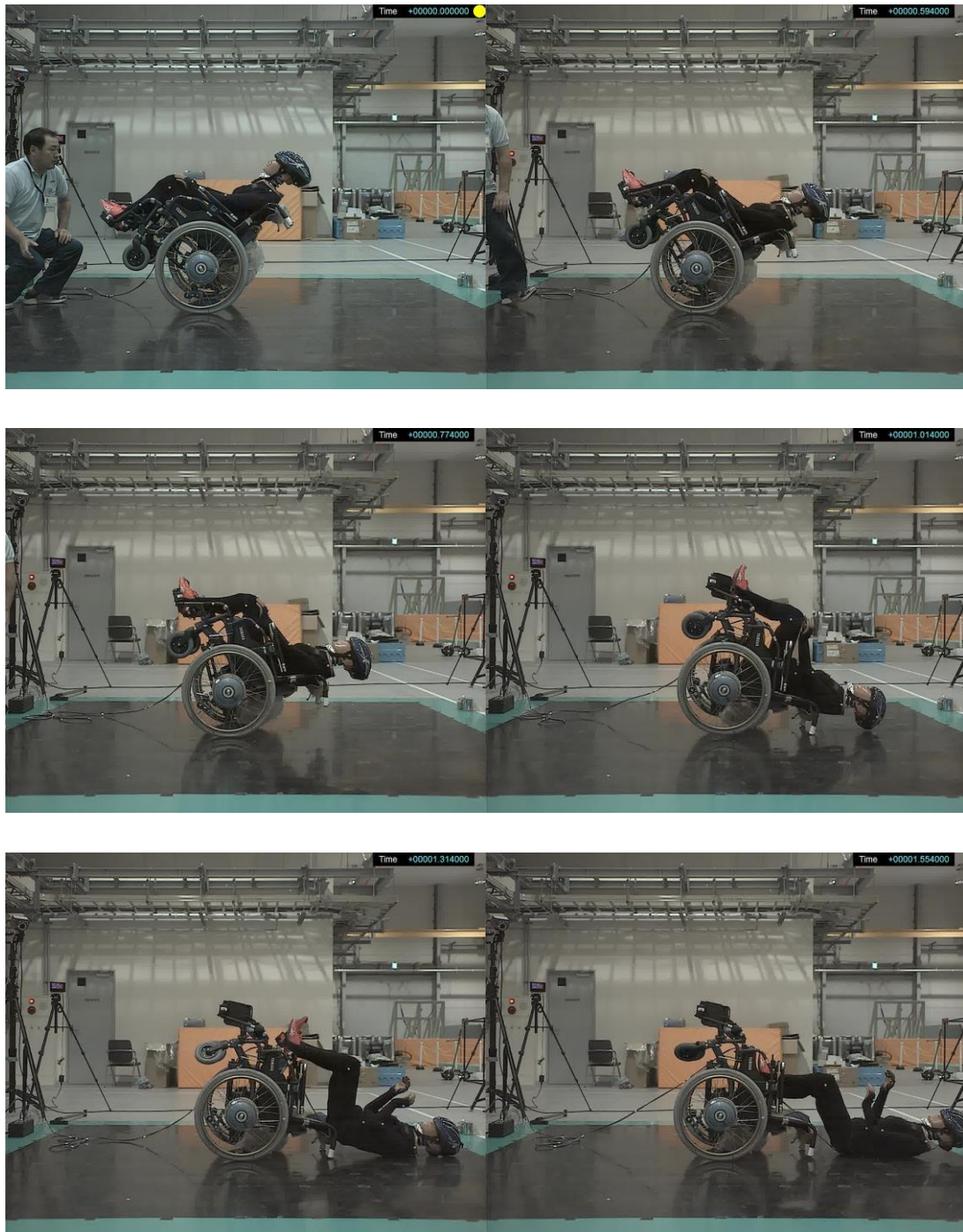
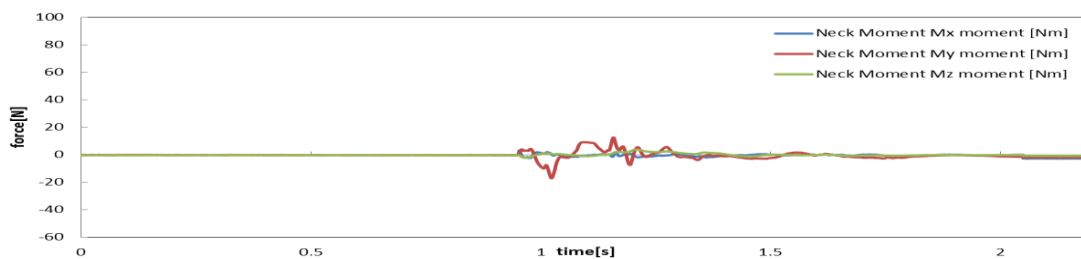
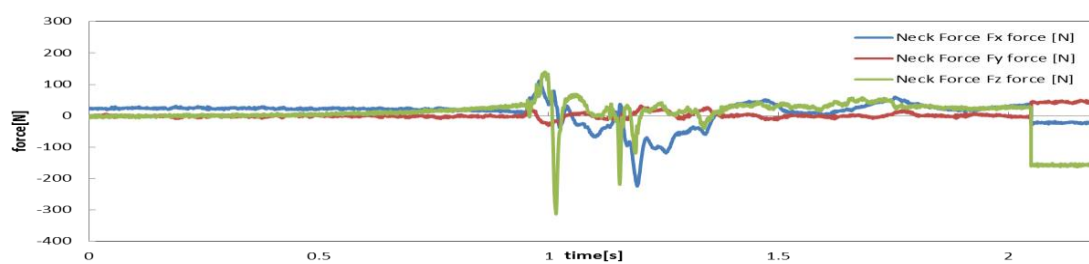
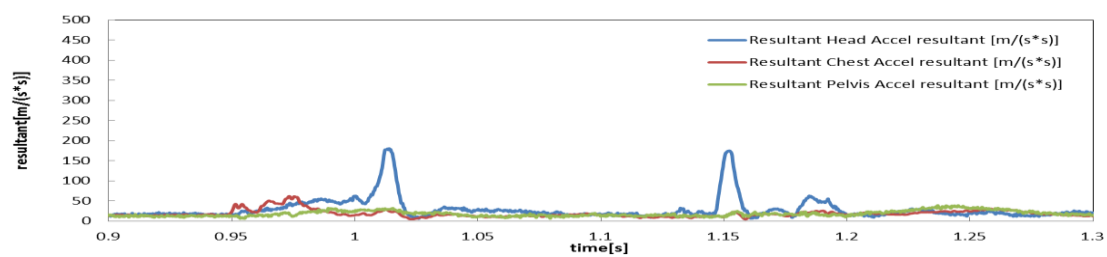


Fig.2-11 車椅子の後方転倒(ヘルメット有り)の様子



※ M_x についてセンサーの故障のため測定できず

※ 胸部の変位量はセンサーの故障のため測定できず

Fig.2-11 車椅子の後方転倒(ヘルメット有り)の各グラフ

(上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,頸部にかかる力,
頸部にかかるモーメント)

(c)後方転倒は Table.2-4 から 6Fig.2-11 の結果から転倒時は頭部,頸部,胸部共に値が非常に低い結果になった.これは後方転倒の際,車椅子のハンドグリップ→頭部の順に地面に接触する.その際,最初の衝撃をハンドグリップ部が地面に接触した際に変形することにより緩衝材の役目を果たし,衝撃の大半を吸収・分散させたこと,頭部が転倒の際に背もたれから滑るように地面に接触した.この際,人体に掛かる衝撃を分散することで衝撃を緩和したことが考えられる.

(d)壁に衝突 (6 および 15km/h) は Table.2-4 から 6, Fig.2-12 および 13 の結果から 6km/h の速度では壁に衝突しないことがわかった.これは,つま先部分が先に壁に衝突し,慣性で体は前方へ移動しようとするが,車椅子の座席は通常の椅子と違い,頻繁に立ち上がることがないため深く腰掛けるようになっており,立ち上がるには体を一度持ち上げる必要がある.そのため,6km/h では壁にぶつからないことが考えられる.

2-5-4 壁に衝突 (6 および 15km/h)



Fig.2-12 車椅子が壁に時速 6 km/h で衝突した場合 (ヘルメット有り) の様子

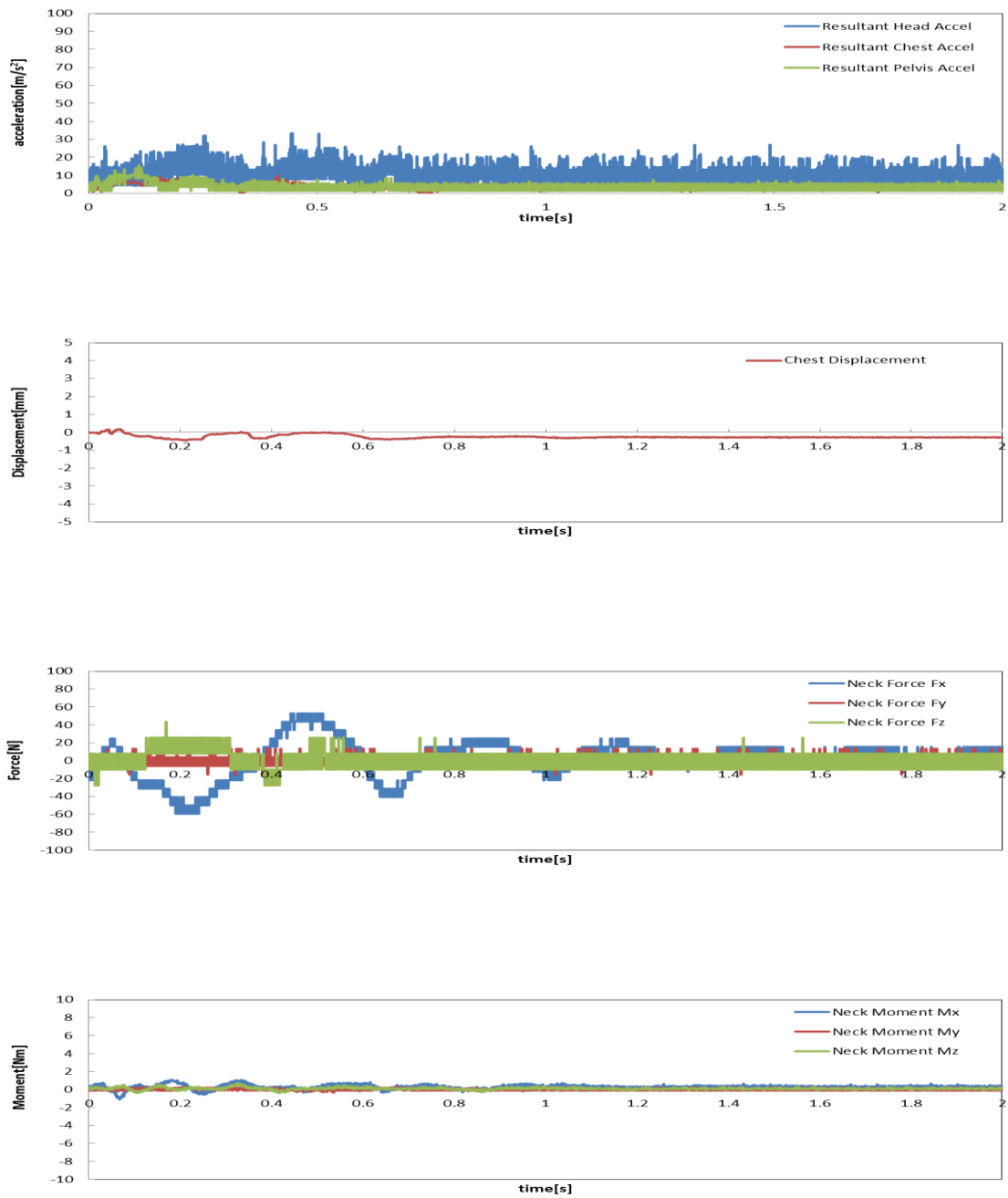


Fig.2-12 車椅子が壁に時速 6 km/h で衝突した場合

(ヘルメット有り) の各グラフ

(上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位量,頸部にかかる力,
頸部にかかるモーメント)

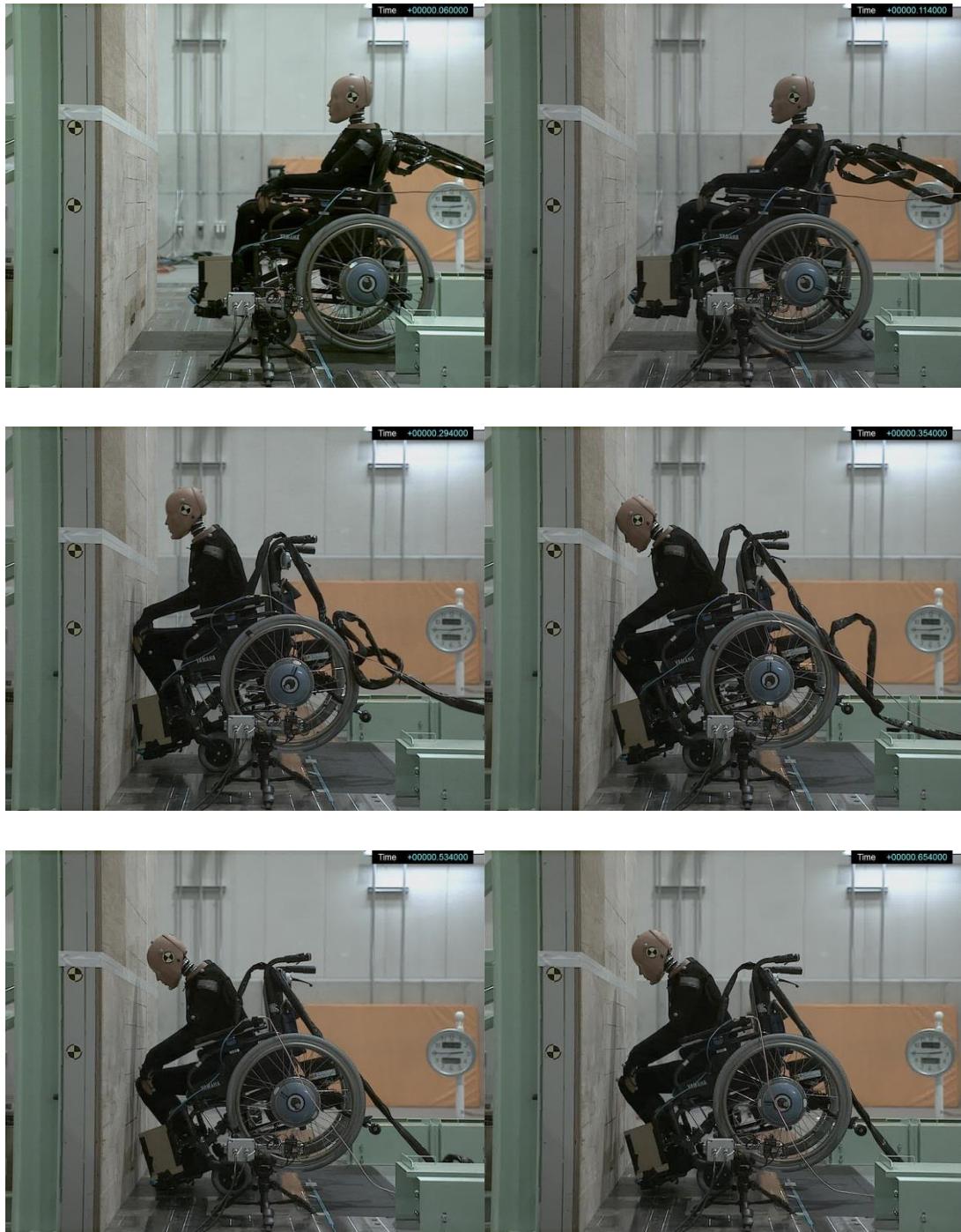


Fig.2-13 車椅子が壁に時速 15km/h で衝突した場合（ヘルメット無し）の様子

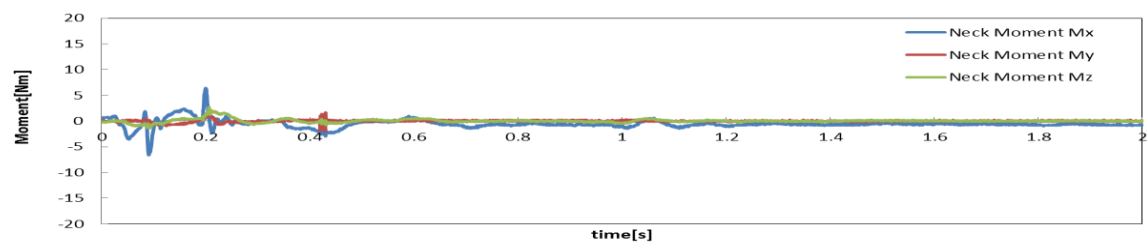
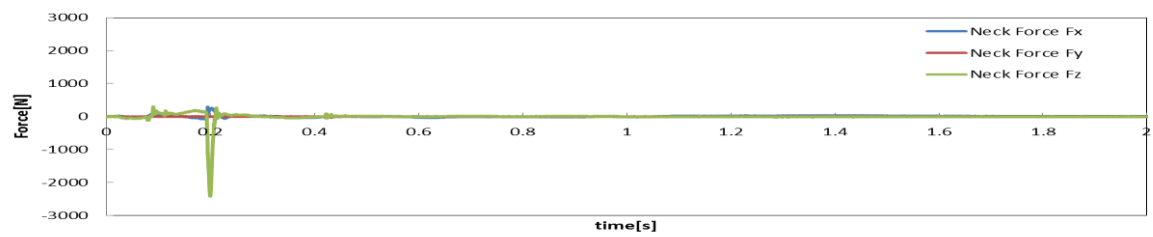
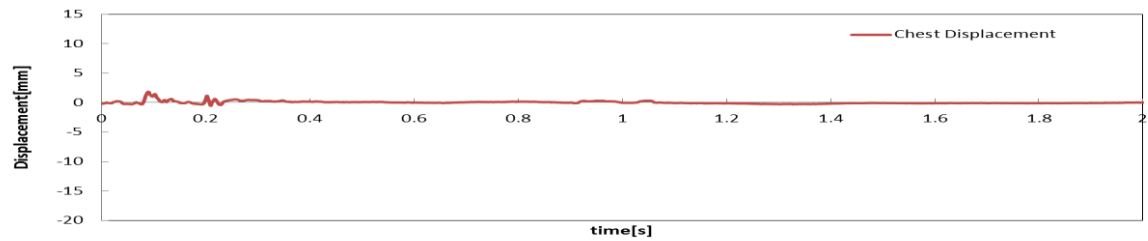
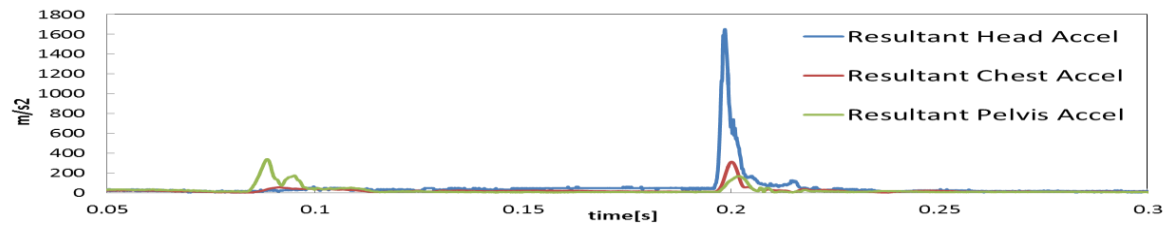


Fig.2-13 車椅子が壁に時速 15km/h で衝突した場合

(ヘルメット無し) の各グラフ

(上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位量,頸部にかかる力,
頸部にかかるモーメント)

