

卒業論文

人体ダミーのマルチボディ解析に基づく 有人ロケット緊急離脱時の傷害評価

平成 27 年 1 月 29 日 提出

指導教員 酒井 信介 教授

130165 今泉 俊介

目次

図目次	4
表目次	7
第 1 章 序論	8
1.1 研究背景	8
1.2 先行研究	9
1.3 目的	10
1.4 本論文の構成	10
第 2 章 インパクトバイオメカニクス	11
2.1 緒言	11
2.2 傷害値	11
2.2.1 HIC	12
2.2.2 BrIC	13
2.2.3 頸部軸力	14
2.2.4 胸たわみ	14
2.2.5 腰椎圧縮力	14
2.3 衝突ダミー	14
2.4 コンピュータモデル	15
第 3 章 スレッド試験	16
3.1 緒言	16
3.2 LAS で想定される加速度	16
3.3 試験条件	19
3.4 試験結果	24
3.5 考察	27
第 4 章 解析手法とモデル同定	28
4.1 緒言	28
4.2 MADYMO	28
4.3 解析モデル	28
4.3.1 ダミーモデル	30
4.3.2 座席環境	30
4.3.3 入力加速度	31
4.4 モデル応答と実験結果の比較	32
4.4.1 Z 方向 7G	33

4.4.2	Z 方向 15G	35
4.4.3	X 方向 25.7G	37
4.4.4	X 方向 55G	39
第 5 章	解析モデルによる傷害評価	42
5.1	緒言	42
5.2	解析条件	42
5.3	解析結果	45
5.4	考察	46
5.4.1	頭部	46
5.4.2	頸部	51
5.4.3	胸部および腰部	53
第 6 章	結論	54
6.1	総括	54
6.2	課題	54
参考文献		56
謝辞		57

図目次

図 1-1 LAS の各フェーズで想定される加速度 ^[1]	8
図 3-1 爆風圧到達時の進行方向加速度 ^[9]	17
図 3-2 着水実験の状況 ^[10]	18
図 3-3 pitch-11° における加速度波形 ^[10]	18
図 3-4 試験装置の概況 ^[8]	19
図 3-5 着水模擬試験(Z 方向加速)	20
図 3-6 爆風圧模擬試験(X 方向加速)	20
図 3-7 人体ダミー計測器位置 ^[8]	21
図 3-8 台車加速度(着水模擬) ^[8]	23
図 3-9 台車加速度(爆風圧模擬) ^[8]	23
図 3-10 頭部加速度(No.2, No.3)	24
図 3-11 頸部荷重 Z(No.2, No.3)	24
図 3-12 胸たわみ(No.2, No.3)	25
図 3-13 頭部加速度(No.5, No.6, No.7)	25
図 3-14 頸部荷重 Z(No.5, No.6, No.7)	25
図 3-15 胸たわみ(No.5, No.6, No.7)	26
図 3-16 胸部加速度(No.5, No.6, No.7)	26
図 3-17 試験後のシート治具	27
図 4-1 シミュレーションモデル(着座姿勢)	29
図 4-2 人体ダミーと剛体シートの貫入量と接触力の関係	31
図 4-3 人体ダミーと頭部衝撃吸収材の貫入量と接触力の関係	31
図 4-4 頭部加速度(Z 方向 7G)	33
図 4-5 頸部荷重 Fx(Z 方向 7G)	33
図 4-6 頸部荷重 Fz(Z 方向 7G)	33
図 4-7 頸部モーメント(Z 方向 7G)	33
図 4-8 胸部加速度(Z 方向 7G)	33
図 4-9 胸たわみ(Z 方向 7G)	33
図 4-10 腰椎荷重 Fx(Z 方向 7G)	34
図 4-11 腰椎荷重 Fz(Z 方向 7G)	34
図 4-12 腰椎モーメント(Z 方向 7G)	34
図 4-13 腰部加速度(Z 方向 7G)	34
図 4-14 頭部加速度(Z 方向 15G)	35
図 4-15 頸部荷重 Fx(Z 方向 15G)	35
図 4-16 頸部荷重 Fz(Z 方向 15G)	35

図 4-17 頸部モーメント(Z 方向 15G)	35
図 4-18 胸部加速度(Z 方向 15G)	35
図 4-19 胸たわみ(Z 方向 15G)	35
図 4-20 腰椎荷重 F_x (Z 方向 15G)	36
図 4-21 腰椎荷重 F_z (Z 方向 15G)	36
図 4-22 腰椎モーメント(Z 方向 15G)	36
図 4-23 腰部加速度(Z 方向 15G)	36
図 4-24 頭部加速度(X 方向 25.7G)	37
図 4-25 頸部荷重 F_x (X 方向 25.7G)	37
図 4-26 頸部荷重 F_z (X 方向 25.7G)	37
図 4-27 頸部モーメント(X 方向 25.7G)	37
図 4-28 胸部加速度(X 方向 25.7G)	37
図 4-29 胸たわみ(X 方向 25.7G)	37
図 4-30 腰椎荷重 F_x (X 方向 25.7G)	38
図 4-31 腰椎荷重 F_z (X 方向 25.7G)	38
図 4-32 腰椎モーメント(X 方向 25.7G)	38
図 4-33 腰部加速度(X 方向 25.7G)	38
図 4-34 頭部加速度(X 方向 55G)	39
図 4-35 頸部荷重 F_x (X 方向 55G)	39
図 4-36 頸部荷重 F_z (X 方向 55G)	39
図 4-37 頸部モーメント(X 方向 55G)	39
図 4-38 胸部加速度(X 方向 55G)	39
図 4-39 胸たわみ(X 方向 55G)	39
図 4-40 腰椎荷重 F_x (X 方向 55G)	40
図 4-41 腰椎荷重 F_z (X 方向 55G)	40
図 4-42 腰椎モーメント(X 方向 55G)	40
図 4-43 腰部加速度(X 方向 55G)	40
図 4-44 マーカーの軌跡比較(X 方向 55G)	41
図 5-1 着水時加速度方向	43
図 5-2 爆風圧到達時加速度方向	43
図 5-3 着水 X 方向加速度	43
図 5-4 着水 Z 方向加速度	43
図 5-5 爆風圧 X 方向加速度	44
図 5-6 BrIC リスクカーブ ^[7]	47
図 5-7 pitch-38 の頭部角速度	48
図 5-8 case7 の頭部角速度	48

図 5-9 着水時の頸部挙動	48
図 5-10 爆風圧到達時の頸部挙動	48
図 5-11 日常生活における頭部角速度 ^[13]	49
図 5-12 HIC と BrIC の関係	50
図 5-13 頸部引張力と圧縮力の比較	51
図 5-14 case7 の頸部挙動	52
図 5-15 case7 の腰椎挙動	53

表目次

表 2-1 AIS スコアと各部傷害の例 ^[6]	12
表 2-2 各部位の傷害基準値 ^[3]	12
表 3-1 CFD シミュレーション条件 ^[9]	17
表 3-2 試験条件一覧 ^[8]	20
表 3-3 計測項目一覧 ^[8]	21
表 3-4 計測機器一覧 ^[8]	22
表 5-1 解析による傷害値一覧.....	45
表 5-2 傷害基準との比.....	45
表 5-3 BrIC リスクカーブの定数 ^[7]	47

第1章 序論

1.1 研究背景

本論文における研究は，JAXA 社会連携講座のもとで行われたものである．

現在，宇宙航空研究開発機構(JAXA)では日本独自の有人宇宙飛行技術の確立に向けた研究開発が進んでいる．有人宇宙飛行技術の確立のためには，ロケットそのものの高信頼性に加えて，乗員の安全性確保が必要となる．JAXA では，基幹ロケットである H-IIA/B をはじめとした無人ロケット開発が主に行われてきたため，有人ロケット特有の乗員保護の技術についての知見が少なく，乗員保護技術に関する研究は日本独自の有人宇宙飛行技術開発において重要な課題である．

乗員保護システムの一つである有人宇宙船アボートシステム(Launch Abort System : LAS)は，致命的なハザード発生時に乗員が搭乗している部分だけをロケットから切り離し，安全を確保する技術のことである．LAS は近年の多くの有人ロケットに用いられている．

LAS における緊急離脱の流れは次の通りである（図 1-1 参照）．まず LAS が稼働するのは，発射台上，もしくはロケット発射後に問題が発生した場合である．ハザード発生を検知し，LAS による離脱が必要だと判断がなされるとロケット先端部のクルー搭乗部分が射出される．続いて，アボートモータによる加速を行い，ハザード源からの離脱を試みる．LAS

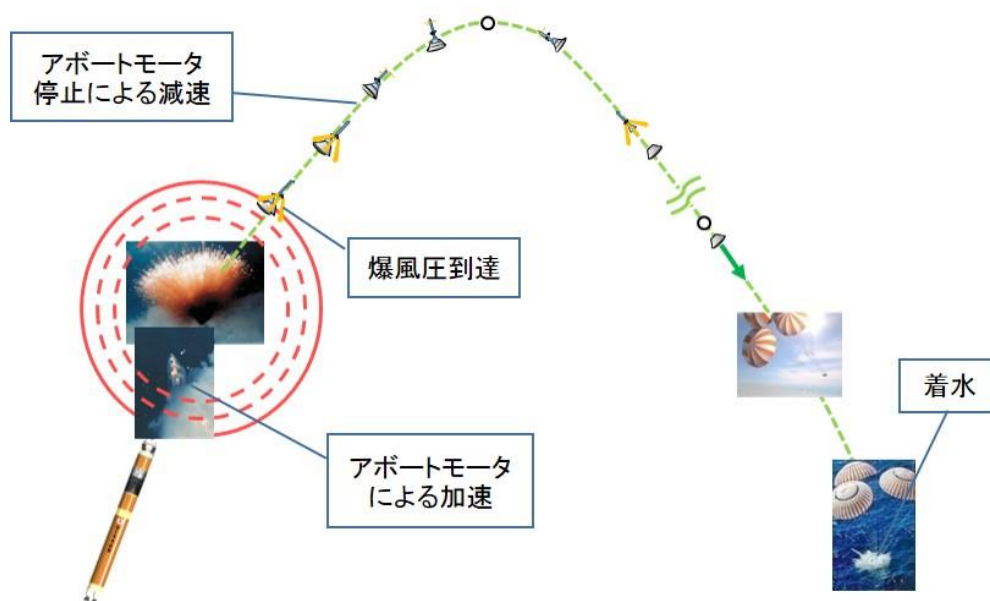


図 1-1 LAS の各フェーズで想定される加速度^[1]

が最高点に到達した後、クルーが搭乗するカプセル部分のみが切り離され、パラシュートで降下し、海上に着水する。着水後、カプセル内の乗員を回収する。

LAS による緊急離脱時にかかる加速度を図 1-1 に矢印で表す。アボートモータによる加速およびアボートモータ停止時の減速、また衝撃波、爆風による加速が予想され、最高点到達後、着水の際に大きな加速度がかかることが考えられる。本研究では、特に大きな加速度が予想される爆風到達時および着水時の人体加速度応答を対象とする。

1.2 先行研究

衝撃時の人体の加速度応答は、加速度の大きさや方向によって変化し、その際に生じる傷害の部位や傷害メカニズムも加速度に応じて異なる。そのため、様々な加速度や条件において人体挙動を模擬する人体ダミーが開発されている。そうしたダミーはあらゆる加速度条件において、人体を完全に模擬する応答をするとはいえず、適切なダミーの選択が必要となる。また、人体ダミーを用いた実験には大きなコストが伴うため、人体ダミーを模擬するコンピュータモデルが広く用いられている。

人体の前後方向(X 軸方向)に加速度がかかった際の人体挙動は、主に自動車業界で多くの研究がなされており、また人体の上下方向(Z 軸方向)についても航空業界において研究がすすめられている。しかし、LAS の各フェーズでは X 軸方向と Z 軸方向の複合的な加速度や、自動車の衝突などとは異なる継続時間の非常に短い加速度がかかることが想定されており、こうした加速度における人体ダミー応答についての研究は多くはなされていない。

NASA では有人宇宙飛行の際の乗員保護基準を定めている^[2]。NASA の乗員保護基準に則り、宇宙環境下での人体加速度応答の評価手法について、適切な人体ダミーや人体各部の傷害基準が Jeffrey らにより提案されている^[3]。しかし、こうした基準に対して実験や解析に基づく検証は行われていない。

また、LAS 特有の加速度下におけるシミュレーションは、2013 年度に栗山と植田によって行われている^{[4][5]}。栗山はアポロ計画で用いられた座席環境を再現したマルチボディ解析を行い、LAS カプセル着水時の加速度波形と傷害確率の応答曲面を作成した^[4]。植田は LAS のアボートモータ燃焼時の加速度や座席環境について様々なパラメータを設定しパラメータスタディを行った^[5]。

しかし、両者の研究の課題としてシミュレーションモデルが妥当なものであるか実験による検証がなされていない点があげられる。

1.3 目的

本研究の目的は、実験により妥当性を検証したシミュレーションモデルを用いて、実験することが困難である LAS 特有の加速度下における人体の傷害評価を行うことである。

現在、自動車事故の条件においては、人体ダミーを用いた実験や人体ダミー実験を模擬するシミュレーション開発が多く行われている。従って、自動車事故のような水平方向に加速度がかかる場合については多くの実験および検証が行われており、人体の傷害評価に関する多くの実績がある。しかし、LAS で想定される X 方向と Z 方向の複合的な加速度やピークの大きな過酷な加速度は、実験的に再現することが困難であり、人体ダミーやシミュレーションモデルを用いた傷害評価は十分に検討されていない。

そこで本研究では、はじめに JAXA の協力のもと X 方向および Z 方向に加速度を印加した人体ダミー実験を行う。そして、得られた試験データに基づき、シミュレーションモデルの新規構築およびパラメータ同定をおこなう。妥当性を検証することで、LAS 加速度下における人体ダミー応答が、構築したシミュレーションモデルによって評価可能であることを明らかにする。

次に、試験データとの整合性が確認できたシミュレーションモデルを応用して、実験で再現することが困難な多軸高加速度域での数値解析を行う。そして、傷害可能性の評価および傷害可能性の高い部位の特定を行う。特に測定困難な人体ダミーの内部挙動を解明することで、LAS で実際に想定される加速度条件での傷害メカニズムに対して力学的な考察を与える。

1.4 本論文の構成

第 1 章では、本論文の研究背景、先行研究を紹介し、研究目的の説明を行った。

第 2 章では、人体加速度応答に関する代表的な研究手法や知見を紹介する。

第 3 章では、解析モデルの同定に用いたスレッド試験について説明する。

第 4 章では、スレッド試験を再現するマルチボディ解析モデルについて説明し、第 3 章で説明したスレッド試験との合わせこみ結果を示す。

第 5 章では、第 4 章で作成した解析モデルに LAS で実際にかかる想定される加速度を印加した解析結果を示し、考察を行う。

第 6 章では、本研究によって得られた結果をまとめ、今後の課題について述べる。

第2章 インパクトバイオメカニクス

2.1 緒言

インパクトバイオメカニクスは、衝撃時の人体応答の解明や傷害リスクの低減を目的とした研究分野である。本章では、傷害発生リスクの基準として用いられる傷害基準値、本研究に用いた人体ダミーHybrid-III やシミュレーションに用いられるコンピュータモデルについて紹介する。

2.2 傷害値

インパクトバイオメカニクスにおける研究に基づいて、傷害の重症度と相関のあるとされる物理量を傷害値といい、それぞれの傷害値について統計的な考察に基づき傷害リスク関数や傷害基準が定められている。

傷害の重症度を数値的に表現するために、傷害スケールという概念があり、その中でも最もよく用いられるものに、解剖学的に決定されるスケールの一つである簡易傷害スケール (Abbreviated Injury Scale : AIS)がある。AIS スコアは 1 から 6 の 6 段階評価であり、1 が軽傷、6 が即死を意味する。表 2-1 に各部位の AIS スコアの例を示す。

衝突方向や衝撃の大きさにより、適用できる傷害値や傷害の基準は様々あるが、本研究では、現在アメリカ航空宇宙局 NASA が開発中の有人宇宙船 Orion 計画の際にアメリカの航空宇宙研究所である Wyle が定めた乗員保護基準をベースに傷害基準を設定した^{[2][3]}。表 2-2 に本研究で用いた傷害基準値をまとめた。NASA では乗員の傷害リスクについて、今までのスペースシャトルやソユーズの事故時の発生確率から、ミッションが想定通り遂行された場合(Nominal)では AIS1 の傷害確率 5%以下、LAS のパラシュートが一部展開されないなど想定外の事態が発生した場合(Off-Nominal)では AIS1 の傷害確率 19%に以下に抑えることを決定している^[2]。NASA の基準に則り、Wyle は傷害基準値として各傷害値のリスクカーブより Nominal では AIS1 の傷害確率が 5%となる値、Off-Nominal では AIS1 の傷害確率が 19%となる値を採用している。Wyle による傷害基準値決定の詳しいプロセスについては^{[2][3]}を参照されたい。以下に各傷害値の概要について説明する。

表 2-1 AIS スコアと各部傷害の例^[6]

AIS	傷害の程度	頭部	脊椎
1	軽傷	頭痛, めまい感	捻挫 (骨折・脱臼なし)
2	中等傷	1 時間未満の意識喪失 線状骨折	脊椎損傷を伴わない軽度な骨折
3	重症	1-6 時間の意識喪失 陥没骨折	神経根損傷を伴う椎間板損傷
4	重篤	6-24 時間の意識喪失 開放骨折	不完全脊椎麻痺
5	瀕死	24 時間を超える意識喪失 100cc 以上の頭蓋内血腫	四肢麻痺

表 2-2 各部位の傷害基準値^[3]

傷害値(部位)	傷害基準値	
	Nominal	Off-Nominal
HIC15(頭部)	340	470
BrIC(脳部)	0.04	0.07
頸部引張力(頸部)[N]	880	1000
頸部圧縮力(頸部)[N]	580	1100
胸たわみ(胸部)[mm]	25	32
腰椎圧縮力(腰部)[N]	5800	6500

2.2.1 HIC

HIC(Head Injury Criterion)は頭部に関する傷害基準であり, 頭部の 3 軸合成加速度によって求められる. 脳震盪や頭蓋骨骨折の判定に利用される. 判定方法の違いによって, HIC15 と HIC36 の二つがあるが, 近年では頭蓋骨骨折と相関が高いとされる HIC15 が用いられることが多い^[6].

自動車の安全規制では傷害の閾値として HIC15 は 700, HIC36 は 1000 が用いられることが多いが, 今回は HIC15 を採用し傷害基準としては Wyle の定めた 340 を用いた.

HIC 値は式 2-1 で与えられる.

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

$a(t)$ 頭部の三軸合成加速度 [G]

t_1 衝撃時の任意の時間

t_2 t_1 に対して HIC が最大となる時間

ただし HIC15 で $t_2 - t_1 < 15 \text{ ms}$, HIC36 で $t_2 - t_1 < 36 \text{ ms}$

2.2.2 BrIC

BrIC(Brain Injury Criteria)は頭部, 特に脳の傷害に関する傷害基準であり, 頭部の角加速度によって求められる. 比較的新しい傷害基準であり, びまん性軸索損傷のような外傷性脳損傷の評価に用いることが提案されている^[7]. Wyle の定めた傷害基準値は 0.04 であるが, 0.04 という値は Wyle 自体も非常に保守的な評価基準であるとしている^[3].