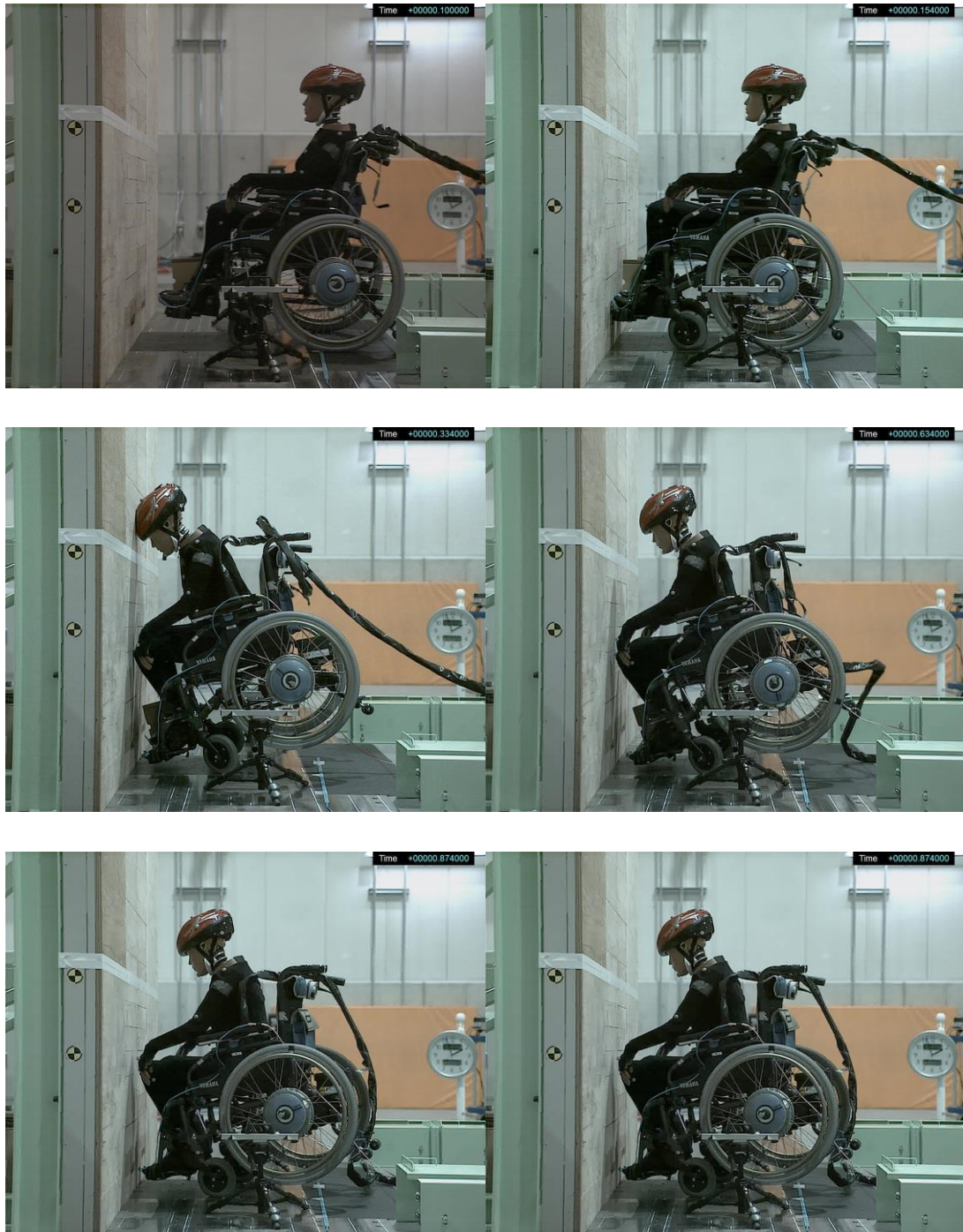


Fig.2-13 車椅子が壁に時速 15km/h で
衝突した場合（ヘルメット有り）の様子

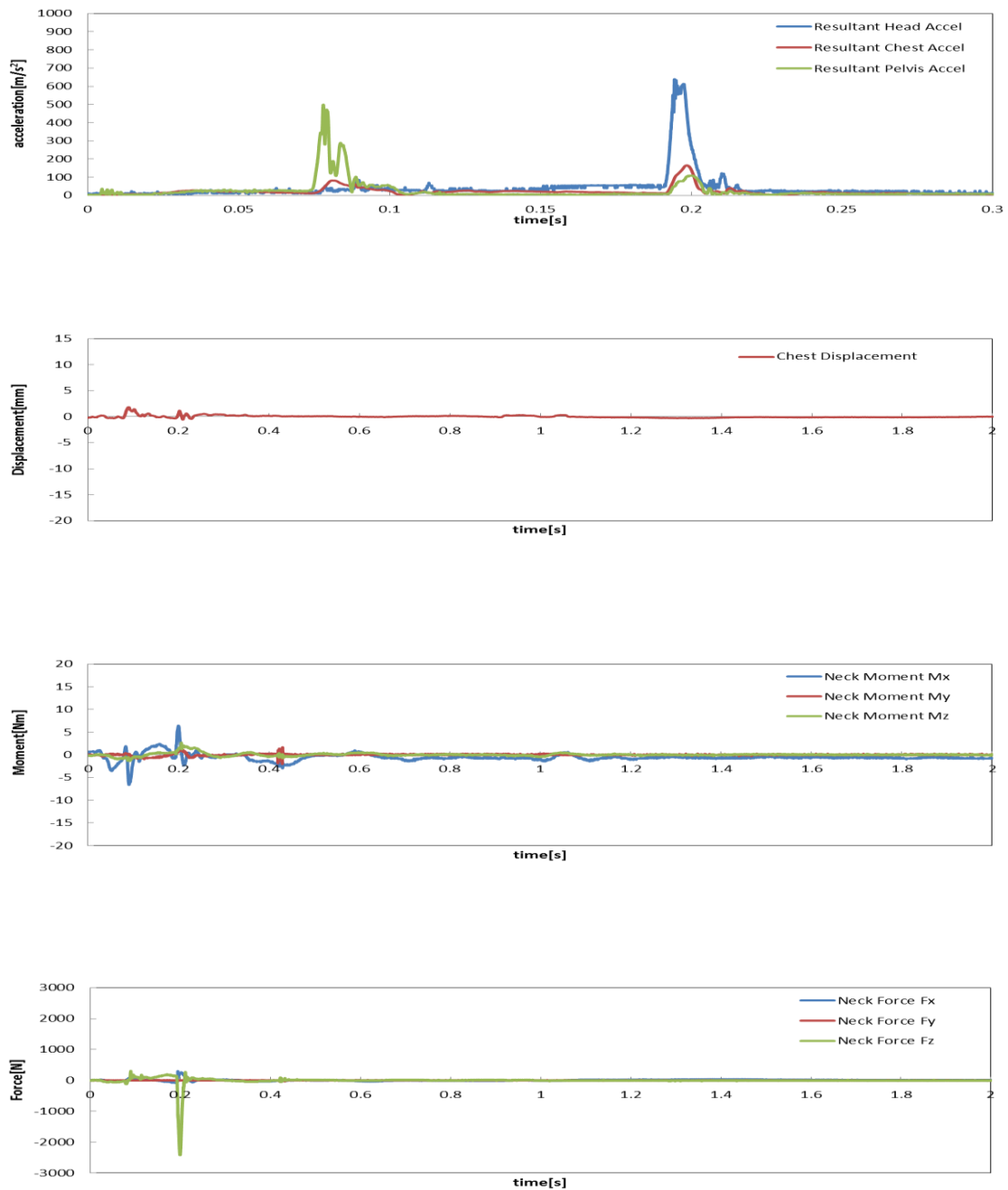


Fig.2-13 車椅子が壁に時速 15km/h で

衝突した場合（ヘルメット有り）の各グラフ

（上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位量,頸部にかかる力,
頸部にかかるモーメント)

(d)壁に衝突(6および15km/h)はTable.2-4から6, Fig.2-12および13の結果から6km/hの速度では壁に衝突しないことがわかった。これは、つま先部分が先に壁に衝突し、慣性で体は前方へ移動しようとする浮き上がるが、車椅子の座席は通常の椅子と違い、頻りに立ち上がることがないため深く腰掛けるようになっており、立ち上がるには体を一度持ち上げる必要がある。そのため、6km/hでは壁にぶつからないことが考えられる。

15km/hの速度では壁に衝突時はつま先→膝(手)→頭部の順で衝突することがわかった。ヘルメットを装着しない状態では、HICが446、AISは3、であることがわかった。Nijは閾値に近い0.89であり、非常に高い値であることがわかった。またヘルメットを装備することで頭部のAISを2減らすことが出来ることがわかった。胸部はAIS1と0であり、ほぼ怪我をしないことがわかった。

2-5-5 車椅子が時速 15km/h の速度で走行し,縁石に引っかかり,壁に衝突した
場合

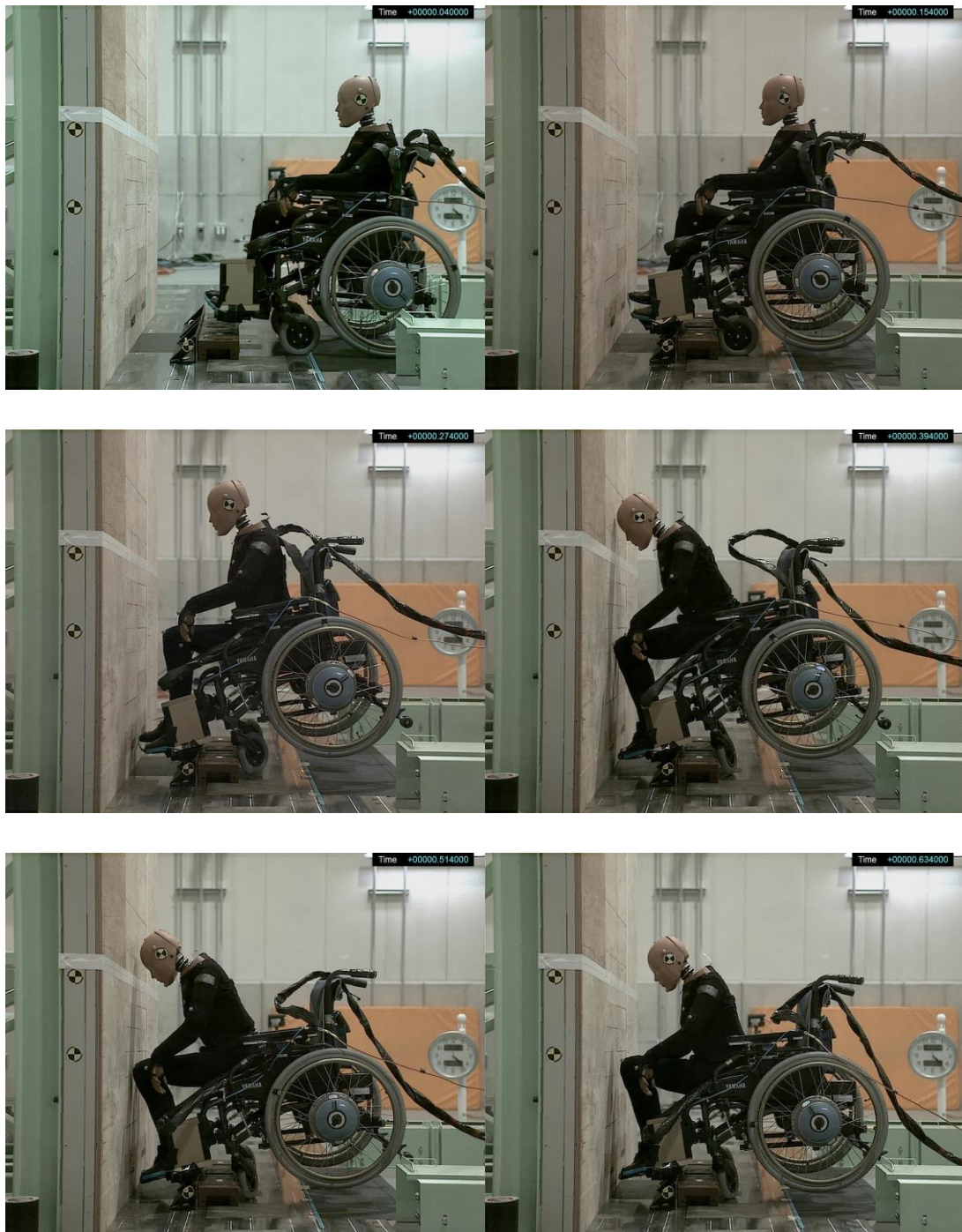


Fig.2-14 車椅子が時速 15km/h の速度で走行し,縁石に引っかかり,壁に衝突した
場合 (ヘルメット無し) の様子

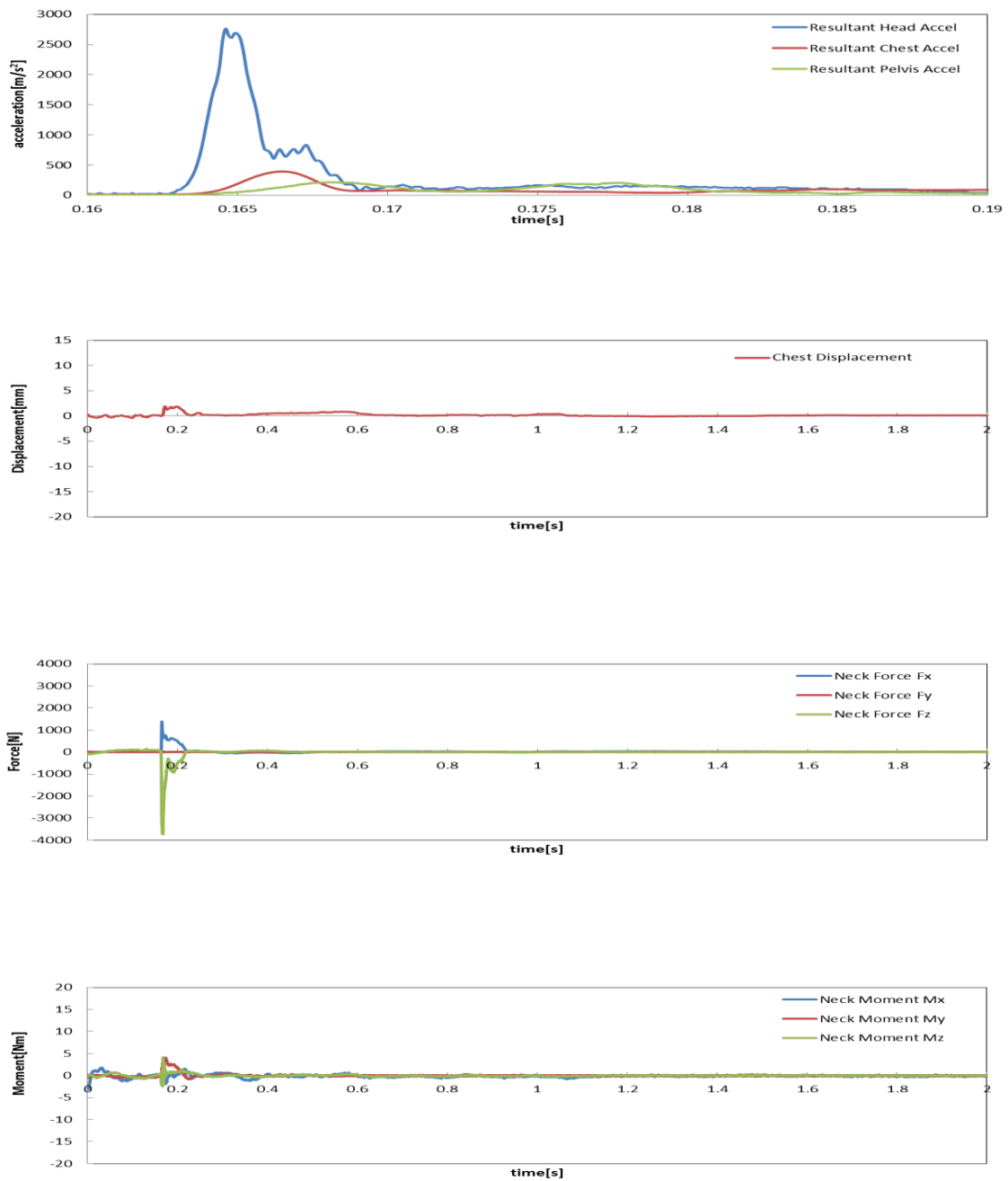


Fig.2-14 車椅子が時速 15km/h の速度で走行し,縁石に引っかかり,壁に衝突した場合 (ヘルメット無し) の各グラフ

(上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位置量,頸部にかかる力,頸部にかかるモーメント)

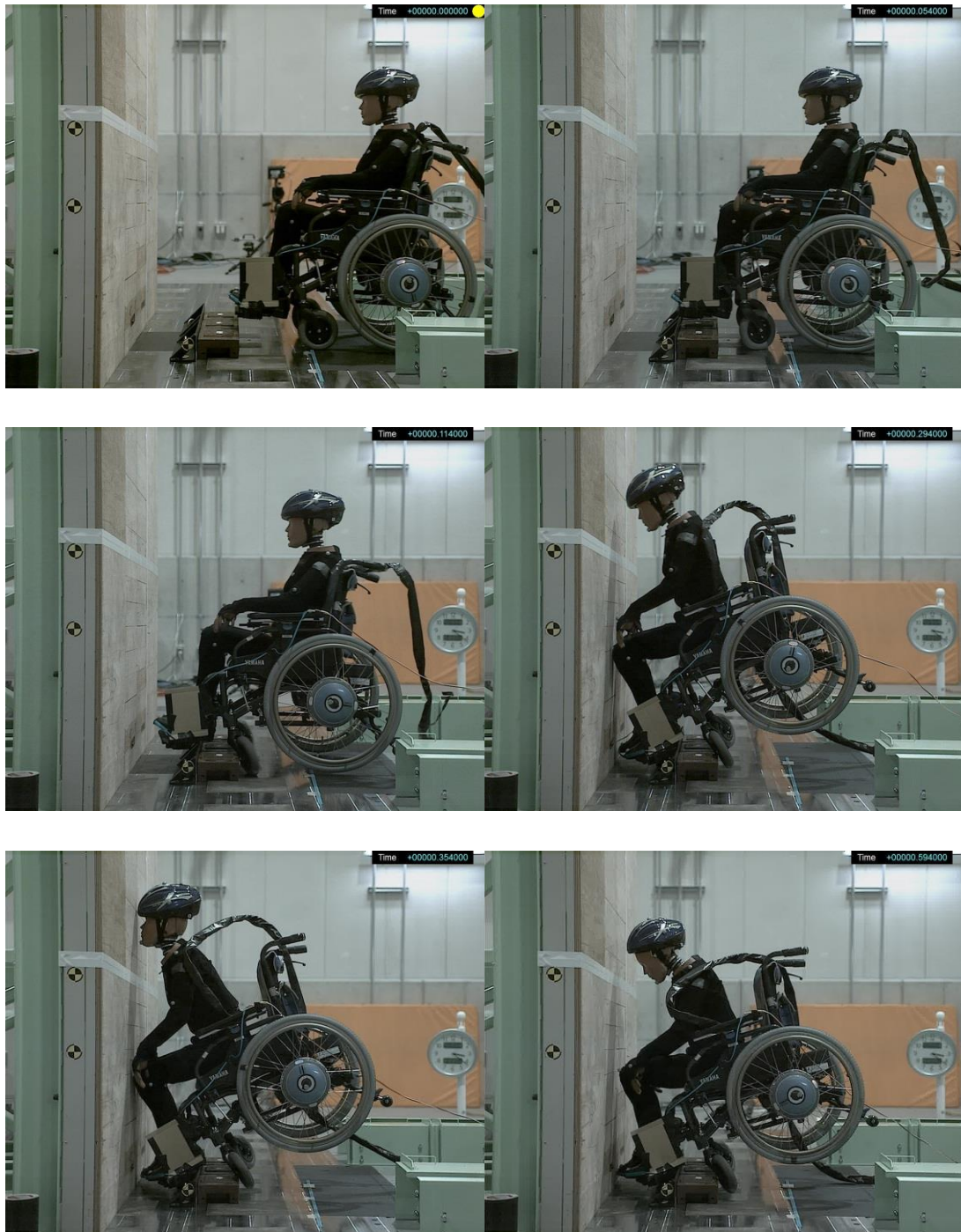


Fig.2-14 車椅子が時速 15km/h の速度で走行し,縁石に引っかかり,壁に衝突した場合 (ヘルメット有り) の様子

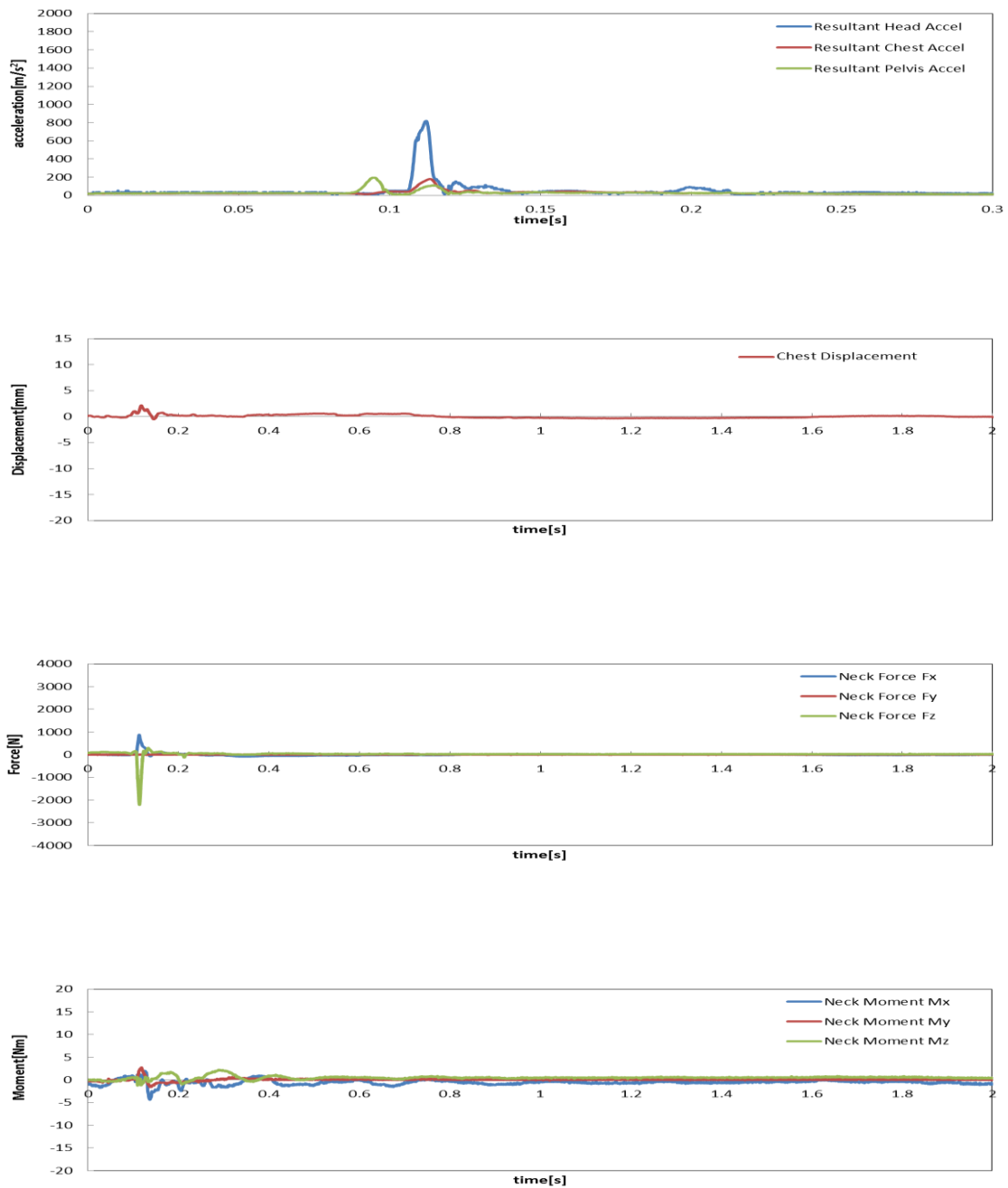


Fig.2-14 車椅子が時速 15km/h の速度で走行し、縁石に引っかかり、壁に衝突した

場合（ヘルメット有り）の各グラフ

（上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位置量,頸部にかかる力,
頸部にかかるモーメント）

(e)縁石→壁は Table.2-4 から 6, Fig.2-14 の結果から壁に衝突時はつま先→膝・頭部の順で衝突することがわかった。傷害については HIC がヘルメットを装着していない状態では 1203, AIS は 5 であることがわかった。Nij はほぼ閾値の値である 0.98 であり,非常に高いことがわかった。胸部については AIS2 であった。HIC が (d) 15km/h よりも高い値になるのは衝突時に膝と頭部がほぼ同時に壁に衝突しているからである。この衝突により, (d) 15km/h とは違い,膝が衝撃を分散する前に頭部が壁に衝突することで頭部への衝撃が高くなったことが考えられる。また他の実験と同様にヘルメットを装着することで AIS を減少させることがわかった。

2-5-6 車椅子が時速 10km/h の速度で走行中に縁石に引っかかり車椅子から
ダミーモデルが投げ出された場合

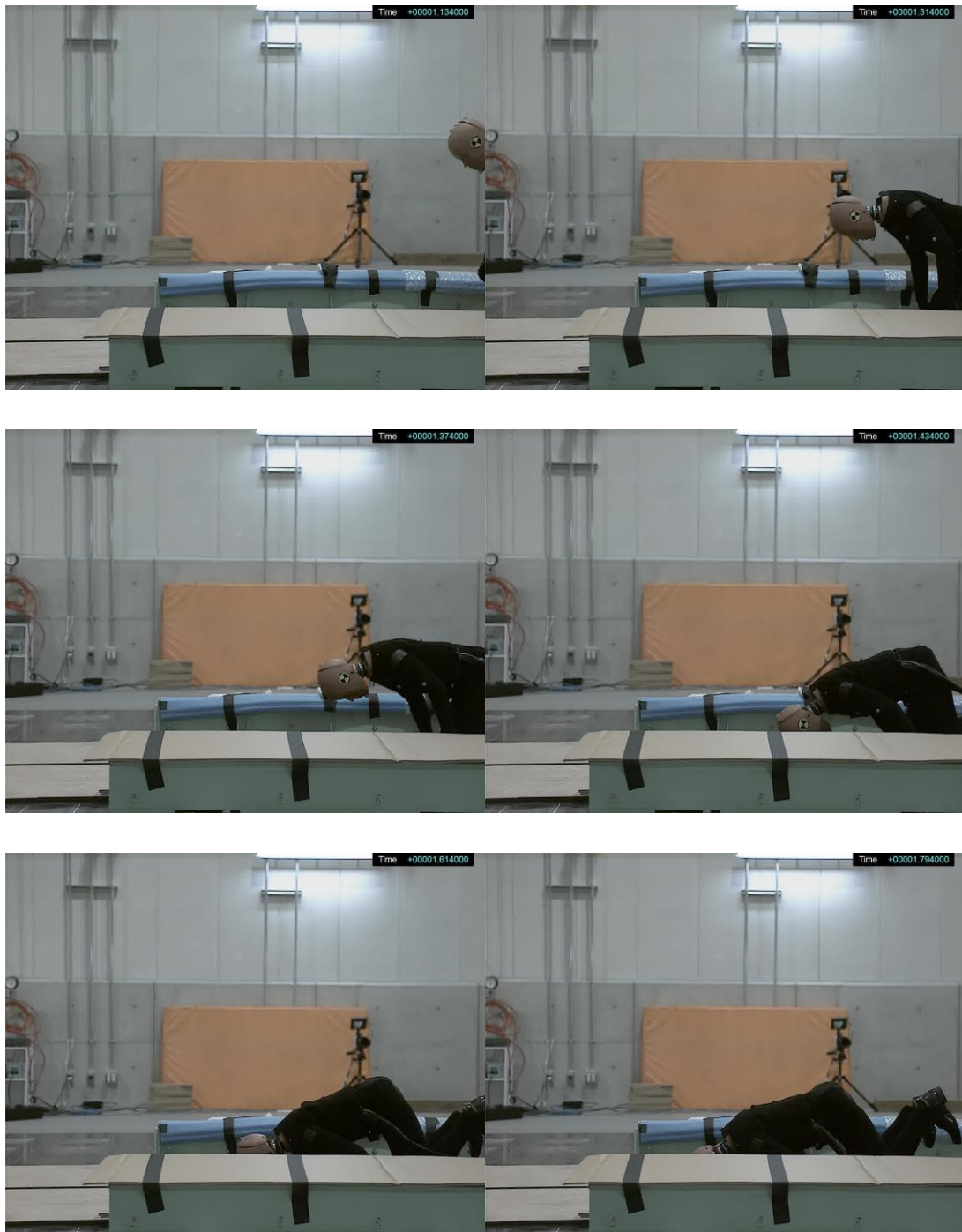


Fig.2-15 車椅子が時速 10km/h の速度で走行中に縁石に引っかかり車椅子から
ダミーモデルが投げ出された場合（ヘルメット無し）の様子

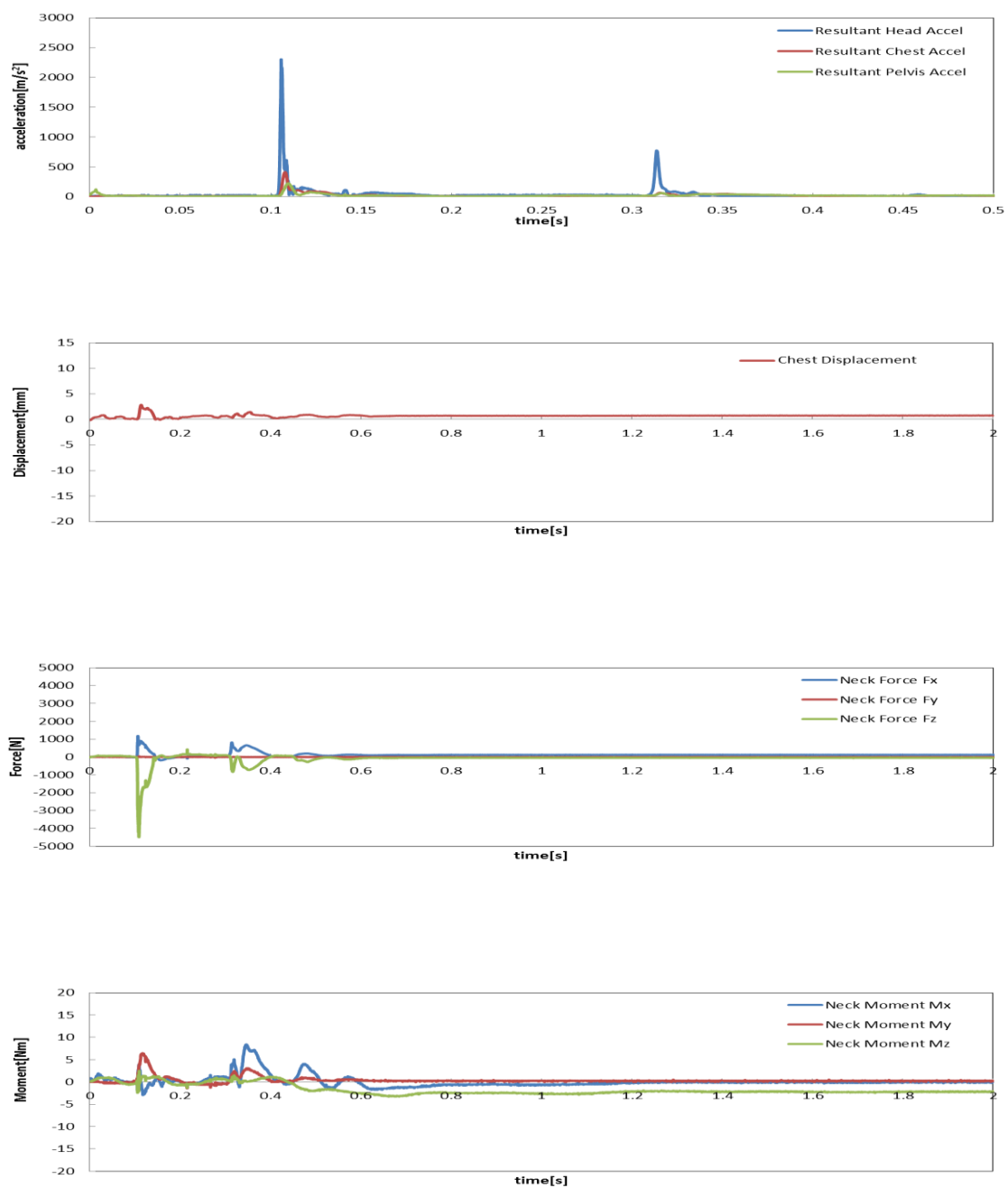


Fig.2-15 車椅子が時速 10km/h の速度で走行中に縁石に引っかかり車椅子からダミーモデルが投げ出された場合（ヘルメット無し）の各グラフ（上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位量,頸部にかかる力,頸部にかかるモーメント）

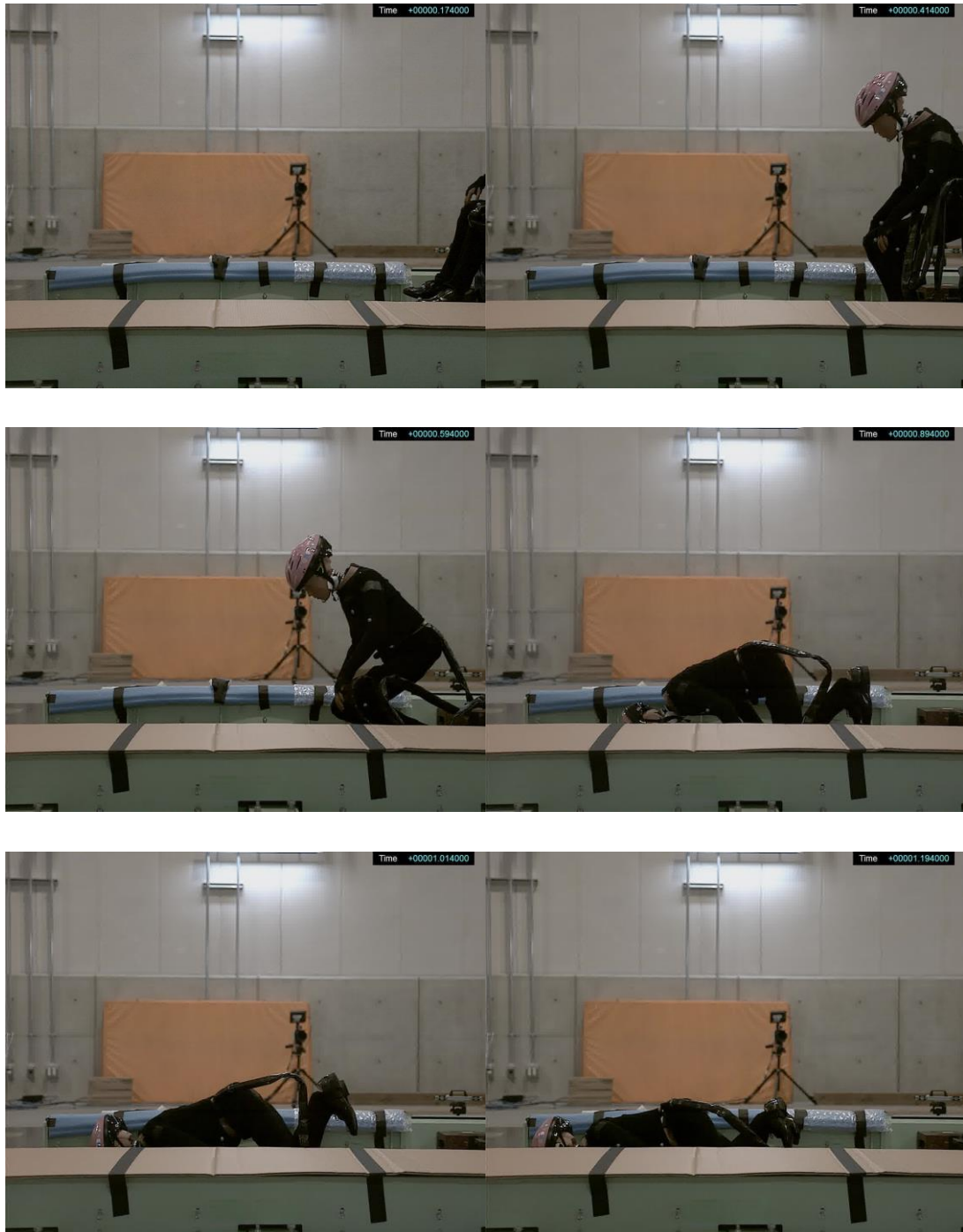


Fig.2-15 車椅子が時速 10km/h の速度で走行中に縁石に引っかかり車椅子からダミーモデルが投げ出された場合（ヘルメット有り）の様子

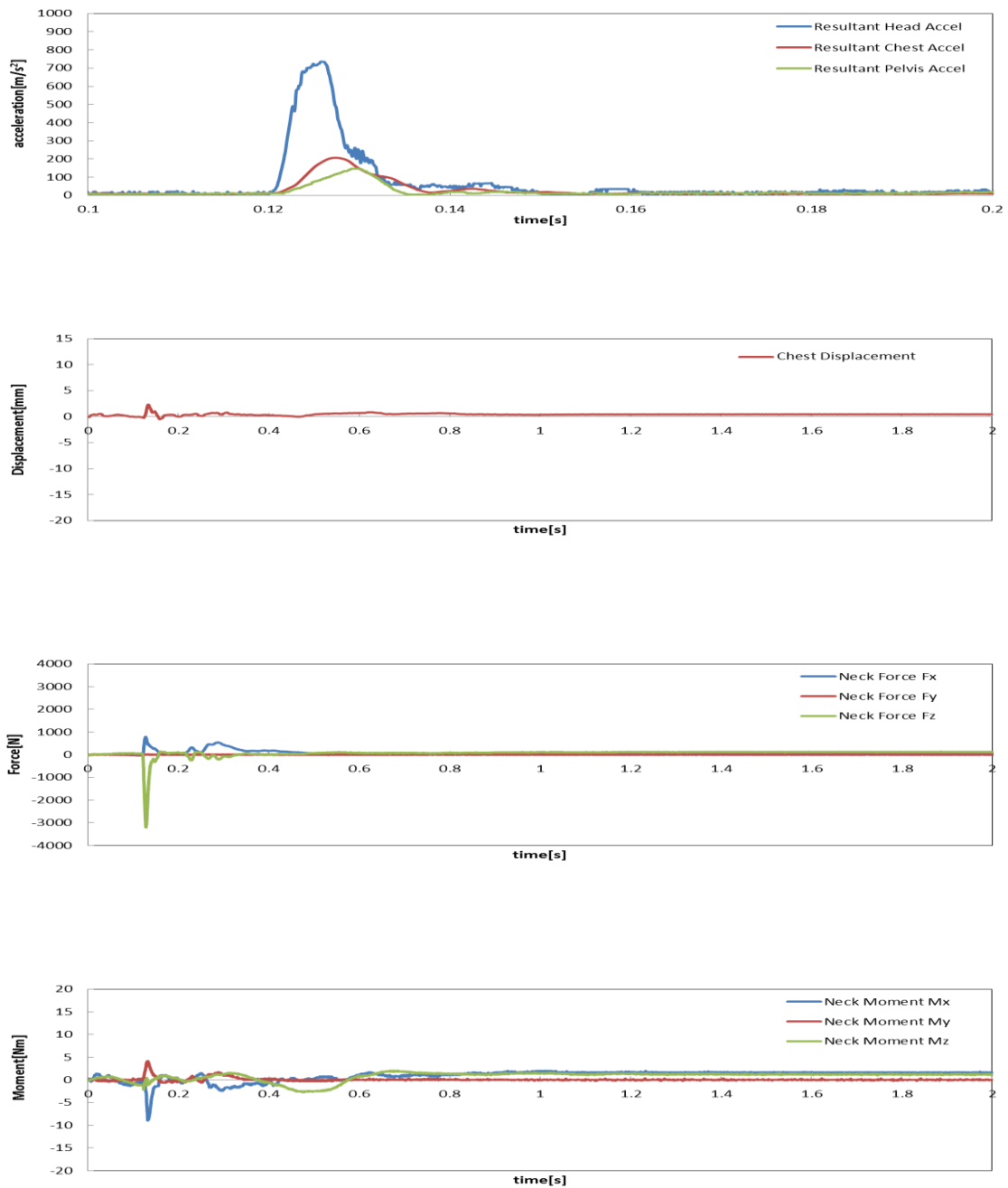


Fig.2-15 車椅子が時速 10km/h の速度で走行中に縁石に引っかかり車椅子からダミーモデルが投げ出された場合（ヘルメット有り）の各グラフ（上から順に頭部・胸部・腰部の合成加速度,胸部変位置量,頸部にかかる力,頸部にかかるモーメント）

(f)投げ出されるは Table.2-4 から 6, Fig.2-15 の結果から転倒時は足→膝（手）→頭部の順に転倒することがわかった.傷害についてはヘルメットを装着してない状態では HIC が 780, AIS は 4, となった. Nij は閾値 1 を超え 1.18 になり AIS4, 胸部も AIS は 2 であった.同様の前方に転倒する(a)前方転倒よりも HIC が低くなったのは転倒の際,足首から地面に接触し踏ん張りながら前方へ転倒することで衝撃を緩和したことが考えられる. Nij が他の実験に比べ高くなった理由は頭が地面に接触した際,頭が地面を支点として転倒の方向へ力がかかったため頸部に力が集中したことが考えられる.また他の実験と同様にヘルメットを付けることで AIS を減少させることがわかった.