BrIC は式 2-2 の最大値で与えられる.

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xC}} \right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yC}} \right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zC}} \right)^2} \quad (\text{式 2-2})$$

$\omega_x, \omega_y, \omega_z$ 同時刻の x,y,z 軸まわりの角加速度[rad/s]

$\omega_{xC}, \omega_{yC}, \omega_{zC}$ 定数. x,y,z の順に 66.3, 53.8, 41.5[rad/s]

ただし, x 軸まわりが首をかしげる方向, y 軸まわりがうなづく方向, z 方向が首を横に振る方向である.

2.2.3 頸部軸力

衝撃時、頸部には引張、圧縮両方の力がかかり得る。米国運輸局 NHTSA では AIS3 以上の傷害について傷害確率 22%の値を、引張は 2520N、圧縮は 3640N として提唱している^[3]。Wyle の基準では引張 880N、圧縮 580N としている。

2.2.4 胸たわみ

胸たわみは、胸骨の胸椎に対する変位を表し、胸部圧縮による血管損傷などの判定に利用される傷害基準である。傷害の閾値は自動車業界の規制ではエアバッグによる分布荷重では 63mm、ベルトによる局所的な荷重では 50mm が用いられることが多い^[6]。本研究では Wyle の定めた 25mm を傷害の基準とした。

2.2.5 腰椎圧縮力

腰椎圧縮力は主に航空業界において用いられる傷害基準で、背骨の圧縮破壊の判定に利用される。傷害の基準としては Wyle の定めた 5800N を採用した。

2.3 衝突ダミー

衝突ダミーは衝突試験において人体に生じる傷害を評価するために用いられる。衝突時の応答が人体と同様になるように質量分布や寸法が決められており、各部の加速度や荷重を計測するためのセンサーを搭載している。人体ダミーには同じ試験場、同じ条件で同じ応答を示す反復性と異なる試験場で同じ試験行った場合に同じ応答を示す再現性が求められる。

さらに、人体ダミーには人体と同じ応答を示す高い生体忠実性が求められるが、あらゆる加速度方向からの応答について完全に人体を模擬することは難しい。実際の試験では前突用ダミー HybridIII や側突用ダミー ES-2 など、衝撃方向によって異なるダミーが用いられ、測定機器としての側面も持つ。また、体格によるばらつきを考慮するために 50 パーセントイル成人男性ダミー(AM50)や 95 パーセントイルの大柄男性ダミー(AM95)、5 パーセントイ

ルの小柄女性ダミー(AF05)などが存在するが、一般的には 50 パーセンタイル成人男性ダミー(AM50)が用いられ、体重 77.5kg と身長 175cm が AM50 の仕様として定められている。

本研究では主に自動車業界で前突用ダミーとして用いられ、最も一般的なダミーとされる HybridIII AM50 を用いた。

2.4 コンピュータモデル

自動車や航空機の衝撃試験においては、人体ダミーを用いた実験と同時にコンピュータモデルを用いたシミュレーションを行うことが多い。衝撃シミュレーションは、人体ダミーのマルチボディ解析が主に行われてきたが、最近では有限要素法を用いた人体そのものの解析も合わせて行われるようになってきた。ここでは人体ダミーのマルチボディ解析および人体の有限要素法解析の特徴を紹介する。どちらのコンピュータモデルも実験では得られない詳細な力学的データを得られる一方で、その精度を保証するためにはモデルの検証が必要とされる。

マルチボディ解析は、衝撃時の人体の挙動を関節だけが自由度を持ち、他の部位は剛体であるとみなすことで解析を行う手法である。マルチボディモデルは計算負荷の小ささから、全身の挙動や長時間の挙動の検討の際に特に有効とされ、乗員の挙動解析の現場で多くの利用実績がある。マルチボディ解析は人体そのものではなく、主に衝突ダミーの挙動の検討に用いられており、各部の加速度や荷重、変形量などから傷害リスクを算出することが出来る。

有限要素法解析では人体、衝突ダミーともに解析の対象となるが、特に人体モデルでは衝突ダミーモデルでは評価できない骨折や軟組織の損傷について評価が可能となり、マルチボディ解析に比べより詳細な計算結果を得ることが出来る。筋肉や骨格、臓器までモデル化されているため骨折後の挙動の再現や解剖学に基づいた詳細な傷害メカニズムの解明に用いられている。人体モデルの例としては豊田中央研究所によって開発された THUMS がある。人体モデル THUMS の骨格は CT スキャンのデータが使用されており、材料特性は衝突試験により妥当性の確認が行われている。しかし、有限要素法による人体全体の解析は計算コストが非常に高い。また、応力やひずみのような解析結果は、従来の人体ダミーの傷害基準との比較、評価が困難であるといった課題がある。現在では有限要素法による人体モデルは衝突ダミーでは評価が困難な点の補完や詳細な傷害メカニズムの検討に用いられている。

本研究では人体ダミーを用いた試験の全身挙動を把握することを目的とするため、マルチボディ解析ソフト MADYMO を用いて人体ダミーの解析を行った。

第3章 スレッド試験

3.1 緒言

LAS において特に大きな加速度がかかるとされる爆風圧到達時および着水時を模擬したスレッド試験が JAXA によって日本自動車研究所(JARI)のもと行われた^[8]。本研究では JAXA より提供されたスレッド試験データをもとにシミュレーションモデルを作成した。本章では、まず LAS で想定される加速度の検討を行ったうえで、その加速度条件を模擬したスレッド試験について、試験条件および試験結果を示す。また、人体ダミーの加速度応答について、試験結果から得られたデータについて考察を行う。

3.2 LAS で想定される加速度

LAS では大きく分けて、アボートモータ燃焼時の加速、燃料ロケットが爆発し爆風圧が LAS に到達した際の衝撃、アボートモータ停止時の減速、着水の衝撃の 4 つの加速度が想定されている。本研究ではその中でも、爆風圧到達時および、着水時に想定される加速度での応答を扱う。

爆風圧到達時の LAS の加速度については、JAXA によって行われた CFD シミュレーション^[9]の結果を参考にした。表 3-1 に示されるように燃料ロケットの爆発力、LAS の速度、加速度のはたらく角度、LAS がハザード脱出後の時間についてそれぞれ異なる条件の Case1 から 9 のシミュレーションが行われており、それぞれの Case において乗員にかかる加速度の時刻歴が図 3-1 に示されている。

着水時の加速度については、アポロ計画の際に NASA で行われた 1/4 サイズ乗員カプセルを用いた実験^[10]のデータを参考にした。図 3-2 に示すような実験環境で実機の 1/4 サイズの乗員カプセルを様々な速度や角度で実際に着水させた実験が行われており、いくつかの条件での加速度波形が図 3-3 のような形で発表されている。

表 3-1 CFD シミュレーション条件^[9]
Table 1. CFD simulation conditions

	Explosive Yield[%]	Flight Mach Number	Abort Initiation Angle of Attack [deg.]	Capsule-Vehicle Distance at Explosion [m]
Case1	4	0.7	0.0	20
Case2	4	1.4	15.5	40
Case3	4	2.1	31.0	60
Case4	12	0.7	15.5	60
Case5	12	1.4	31.0	20
Case6	12	2.1	0.0	40
Case7	20	0.7	31.0	40
Case8	20	1.4	0.0	60
Case9	20	2.1	15.5	20

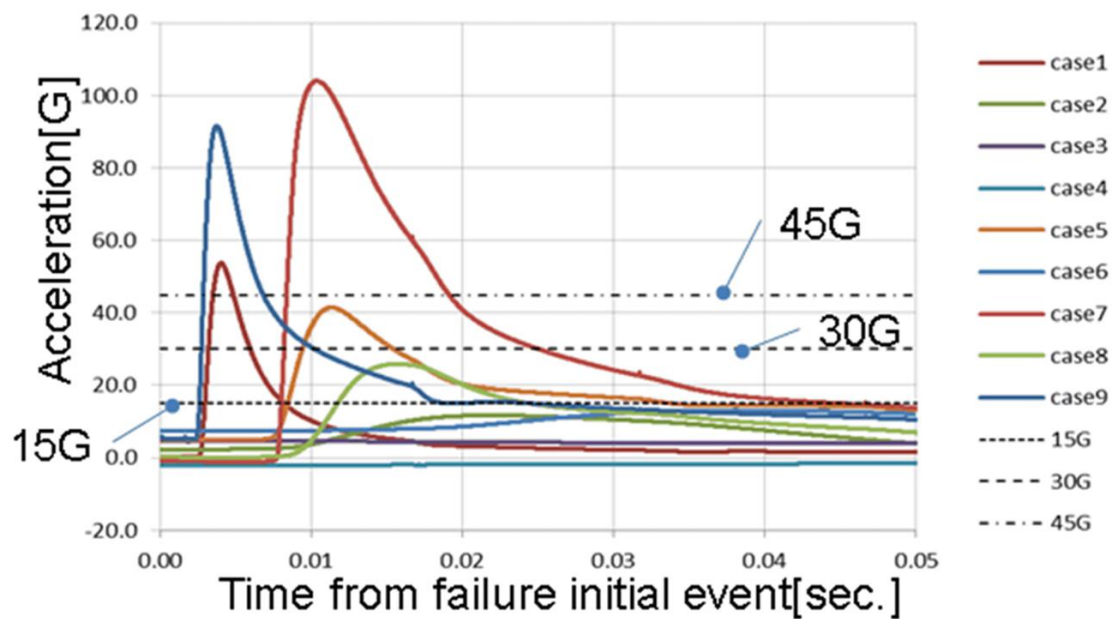


図 3-1 爆風圧到達時の進行方向加速度^[9]

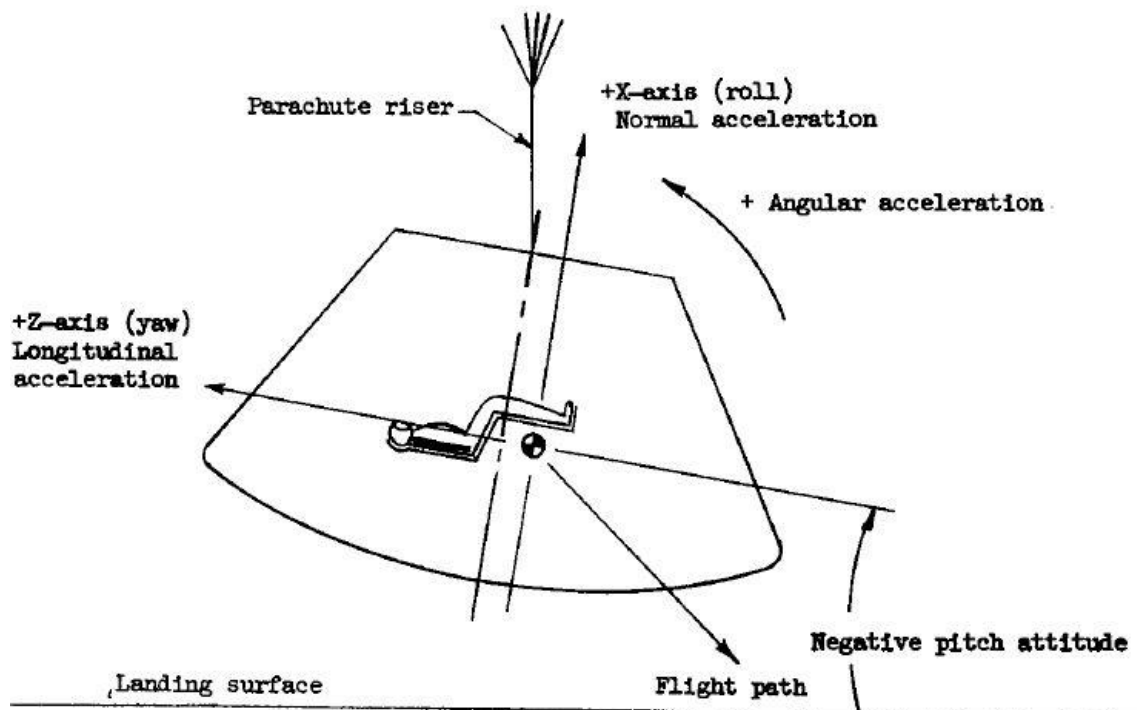


図 3-2 着水実験の状況^[10]

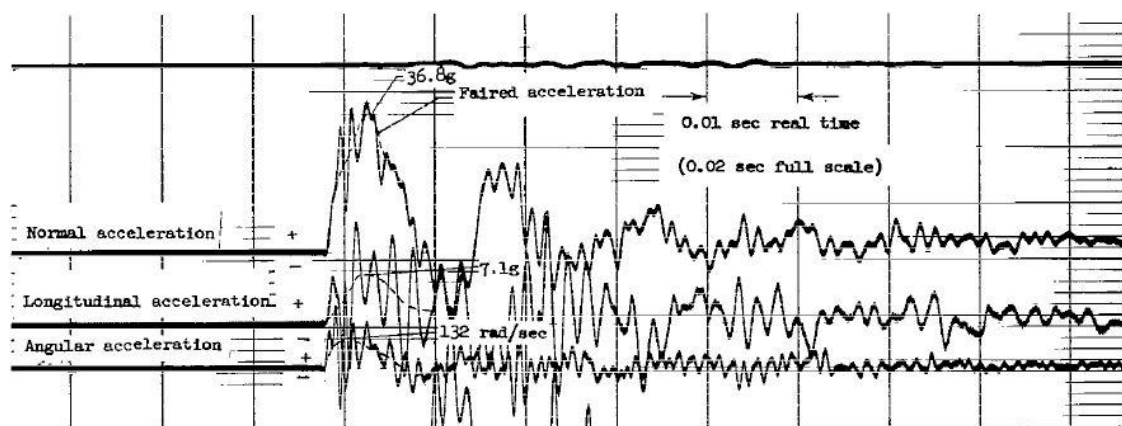


図 3-3 pitch-11° における加速度波形^[10]

3.3 試験条件

試験装置には JARI の所有する加速式スレッド試験装置(HYGE スレッド試験装置)を用いた。

図 3-4 に試験の概況を示す。台車の上に JARI にて設計、試作された剛体シートを設置し、乗員保護の研究に最も一般的なダミーである Hybrid-III AM50 を着座させた。ダミー頭部保護のため衝撃吸収材を取り付け、自動車競技用の 5 点式シートベルトを着用させた状態で加速度を与える。加速度は HYGE スレッド試験装置によって矢印の方向に与えられる。

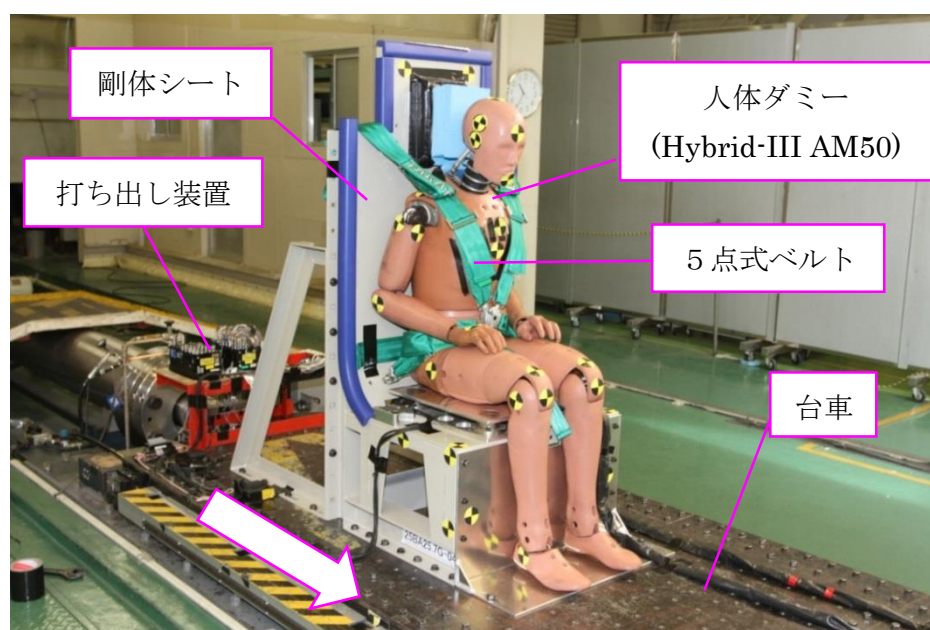


図 3-4 試験装置の概況^[8]

着水を模擬したケースと爆風圧到達時を模擬したケースについて、それぞれ 2 通りの加速度をかけて試験が行われた。図 3-5 に着水時を模擬した試験、図 3-6 に爆風圧到達時を模擬した試験の着座姿勢と加速方向を示す。着水模擬の試験ではすべて同じ姿勢で、爆風圧模擬の試験では手足のベルト拘束の条件を変えて試験が行われた。表 3-2 に試験条件を示す。

また、台車の加速度、シート座面の加速度および座面荷重を計測し、人体ダミーについての計測は、LAS 加速度下では腰椎の傷害が予想されるため、HybridIII に標準的に搭載される計測器に加え、腰椎荷重計を搭載し計測を行った。図 3-7 に人体ダミーの計測器位置、表 3-3 に計測項目一覧、表 3-4 に使用機器一覧を示す。

着水模擬での台車加速度波形を図 3-8 に、爆風圧条件での台車加速度波形を図 3-9 に示す。図 3-8、図 3-9 の Target はそれぞれ着水と爆風圧到達時に LAS にかかる想定される加速度で、試験番号で示される波形が実際に台車に載せた加速度計で計測された加速度である。着水模擬の Target 加速度は図 3-3 における Longitudinal acceleration を用いた。また、

爆風圧模擬の Target 加速度は図 3-1 における最大 25.7G の Case8 と最大 55G の Case1 を用いた。しかし、HYGE スレッド試験装置の仕様上、Target のような継続時間の短い加速度を再現出来なかったため、加速度の立ち上げ時を Target と同等に近づけ、後半の加速度の立ち下げについては継続時間が長くなっている。

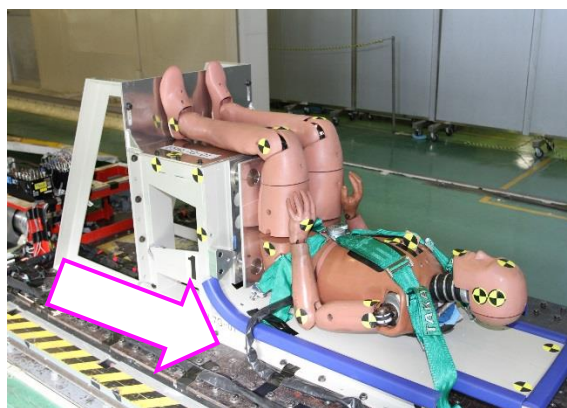


図 3-5 着水模擬試験(Z 方向加速)