2-6 転倒・衝突実験の結果

Table2-4 に頭部の傷害の結果を示す.

Table.2-4 頭部と頸部の傷害の結果

Types of falls	helmet	MAX Acceleration (m/s ²)	HIC	Nij
(a)forward	×	3129	1352	0.82
	○	821	253	-
(b)side	×	4591	2120	0.38
	○	1060	340	0.46
(c)back	×	252	8	0.13
	○	181	9	0.13
(d) Collide on the wall (6 k m/h)	×	33	2	0.01
	○	-	-	-
(d)Collide on the wall (15 k m/h)	×	1652	446	0.89
	○	639	133	0.63
(e)culb block→wall (15 k m/h)	×	2761	1203	0.98
	○	818	229	0.58
(f) collide on the ground (10 k m/h)	×	2297	780	1.18
	○	736	181	0.84

* - value is too small or unmeasurable

Table.2-5 に胸部の傷害の結果を示す.

Table.2-5 胸部の傷害の結果

Types of falls	helmet	Ac(m/s ²)	Dc(mm)	C _{max} (%)
(a)forword	×	291	2.8	1.5
	○	282	-	-
(b)side	×	498	9.4	5.0
	○	511	-27.1	-14.5
(c)back	×	92	-3.6	-1.9
	○	62	2.8	1.5
(d) Collide on the wall (6 k m/h)	×	10	-0.5	-0.2
	○	-	-	-
(d)Collide on the wall (15km/h)	×	313	2.1	1.1
	○	165	1.8	1.0
(e)culb block→wall (15km/h)	×	394	1.9	1.0
	○	180	2.2	1.2
(f) collide on the ground (10km/h)	×	413	2.9	1.5
	○	207	2.3	1.2

* - value is too small or unmeasurable

Table2-6 に各部位の AIS の結果を示す.

Table.2-6 各部位ごとの AIS の結果

Types of falls	helmet	Head AIS	Neck AIS	Chest AIS
(a)forward	×	5	2	1
	○	2	-	1
(b)side	×	6	≤ 2	2
	○	3	≤ 2	2
(c)back	×	0	≤ 2	0
	○	0	≤ 2	0
(d) Collide on the wall (6km/h)	×	0	≤ 2	0
	○	-	-	-
(d) Collide on the wall (15km/h)	×	3	2	1
	○	1	2	0
(e)culb block→wall (15km/h)	×	5	3	2
	○	2	2	1
(f) collide on the ground (10km/h)	×	4	4	2
	○	2	2	1

* ISS becomes 75 when AIS is 6

本実験では胸部の傷害の評価として A_c と C_{max} を使用し評価を行った。本実験の転倒・衝突パターンでは車のハンドル部やシートベルトが胸部を圧迫するなどの胸部の変形を起こしやすい自動車事故とは違い、胸部を直接変形させるような転倒・衝突が起きにくく、車椅子のグリップ、頭部、膝、手などが胸部よりも先に地面に接触することが多く、胸部への衝撃が少なかった。その為、AIS は最大で2であった。しかし、例外として (b) 側方転倒は Fig.2-10 より、転倒の際、胸部に直接的な衝撃はなく、上腕部が先に地面に接触し、その衝撃波が胸部に伝わったことから腕などを通した間接的な衝撃がある場合は A_c が高くなる可能性があることが示唆された。

2-7 ダミーモデルを用いた車椅子の衝突時における下肢傷害の推定

各章 2-1 から 2-5 では傷害に関して生死に直結する頭部,頸部,胸部の傷害について評価を行ったが,これとは別に下肢傷害についての評価を行う.

下肢傷害は仮に大腿部が骨折したとしても AIS は 3 であり,関連して大動脈などを損傷しない限りは直接的な死因には繋がりにくい.しかし高齢者は下肢が骨折することで治療が長引き筋力が衰えることによる外出の低下や歩行障害などにより結果的に寝たきりになり,間接的に死亡することが報告されている.2-6 では,壁に衝突した際の下肢への傷害の評価を行う.また,下肢接触時における傷害のメカニズムを Fig.2-16 に示す.このように衝突した際に骨にねじりなどの力が加わり,骨が骨折することや,つま先から腰まで衝撃が伝わり場合によっては股関節部なども損傷する.

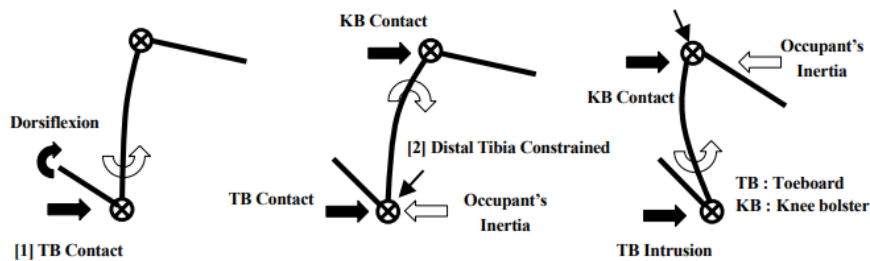


Fig.2-16 A Tibial Mid-Shaft Injury Mechanism in Frontal Automotive Crashes ^[12]

衝突用バリアの荷重計測エリア分割状況

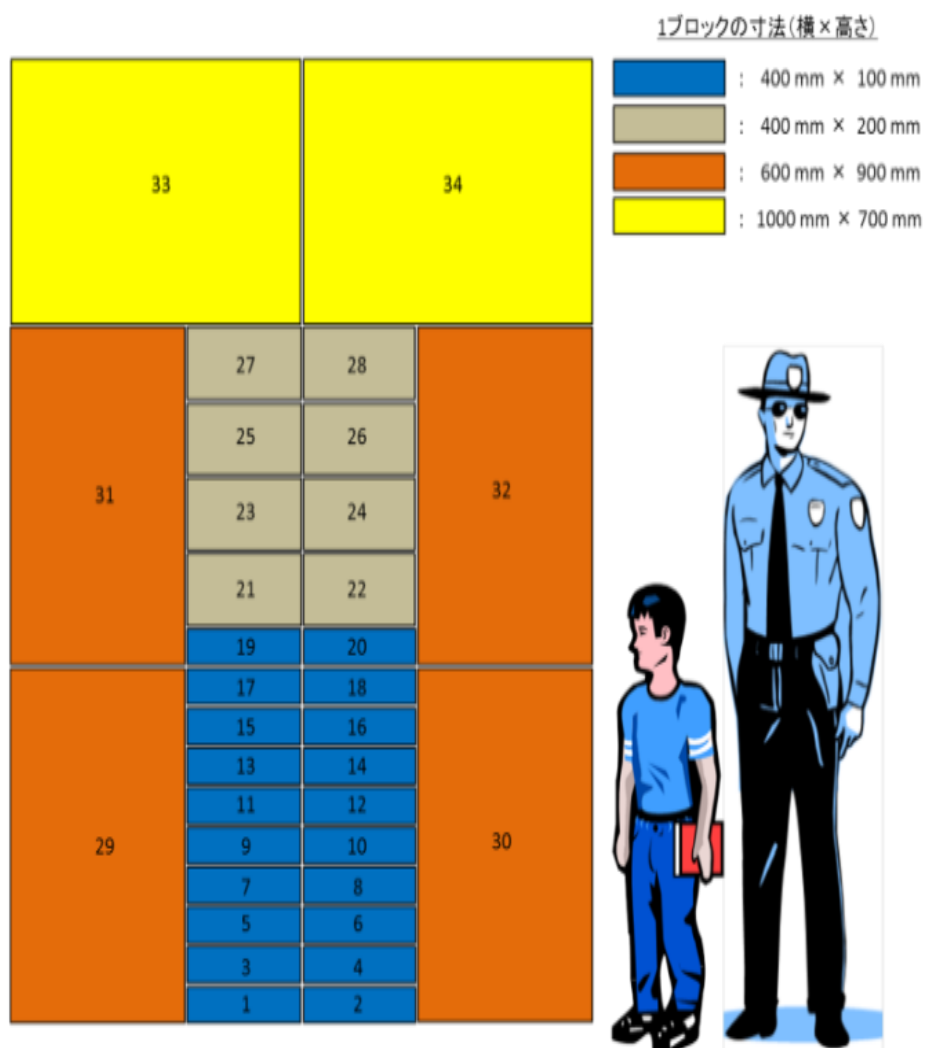


Fig.2-17 衝突用バリアの荷重エリアの分布^[16]

実験設備や実験内容はFig.2-8と同じであるが、本ダミーモデルにはつま先と膝の部分に加速度センサーなどのセンサー類は装備されていないため、今回は衝突させた壁にある一定区切りでフォースゲージを取り付け、衝突した際の力 (N) について測定し、下肢にかかる衝撃を推定した。Fig.2-18 に衝突時の壁にかかる衝撃の変化を示す。

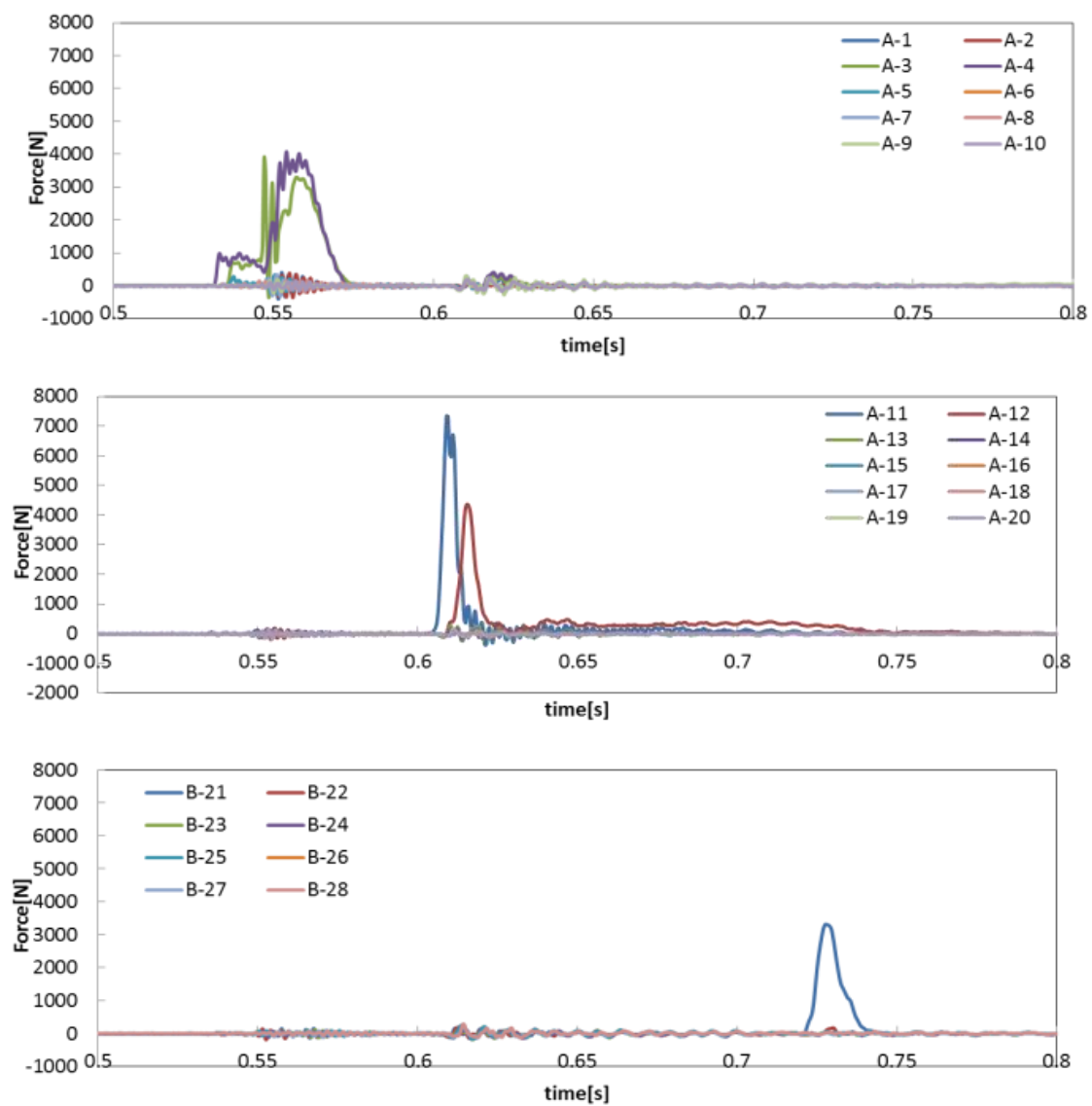


Fig.2-18 速度 15km/で衝突した場合の壁にかかる
 衝撃の変化 (ヘルメット無し)

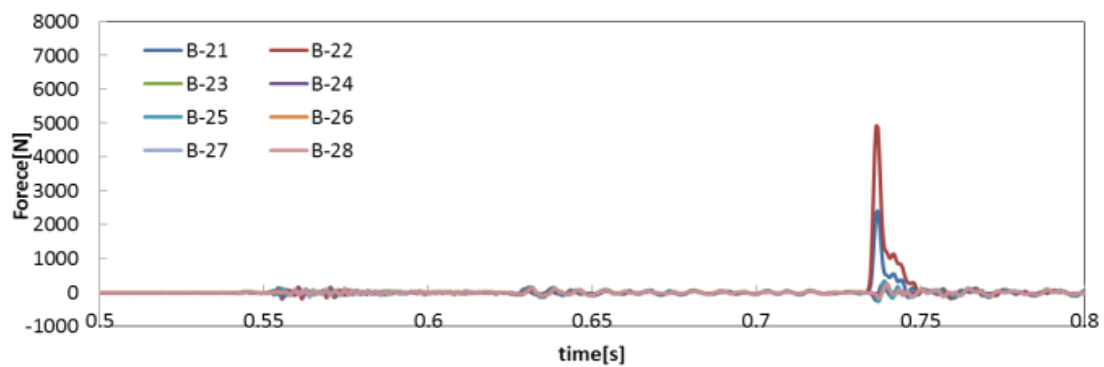
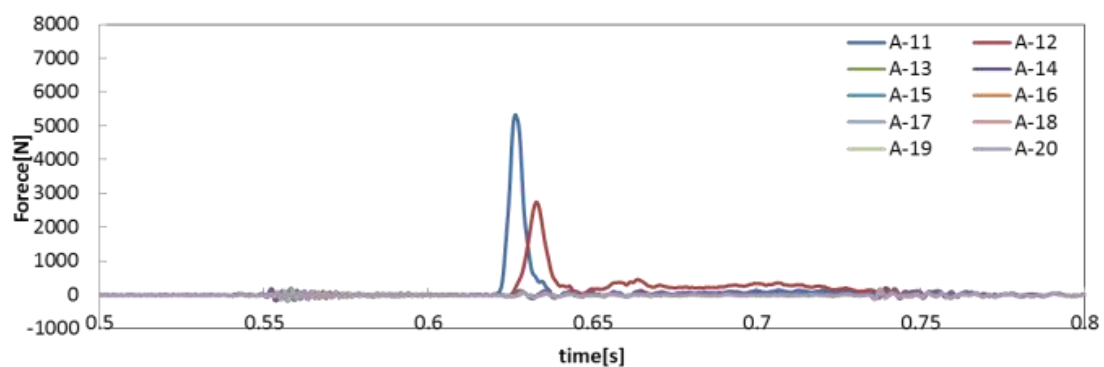
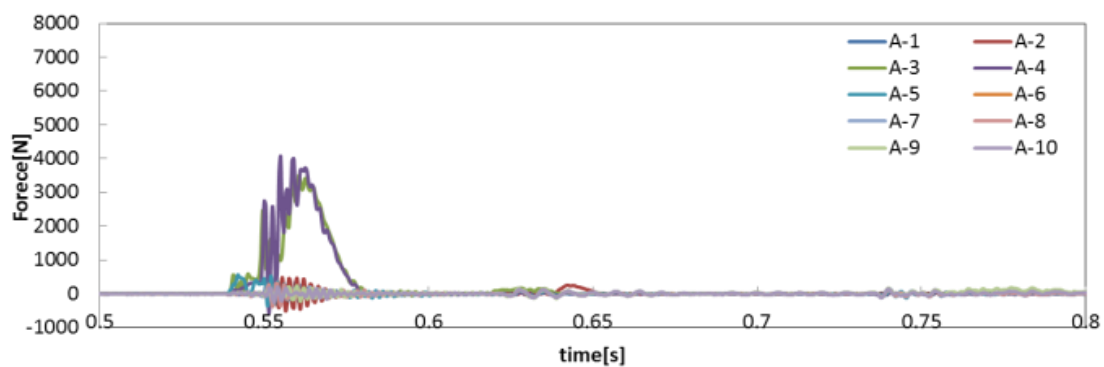


Fig.2-18 速度 15km/で衝突した場合の壁にかかる
衝撃の変化（ヘルメット有り）

Table.2-7 に各ブロックの最大 N を示す.