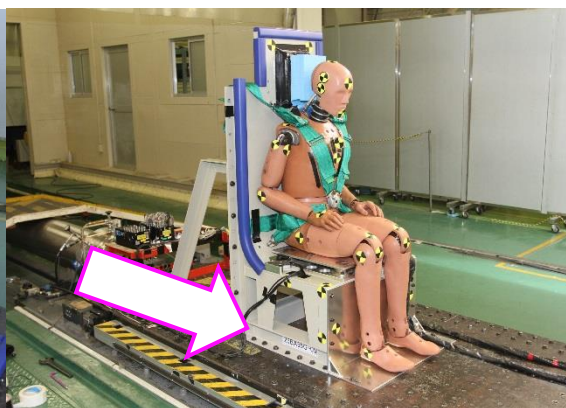
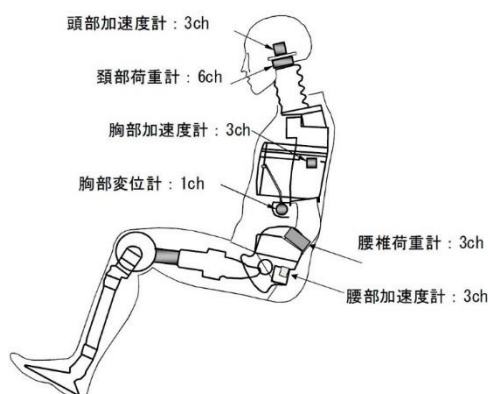


図 3-6 爆風圧模擬試験(X 方向加速)

表 3-2 試験条件一覧^[8]

No.	試験番号	衝撃方向	目標加速度	備考
1	25WL7G-01	Z 方向(着水模擬)	7G	
2	25WL15G-02	Z 方向	15G	
3	25WL15G-03	Z 方向	15G	No.2 と同条件の試験
4	25BA25.7G-04	X 方向(爆風圧)	25.7G	
5	25BA55G-05	X 方向	55G	
6	25BA55G-06	X 方向	55G	腕を太腿に固定 脚をシートに固定
7	25BA55G-07	X 方向	55G	手首をシート後面に固定 脚をシートに固定

図 3-7 人体ダミー計測器位置^[8]表 3-3 計測項目一覧^[8]

取り付け位置		容量	CFC フィルタ	感度方向(+)
スレッド台車	台車加速度(50G 以下)	50G	60	後
	台車加速度(サブ)	50G	60	後
	台車加速度(50G 以上)	200G	60	後
頭部	頭部加速度-X	200G	1000	後
	頭部加速度-Y	200G	1000	左
	頭部加速度-Z	200G	1000	上
頸部	頸部荷重-X	9kN	1000	頭後-肩前
	頸部荷重-Y	9kN	1000	頭左-肩右
	頸部荷重-Z	14kN	1000	頭上-肩下
	頸部モーメント-X	300Nm	600	左傾
	頸部モーメント-Y	300Nm	600	前傾
	頸部モーメント-Z	300Nm	600	左回転
胸部	胸部加速度-X	200G	180	後
	胸部加速度-Y	200G	180	左
	胸部加速度-Z	200G	180	上
	胸部変位	80mm	180	膨張
腰部	腰椎荷重-X	13.34kN	180	肩後-腰前
	腰椎荷重-Z	13.34kN	180	肩上-腰下
	腰椎モーメント-Y	565Nm	180	前傾
	腰部加速度-X	200G	1000	後
	腰部加速度-Y	200G	1000	左
	腰部加速度-Z	200G	1000	上

表 3-4 計測機器一覧^[8]

機器名称	型式	製造元	備考
HYGE スレッド試験機	HY-12138	CVC	
Hybrid-III AM50			身長 175cm 体重 78kg 米国男性平均体格
データ記録装置	DIS-3000	(株)共和電業	
加速度計 (200G・50G 単軸)	AS-50	(株)共和電業	スレッド台車用
	AS-200HA		スレッド台車・シート用
高感度カメラ	Gx-1	ナックイメー ジ テクノロジー	2000fps・1000fps シャッター速度 1/5000
	Gx-5		
3次元測定器	VMC-6655MS	小坂研究所	
試験用シート			JARI 設計試作
シートベルト		タカタ	自動車競技用 ベルト引張力 45N
メモリーフォーム	CF-45 Blue(M-41)	ケー・シー・シー・ 商会	低反発クッション 1inch×6枚

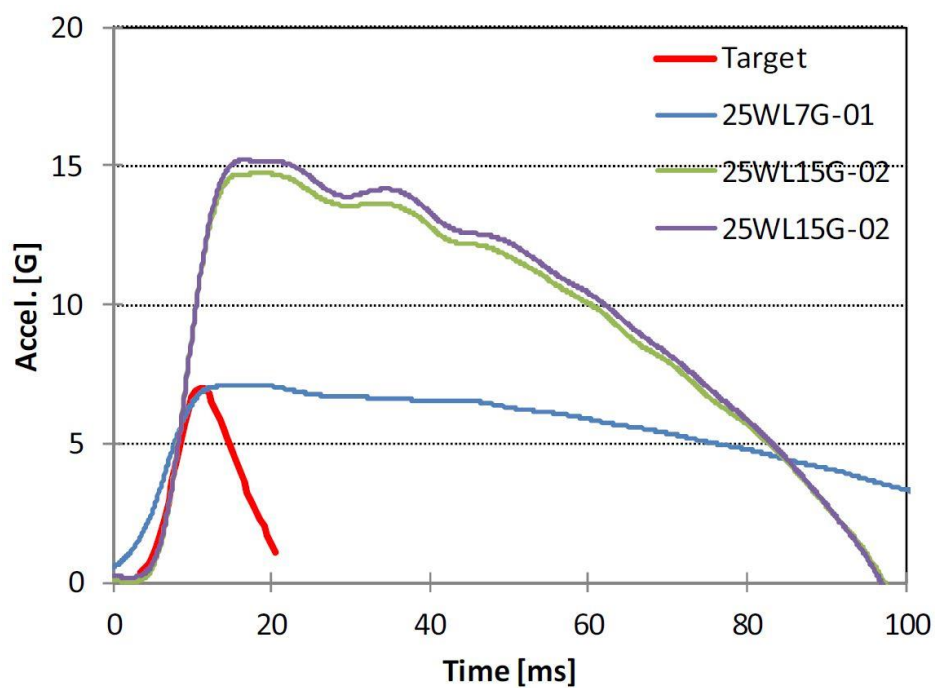


図 3-8 台車加速度(着水模擬)^[8]

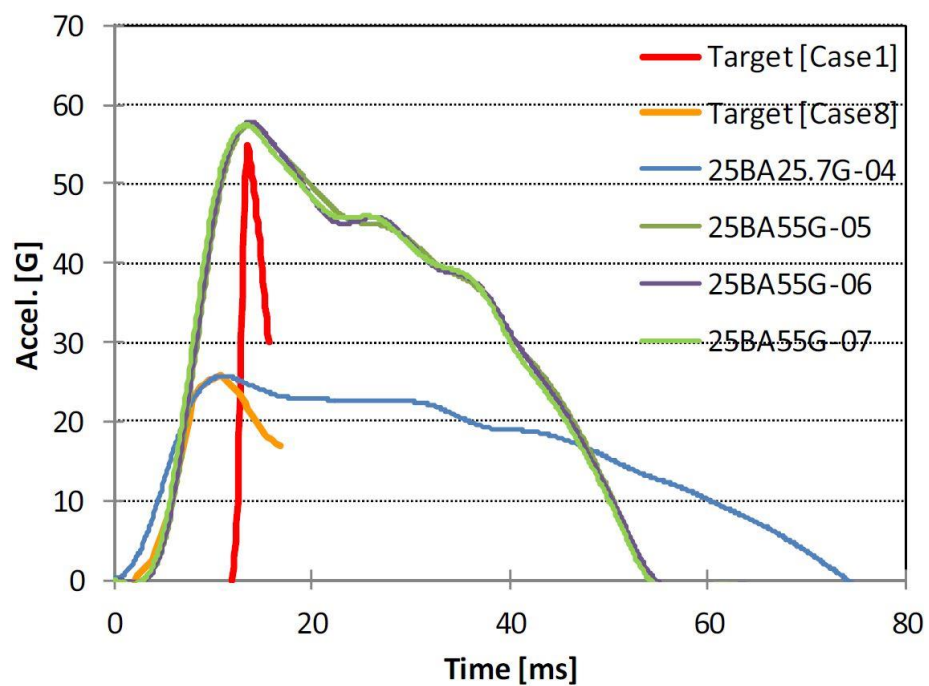


図 3-9 台車加速度(爆風圧模擬)^[8]

3.4 試験結果

試験結果は JAXA 所有のため，解析の合わせこみに使ったものについて縦軸の絶対値を明らかにしない形で，解析結果との比較として第 4 章 4 節にて表す．

本節では，縦軸の値を表記せず，試験結果全体の傾向を論じるために必要な計測結果のみ以下に示す．

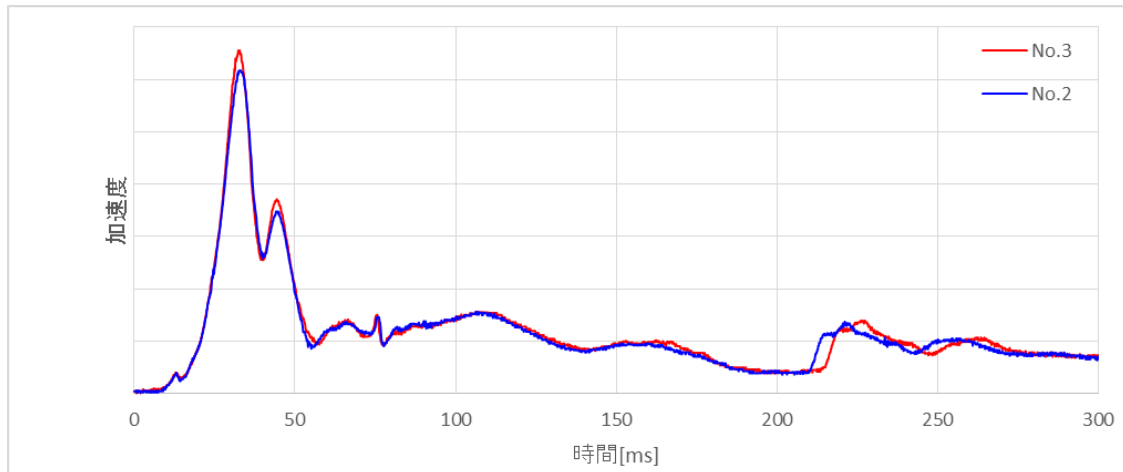


図 3-10 頭部加速度(No.2,No.3)

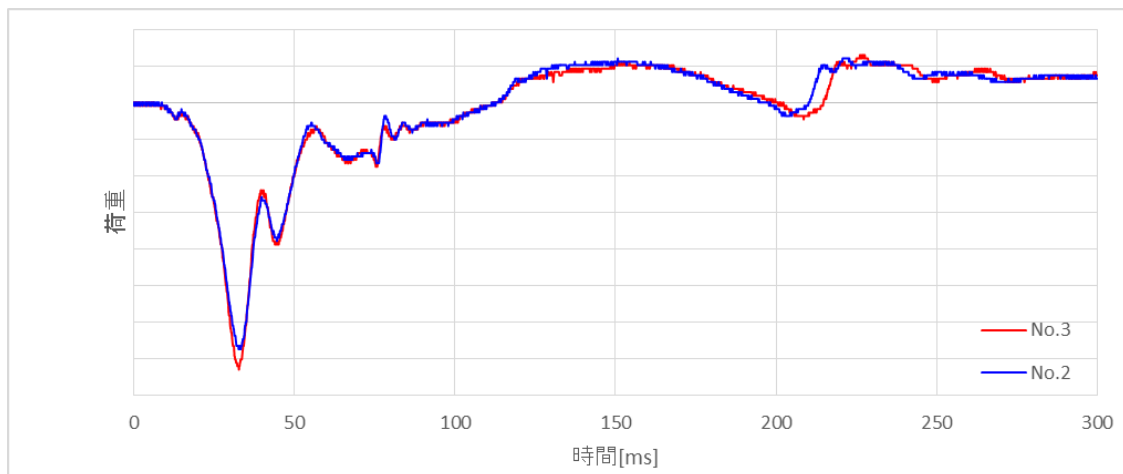


図 3-11 頸部荷重 Z(No.2,No.3)

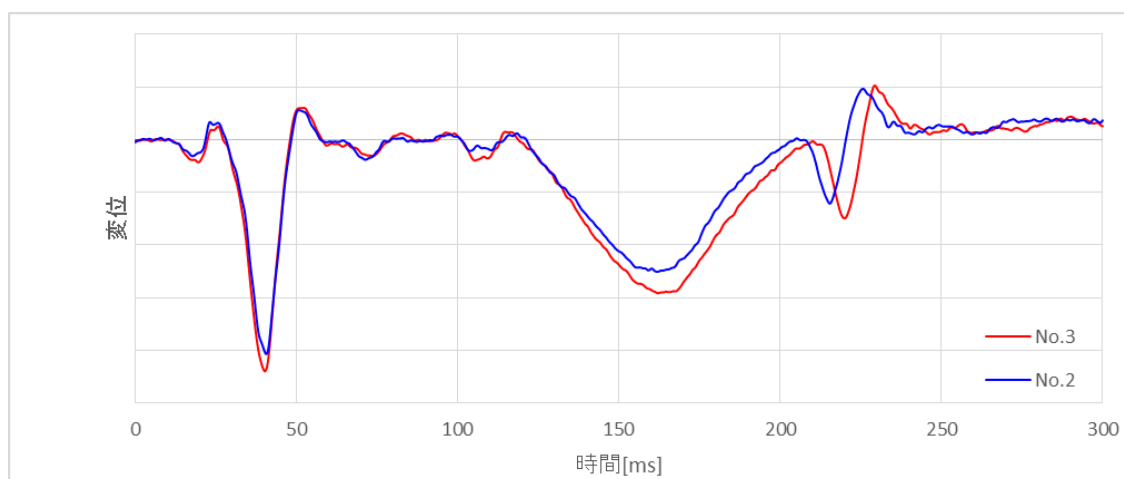


図 3-12 胸たわみ(No.2, No.3)

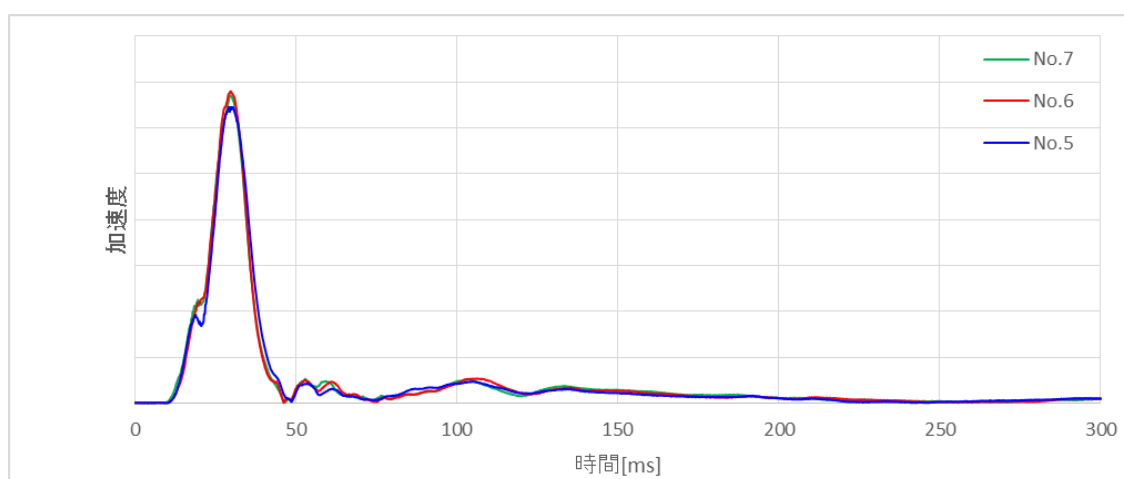


図 3-13 頭部加速度(No.5, No.6, No.7)

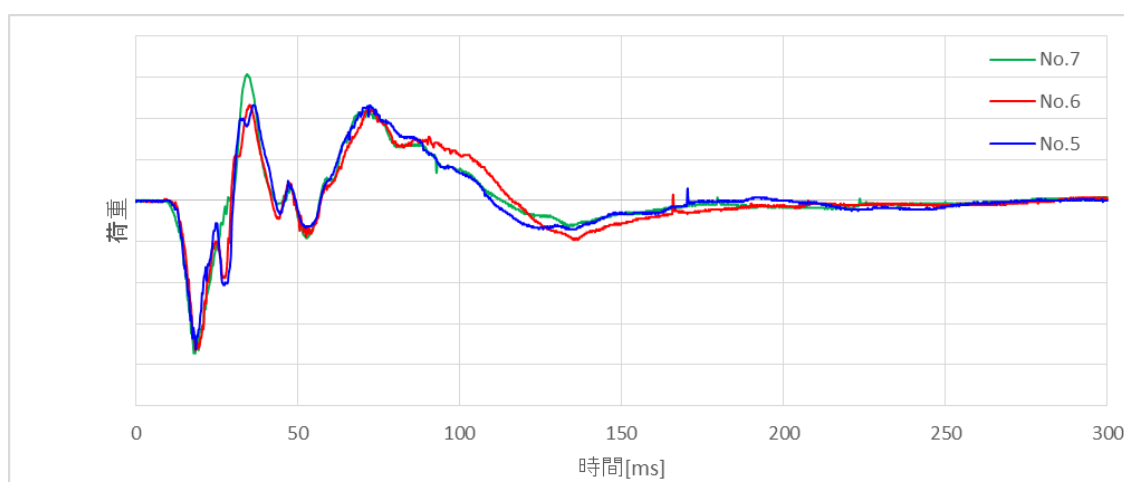


図 3-14 頸部荷重 Z(No.5, No.6, No.7)

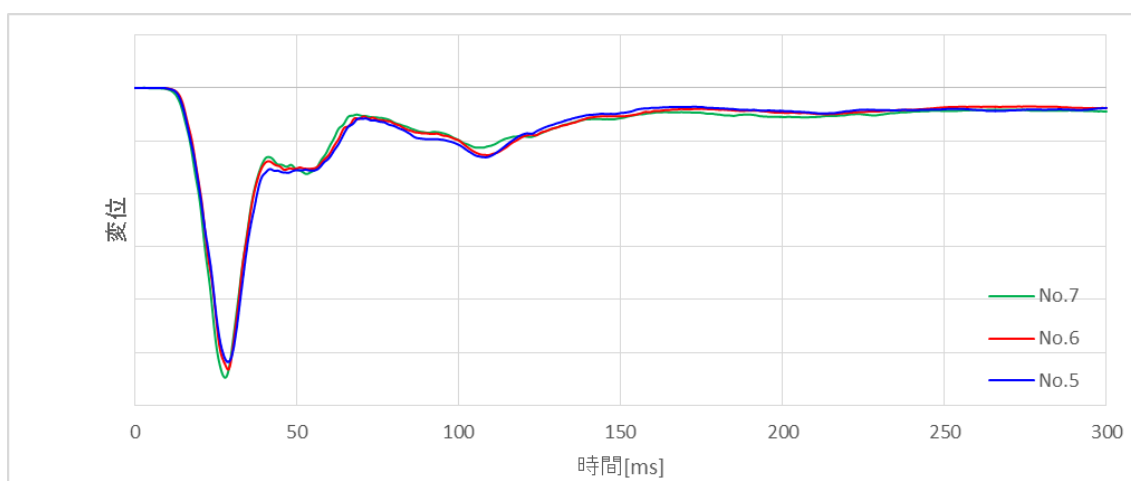


図 3-15 胸たわみ(No.5, No.6, No.7)

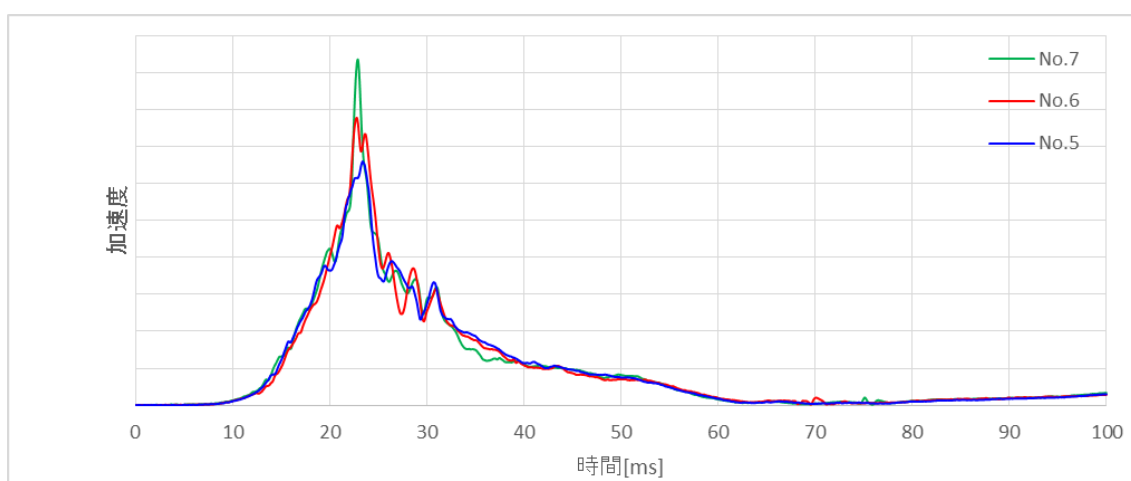


図 3-16 胸部加速度(No.5, No.6, No.7)

3.5 考察

Z 方向 15G の試験 No.2 と No.3 は全く同じ条件で行われ、図 3-10 から図 3-12 のグラフに示されるとおり、加速度、荷重、変位のいずれの計測項目においても高い反復性が確認できた。従って、No.2 の試験が Z 方向 15G の試験を代表するものとして扱い、解析との比較や考察においては No.2 での試験結果を用いた。

また、X 方向 55G の試験 No.5, No.6 および No.7 については、手首と脚の拘束の有無や位置の条件を変えて試験が行われたが、図 3-13 から図 3-15 に示されるとおり、姿勢による影響は非常に小さいといえる。ただし、図 3-16 の胸部加速度のピーク値については No.5 から No.7 にかけて大きくなり、No.7 では No.5 の 1.5 倍程度の値をとった。原因として、まず手足の拘束条件の違いが考えられる。しかし、試験後に胸部加速度測定点後ろのシート治具の変形があり、その変形により前後方向の自由度が大きくなり、大きく加速した可能性がある。試験を行うごとに胸部加速度のピーク値が大きくなったこと、その他の部位の加速度、荷重などの計測項目に試験ごとの違いがないことから胸部加速度における違いは手足の拘束条件の違いによるものではないと考えられる。従って、X 方向 55G については、解析の条件設定が容易な No.5 における手足の拘束条件において、解析をおこなった。

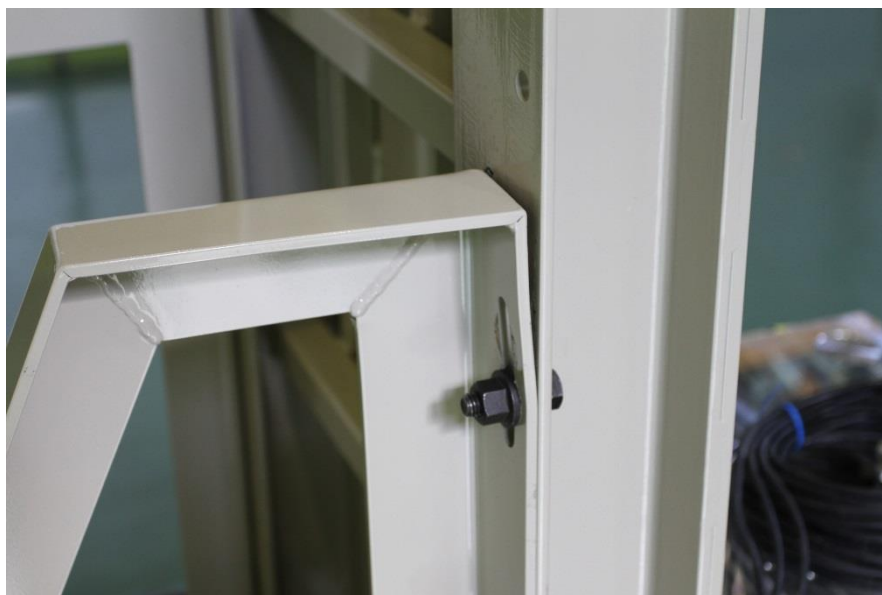


図 3-17 試験後のシート治具

第4章 解析手法とモデル同定

4.1 緒言

本章では、まず解析に用いたシミュレーションソフトウェアMADYMOについて紹介し、ソフトウェア内で用いられるマルチボディダイナミクスを説明する。次に本研究に用いた解析モデルの構成を説明する。座席環境やベルトの未知パラメータはJAXAによって行われた試験結果と合わせこみを行うことで決定し、実験の応答を再現する解析モデルを作成した。

4.2 MADYMO

解析には衝突のマルチボディ解析ソフトMADYMOを用いた。MADYMOはMAtheMatical DYnamic MOdelの略称で、TASS社によって開発されたソフトウェアである。自動車の衝突シミュレーションや人体ダミーを用いた傷害予測に利用される。マルチボディ解析のほかにベルトやエアバッグといった要素については有限要素解析を行い、マルチボディと有限要素解析の連成解析することが可能であり、豊富な人体ダミーライブラリを有していることが特徴である。

マルチボディダイナミクスでは、モデルを剛体のボディをジョイントによって結合することで表現し、ボディに働く外力とジョイントに働く力から重心まわりの剛体の運動をオイラーの運動方程式を解くことによって決定する。MADYMOの理論の詳細についてはTASS社の”Theory Manual^[1]”を参照されたい。

4.3 解析モデル

本研究では着水模擬および爆風圧模擬の二つの条件で実験を行ったが、使用ダミーおよびシート形状、拘束ベルトは同一であり、異なるのは加速度方向およびダミーの初期姿勢、頭部衝撃吸収材の有無のみであった。人体ダミーHybridIIIは自動車業界で前後突試験に用いられ、本研究の爆風圧模擬のX方向加速試験も後突条件とみなせるため、爆風圧模擬の

X 方向モデルを構築した後に、X 方向モデルの細部を変更する形で着水模擬の Z 方向モデルを作成した。従って、本章では X 方向モデルを用いてモデルの説明を行った後に Z 方向モデルの説明を行う。

MADYMO において構築した X 方向モデルを図 4-1 に示す。シートを空間に固定し、人体ダミーおよびベルトに試験とは逆方向に加速度をかけることで、シートと一緒に移動する座標系における挙動を解析した。

また、解析開始時にはダミーと座席の初期貫入から不自然な力が生じるため、重力下での緩和計算として-200ms から 0ms までシミュレーションを行い、人体ダミーを着座させた後、加速度をかけ 200ms までの挙動を計算した。

解析において合わせこみを行った未知パラメータは以下の通りである。

- ・座席とダミーの貫入量と接触力の関係
- ・頭部の衝撃吸収材とダミーの貫入量と接触力の関係
- ・ベルトの初期位置
- ・ダミーの初期姿勢

以下にモデルの構成について詳説する。

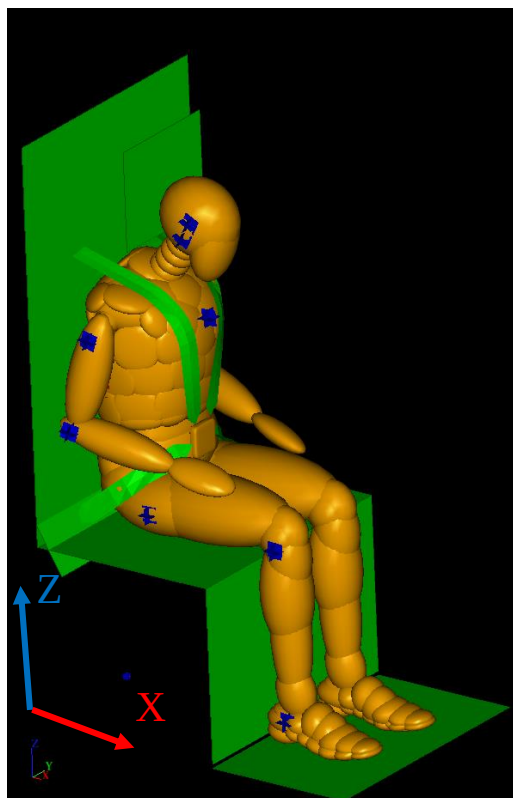


図 4-1 シミュレーションモデル(着座姿勢)

4.3.1 ダミーモデル

ダミーモデルは JAXA によって行われた試験との比較を行うために全く同じダミーである HybridIII AM50 の ellipsoid 型モデルを用いた。ellipsoid 型モデルとは、ダミーを構成する剛体の接触判定に用いるサーフェイスを楕円体で表現したモデルである。HybridIII の物性値や加速度応答はライブラリで既に合わせこみが行われており、本研究ではライブラリの値をそのまま利用した。

試験の計測項目である加速度、荷重、モーメント、変位はすべて MADYMO の設定で出力可能となっており、それぞれの出力には試験と同じ CFC フィルタをかけた。それぞれの出力の原理は以下の通りである。

加速度はダミーを構成する剛体のうち試験の計測位置に相当するものの加速度をそのまま出力している。荷重とモーメントについてはダミーの中に実物を模擬した荷重計が埋め込まれており、荷重計と測定位置の剛体を自由度 0 の bracket joint でつなぎ、その bracket joint にかかる荷重およびモーメントから算出している。変位については、測定位置の剛体と基準となる剛体の相対変位を出力している。

4.3.2 座席環境

座席モデルは接触判定を行う平面のサーフェイスを用い、実際に試験に用いられた座席の寸法に再現が可能な限り従うものとし、着座姿勢も可能な限り試験と同じ座標に合わせ空間に固定した。ただし、ダミーモデルを楕円体で再現した都合上、ダミーモデルが座席に初期位置で大きく貫入が生じ、解析開始時に大きな変化が生じてしまう場所については、座席の寸法を一部変えるなどして初期貫入を解消した。また、頭部の衝撃吸収材についても空間にサーフェイスを固定する形で設置した。

ダミーと座席にはたらく接触力について、接触力と貫入量の関係を図 4-2 に示す。この接触力と貫入量の関係はダミーの応答が試験と合うように合わせこみを行い決定したものであり、摩擦係数についても合わせこみによって決定し 0.5 とした。また、座席は鋼板によって作られており、変形はほとんどないと考えられることから、剛体とみなした。

ダミー頭部と衝撃吸収材にはたらく接触力と貫入量の関係は図 4-3 の通りである。衝撃吸収材の仕様書から均一に圧縮した際の圧縮量と反力の関係は判明したが、ダミー頭部のような球形の物体との反力の関係は未知であったため、二次関数とベースとして貫入量と接触力の関係の合わせこみを行った。摩擦係数は 0.35 とした。

ベルトは実験で使用された 5 点式ベルトについて、バックルを剛体モデル、ベルトを有限要素モデルとして表現した。ベルトの物性値については、MADYMO の一般的な自動車用

ベルトのものをを用いた。ベルトのバックル側は剛体のバックルに固定されているが、有限要素モデルの始点とバックルの動きに合わせることが MADYMO で再現不可能だったため、バックルを空間に固定し、ベルトの始点についてはバックルに固定することでベルトの位置を決定した。

以上が X 方向モデルの座席環境である。Z 方向モデルについては、頭部の衝撃吸収材モデルを消去し、ダミー頭部の初期位置を実験と同じ位置に合わせた。

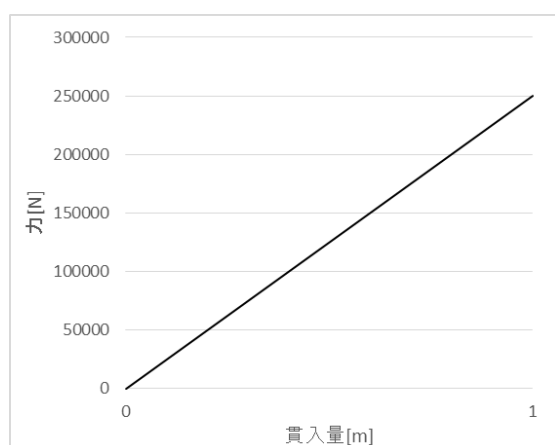


図 4-2 人体ダミーと剛体シートの貫入量と接触力の関係

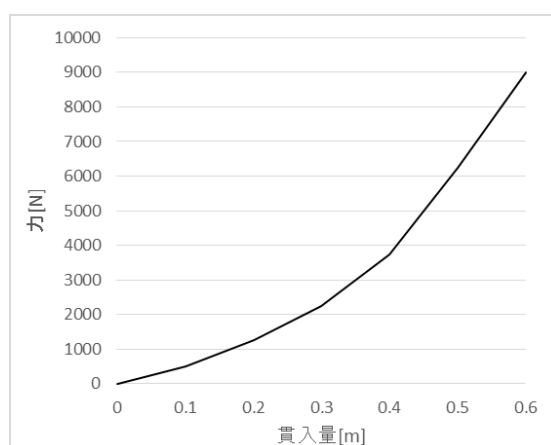


図 4-3 人体ダミーと頭部衝撃吸収材の貫入量と接触力の関係

4.3.3 入力加速度

人体ダミーおよびベルトに働く力をシートと一緒に移動する座標系から見た慣性力として表現するため、人体ダミーとベルトに試験と逆方向、つまり爆風圧模擬については-X 方向、着水模擬については-Z 方向に加速度を与えた。

与えた加速度は図 3-8 および図 3-9 に示したもので、試験を模擬する加速度として図 3-8 の 25WL7G-01 を Z 方向 7G, 25WL15G-02 を Z 方向 15G とし、図 3-9 の 25BA25.7G-05 を X 方向 25.7G, 25BA55G-07 を X 方向 55G とした。

4.4 モデル応答と実験結果の比較

本節では作成したモデルの応答と実験の合わせこみ結果を示し、比較考察を行う。絶対値が小さく傷害に影響が小さいと考えられる Y 方向荷重や X, Z 軸まわりのモーメントを除く実験計測項目について実験とモデルの応答の時刻歴を図 4-4 から図 4-43 に示す。ただし、実験結果は JAXA 所有のため、縦軸を実験結果の絶対値の最大値を 1 として標準化したグラフとした。

また、ダミーにはカメラで座標取得するためのマーカーが付けられており、そのマーカーの座標の軌跡についても実験と解析で比較を行った。しかし、Z 方向試験、および X 方向 25.7G についてはダミー自体の変位が小さく、頭部以外に大きな動きがなかったため、X 方向 55G のマーカー軌跡の実験と解析の比較についてのみ図 4-44 に示す。

傷害の判定には、グラフの最大値もしくは最大値近傍の時間積分が用いられることが多いため、グラフの比較の際には最初のピークについて特に注目して、実験と解析を比較すべきである。ピークの値とタイミングについては、概ね実験と解析で合わせこみがうまくいっていると考えられるが、いくつか大きく実験と解析の結果が異なるものがあるため、それらについて考察する。

図 4-9 および図 4-19 の Z 方向試験の胸たわみに関しては、ピーク値および 50ms 以降の値に大きな差がある。しかし、胸たわみの傷害基準は 25mm である一方、Z 方向試験での実験値のピークはその 10 分の 1 である 2.5mm 以下と非常に小さい。大きな変位が見られた X 方向試験での時刻歴は実験と解析結果が一致していることから、傷害の判定に用いるような変位が見られる領域では作成したモデルで十分評価可能であると考えた。

図 4-10、図 4-20 の Z 方向試験の腰椎荷重 F_x についても、実験に比べ解析では大きな値が生じている。これはマルチボディ解析ではダミーと座席に貫入が起きない限り接触力が生じないことから、実験に比べ解析の方が、腰部が自由に動いてしまうため、実験では生じなかった加速度方向(Z 軸)とは異なる X 軸方向の力が働いてしまっていると考えられる。

実験と解析の結果について、以上のような差異はあるものの、応答は概ね一致しており、図 4-44 のマーカーの軌跡の比較からも X 方向と Z 方向の加速度に対して、妥当性の確保されたシミュレーションモデルが作成出来たといえる。

4.4.1 Z 方向 7G

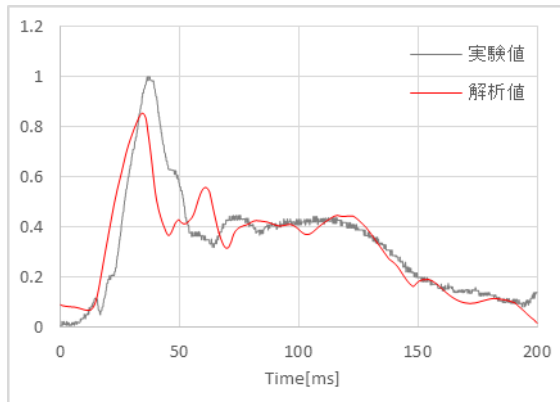


図 4-4 頭部加速度(Z 方向 7G)

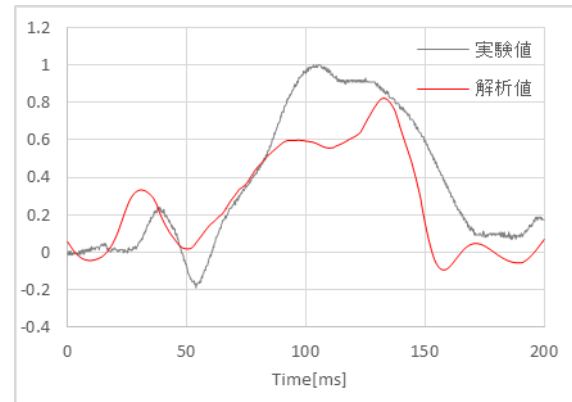


図 4-7 頸部モーメント(Z 方向 7G)

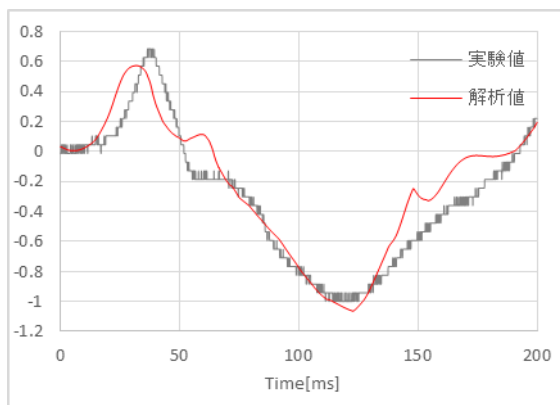


図 4-5 頸部荷重 F_x (Z 方向 7G)