Table 2-7 15km/h で壁に衝突した際の
衝突用バリアの分布

ヘルメットなし			
部位	ブロック	N	Time
足首	A3	550	0.5405
	A5	560	0.542
フットレバ ー	A3	3495	0.5605
	A4	4057	0.555
膝	A11	5323	0.6265
	A12	2740	0.6325
頭部	B22	4915	0.7365

ヘルメット有り			
部位	ブロック	N	Time
足首	A3	700	0.537
	A4	980	0.533
フットレバ ー	A3	3295	0.557
	A4	4077	0.554
膝	A11	7330	0.6085
	A12	4362	0.6155
頭部	B21	3304	0.728

Table.2-7の結果からヘルメットなしとヘルメットありでは、頭部が衝突した場合以外に衝撃に10%程度の差はあるがほぼ同様のグラフの傾向を示した。

ヘルメットありでB22のバリア部の値が500Nを超える値になったのはヘルメットを装着することで接地面が増えたため、通常はB-25の部分だけがバリアの上部のB22まで範囲が広がったためと考えられる。またB25とB22の衝突時のタイミングがほぼ同時であるため、2箇所接触したのにヘルメット無しより衝撃値は最大値ではほぼ変わらない結果となった。しかし接触時間がヘルメット無しよりも半分となるためエネルギー的には同じであると考えられる。また、通常壁に衝突した際は基本的に足→膝→頭部の順に衝突することでフットレバー部が先に接触しているため、衝撃を緩和していると考えられていたが壁に伝わっている衝撃は約1000Nと頭部などに比べ低いことから、足はフットレバー部で衝撃を吸収する場合もあるが衝撃を吸収しきる前に体が車椅子から持ち上がり衝突もしくは車椅子ごと壁に衝突するためor足部を支点として膝に衝撃が追加されるためフットレバー部では全体の衝撃を吸収しないことが今回の実験で確かめられた。車の衝突時に近い形での傷害のメカニズムになる。

しかし、衝突速度の関係で膝への衝撃の最大値が5~7kNであり、累積(10ms)値が2.6kNと3.4kNである。

大腿部は骨折しないことが考えられる。しかしこれはあくまで直接的に膝に力がかかった値であるため、実際は捻りなどの曲げモーメントがかかることや基準値は成人を対象としている。そのため高齢者を対象とした場合、安全基準値は下がる。山田氏は70歳時では20歳時に比べ肉体強度が25%減少すると報告している^[17]。単純に計算すれば最大安全値は7.5kNと累積値が5.88kNとなるため骨折が発生することが考えられる。

第二章 参考文献

- [1] User's Manual for the Small Adult Female Hybrid III Test Dummy,SAEE ngineers
Aid 25,1999
- [2] User's Manual for the 50th percentile Male Hybrid III Test Dummy,SAEEngineers
Aid 23,1998
- [3] Mizuno Koji, The University of Nagoya Press, Crash Safety of Passenger Vehicles
ISBN978-4-8158-0691-0 Japan,2012
- [4] 生活支援ロボット安全検証センター低速衝突試験機
- [5] 独立行政法人自動車事故対策機構
- [6]外傷登録 日本外傷データベース-外傷診療の標準化と質向上のために,一般
社団法人日本外傷学会トラウマレジストリー検討委員会,へるす出版,2013
- [7] Mertz,H.J.,Prasad,P.,and,Nusholtz,G.,Head Injury Risk Assessment for Forehead
Impacts,SAE960099,pp26-46,1996.
- [8] Parasad P., et.al.,The Position of the United States Deligation to the ISO Working
Group 6 on the Use Of HIC in the Automotive Environment,SAE World
Congress,1985
- [9] Mertz H.J.,et.al.,Brain Injury Risk Assessment of Frontal Crash Test Results.SAE
Paper No.941056,1994
- [10] Mertz H.J.,et.al.,Injury Risk Curves for Children and Adults in Frontal and Rear
Collisions,41st Stapp Car Crash Conference,1997
- [11] Eppinger, Rolf, et al. "Development of improved injury criteria for the assessment
of advanced automotive restraint systems-II." National Highway Traffic Safety
Administration pp1-70, 1999.
- [12]Mizuno Koji, The University of Nagoya Press, Crash Safety of Passenger Vehicles

ISBN978-4-8158-0691-0 Japan,2012

- [13] 人体デジタルモデルを用いた交通事故傷害予測に関する研究:平成 21 年度
タカタ財団助成研究論文集
- [14] 工学技術者と医療従事者のためのインパクトバイオメカニクス 公益社団
法人自動車技術会,2006
- [15] 国土交通省 移動等円滑化のために必要な特定路外駐車場の構造及び設備
に関する基準を定める省令 平成 18 年 12 月 15 日
- [16] 生活支援ロボット安全検証センター低速衝突試験機
- [17] 山田博,人体の強度と廊下—生物強弱学による測定結果

第三章 ダミーモデルを用いた人体 シミュレーションの作成

3-1 ダミーモデルについて

通常,衝突などのシミュレーションは MADYMO(Fig.3-1)^{[1][2]}などを代表とする専門の会社が作成したダミーモデルを購入して傷害予測シミュレーションを行うのが一般的であるが,シミュレーション用ダミーモデル自体が非常に高額であるという問題もある.そのため,本研究では市販のダミーモデルに頼らないダミーモデルを作成し,簡易シミュレーションを行うことを目標に研究を行った.今回は第1段階として実際にあるダミーモデルを模したモデルを作成し,衝突実験を行い,実際のダミーモデルの衝突映像と比較し,挙動の妥当性の検討を行った.

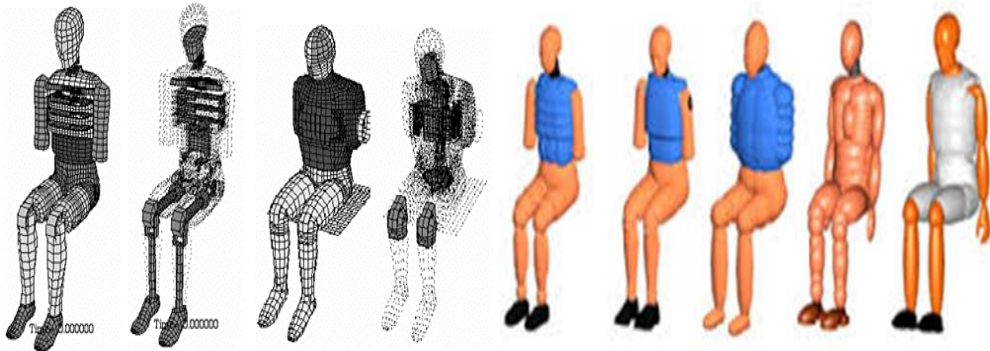


Fig.3-1 MADYMO 社製ダミーモデル^[1]

ダミーモデルはダミーモデル全体で人間の材料的な性質を模している.したがって本体フレームはアルミ,銅,またはスチールなどで構成されており,表面などはプラスチックやアセテート樹脂,ウレタンとポリウレタンフォーム,ビニールなど様々な素材で構成されている.本研究では,まず実際のダミーモデルを参考に衝突用シミュレーションモデルを作成する。Fig.3-2 にダミーモデルの断面図を示す.



Fig.3-2 ダミーモデルの断面図^[2]

Fig.3-3 に今回参考にしたダミーモデルの外見図を示す。

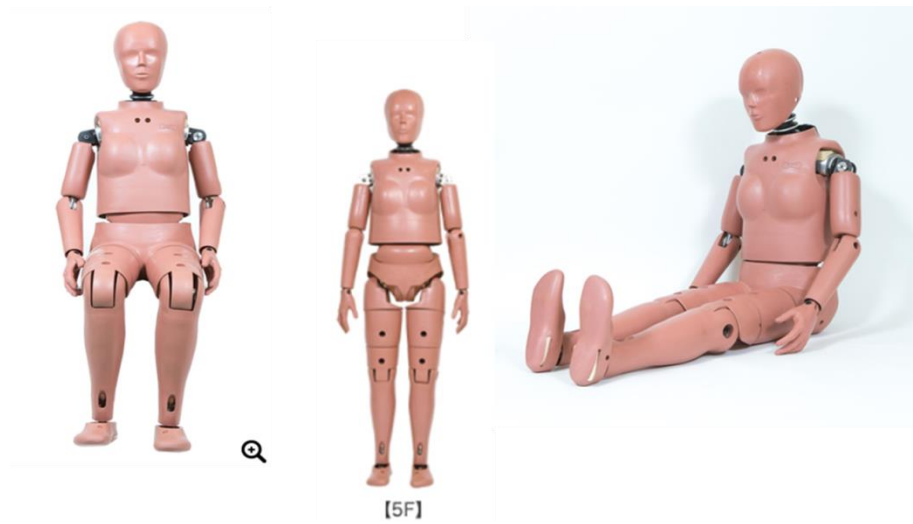


Fig.3-3 FMVSS208 試験用人体ダミー^{[3][4]}

Hybrid-III 5F ダミー

Fig.3-4 にダミーモデルの寸法図を示す。

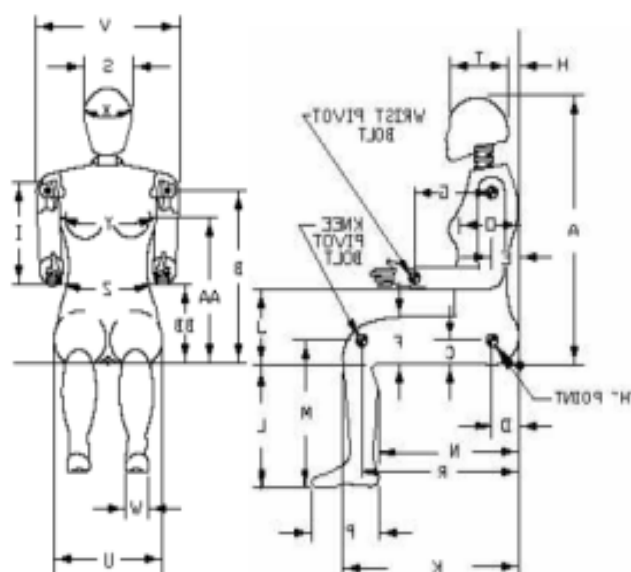


Fig.3-4 ダミーモデルの寸法図

Table3-1 にダミーモデルの寸法図を示す。

Table.3-1 ダミーモデル AF05 の寸法図^[5]

Dim.	Description	English (in)		Metric (mm)	
		Spec.	Tolerance +/-	Spec.	Tolerance +/-
A	Total Sitting Height	31.00	0.50	787.4	12.7
B	Shoulder Pivot Height	17.50	0.50	444.5	12.7
C	H-Point Height	3.30	0.10	83.8	2.5
D	H-Point Forward	5.80	0.10	147.3	2.5
E	Shoulder Pivot from Back Line	3.00	0.30	76.2	7.6
F	Thigh Clearance	5.00	0.30	127.0	7.6
G	Back of Elbow to Wrist Point	9.90	0.30	251.5	7.6
H	Head Back from Backline	1.80	0.10	45.7	2.5
I	Shoulder to Elbow Length	11.30	0.40	287.0	10.2
J	Elbow Rest Height	7.60	0.40	193.0	10.2
K	Buttock to Knee Length	21.00	0.50	533.4	12.7
L	Popliteal Height	14.40	0.40	365.8	10.2
M	Knee Pivot Height	16.00	0.50	406.4	12.7
N	Buttock Popliteal Length	16.80	0.50	426.7	12.7
O	Chest Depth without Jacket	7.20	0.30	182.9	7.6
P	Foot Length	8.90	0.30	226.1	7.6
R	Buttock to Knee Pivot Length	18.50	0.50	469.9	12.7
S	Head Breadth	5.60	0.20	142.2	5.1
T	Head Depth	7.20	0.20	182.9	5.1
U	Hip Breadth	12.10	0.30	307.3	7.6
V	Shoulder Breadth	14.10	0.30	358.1	7.6
W	Foot Breadth	3.40	0.30	86.4	7.6
X	Head Circumference	21.20	0.40	538.5	10.2
Y	Chest Circumference with Jacket	34.10	0.60	866.1	15.2
Z	Waist Circumference	30.50	0.60	774.7	15.2
AA	Reference Location for dim. AY*	13.6	0.50	345.4	12.7
BB	Reference Location for dim. AZ*	6.50	0.20	165.1	5.1

Table.3-2 にダミーモデルの各部位の重さを示す。

Table.3-2 ダミーモデルの各部位の重さ^[5]

部位	重量 (kg)
頭	3.73
首	0.91
上部胴体	12.02
下部胴体	13.25
上腕 (両腕)	2.36
下腕 (両腕)	1.80
手 (両腕)	0.56
大腿部 (両足)	6.26
下肢 (両足)	6.54
足 (両足)	1.58
全重量	49.01

3-2 作成したダミーモデル

Fig.3-1~4,Table3-1~2 のダミーモデルの各部位の寸法、外見図、重さからシミュレーション用ダミーモデルを作成した。Fig.3-5 に今回作成したダミーモデルの外見図を示す。身長142.7cm,体重49.8kgであり,Fig.3-3で参考にしたダミーモデルとほぼ同じ身長,同じ重さである。

各部位の関節や内部構造は設計の仕様上再現が出来なかったため,材質については均一になっている。また,Table.3-2の各部位の重さを参考に作成したモデルの各部位ごとの密度を計算した。Table3-3 に各部位の密度を示す。

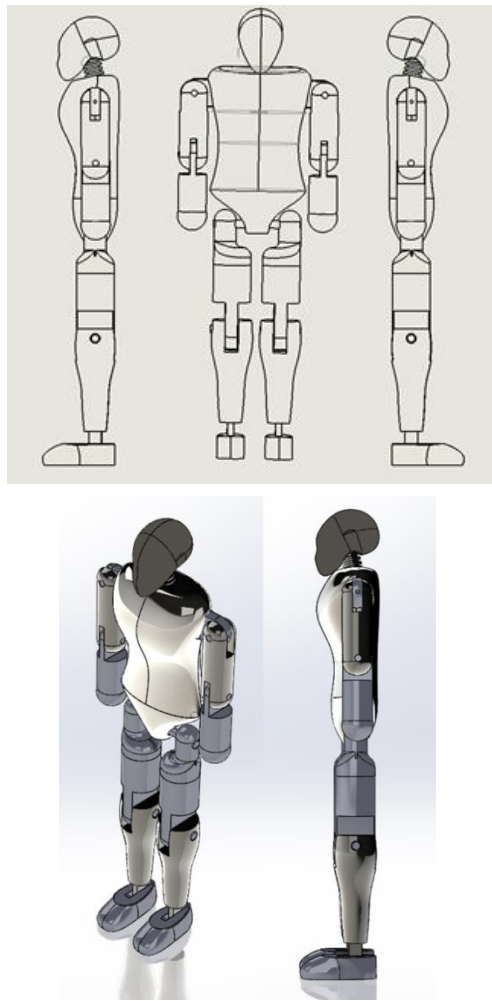


Fig.3-5 作成したダミーモデル

Table 3-3 各部位の密度

各部位	密度(kg/m ³)
頭部	1605
首	3595
上半身 (胴体+肩)	835
下半身 (腰+股)	2674
上腕	894
下腕+手	978
大腿部	1510
下肢	1460
足	739

また,人体の材料パラメータは各部位ごとに密度を変え,Table3-3とした.材料の特性は人体に比較的近い材質のゴム材料を参考に Fig.3-6 の通りに設定した.

A	B	C	D	E
特性	値	単位		
密度	3595	kg m ⁻³	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3次Ogden			<input type="checkbox"/>	
材料定数 MU1	6.1803E+07	Pa		<input type="checkbox"/>
材料定数 A1	1.3			<input type="checkbox"/>
材料定数 MU2	1180	Pa		<input type="checkbox"/>
材料定数 A2	5			<input type="checkbox"/>
材料定数 MU3	-98.10	Pa		<input type="checkbox"/>
材料定数 A3	-2			<input type="checkbox"/>
非圧縮性パラメータ D1	4.825E-09	Pa ⁻¹		<input type="checkbox"/>
非圧縮性パラメータ D2	0	Pa ⁻¹		<input type="checkbox"/>
非圧縮性パラメータ D3	0	Pa ⁻¹		<input type="checkbox"/>

Fig.3-6 人体モデルの材料パラメータ(首)の例

衝突解析には ANSYSLS-DYNA を使用した.車椅子は第二章で行った車椅子のサイズを参考に簡易車椅子を作成した.また,人体ダミーモデルのノード数は 28856,シェル数は 72665 個とした.

Fig.3-7 に作成したモデルを,Fig3-8 に車椅子に搭乗させたモデルを示す.