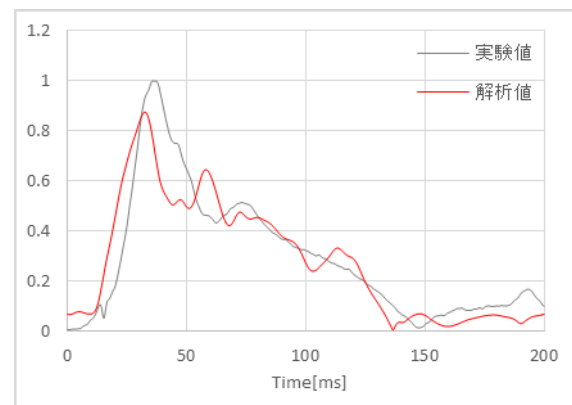


図 4-8 胸部加速度(Z 方向 7G)

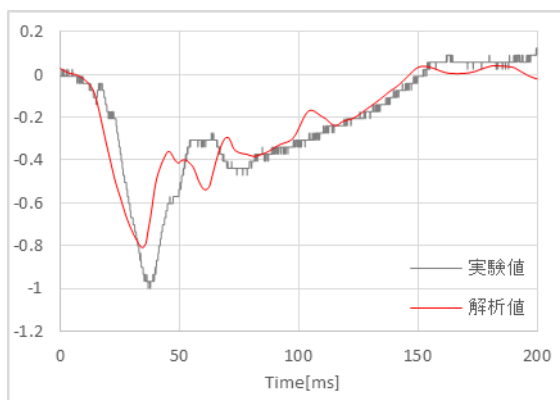


図 4-6 頸部荷重 F_z (Z 方向 7G)

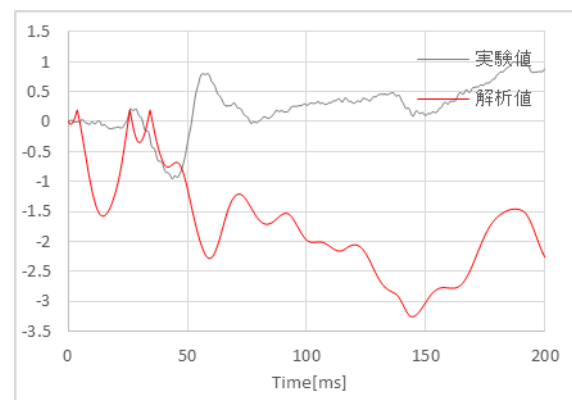


図 4-9 胸たわみ(Z 方向 7G)

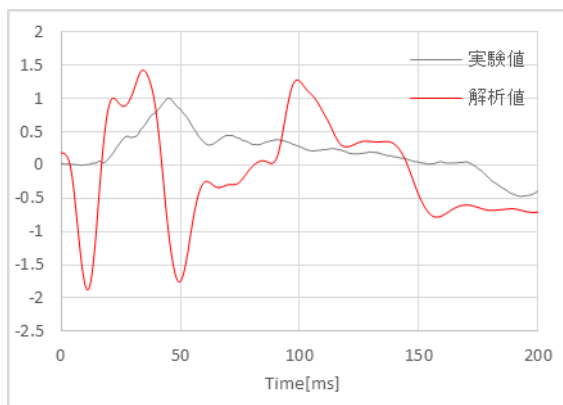


図 4-10 腰椎荷重 F_x (Z 方向 7G)

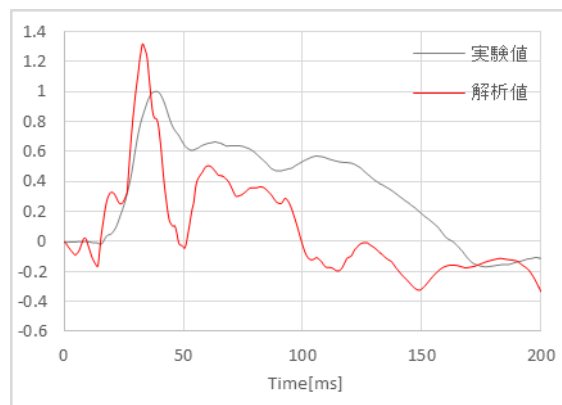


図 4-12 腰椎モーメント(Z 方向 7G)

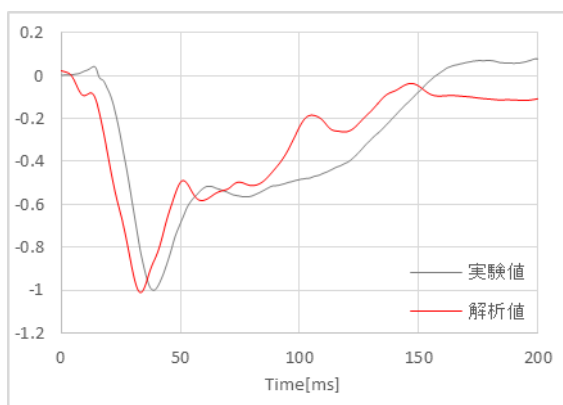


図 4-11 腰椎荷重 F_z (Z 方向 7G)

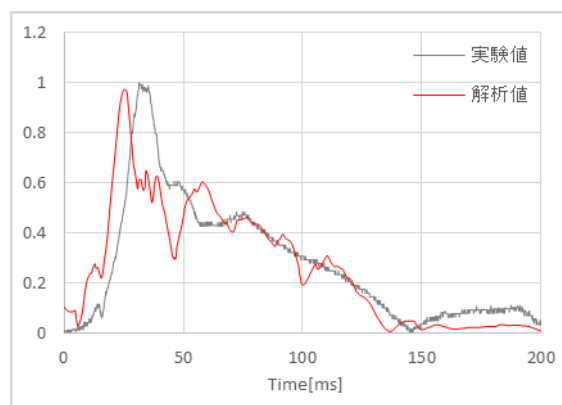


図 4-13 腰部加速度(Z 方向 7G)

4.4.2 Z 方向 15G

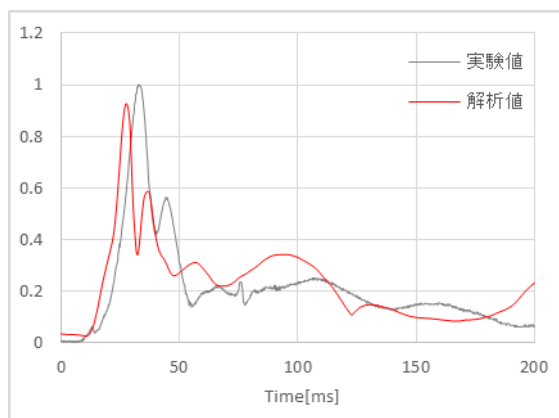


図 4-14 頭部加速度(Z 方向 15G)

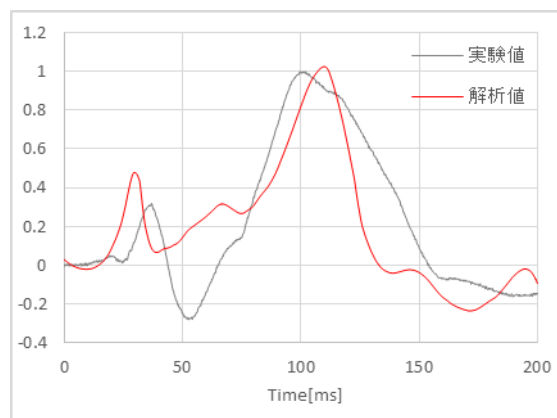


図 4-17 頸部モーメント(Z 方向 15G)

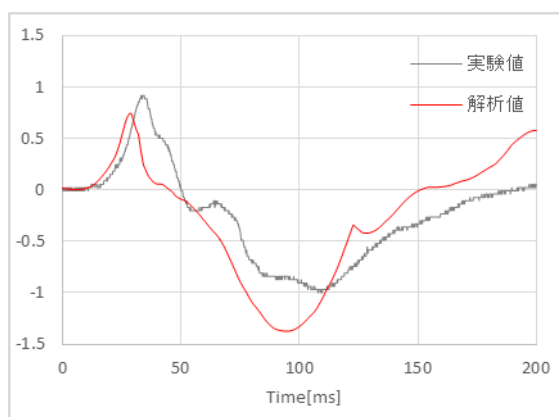


図 4-15 頸部荷重 F_x (Z 方向 15G)

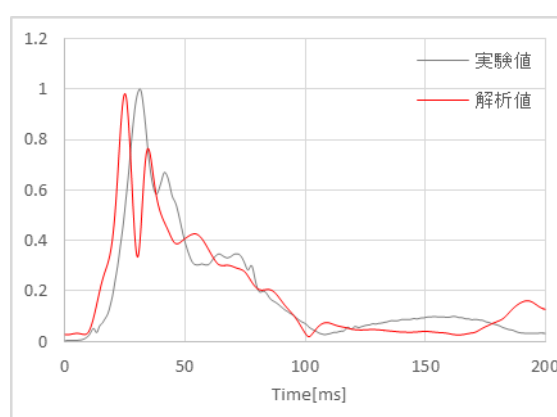


図 4-18 胸部加速度(Z 方向 15G)

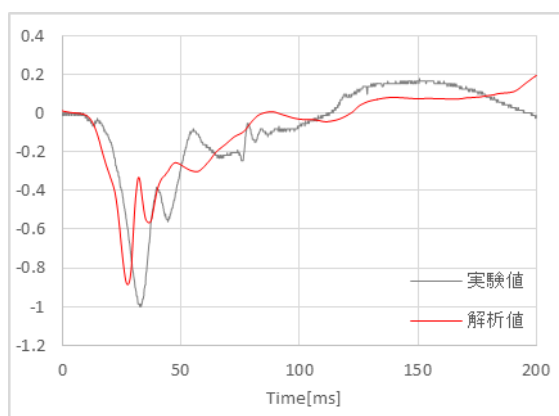


図 4-16 頸部荷重 F_z (Z 方向 15G)

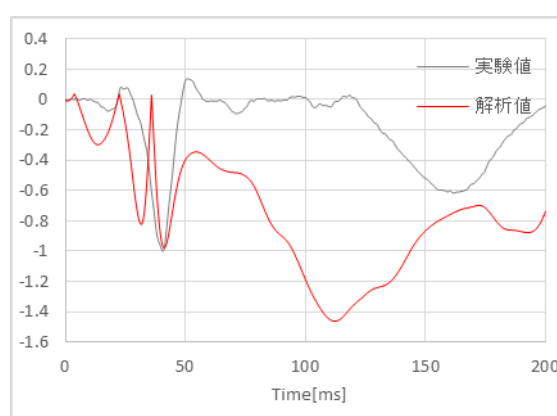


図 4-19 胸たわみ(Z 方向 15G)

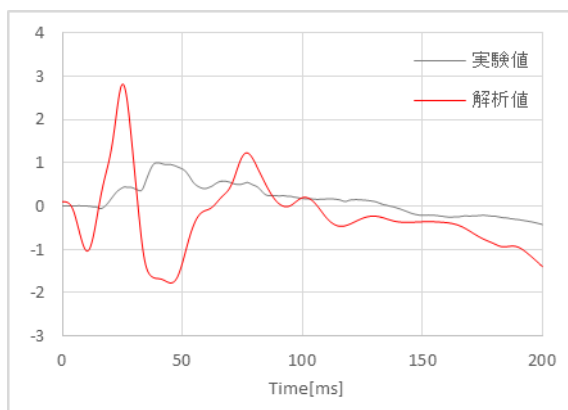


図 4-20 腰椎荷重 F_x (Z 方向 15G)

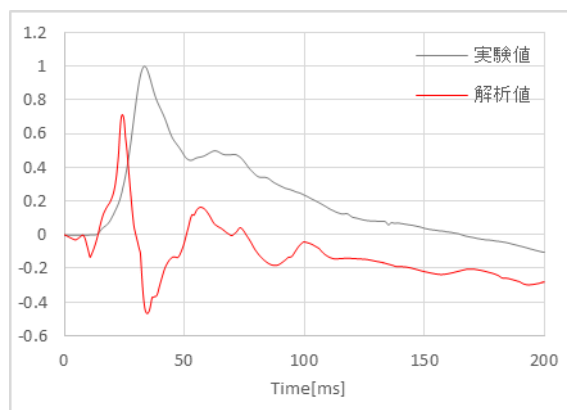


図 4-22 腰椎モーメント(Z 方向 15G)

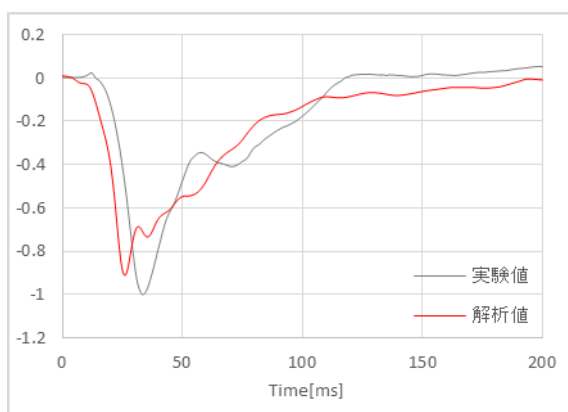


図 4-21 腰椎荷重 F_z (Z 方向 15G)

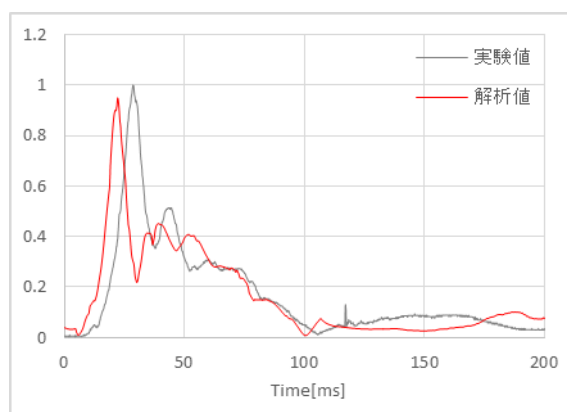


図 4-23 腰部加速度(Z 方向 15G)

4.4.3 X 方向 25.7G

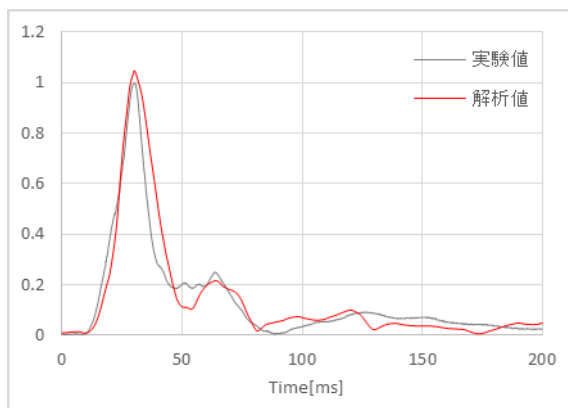


図 4-24 頭部加速度(X 方向 25.7G)

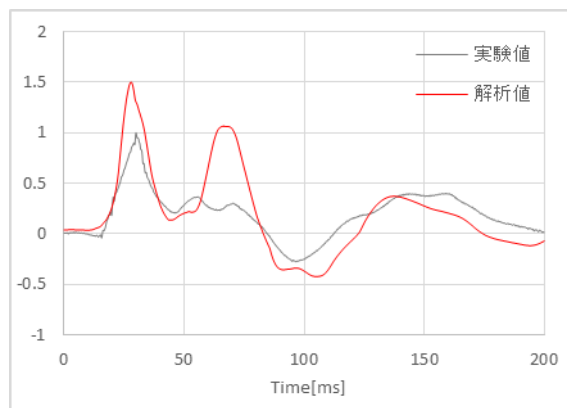


図 4-27 頸部モーメント(X 方向 25.7G)

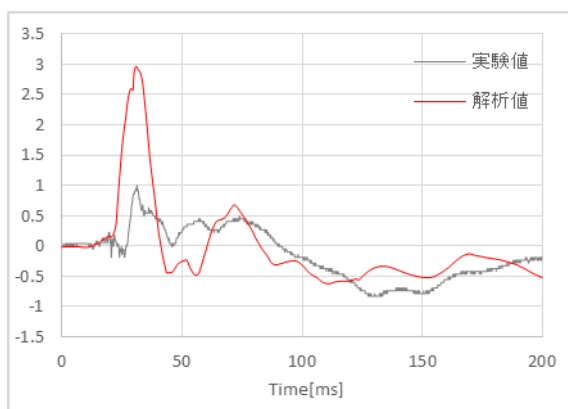


図 4-25 頸部荷重 F_x (X 方向 25.7G)

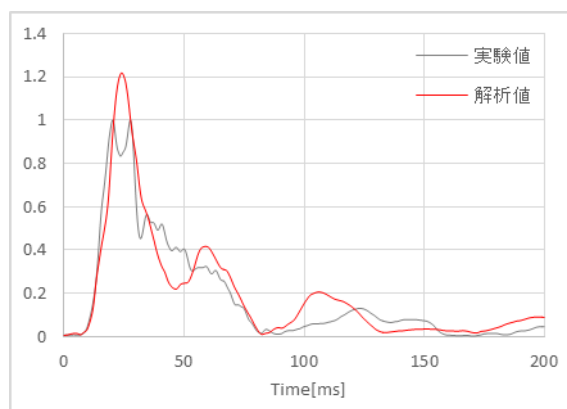


図 4-28 胸部加速度(X 方向 25.7G)

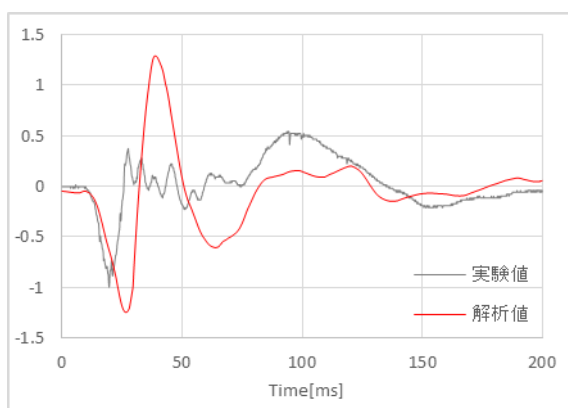


図 4-26 頸部荷重 F_z (X 方向 25.7G)

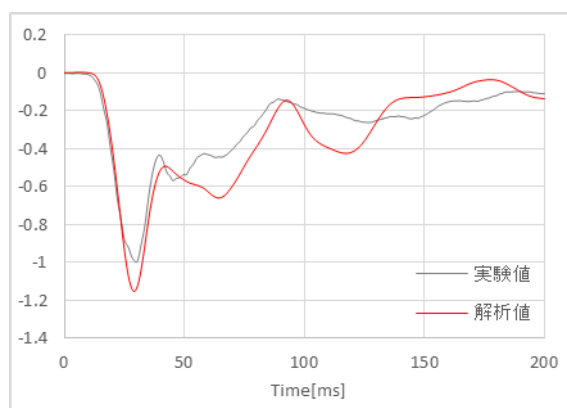


図 4-29 胸たわみ(X 方向 25.7G)

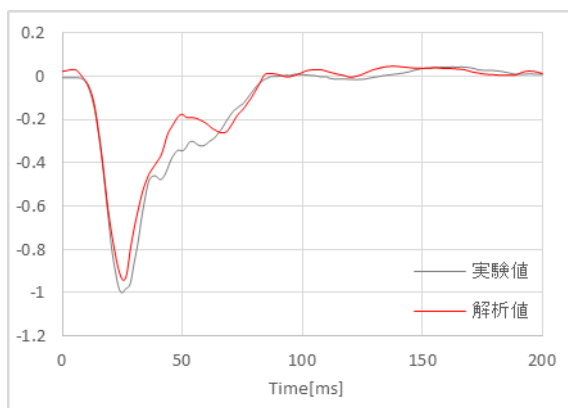


図 4-30 腰椎荷重 F_x (X 方向 25.7G)

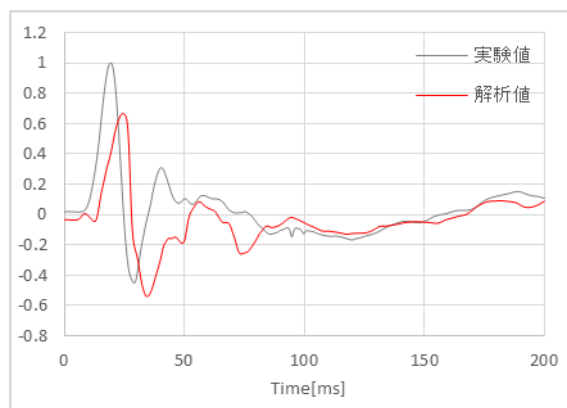


図 4-32 腰椎モーメント(X 方向 25.7G)

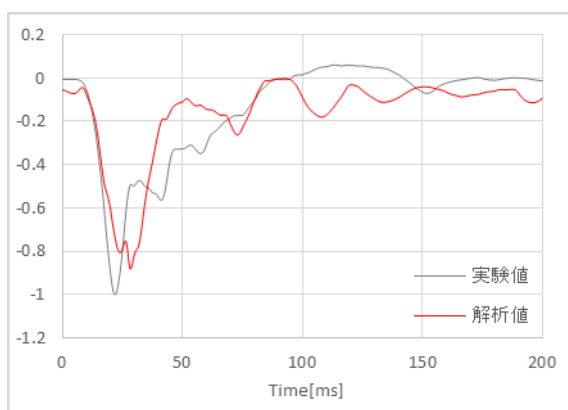


図 4-31 腰椎荷重 F_z (X 方向 25.7G)

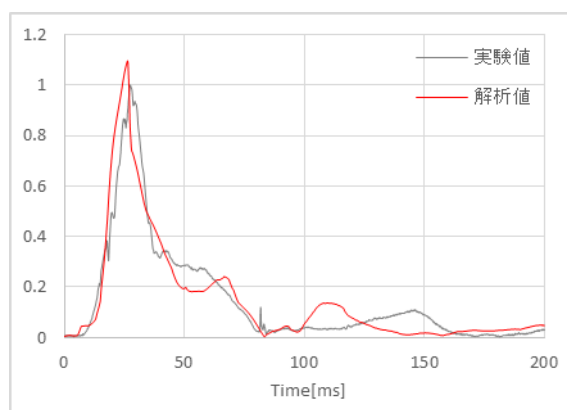


図 4-33 腰部加速度(X 方向 25.7G)

4.4.4 X 方向 55G

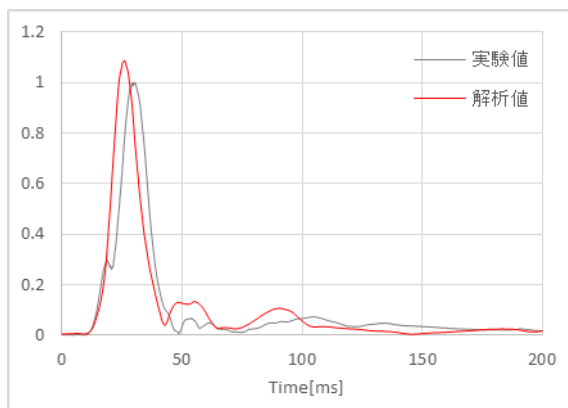


図 4-34 頭部加速度(X 方向 55G)

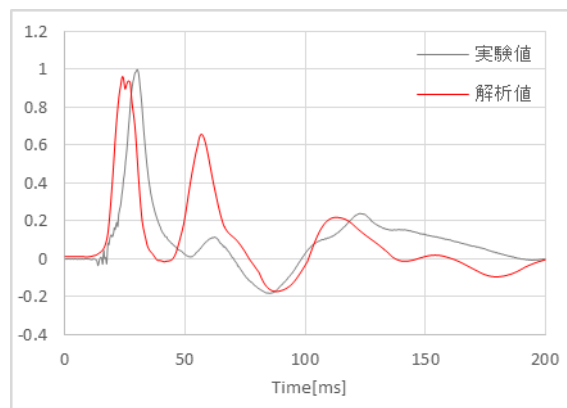


図 4-37 頸部モーメント(X 方向 55G)

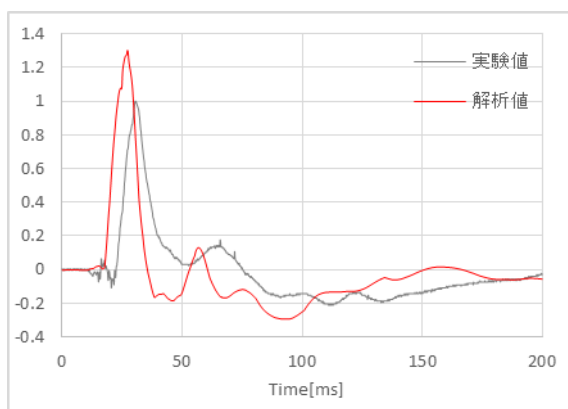


図 4-35 頸部荷重 F_x (X 方向 55G)

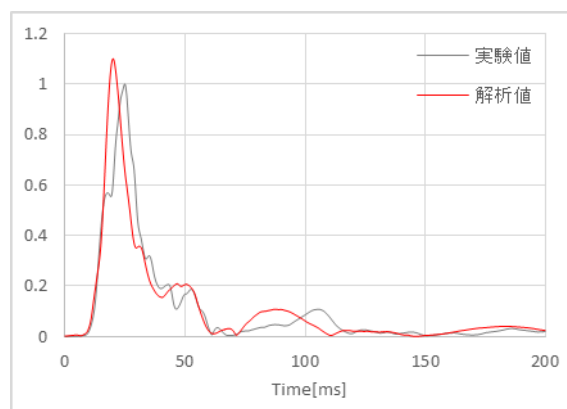


図 4-38 胸部加速度(X 方向 55G)

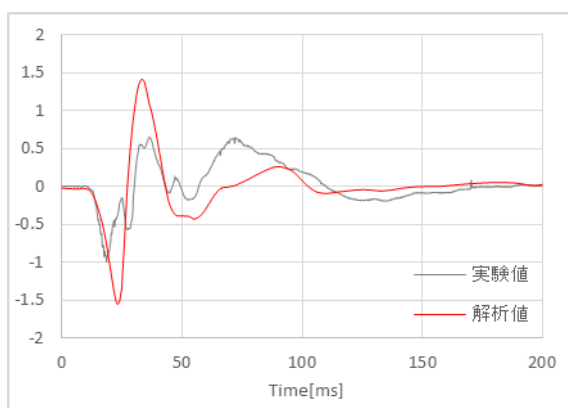


図 4-36 頸部荷重 F_z (X 方向 55G)

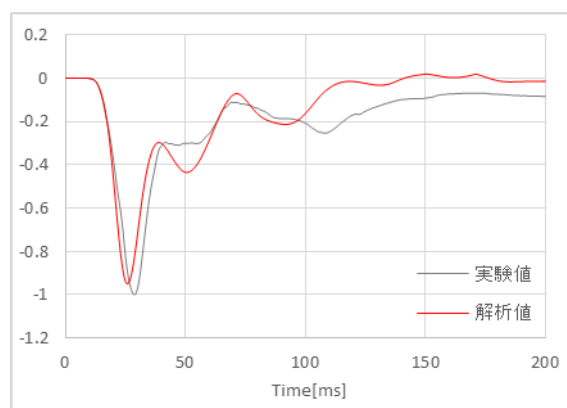


図 4-39 胸たわみ(X 方向 55G)

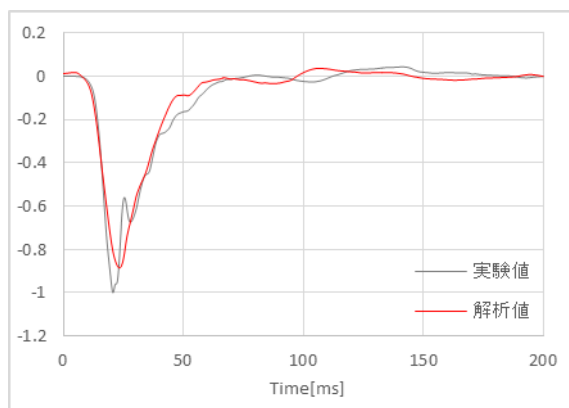


図 4-40 腰椎荷重 F_x (X 方向 55G)

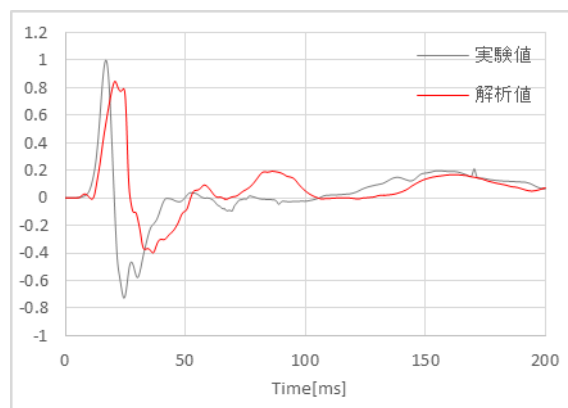


図 4-42 腰椎モーメント(X 方向 55G)

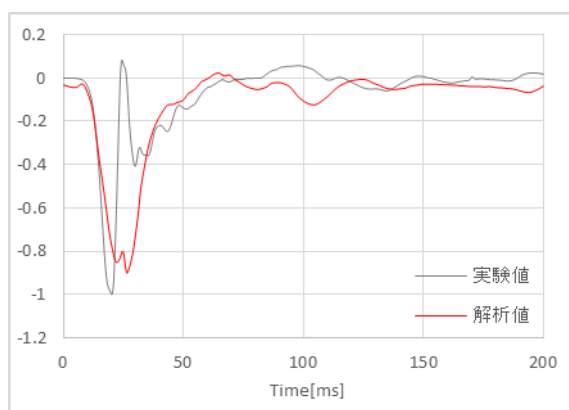


図 4-41 腰椎荷重 F_z (X 方向 55G)

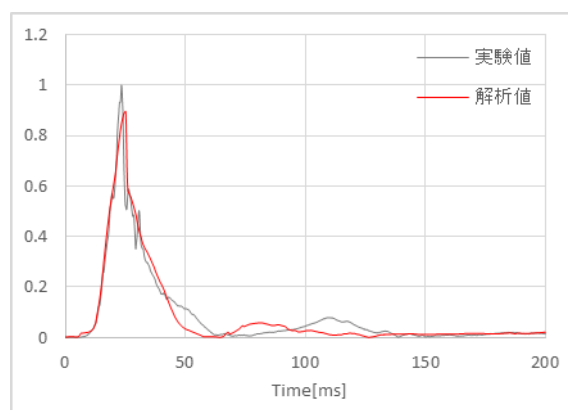


図 4-43 腰部加速度(X 方向 55G)

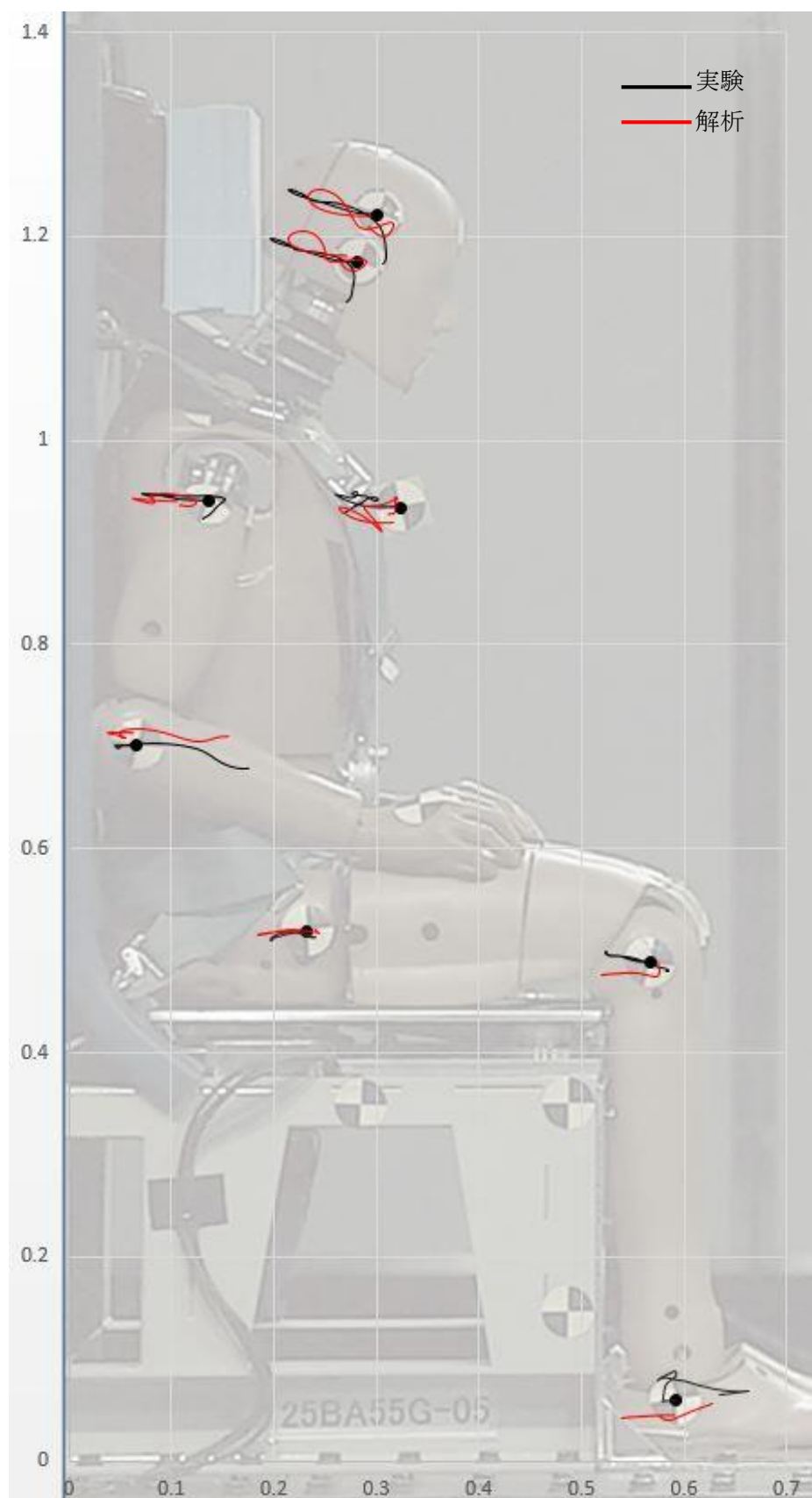


図 4-44 マーカーの軌跡比較(X 方向 55G)

第5章 解析モデルによる傷害評価

5.1 緒言

第4章では、JAXA によって行われた実験結果をもとに、X 方向と Z 方向の加速度に対して合わせこみを行ったシミュレーションモデルを作成した。LAS でかかるとされる継続時間の短く、ピークの大きな加速度や、X 方向 Z 方向の複合的な加速度はダミーによる実験を行うことが難しい。本章では、第4章で作成したシミュレーションモデルに対して、実際に LAS にかかるとされる様々な加速度下での解析を行い、LAS 特有の加速度下での人体ダミー応答を明らかにする。

5.2 解析条件

第4章で作成した X 方向と Z 方向の試験に合わせた2つの解析モデルは、頭部の衝撃吸収材の有無や初期姿勢などの試験で異なる条件以外すべて同じ条件で構成されている。LAS では着水時においても Z 方向に比べ X 方向に大きな加速度がかかることから、本章でおこなう着水条件での解析は、第4章で作成した爆風圧模擬の X 方向モデルに着水で想定される加速度をかけることでおこなった。

LAS の各フェーズにおいて想定される加速度とその詳細については第3章2節に記した通りであり、アポロ計画の際に行われた着水実験^[10]によれば着水時には X 方向と Z 方向および Y 軸まわりの回転加速度の複合的な加速度がかかるとされている。しかし、MADYMO の仕様上、回転加速度をかけることが出来ないため、本章の解析では図 5-1、図 5-2 のように着水時では X 方向と Z 方向の加速度、爆風圧到達では X 方向と重力加速度を入力した。入力加速度として、着水については X 方向に図 5-3、Z 方向に図 5-4 を用いた。また、pitch-11 は図 3-2 における Negative pitch attitude が 11° であることを表しており、pitch-21、pitch-38 についても同様である。爆風圧については X 方向に図 5-5 の加速度を用い、Z 方向には重力加速度 1G をかけた。それぞれ、図 3-1 における case と対応しており、加速度ピークの小さい case3、case4、case6 については解析の対象外とした。