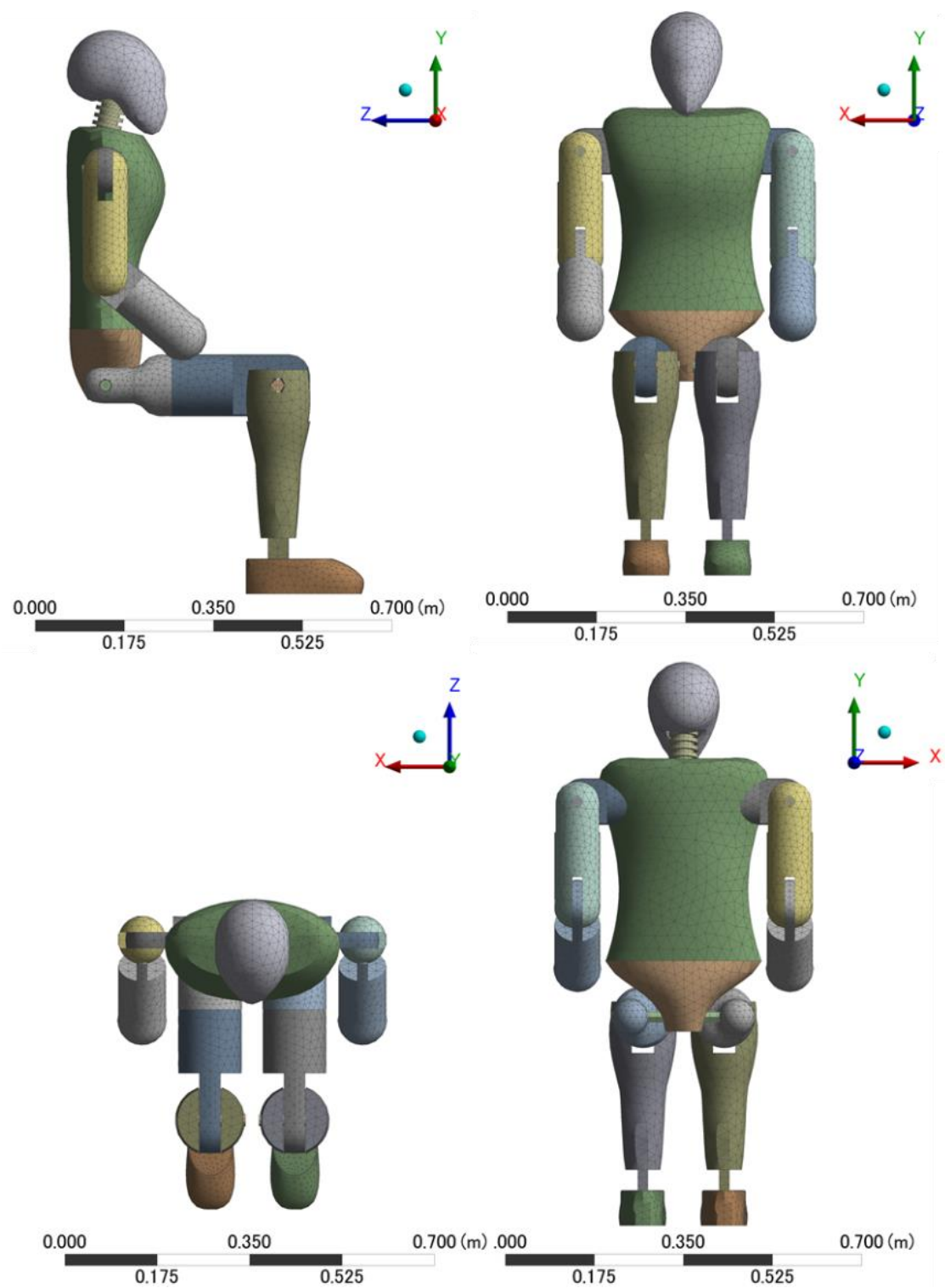


Fig.3-7 作成した 3D ダミーモデル

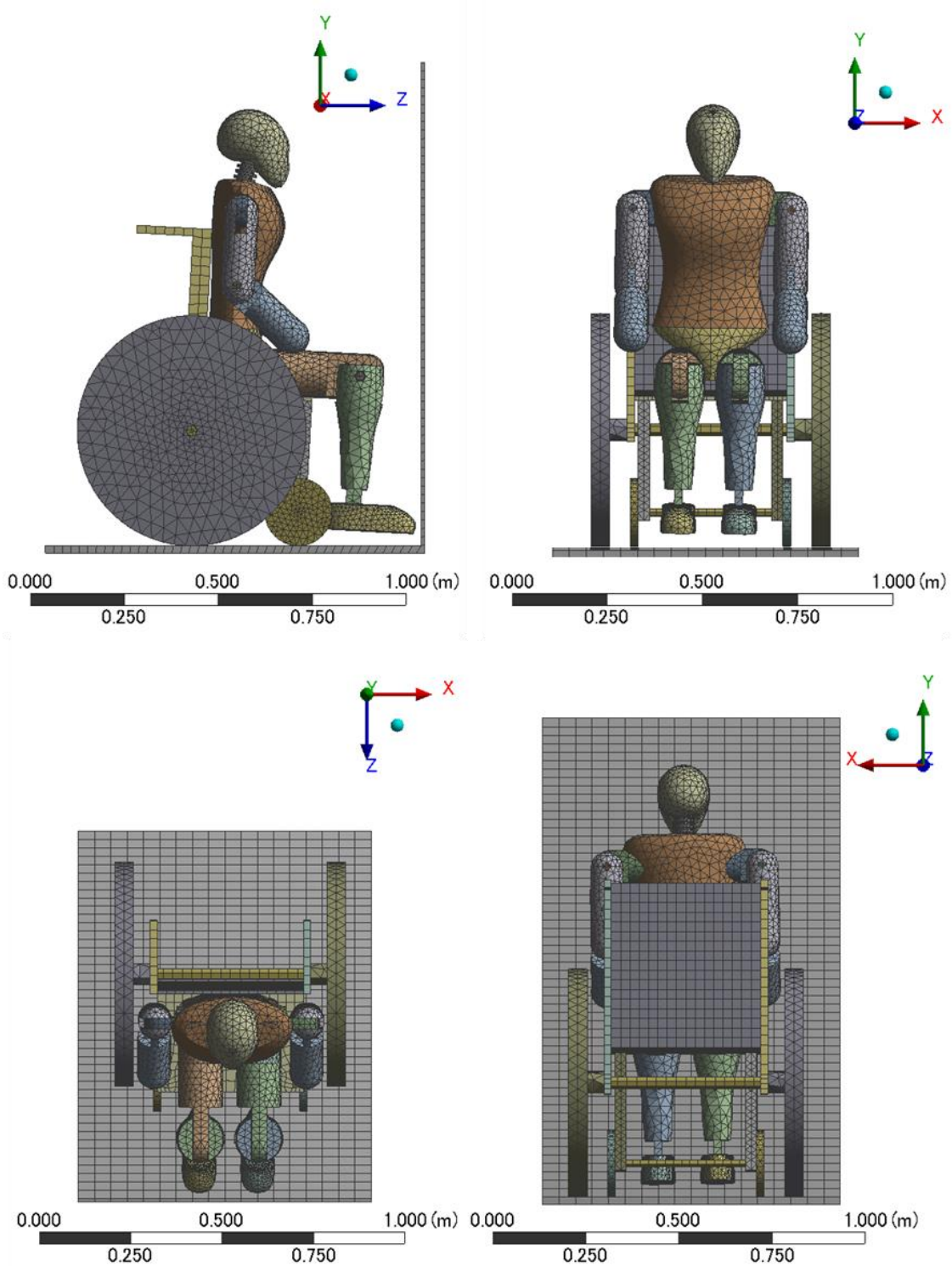


Fig.3-8 車椅子に搭乗させた3Dダミーモデル

3-3 衝突シミュレーション

Fig.3-9,10に速度6km/hと15km/hで衝突した際の様子を示す.6kmでは実際の実験と同様に壁に頭部は衝突しなかった.しかし15kmでは壁に膝→手→頭部の順番で衝突していることがわかる.

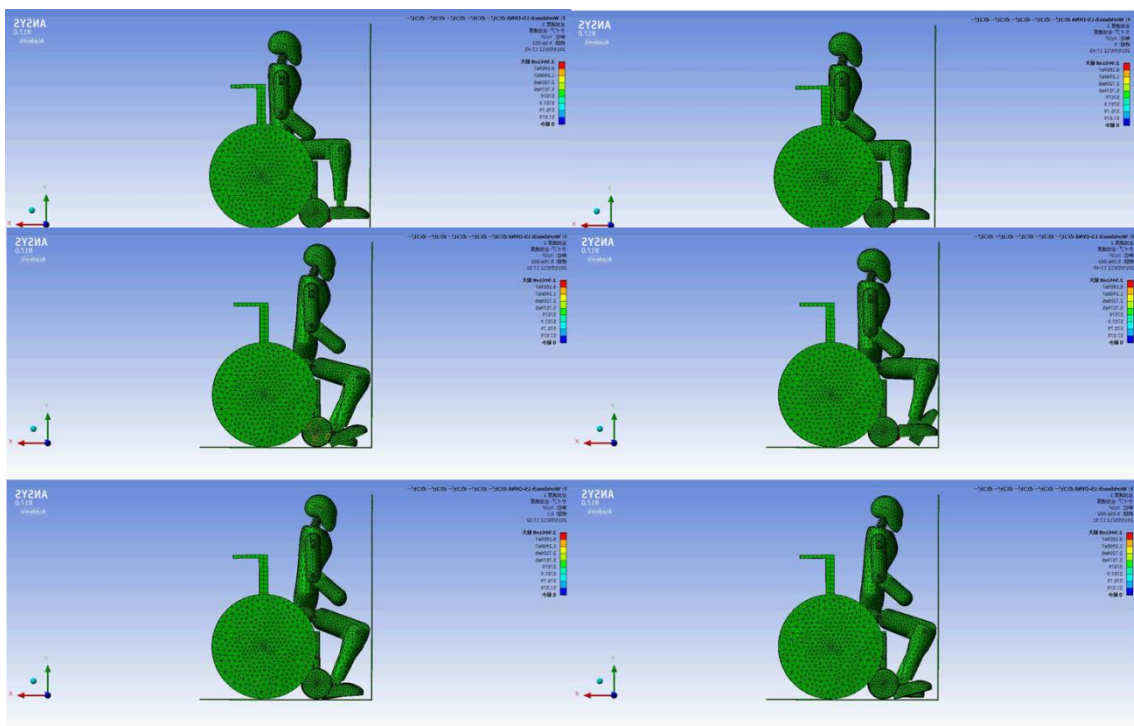


Fig3-9 速度6km/hでの衝突の様子

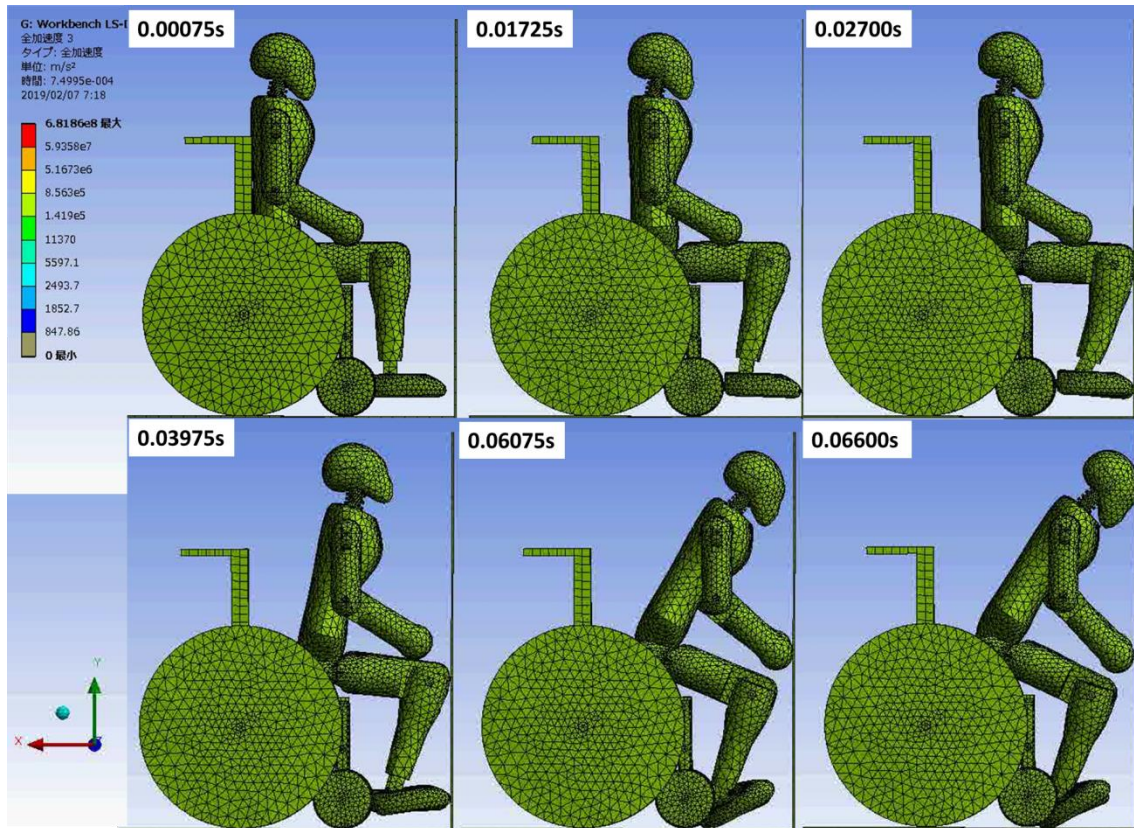


Fig.3-10 速度 15km/h での衝突の様子

Fig.3-9,10 の結果から挙動については実際のダミーモデルでの衝突と同じような挙動を示していることがわかった。シミュレーションはダミー人形の実験と違い,モデルのすべての部位の情報を取得できる.したがって,モデルのどの場所の情報を取得するのが重要である.本研究は実際に実験を行ったダミー人形とシミュレーションの比較を行うのを目的としている.したがって,シミュレーションの加速度は実際のセンサー位置の加速度を参照するのが適切である.Fig.3-11 に参照するセンサー位置を示す.

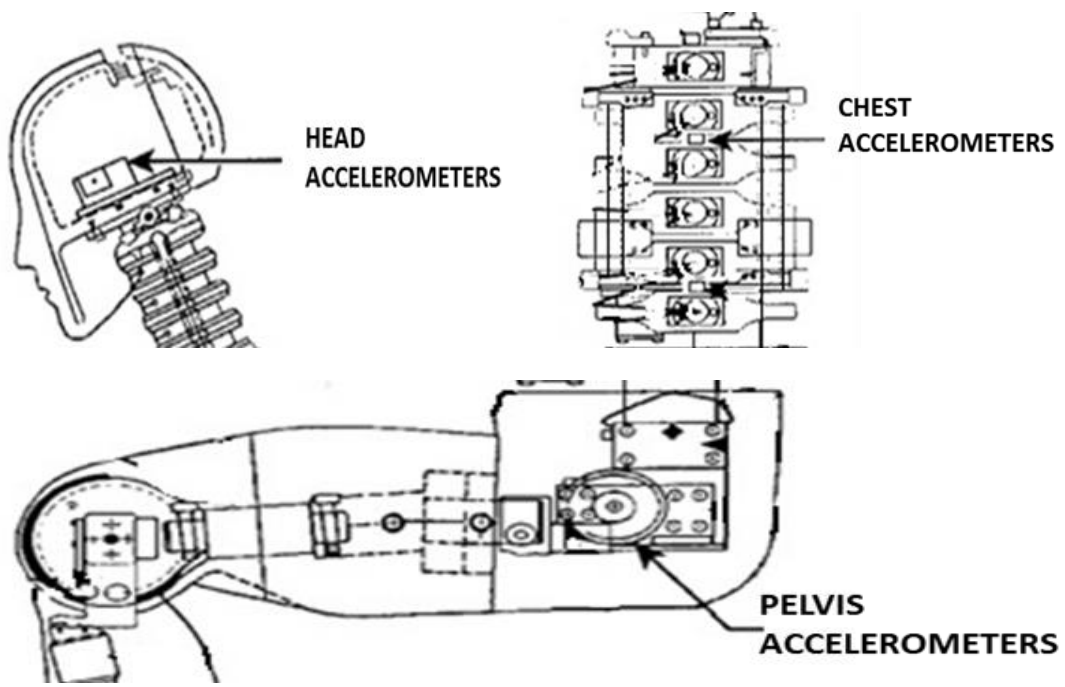


Fig.3-11 センサーの位置^[5]

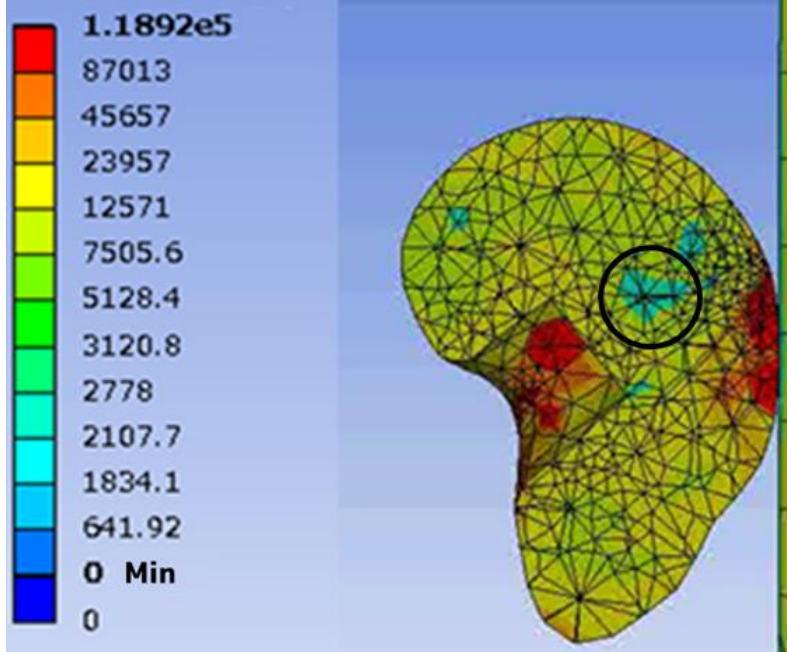


Fig.3-12 衝突時の頭部センサー位置の加速度

Fig.3-12 に衝突時の頭部加速度の様子を示す.黒丸で囲った位置がセンサー位置であり,加速度が 1834m/s^2 であることがわかる.同様に胸部,腰部についても同様

の評価を行う。Fig.3-12 に胸部加速度, Fig.3-13 に腰部の加速度の様子を示す。

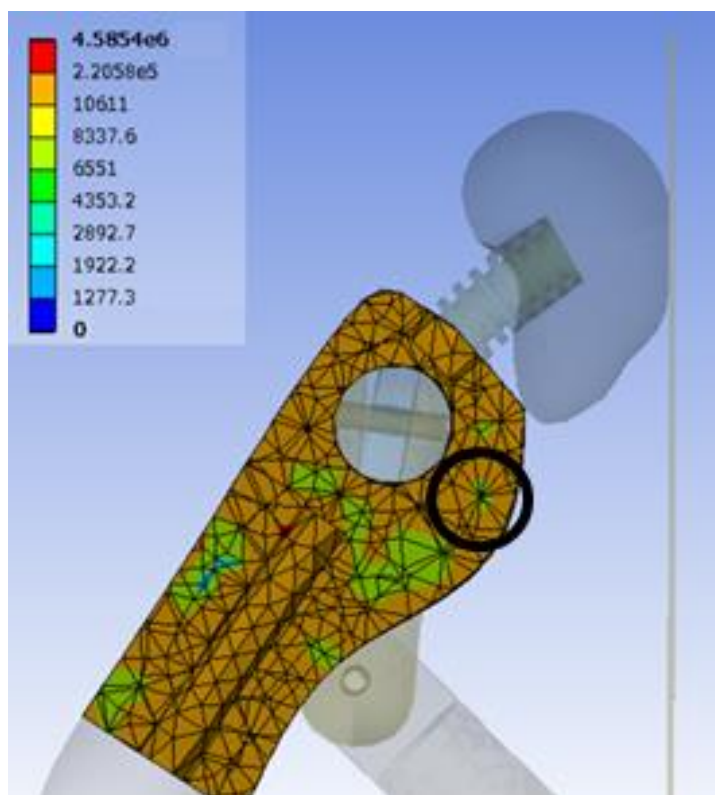


Fig.3-13 衝突時の胸部センサー位置の加速度

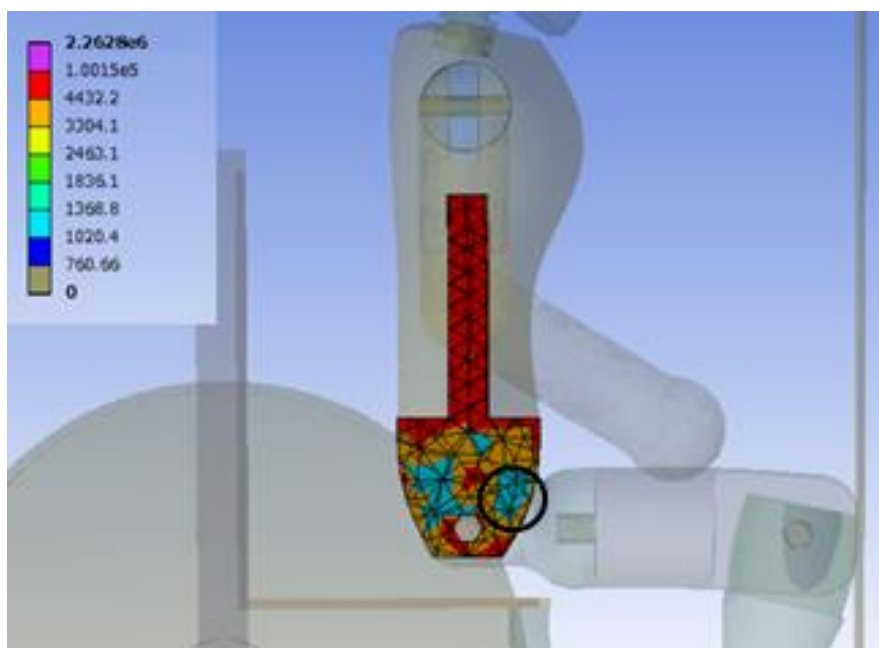


Fig.3-14 衝突時の腰部センサー位置の加速度

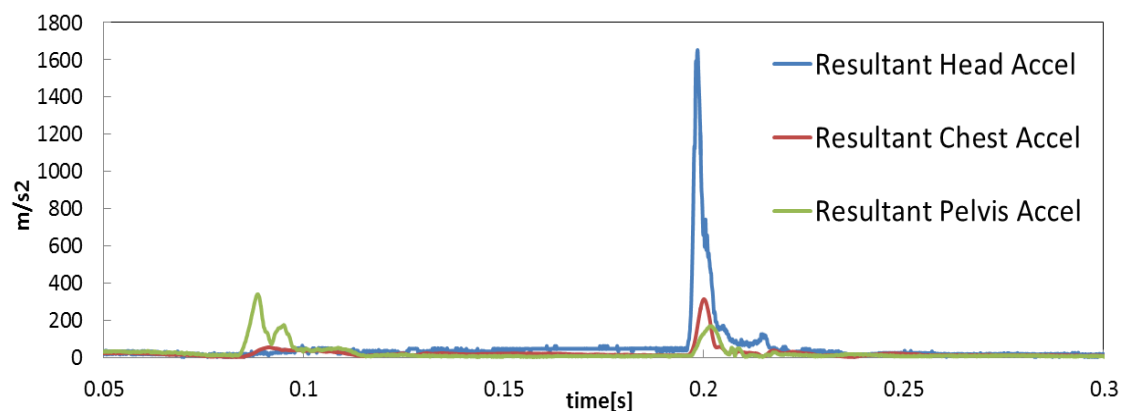


Fig.3-15 ダミー人形を用いた衝突実験

胸部は約 4353 m/s^2 であり,腰は 1020 m/s^2 であることがわかる.実際の衝突 (Fig.3-15)では胸部,腰部ともに最大で 400 m/s^2 程度であることから実験の値と非常に大きな差がでることがわかった.Tabel.3-4 にダミー人形を用いた実験との差を示す.