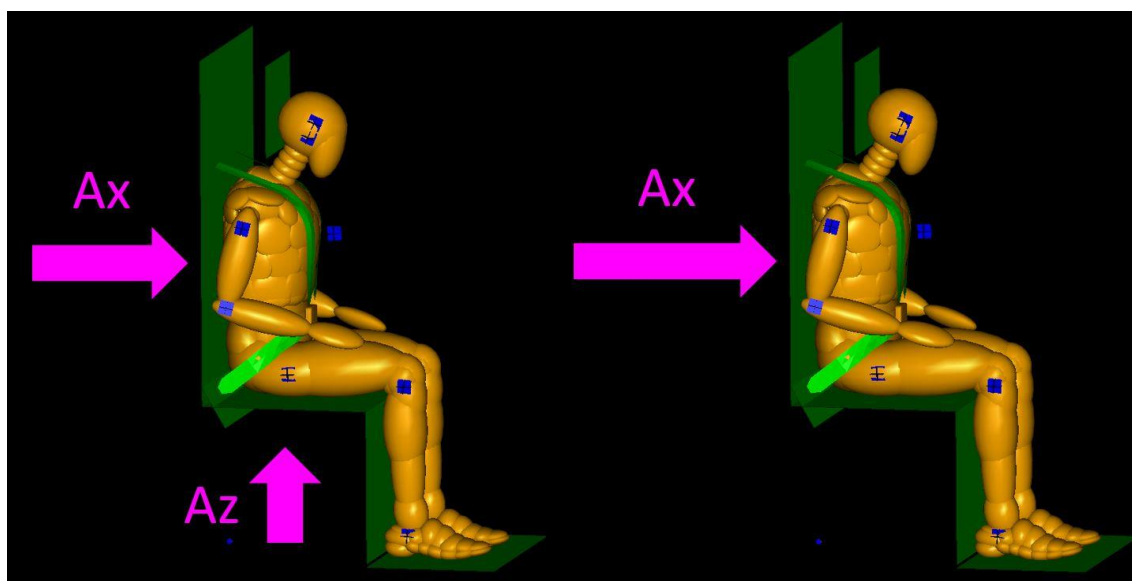


图 5-1 着水時加速度方向

图 5-2 爆風压到達時加速度方向

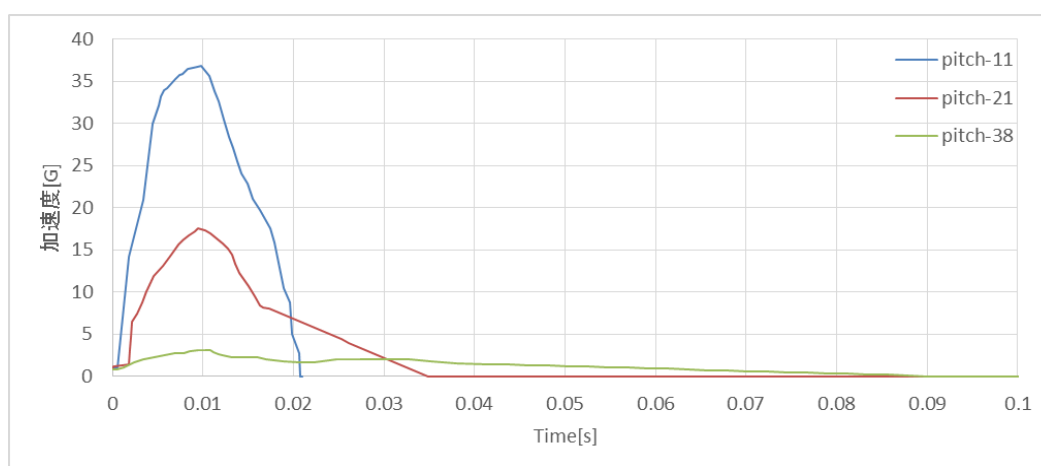


图 5-3 着水 X 方向加速度

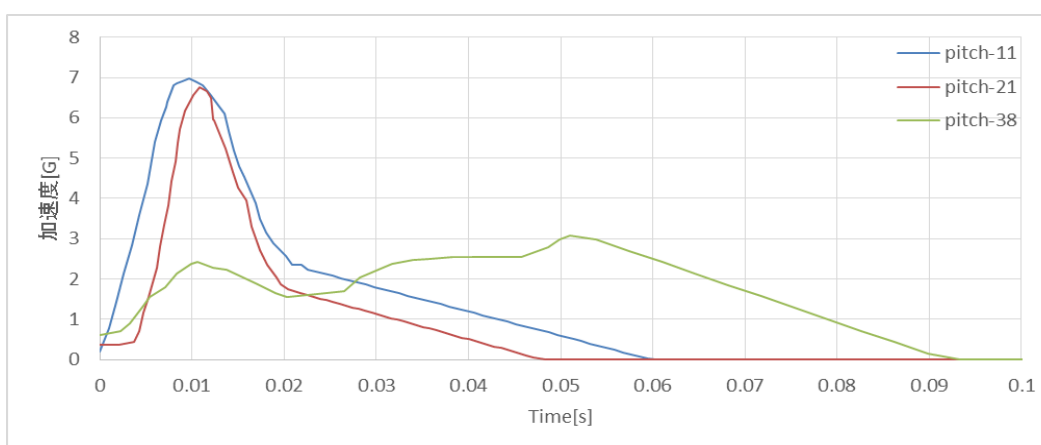


图 5-4 着水 Z 方向加速度

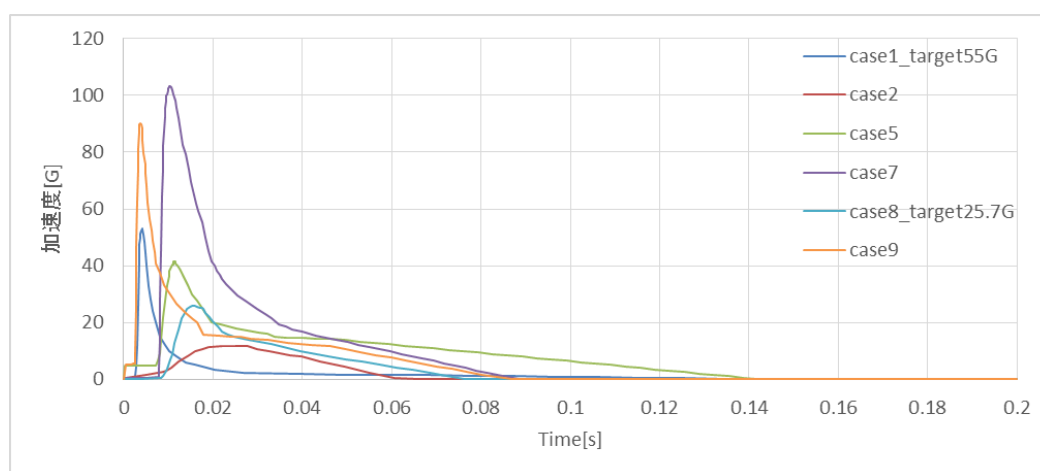


图 5-5 爆風压 X 方向加速度

5.3 解析結果

表 5-1 に各試験の傷害の判定に用いた物理量の一覧を示し、表 5-2 に解析結果と傷害基準との比をまとめた。表 5-2 から、BrIC についてすべての項目で基準値を上まっていることがわかる。さらに、頸部軸力については圧縮、引張ともに多くの加速度条件で基準値を超える結果となった。また、case7 はすべての項目で、case9 についても胸たわみを除くすべての項目で基準値を超えている。

表 5-1 解析による傷害値一覧

傷害値	HIC15	BrIC	頸部 引張力[N]	頸部 圧縮力[N]	胸たわみ [mm]	腰椎 圧縮力[N]
基準	340	0.04	880	580	25	5800
pitch-11	165.7	0.3795	727.58	1513.4	14.176	5270.1
pitch-21	16.9	0.1593	298.8	691.41	6.3921	2784.4
pitch-38	0.263	0.0402	39.722	180.77	1.541	883.99
case1	33.4	0.1659	495.1	651.8	7.3641	3601.5
case2	45.5	0.1529	611.78	560.06	3.1321	2906.8
case5	301.8	0.2445	1309.8	1404.1	14.014	5731.1
case7	2437	0.4498	2964.7	3672.4	31.36	10429
case8	134.2	0.2010	903.44	973.66	9.9318	4377.2
case9	513.1	0.3203	1675.3	1919.4	18.727	7104.8

表 5-2 傷害基準との比

傷害値	HIC15	BrIC	頸部 引張力[N]	頸部 圧縮力[N]	胸たわみ [mm]	腰椎 圧縮力[N]
基準	340	0.04	880	580	25	5800
pitch-11	48.76%	948.91%	82.68%	260.93%	56.70%	90.86%
pitch-21	4.98%	398.34%	33.95%	119.21%	25.57%	48.01%
pitch-38	0.08%	100.56%	4.51%	31.17%	6.16%	15.24%
case1	9.85%	414.92%	56.26%	112.38%	29.46%	62.09%
case2	13.40%	382.30%	69.52%	96.56%	12.53%	50.12%
case5	88.77%	611.45%	148.84%	242.09%	56.06%	98.81%
case7	716.76%	1124.5%	336.90%	633.17%	125.44%	179.81%
case8	39.48%	502.73%	102.66%	167.87%	39.73%	75.47%
case9	150.93%	800.91%	190.38%	330.93%	74.91%	122.50%

5.4 考察

全体の傾向として、表 5-2 から BrIC はすべての解析条件において基準値を超え、次いで頸部圧縮力、頸部引張力、腰椎圧縮力の順に基準値を上回っている。従って、頭部および頸部の安全を確保し、その上で腰椎などの胴体についての保護を考えるべきである。また、case7 や case9 のような 100G に近い加速度がかかるケースについては、ほとんど全ての項目で傷害基準を超えており、こうした加速度下では乗員の安全を確保するのは非常に難しいと考えられる。

以下では人体の各部位について、傷害基準および傷害メカニズムの考察を行う。

5.4.1 頭部

まず、頭部傷害の判定に用いている HIC15 と BrIC について検討を行う。BrIC はすべての加速度条件で Wyle の定めた基準値 0.04 を超えている一方、HIC15 では case7 および case9 以外では基準値以下となっている。

HIC は式 2-1 であらわされるように頭部の並進加速度を積分することにより算出され、屍体頭部の落下実験による頭蓋骨骨折の確率などによってリスクカーブが決定されており、自動車の乗員保護規制の頭部傷害の基準として広く用いられている。

一方、BrIC は 2013 年に Erik G. Takhounts ら^[7]によって提案された外傷性脳傷害と相関があるとされる新しい頭部の傷害値であり、頭部の角速度によって算出される。AIS ごとの BrIC のリスクカーブは図 5-6 であり、式 5-1 であらわされる。各 AIS に対応する定数 λ_n の値は表 5-3 のとおりである。

BrIC のリスクカーブは AIS4 以上の傷害データから定められており、AIS4 以外のリスクカーブは、式 5-2 で示される HIC のリスクカーブ^[12]を参考に決定され、検証は行われていない。つまり、BrIC のリスクカーブは λ_4 のみが検証された値であり、たとえば AIS1 のリスクカーブの定数 λ_1 は λ_4 に HIC のリスクカーブの定数の比 β_1/β_4 を乗じたものとして定められている^[7]。表 5-3 より、 λ_n が HIC のリスクカーブ定数の比より定められていることがわかる。

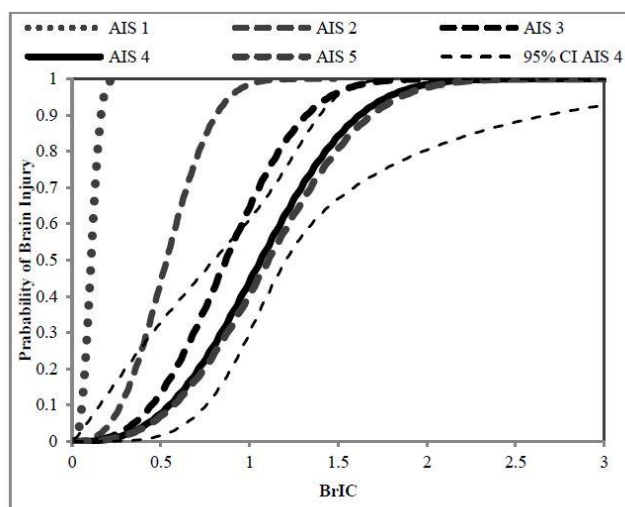


Figure 20. BrIC based on MPS and formulation given by equation 4 (average critical angular velocities from Table 3).

図 5-6 BrIC リスクカーブ^[7]

$$p(AIS \geq n | BrIC) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{\lambda_n}\right)^{2.84}} \quad (式 5-1)$$

$$p(AIS \geq n | HIC) = 1 - e^{-\left(\frac{HIC}{\beta_n}\right)^{\alpha_n}} \quad (式 5-2)$$

表 5-3 BrIC リスクカーブの定数^[7]

	n=1	2	3	4	5
λ_n	0.120	0.602	0.987	1.204	1.252
β_n/β_4	0.10	0.50	0.82	1	1.04

まず、BrIC が基準値に比べ大きな値をとった原因として、頭部の拘束がほとんどされていなかったことが考えられる。実際の LAS の座席環境ではヘルメットの着用や与圧服の影響から、頭部は今回のシミュレーションに比べ、自由に動かないことが想定され、そうした場合 BrIC を小さく抑えることが可能である。

図 5-7、図 5-8 は着水 pitch-38 と爆風圧 case7 の各軸まわりの角速度であり、いずれも y 軸まわり(うなづく方向)に大きく角速度が生じ、x 軸まわり(首をかしげる方向)、z 軸まわり(首を左右にふる方向)にはほとんど角速度は生じなかった。着水の際には図 5-9 のように Z 方向からの突上衝撃によって、頸部が突上げられるのに対して、頭部が遅れることで頭部が前に突き出され、y 軸まわりの角速度が生じる。また爆風圧到達の際には図 5-10 のように、

-X 方向に頭部が押しつけられ頭部の衝撃吸収材から反発を受けることによって y 軸まわりの角速度が生じる．こうした y 軸方向の頭部回転を拘束することで頭部の傷害の可能性を下げる事が可能になると考えられる．

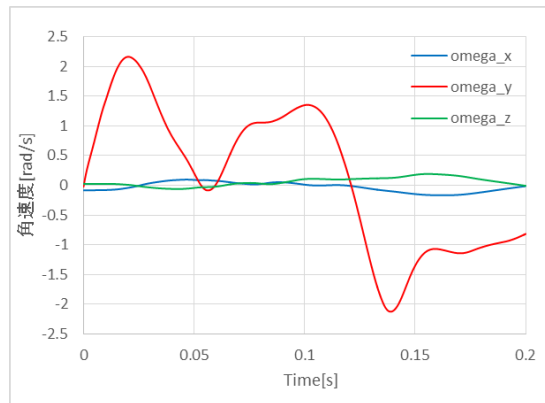


図 5-7 pitch-38 の頭部角速度

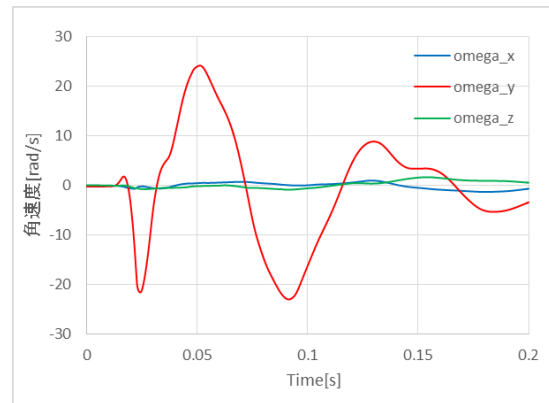


図 5-8 case7 の頭部角速度

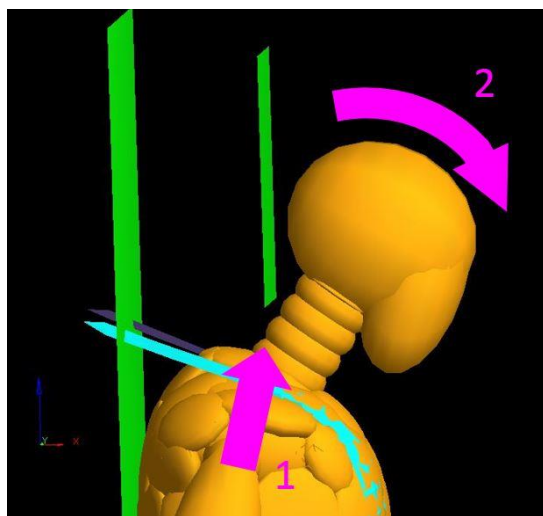


図 5-9 着水時の頸部挙動

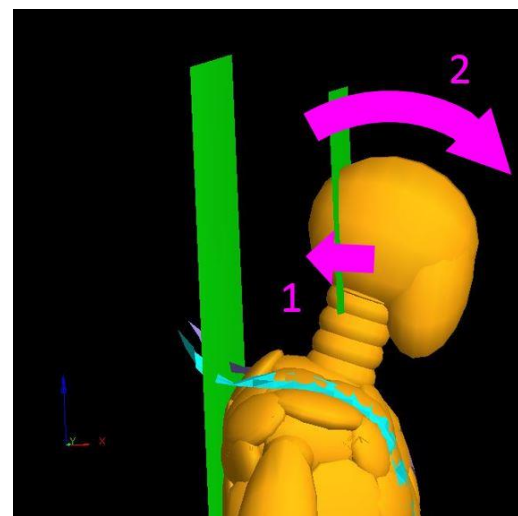


図 5-10 爆風圧到達時の頸部挙動

また、解析で得た BrIC の値が基準を大きく上回る原因として、BrIC の基準自体が必要以上に厳しい値であることも考えられる。

先に述べたとおり、BrIC のリスクカーブは AIS4 以上の傷害をもとに、HIC のリスクカーブを参考に定められている。従って、BrIC は AIS1 のような軽度の傷害の場合について、実験や解析によるリスクカーブの検証がなされておらず、NASA の定めた AIS1 の傷害確率を 5%以下に抑えるという基準を BrIC に用いる場合、誤った傷害判定をしてしまう可能性がある。

さらに、Wyle の定めた基準の検証のために、傷害の生じない日常生活において BrIC がどのような値を示すか調査を行った。北林らの日常生活における頭部挙動を計測した研究^[13]によると、1 時間の間デスクワークおよび、階段の昇降、本棚から書物を取り出すなどの作業した際の頭部角速度について、図 5-11 の計測結果が得られた。北林らの計測結果から 1 軸の角速度であっても 100~200deg/sec を程度の動作が複数回計測されたことがわかる。図 5-11 の横軸 115000 付近の値をもとに

$$\omega_x = 50 \text{deg/sec} (0.87 \text{rad/sec}), \quad \omega_y = 50 \text{deg/sec} (0.87 \text{rad/sec}), \quad \omega_z = 150 \text{deg/sec} (2.61 \text{rad/sec})$$

として BrIC の式 2-2 に代入すると BrIC=0.0662 となり、日常生活で生じる頭部角速度で Wyle の定めた基準 0.04 を超えてしまう。Off-Nominal での基準 0.07 についても非常に厳しい基準だといえる。

以上の考察から、すべての解析結果で基準値を上回った原因として、BrIC の基準値 0.04 が厳しすぎるものが考えられる。

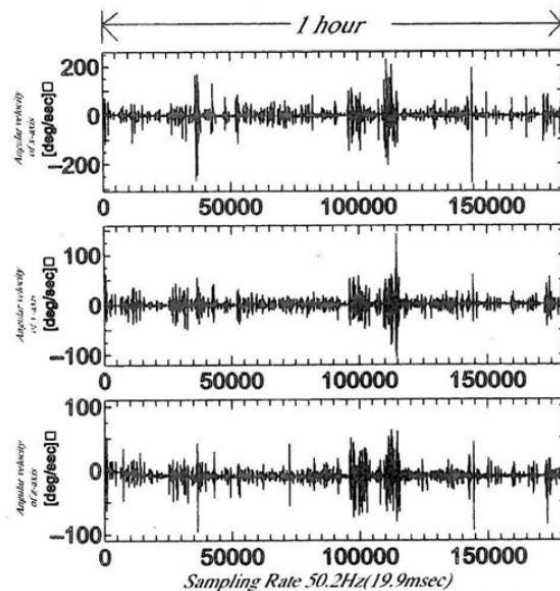


図 1: 計測結果 (1 時間、水平/垂直/首をかしげる方向の回転)

図 5-11 日常生活における頭部角速度^[13]

次に HIC と BrIC の関係について考える．LAS の加速度下において，頭部の傷害基準として HIC と BrIC 二つの基準が両方必要であるかを調べるため，今回行ったすべての解析について横軸を HIC の傷害基準との比，縦軸を BrIC の傷害基準との比としてプロットしたものが図 5-12 である．HIC と BrIC には正の相関がみられるものの，グラフ左上の点(pitch-11)のような，HIC では基準値は超えていないが BrIC は非常に大きな値を示す場合があることが確認できた．pitch-11 での頭部挙動は先に述べたとおりで，Z 方向の加速が大きい場合，ダミー頭部が並進運動を伴わずに回転運動をすることで，HIC は小さい値を示していても BrIC は非常に大きくなることが予想される．

従って，Z 方向の加速度が大きい場合には，頭部の並進加速度が小さくとも回転による各速度が大きくなることもあり，HIC のみの傷害判定では脳の傷害判定について誤った結果となる可能性があるため，BrIC による脳部の傷害判定は必要だと考えられる．

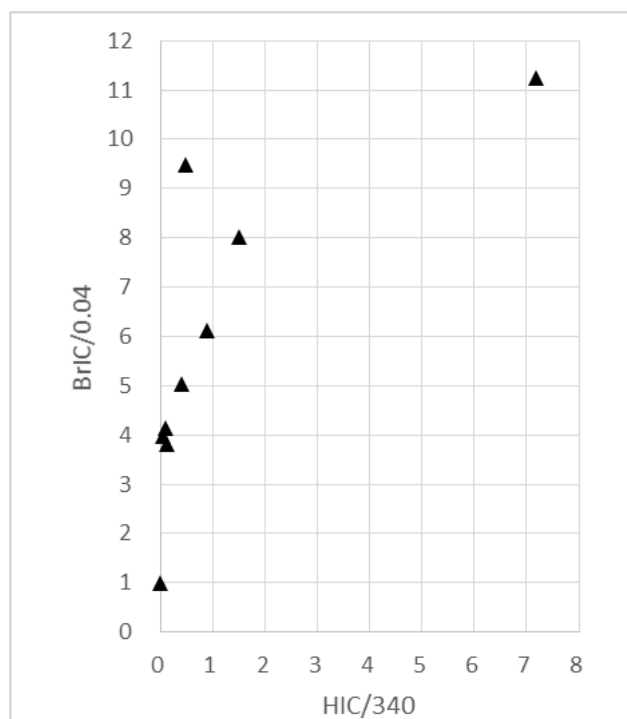


図 5-12 HIC と BrIC の関係

5.4.2 頸部

頸部の傷害判定について考える。各解析条件における頸部軸力について引張力と圧縮力との関係をプロットしたものが図 5-13 である。爆風圧については圧縮力の方がやや大きいがおおよそ引張と圧縮で同じ値、着水については圧縮力が引張力の 2 倍程度の値となった。Wyle の定めた基準では引張力の基準が 880N、圧縮力が 580N と圧縮力の基準の方が厳しいため、多くのシミュレーションで頸部圧縮力が基準を超える結果となった。また、着水では Z 方向加速度のために、頸部が圧縮され爆風圧条件に比べて頸部圧縮力が大きくなったと考えられる。

図 5-14 は頸部軸力の発生メカニズムを示したもので、頭部に比べ胸部は動きが小さいため、まず頭部が衝撃吸収材に貫入していく際には頭部と胸部の距離が小さくなり圧縮力が生じる。頭部、胸部とも座席に押しつけられたあとは反発によって前に押し出されるが、その際は頭部と胸部の距離は大きくなろうとし引張力が発生する。しかし、実際の頭部の衝撃吸収材は変形することから、マルチボディによる解析ではうまく頭部の挙動を再現出来ていない可能性がある。また、モデルの同定を行った第 4 章の頸部荷重 F_z の図 4-26、図 4-36 を見ると、圧縮方向にも引張方向にも実験より大きな力が発生しており、モデルの改善を行うことで、LAS で想定される加速度をかけた際の結果も本研究で作成したモデルよりも頸部軸力が小さくなることが考えられる。

また、本研究では着用させていない与圧服や頭部保護のヘルメットを着用した場合では、頭部の動きが拘束され、頸部軸力が小さくなると考えられる。

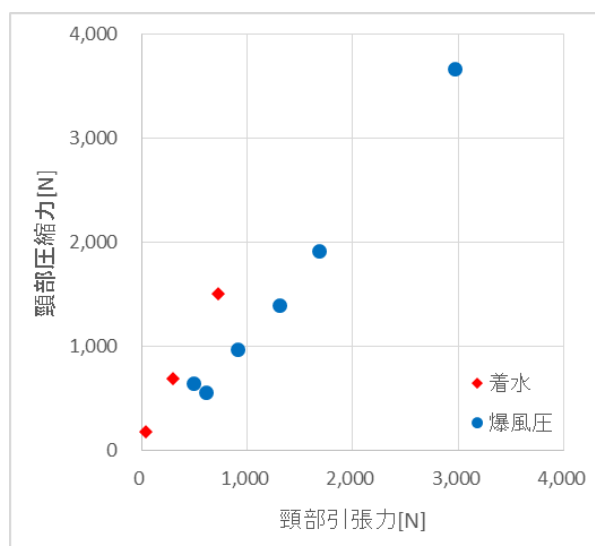


図 5-13 頸部引張力と圧縮力の比較

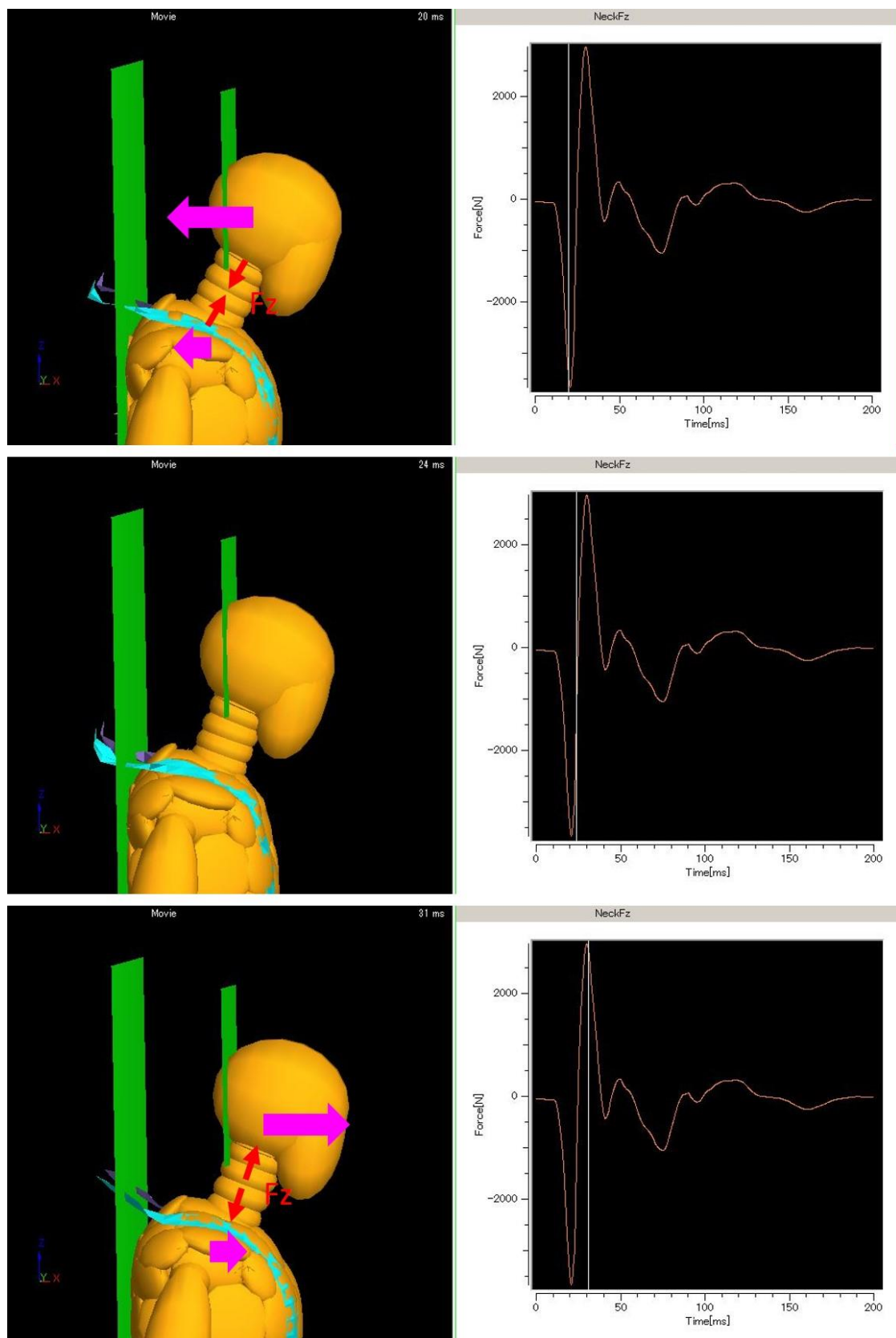


図 5-14 case7 の頸部挙動

5.4.3 胸部および腰部

胸部と腰椎については，case7 および case9 のような非常に大きな加速度がかかる場合を除けば Wyle の定めた基準を超えることはなく，頭部，頸部の保護が優先される。

胸たわみについては，今回用いた 5 点式ベルトでは局所的な変位は見られなかったが，シートベルトの拘束条件によって変位は変わりうるため，乗員拘束を考える際には胸骨に大きな負荷がかからないよう設計するなどの考慮が必要となる。

なお，爆風圧のような X 方向の加速によって腰椎に圧縮力がかかるのは，図 5-15 のように初期状態では湾曲していた腰椎が，座席に押しつけられ直立しようとするが，座面方向には自由に動くことが出来ないためだと考えられる。

こうした腰椎にはたらく力は，腰椎の変形を抑えること，つまり乗員の背骨の形状に合わせたシートを作成することで小さく抑えることが可能だと考えられる。

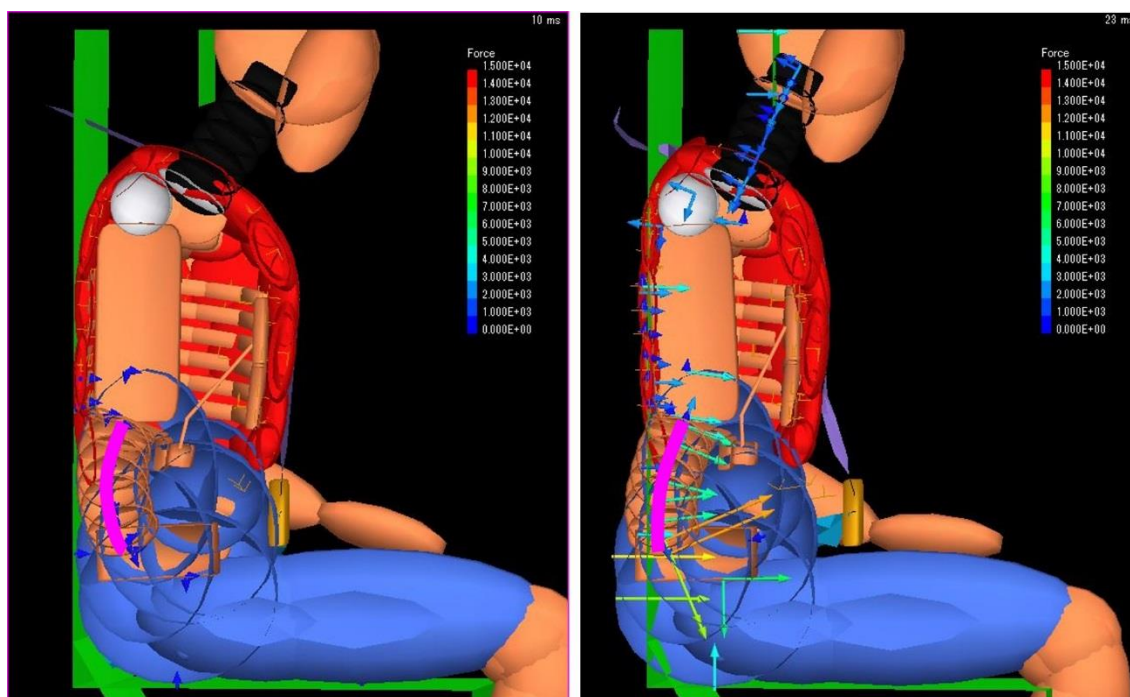


図 5-15 case7 の腰椎挙動

第6章 結論

6.1 総括

本研究では、LAS で想定される加速度下での人体ダミー応答が MADYMO によって評価可能であることを明らかにした。まず、JAXA の協力のもと行われた X 方向、Z 方向加速度試験を模擬するシミュレーションモデルを新規構築した。そして得られた試験データを用いて、モデル同定を行い、多軸加速度に対して妥当性の確認できたシミュレーションモデルを作成した。多軸高加速度域における人体ダミー応答が MADYMO により評価可能であることを確認し、構築したシミュレーションモデルに LAS で想定される着水と爆風圧到達時の加速度を印加した数値解析を行った。そして、人体各部の傷害値を計算し Wyle の定めた基準をもとに傷害の判定を行った。

すべてのシミュレーション結果において、脳の傷害判定に用いられる BrIC が基準値を上回り、次いで頸部の損傷の可能性が高いことを明らかにした。その上で Wyle の定めた BrIC の基準値について考察を行い、BrIC の基準値が過剰に厳しい値である可能性を指摘した。また、身体の各部の傷害メカニズムの推定を行い、今後の実験や実際のシートの設計方針について提案を行った。

6.2 課題

本研究で作成したシミュレーションモデルは、MADYMO を用いたマルチボディ解析を採用した都合上いくつかの課題が考えられる。

まず、変形が生じるはずの頭部の衝撃吸収材を変形しないものとして表現したため、頭部や頸部の挙動についてダミー実験を完全には再現出来ていない部分がある。そのため、頭部挙動や頸部荷重について誤った判定をしてしまう可能性があり、より精度の高い解析を行うためには有限要素法による人体ダミーのシミュレーションが必要になる。

また、本研究の着水を想定した加速度では、X 方向と Z 方向のみに加速度がかかる条件で解析を行ったが、実際には着水時にカプセルには Y 軸まわりの回転加速度も生じることが分かっている。そうした加速度は MADYMO の機能の制約で再現することが出来なかった。より正確な傷害評価のためにはそうした加速度の影響を反映したシミュレーションが必要である。

さらに、実際の有人宇宙飛行の乗員安全性を評価するにあたっては、多くの課題があると言える。

たとえば、本研究のシミュレーションモデルは、実験に合わせ、特別な装備のない Hybrid-III を鋼板で出来たシートに着座させたものであったが、実際の LAS の環境ではヘルメットや与圧服を着用しており、シート形状についても傷害軽減を考慮したものとなるため、そうした影響を考える必要がある。

また、本研究では一般的なダミーとして Hybrid-III を用いたが、Hybrid-III は Z 方向の応答について、生体忠実性が低いことが指摘^[3]されており、今後のダミー試験において、より適切なダミーの検討が必要となる。

その先には、実際の人体の応答と人体ダミーの応答の違いや、性別や年齢、また入力加速度のばらつきを考慮した評価が求められる。

また、今回の研究で指摘したように、軽度の傷害についての傷害リスクカーブは研究不足やデータ不足であると考えられ、引き続き様々な分野での傷害基準の調査、整理が必要になる。

参考文献

- [1].独立行政 法人宇宙航空研究開発機構 情報・計算工学センター, “有人宇宙輸送ハザードシミュレーションと安全性研究「有人安全性の定量的評価技術の研究(TBD)」”, 2013
- [2].Jeffrey, T., Richard, S., Bradley, G., Jeffrey, J., Nathaniel, N., and Michael, G.,” Defining NASA Risk Guidelines for Capsule-based Spacecraft Occupant Injuries Resulting from Launch, Abort, and Landing”, NASA/TM-2014-217383, 2014
- [3]. Jeffrey, T., Nathaniel, N., Charles, L., Richard, D., David, M. and Shean, P.,” Investigation of the THOR anthropomorphic test device for predicting occupant injuries during spacecraft launch aborts and landing”, frontiers in BIOENGINEERING AND BIOTECHNOLOGY, 2014
- [4].栗山和樹, “修士論文「有人ロケットの緊急脱出カプセル着水時における人体安全性評価」”, 2014
- [5].植田章裕, “卒業論文「ロケット緊急離脱システムにおける人体加速度応答解析」”, 2014
- [6]. 水野幸治, “自動車の衝突安全”, 名古屋大学出版会, 2012
- [7]. Erik, G., Matthew, J., Kelvin, M., and Joe, M., ”Development of Brain Injury Criteria (BrIC)”, Stapp Car Crash Journal, Vol. 57, 2013
- [8].清田浩嗣, “Hybrid-III ダミーを用いた有人宇宙船運用想定 of 衝撃試験”, 一般財団法人日本自動車研究所, 2014
- [9]. Naoki Tani, Kawatsu Kaname, Ei-ichi Wada, Keiichiro Fujimoto and Nobuhiro Yamanishi, ”Development of Numerical Simulation Method for Safety Evaluation of Launch Abort during Ascent Phase”, 5TH EUCASS, 2013
- [10].Sandy, M. Stubbs,” DYNAMIC MODEL INVESTIGATION OF WATER PRESSURES AND ACCELERATIONS ENCOUNTERED DURING LANDINGS OF THE APOLLO SPACECRAFT”,NASA TN D-3980, 1967
- [11].”MADYMO Theory Manual”,VERSION7.4.2,TASS, 2012
- [12].Funk J., Duma S., Manoogian, S., “BIOMECHANICAL RISK ESTIMATES FOR MILD TRAUMATIC BRAIN INJURY”, Annu. Proc. Assoc. Adv. Automot. Med. 51, 343-361, 2007
- [13].北林一良, 加藤浩行, 木島竜吾, “日常生活における頭部運動の解析” Proceedings of the Virtual Reality Society of Japan annual conference vol.[8], 135-136, 2003

謝辞

本論文の作成にあたり、ご多忙の中、終始ご指導頂きました指導教員である酒井信介教授に心より感謝致します。

泉聡志教授には研究会の場をはじめとして、多くのご指摘頂きました。深く感謝申し上げます。

本研究は JAXA との社会連携講座の一環として行われました。JAXA の藤本様には、資料の紹介から研究に対する助言、卒論の推敲に至るまで、親身にご指導頂きました。厚く御礼申し上げます。

第 3 章のスレッド試験に関しましては、貴重な実験データを提供して頂きました JAXA をはじめ、実際に試験を行って頂いた日本自動車研究所の鮎川様、江島様のご協力なしには、執筆出来ませんでした。深く感謝申し上げます。

テイ・エステック株式会社の田辺様、沼尻様には、最新の自動車乗員保護についての動向や資料のご紹介をはじめ、社会連携講座研究会の際には大変ありがたい助言を頂き、心から感謝致しております。

社会連携講座研究会の場では、今まで感謝申し上げた方々の他にも多くの方に大変貴重なお話、助言を頂きました。ここに感謝の意を表します。

また、恵まれた研究環境を整えて下さり、研究のみならず、親身に様々な相談に乗って下さった田中助教、波田野助教には何度も助けられました。大変感謝しています。

研究室の先輩方には、スポーツや登山、旅行などを企画して頂き、また、普段からとてもよくして頂きました。充実した研究生活を送ることが出来たのも先輩方のおかげです。ありがとうございました。特に 1 年間、人体衝撃に関する研究と一緒に行った植田さんには、MADYMO の使い方をはじめ、研究の基本的なことを率先して教えていただき、大変お世話になりました。

研究室同期の皆とは、夜遅くまで語り合い、あるときは助け合い、非常に楽しい研究生活を送ることが出来ました。本当にありがとうございました。

以上、本論文を執筆するにあたり、協力して下さった皆様に感謝と御礼を申し上げたく、簡単ではありますが謝辞にかえさせていただきます。

以上

人体ダミーのマルチボディ解析に基づく
有人ロケット緊急離脱時の傷害評価

平成 27 年 1 月 29 日 提出
指導教員 酒井 信介 教授
130165 今泉 俊介