Tabel.3-4 にダミー人形を用いた実験との差

衝突時の加速度 m/s^2	頭部	胸部	腰部
ダミー人形	1652	313	382
シミュレーション	1834	4353	1020
誤差	11%	1290%	260%

胸部については,頭部と違い,実際のダミー人形の試験では肋骨部がクッションの役目を果たし,衝撃を緩和することから今回作成したモデルではその肋骨などのクッション部を再現できていないことがわかった.同様に腰部も膝から腰に衝撃が伝わるため,それらの伝達がうまく再現できなかったことが考えられる.

これら胸部や腰部については胸部を忠実に再現するか,胸部全体で物性値を合わせるかなどの方法を取れば解決できることが考えられる.

第三章 参考文献

- [1] MADYMO (<https://altairhyperworks.jp/partner/MADYMO>)
- [2] HUMANETICS(<http://www.humaneticsatd.com/>)
- [3] User's Manual for the Small Adult Female Hybrid III Test Dummy,SAEE ngineers
Aid 25,1999
- [4] User's Manual for the 50th percentile Male Hybrid III Test Dummy,SAEEngineers
Aid 23,1998
- [5] Procedures for Assembly, Disassembly, and Inspection (PADI) of the Hybrid
III 5 th Percentile Adult Female Crash Test Dummy (HIII-5F), Alpha
Version revised JUNE 2002

第四章 車椅子の衝突・転倒時における傷害評価 プロトコルの作成

4-1 車椅子の傷害推定プロトコルの作成

2,3 章では車椅子衝突・転倒時における身体への傷害のみの評価を行った。しかし、あくまで身体の個別の部位の傷害を測定下に過ぎず、最終的に車椅子の衝突・転倒時における総合的な傷害の度合いを決める必要がある。最終的な生存率を TRISS や ASCOT を用い評価を行い、車椅子使用時における傷害評価プロトコルの作成を行った。

事故が起きた場合, Fig.4-1 の手順で傷害の判定を行う。

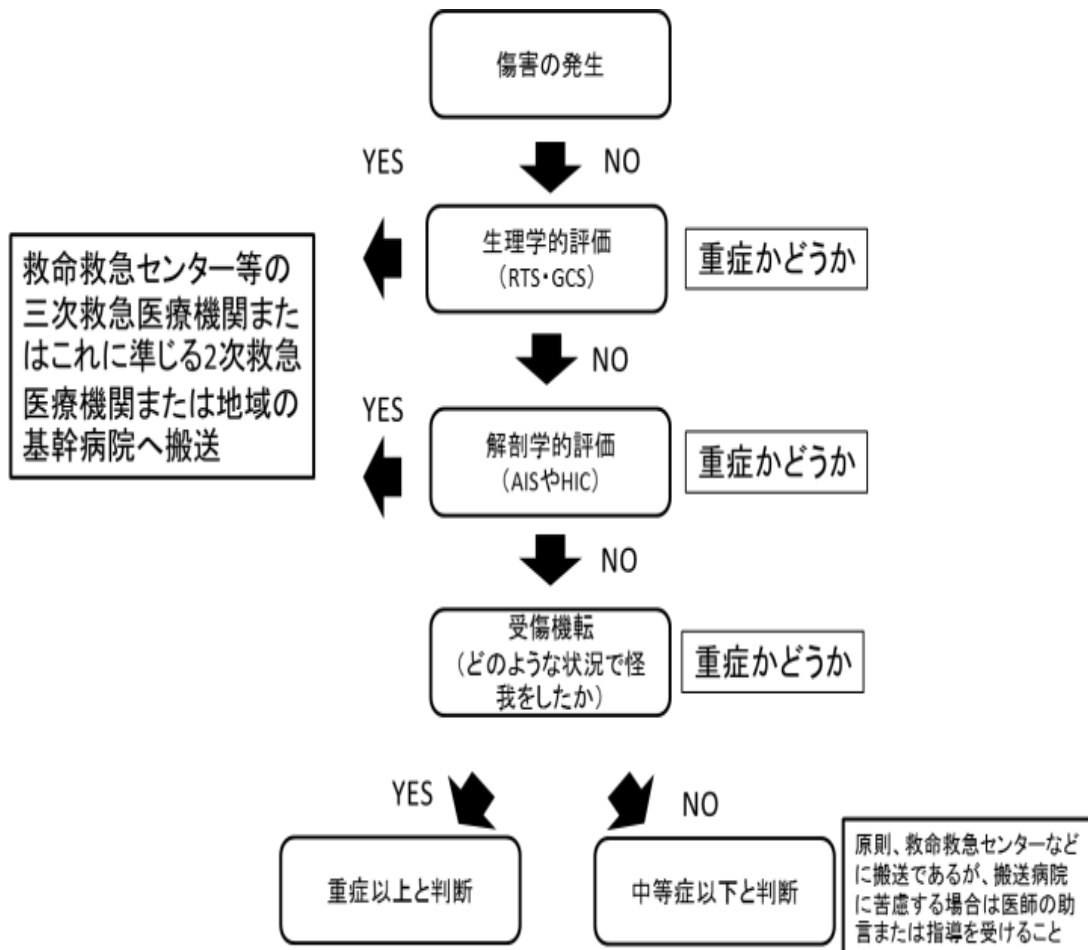


Fig.4-1 Injury judgment protocol at accident occurrence

具体的には傷害の種類と重症度を数値的に表現するために傷害スケールの概念が用いられる。傷害のスケールは〔解剖学的〕,〔生理学的〕,〔機能障害・能力傷害・社会的損失〕の3グループに分けられる。しかし,ダミーモデルでは生理学的重症度(RTS)を判定できない。本実験では,ダミーモデルを使用する観点から〔生理学的〕及び〔機能障害・能力傷害・社会的損失〕スケールについては考慮しない。したがって解剖学的評価のみで評価を行う。評価は Fig.4-2 の手順で行う。

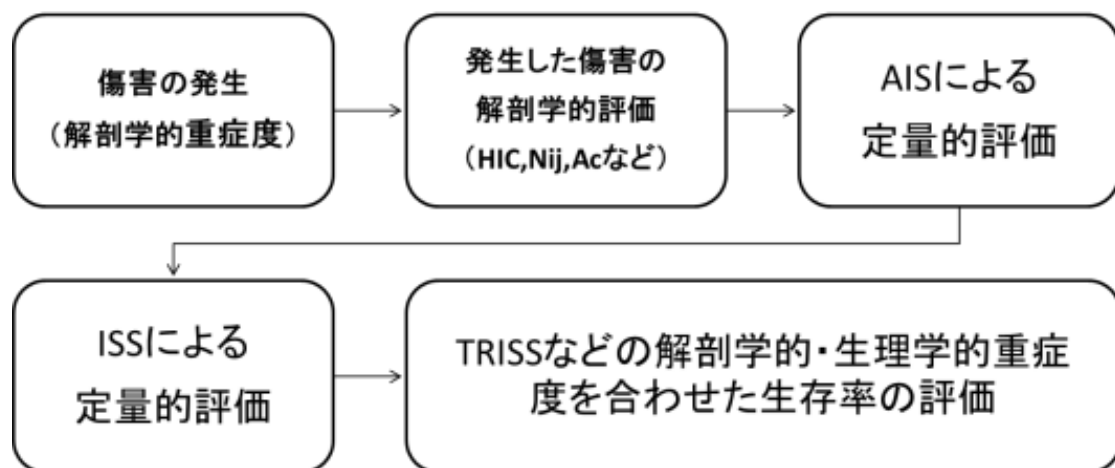


Fig.4-2 Injury risk assessment protocol

また,各部位ごとの AIS を算出後,全身の傷害を評価する指標として ISS (Injury Severity Score) ^[1] を使用する。ISS は 1974 年に考案された多発外傷患者のための重症度評価法であり, AIS をもとに算出される。損傷部位を 6 つ ((1)頭頸部,(2)顔面,(3)胸部, (4)腹部及び骨盤,内臓器,(5)四肢及び骨盤,(6)体表) に分けて各部位の最高値を AIS 重症度スコアの中から,上位 3 つを抽出しそれぞれを二乗して合計した値で評価する。最大値は 75 点。通常頭部と頸部は一緒の部位として AIS を算出するが今回は頭部と頸部を分け,頭部,頸部,胸部の三箇所の最大 AIS から ISS を

算出する.

また,AIS が一箇所でも 6 になる場合は他の部位の値にかかわらず ISS=75 (最高点) として計算する.

以下の式で求めることが出来る.

$$ISS = (a_{max_1}^2) + (b_{max_2}^2) + (c_{max_3}^2) \quad 4- (1)$$

a= First highest AIS score

b= Second highest AIS score.

c= Third highest AIS score

4-2 TRISS 法および ASCOT 法による評価

算出された ISS の結果から近年では生存率を予測する中で最も標準的な方法の 1 つである TRISS (Trauma and Injury Severity Score) ^[2] を使用し, 傷害発生時における生存予測率を算出する. TRISS は RTS (Revised Trauma Score : 意識レベル (glasgow coma scale : GCS) , 収縮期血圧 (systolic blood pressure : SBP) , 呼吸数 (respiratory rate : RR) の 3 つのスコアの合計値) , ISS, 年齢の指標, 傷害の種類 (Blunt or Sharp) の 4 つのパラメータを総合して予測生存率を算出する. TRISS は以下の式で求めることが出来る. Table.4-1 に(8)式の各係数, Table.4-2 に RTS score を示す.

$$Ps \text{ (TRISS)} = \frac{1}{1+e^{-b}} \quad 4- (2)$$

$$b=b_0 + b_1(RTS) + b_2(ISS) + b_3(AGE) \quad 4- (3)$$

AGE は, 54 歳以下と 55 歳以上 で分け, 計算する.

$$0 - 54\text{years old} = 0 \quad 55\text{years old or more} = 1$$

RTS スコアについては式(9)で求めることができるが今回, ダミーモデルを使用することから生理学的重症度が測定できないため $RTS_{MAX}=7.8408$ で固定して計算する. ただし, ISS (1 箇所でも AIS6(Fatal)である場合) が 75 の場合は即死に近い状態が考えられるため RTS は 0 として計算する.

$$RTS=0.9368 \text{ (GCS)} + 0.7326 \text{ (SBP)} + 0.2908 \text{ (RR)} \quad 4- (4)$$

Table.4-1 The value of each constant of TRISS

	b ₀	b ₁	b ₂	b ₃
Blunt	-0.4499	0.8085	-0.0835	-1.7430
Sharp	-2.5355	0.9934	-0.0651	-1.1360

※ Evaluation is only blunt trauma evaluation

Table.4-2 RTS score

GCS (points)	SBP (mmHg)	RR(/min)	Score
13-15	≥90	10-29	4
9-12	76-89	30≥	3
6-8	50-75	6-9	2
4-5	1-49	1-5	1
3	0	0	0

今回は平らな地面への衝突を想定した実験を行ったため、計算は Blunt のみを行う。

また,TRISS の欠点として年齢のパラメータが 55 歳以上 と 54 歳以下の二種しかないことや同一部位に複数箇所 of 傷害があった場合でも傷害が一箇所の場合と同じ評価を行っていること,生存率の計算を頭部と体表などを全て同じ重みの評価として計算を行っているなどの問題が挙げられる.その為今回は TRISS の弱点である年齢区分及び複数箇所 of 傷害,怪我した部位ごとの重みをおいた評価を行える ASCOT (A Severity Characterization of Trauma) を使用し,TRISS との比較を行った.ASCOT モデルで生存率を求める式を以下に示す^{[3] [4]}.

$$Ps \text{ (ASCOT)} = \frac{1}{1+e^{-k}} \quad 4- (5)$$

$$K=k_1+k_2G+k_3S+k_4R+k_5A+k_6B+k_7C+k_8Age^* \quad 4- (6)$$

Table 4-3 ASCOT model coefficients

	k_1	k_2	k_3	k_4	k_5	k_6	k_7	k_8
Blunt	-1.1570	0.7705	0.6583	0.2810	-0.3002	-0.1961	-0.2086	-0.6355
Sharp	-1.1350	1.0626	0.3638	0.3332	-0.3702	~0.2053	-0.3188	-0.8365

G= glasgow coma scale : GCS S= systolic blood pressure : SBP

R= respiratory rate : RR

$$A,B,C=\sqrt{NAIS3 * 3^2 + NAIS4 * 4^2 + NAIS5 * 5^2}$$

A=Head,Brain,Spinal cored B=Thoracic,Front of neck

C=All others

※ NAIS is the number of AIS of each part

G と S と R の評価については TRISS と同様に Tabel.4-2 を使用する.

Table.4-4 ASCOT patient age characterization

Age [※]	Ages(years)
0	0-54
1	55-64
2	65-74
3	75-84
4	≥85

また,ASCOT を計算するにあたり,例外の計算がある.Table.7 に例外の場合の生存率を示す.

Table.4-5 Exception in ASCOT

Set-aside	Blunt	Penetrating
	Survivors(%)	Survivors(%)
AIS 6 RTS=0	0	0
MAX AIS<6 RTS=0	1.4	2.6
AIS 6 RTS>0	22.9	22.2
MAX AIS=1or2 RTS>0	99.8	99.9

4-3 考察

結果から算出した ISS 及び TRISS・ASCOT の計算結果を Table4-6,7 に示す。TRISS と ASCOT の結果を比較すると TRISS の 56 歳以上の結果と ASCOT の 85 歳以上の結果がほぼ一致した。ASCOT の 55 から 84 歳までの 3 つの区分については 56 歳以上の TRISS の結果と比較すると最大で約 23% の差があることがわかった。また今回はダミーモデルで実験を行ったため、同一部位における複数箇所の評価を行うことができなかった。例えば今回は(a)forward のヘルメットなしの場合では頭部の AIS が 5 であるが頭部に AIS5 が二箇所ある場合では ASCOT の生存率は 73% となり AIS5 が一箇所の場合よりも生存率が 10% も低下する。つまり実際の事故では今回求めた値よりも生存率が低下することが予測される。

Table.4-6 Maximum AIS and ISS results for each site

Types of falls	helmet	Head AIS	Neck AIS	Chest AIS	ISS
(a)forward	×	5	2	1	30
	○	2	-	1	≥ 5
(b)side	×	6	≤ 2	2	75* (≤ 44)
	○	3	≤ 2	2	≤ 17
(c)back	×	0	≤ 2	0	≤ 4
	○	0	≤ 2	0	≤ 4
(d) Collide on the wall (6 k m/h)	×	0	≤ 2	0	≤ 4
	○	-	-	-	-
(d) Collide on the wall (15 k m/h)	×	3	2	1	14
	○	1	2	0	5
(e)culb block→wall (15 k m/h)	×	5	3	2	38
	○	2	2	1	9
(f) collide on the ground (10 k m/h)	×	4	4	2	36
	○	2	2	1	9

* ISS becomes 75 when AIS is 6

Table.4-7 TRISS and ASCOT calculation result

Types of falls	helmet	TRISS(%)	ASCOT(%)			
		(55 \geq)	55-64	65-74	75-84	\geq 85
(a)forward	×	83.77	97.20	94.83	90.68	83.74
	○	\geq 97.65	99.80	99.80	99.80	99.80
(b)side	×	0.02	0.00	0.00	0.00	0.00
	○	93.86	98.44	97.10	94.66	90.37
(c)back	×	\geq 97.46	99.80	99.80	99.80	99.80
	○	\geq 97.46	99.80	99.80	99.80	99.80
(d) Collide on the wall (6 k m/h)	×	\geq 97.46	99.80	99.80	99.80	99.80
	○	-	-	-	-	-
(d) Collide on the wall (15 k m/h)	×	95.15	98.44	97.10	94.66	90.37
	○	97.65	99.80	99.80	99.80	99.80
(e)culb block→wall (15 k m/h)	×	72.58	95.06	91.07	84.38	74.09
	○	96.75	99.80	99.80	99.80	99.80
(f) collide on the ground (10 k m/h)	×	75.78	97.58	95.53	91.88	85.70
	○	96.75	99.80	99.80	99.80	99.80

4-4 生理学的重症度 (RTS) の評価について

本実験ではダミーモデルを使用したため、RTS を最大値として生存率の評価を行った。しかし実際の転倒・衝突事故では AIS が高くなればなるほど RTS は相対的に低くなることや損傷部位によって RTS の値が変動するなどの問題がある。現に例えば RTS の各値が GCS=1,SBP=1,RR=1,身体の各部位の AIS が 3 (ISS が 27) 対象が 85 歳以上の場合は TRISS 5.40%,ASCOT 1.62%となり,RTS が最大値 (GCS=4,SBP=4,RR=4) で同じく各部位の AIS が 3 (ISS が 27) では TRISS 86.90%,ASCOT 73.60%となり生存率に大きな差が出る。その為実際の事故では今回の求められた生存率よりも値が低くなることが予測される。

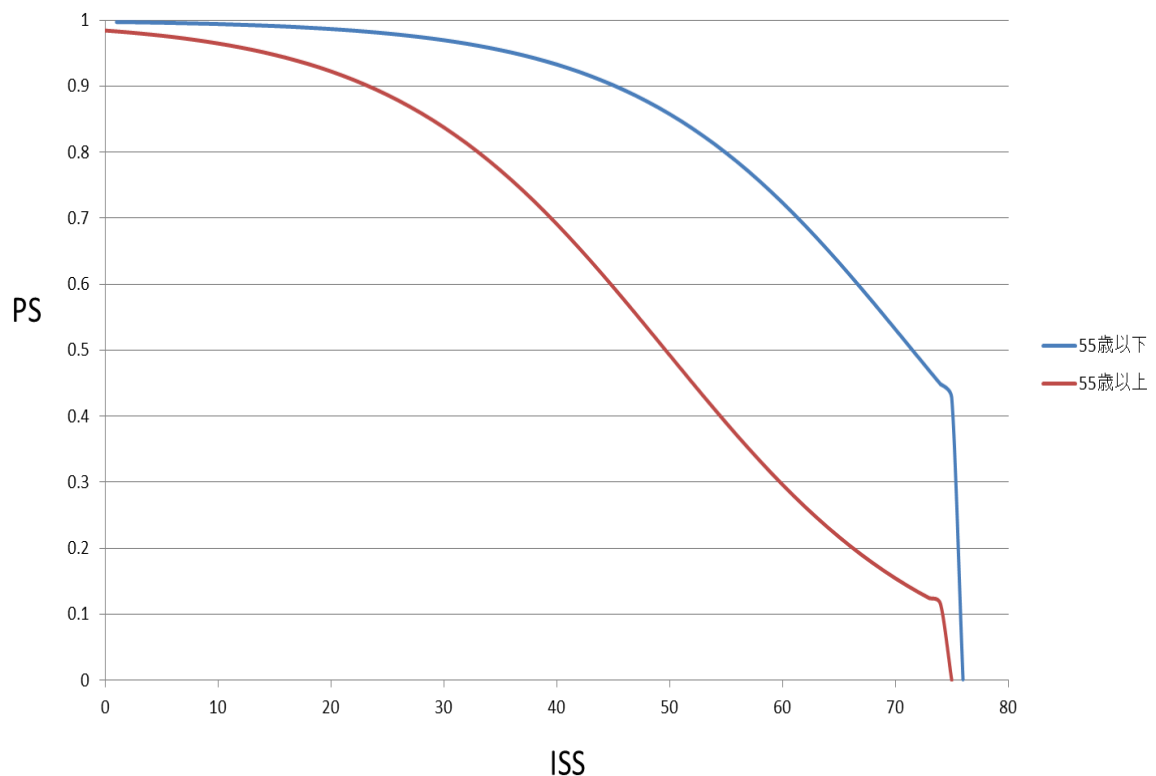
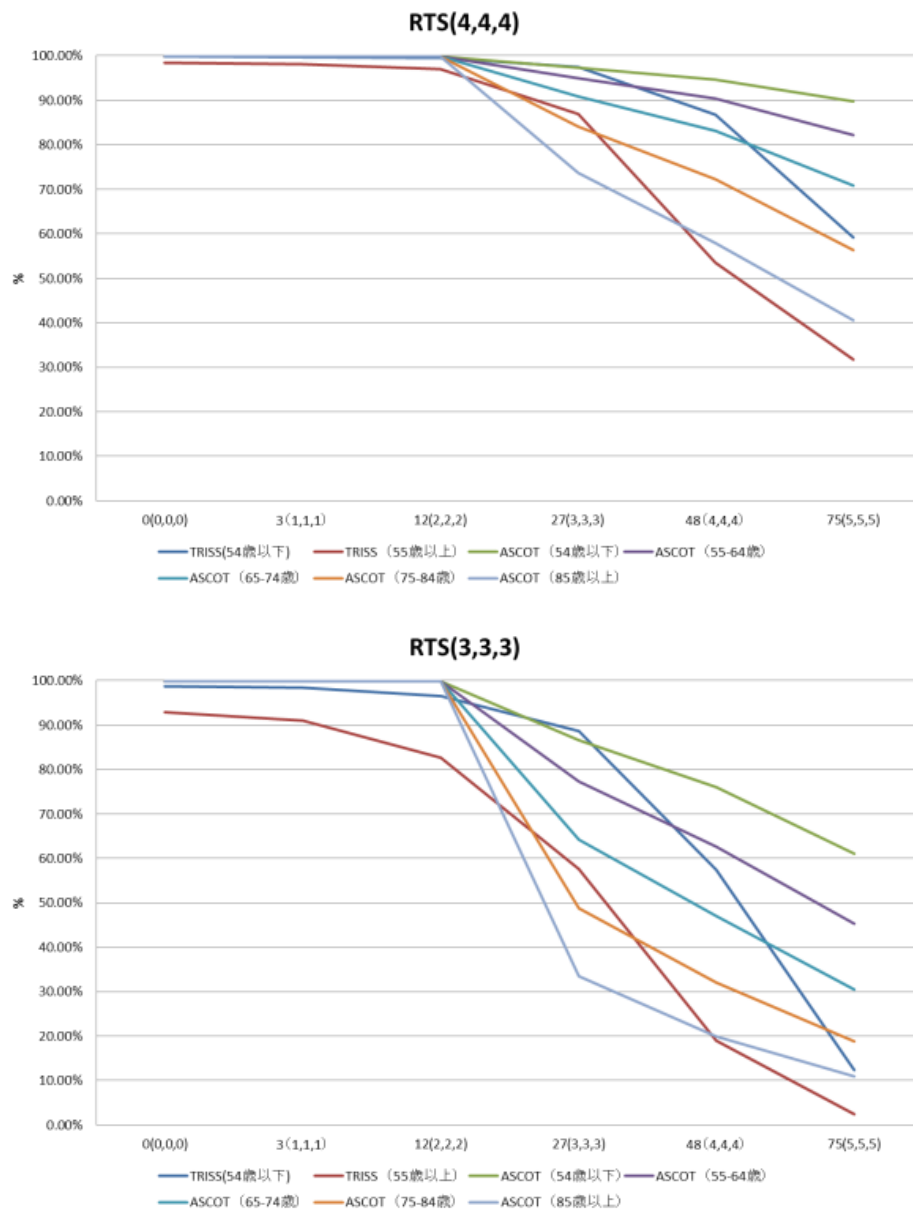
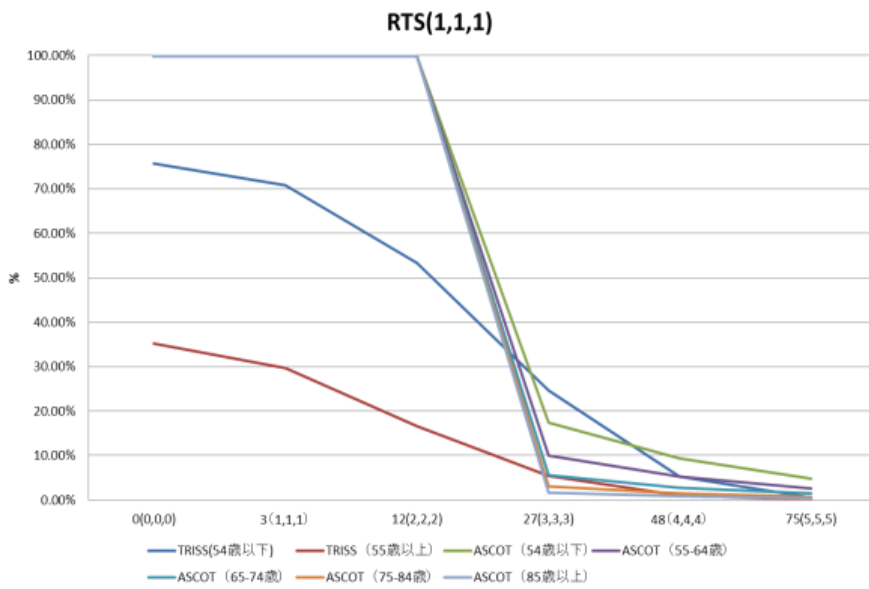
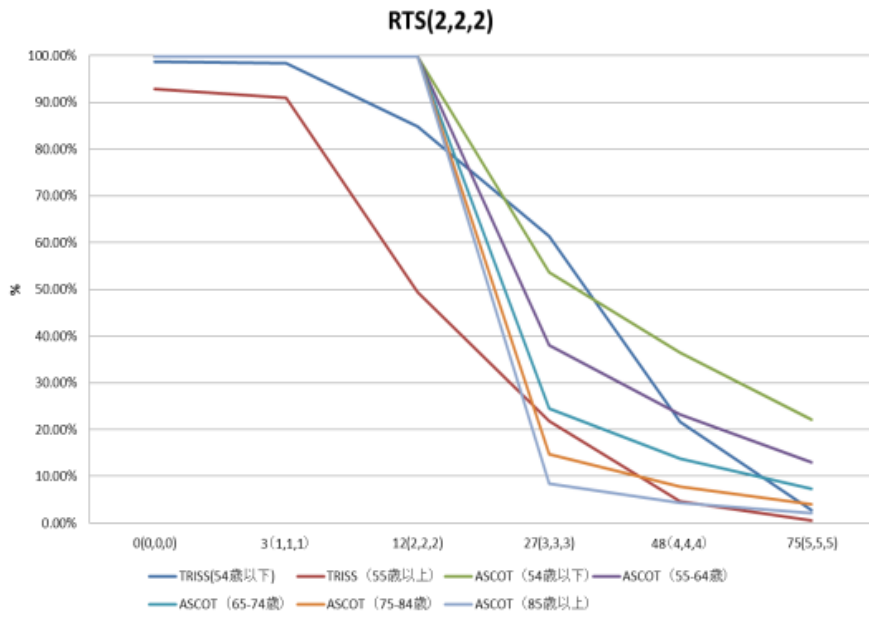


Fig4-3 TRISS RTS が最大値での ISS ごとの救命率

Fig.4-3 に RTS が最大値であるときの ISS ごとの救命率を示す.55 歳以下であれば ISS が 75 にならなければ AIS5 が 2 つ,4 が一つの場合でも救命率が 60%を超えることがわかる.





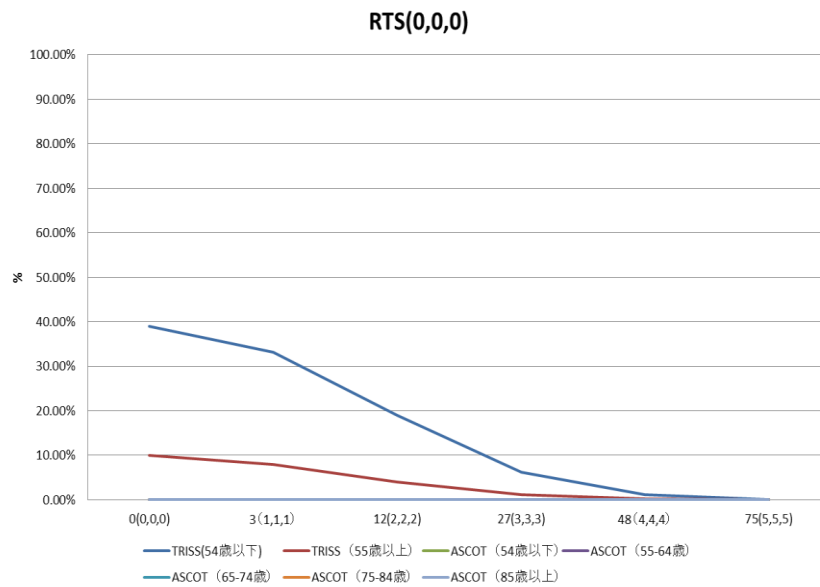


Fig.4-4 各 RTS と ISS の関係 (ASCOT および TRISS)

Fig.4-4 に各 RTS と ISS の関係 (ASCOT および TRISS) を示す. ASCOT は統計データから AIS が 2 以下で且つ RTS が 0 > の場合はほぼ 100% 生存することがわかっているが TRISS では RTS が (1,1,1) であり ISS12 の場合は 55 歳以下の場合 55% 生存する. RTS が 0 の場合は 20% の確立で生存する計算になっている. これは ASCOT の実際の統計データから明らかに間違っていることがわかる. また ASCOT も RTS が (4,4,4) から (3,3,3) の場合などは各生存率が 20% の低下であるが, (3,3,3) (2,2,2) は 40% ほど低下しており, (1,1,1) では 10% 以下になるなど RTS の影響が非常に大きいことがわかる. 今後はより正確に計算するため各部位の AIS 結果から実際の RTS のデータを収集する必要がある.

4-5 ダミーモデルの欠点について

今回ダミーモデルを用いて実験を行ったが、今回使用したモデルはフルフラットの実験を想定したモデルであり、本来は側方転倒や後方転倒などを想定していない。そのため、Fig.4-5 に示したような側方衝突用ダミーモデルを使用するのが適切であるが側方衝突用ダミーはあまり普及しておらず（自動車の側面からの衝突用のため）今回実験を行えなかった。また更に言えば、今回使用したダミーは身長体重は高齢者に近いが女性モデルであり、さらに元になったモデルとしては若年層～中年層の屍体データである。そのため今後は高齢者用の人体ダミーや補正の計算式を作る必要がある。



Fig.4-5 SID-IIs Side Impact Dummy 側面衝突試験用人体ダミーSID-IIs ダミー^[5]

4-6 新しい TRISS 法の提案

TRISS 法は計算方法は単純であるが 55 歳以上の年齢を全て同じ生存率として評価しているという欠点がある。ASCOT 法は TRISS 法の年齢区分を更に細かくわけており、85 歳までの高齢者まで対応しているが、計算方法が複雑という欠点がある。

山田博は「人体の強度と老化—生物強弱学による測定結果」の中で、人間は年齢とともに身体強度が低下する。と記しており 20 歳の肉体強度を 100%とした場合、25 歳で 97.5%と 35 歳で 92.5%と 10 歳区切りで 5%ずつ肉体強度が低下すると述べている。

したがって、10 歳ごとに係数をかければ TRISS 法の欠点である年齢区分を加えた新しい方法を提案できる。

$$P_s (\text{TRISS}) = \frac{1}{1+e^{-b}} \quad 4- (7)$$

$$b=b_0 + b_1(RTS) + b_2(ISS) + b_3(AGE) \quad 4- (8)$$

上記は TRISS 法の式であるが、この b_3 を (7) の係数としてかける。

$$P_s (\text{TRISS}) = \frac{1}{1+e^{-b}} b(Age) \quad 4-(9)$$

$$b=b_0 + b_1(RTS) + b_2(ISS) \quad 4-(10)$$

とし、 P_s は生存確率だから、身体的強度と比例すると仮定すると、TRISS 法の 55 歳の身体強度を 100%とする。

25歳	115%	}	1として計算	<table border="1"> <thead> <tr> <th>年齢</th> <th>係数</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>25-34</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>35-44</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>45-54</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>55-64</td> <td>0.93</td> </tr> <tr> <td>65-74</td> <td>0.85</td> </tr> <tr> <td>75-85</td> <td>0.78</td> </tr> </tbody> </table>	年齢	係数	25-34	1	35-44	1	45-54	1	55-64	0.93	65-74	0.85	75-85	0.78
年齢	係数																	
25-34	1																	
35-44	1																	
45-54	1																	
55-64	0.93																	
65-74	0.85																	
75-85	0.78																	
35歳	110%																	
45歳	105%																	
55歳	100%	}	1.5乗して計算															
65歳	95%																	
75歳	90%																	
85歳	85%																	

として計算する.また ASCOT と同様に MAX AIS=1or2 RTS>0 の場合は生存率を 99.8 として計算する.Table4-8 に RTS が (4,4,4) の場合の提案した新しい TRISS 法の生存率を示す.Table.4-9 に ASCOT との生存率の差を示す.

Table.4-8 提案した新しい TRISS 法と従来の ASCOT

ASCOT						
ISS	55歳以下	55歳	65歳	75歳	85歳	
0(0,0,0)	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%
3(1,1,1)	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%
12(2,2,2)	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%
27(3,3,3)	97.25%	94.94%	90.86%	84.04%	73.60%	
48(4,4,4)	94.60%	90.27%	83.08%	72.23%	57.95%	
75(5,5,5)	89.64%	82.09%	70.82%	56.25%	40.51%	

新しいTRISS						
ISS	55歳以下	55歳	65歳	75歳	85歳	
0(0,0,0)	99.72%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%
3(1,1,1)	99.65%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%
12(2,2,2)	99.46%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%	99.80%
27(3,3,3)	97.43%	97.4%	90.2%	83.2%	76.4%	
48(4,4,4)	86.78%	86.8%	80.4%	74.1%	68.0%	
75(5,5,5)	59.17%	0.1%	0.1%	0.1%	0.1%	

Table.4-9 ASCOT と新しい TRISS との差

ISS	55歳以下	55歳	65歳	75歳	85歳
0(0,0,0)	0.08%	0.00%	0.00%	0.00%	0.00%
3(1,1,1)	0.15%	0.00%	0.00%	0.00%	0.00%
12(2,2,2)	0.34%	0.00%	0.00%	0.00%	0.00%
27(3,3,3)	-0.17%	-2.49%	0.64%	0.85%	-2.75%
48(4,4,4)	7.82%	3.49%	2.73%	-1.86%	-10.06%
75(5,5,5)	30.47%	81.96%	70.71%	56.14%	40.41%

Table4-9を見ると,ASCOTと比較してISSが48で55歳の場合とISS48で85歳以上の場合以外はほぼ位置していることがわかる.ISSが75の場合は救命不可のため,比較は無意味である.

以上の結果から従来のTRISS法を改良してASCOTと合わせることで計算がしやすくまたASCOTの長所を取り入れた新しい生存率の手法を提案した.

第四章 参考文献

- [1]BAKER SUSAN P. M.P.H.; O'NEILL, BRIAN B.Sc; HADDON, WILLIAM JR. M.D.; LONG, WILLIAM B. M.D.
The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care: March 1974 - Volume 14 - Issue 3 - ppg 187-196
- [2] Boyd CR , Evaluating trauma care: the TRISS method. Trauma Score and the Injury Severity Score. The Journal of Trauma [01 Apr 1987, 27(4):370-378]
- [3] Howard R: A New Characterization of Injury Severity, Journal of Trauma-Injury Infection & Critical Care,30(5),pp539-45,1990.
- [4] Howard R: Improved Predictions from a Severity Characterization of Trauma (ASCOT) over Trauma and Injury Severity Score (TRISS): Results of an Independent Evaluation, J Trauma, pp48-9,1996.
- [5]SID-IIs Side Impact Dummy 側面衝突試験用人体ダミー-SID-IIs ダミー

第五章 総論

本研究はダミーモデルおよびシミュレーションを用いて高齢者が車椅子から転倒・衝突時における人体への最大傷害及び生存率を評価,車椅子の傷害ハンチプロトコルの作成を行った.

その結果,車椅子の転倒は(b)側方転倒が最大傷害であり(最大傷害 頭部 AIS6 生存率 TRISS 0.02% ASCOT 0.00%),致命傷になる可能性があることがわかった.

車椅子の衝突では(e) 縁石→壁が最大傷害となり

(最大傷害頭部 AIS5 生存率 TRISS 72.58% ASCOT74.09%)であった.また,致命的な傷害を生じる転倒・衝突のパターンでもヘルメットなどの衝撃緩和用防具を付けることで大幅に生存率を上げることが可能であることがわかった.しかし,今回はダミーモデルで実験を行ったため,同一部位における複数箇所の評価を行うことができなかったことやRTSを最大値での計算を行ったため実験よりも実際の事故では生存率が低くなることが考えられる.また高齢者のダミーモデルが存在しないなどの問題があり,ダミーモデルでは安全性の評価に限界がある.その為,今回作成したシミュレーションモデルを改良し車椅子の転倒・衝突のシミュレーションを行い,同一部位の複数箇所に傷害が発生した場合の生存率を計算することやAISごとのRTSの推定を必要であることが考えられる.また従来のTRISSの法を改良することでASCOT法の長所を取り入れた新しいTRISSを提案した.

本研究に関連した業績（査読あり）

(1)Kousuke Ishikawa, Rui Lyu, Hiroyuki Matsuura, Dong Ying Ju and Masahiro Nakano,Verification of Human Injury Simulation at Wheelchair Collision, International Journal of Biomedical Soft Computing and Human Sciences, Vol.24, No.2, December 2019

(2)石川耕介,松浦弘幸,巨東英,中野正博,車椅子の転倒・衝突時における人体傷害評価,バイオメディカル・ファジィ・システム学会,Vol.19 No.2,pp1-12,2017

(3)Ishikawa K, Matsuura H,Kamiya N,Nakano M,Tamagawa M

Chest injury evaluation at the time of the wheelchair fall

Int.Jr.of Innovative computing,information and control,ICIC International (ICIC-EXPRESS)8

(5),p1413-1417,2013

(4) Ishikawa K, Matsuura H,Nakano M

Human body damage evaluation that uses dummy doll when wheelchair falls Int.Jr.of Innovative

computing,information and control,ICICInternational(ICIC-EXPRESS)Vol.6,No.22,p2895-2899,2012

謝辞

本研究は「NEDO,生活支援ロボット実用化プロジェクト」(平成 21-25 年)で行われたデータを一部使用いたしました。

本研究を行うにあたり指導していただきました,純真学園大学の中野正博先生,九州工業大学の玉川雅章先生,産業医科大学の行正徹先生及び国立長寿医療研究センターのスタッフの皆様,各先生方にこの場をお借りいたしまして謝辞と致します.論文の英訳について手伝っていただきました同研究室の博士後期課程の呂瑞氏に感謝いたします.

また,最後に学部から一貫して指導していただきました巨東英先生並びに国立長寿医療研究センターに所属していたときから指導していただきました松浦弘幸先生,研究活動に関して叱咤激励していただきました中村孚信先生の 3 名の先生方に深く感謝の意を表します.