

卒業論文

THOR モデルのマルチボディ解析に
基づく有人ロケット緊急離脱システム
の傷害評価

平成 28 年 1 月 28 日 提出

指導教員 酒井 信介 教授

140201 齋藤 尚樹

目次

第1章	序論	7
1.1	研究背景	8
1.2	LASについて	8
1.3	先行研究	9
1.4	目的	10
1.5	本論文の構成	11
第2章	傷害評価手法	12
2.1	緒言	13
2.2	傷害基準値	13
2.2.1	HIC	14
2.2.2	BrIC	15
2.2.3	頸部軸力	15
2.2.4	胸たわみ	16
2.2.5	腰椎圧縮力	16
2.3	衝突ダミー	16
2.3.1	HybridIII[6]	16
2.3.2	THOR[11]	17
2.4	コンピュータモデル	18
2.4.1	マルチボディ解析	18
2.4.2	有限要素法解析	19
第3章	解析手法とモデル構築	20
3.1	緒言	21
3.2	スレッド試験	21
3.2.1	試験条件	21
3.2.2	試験結果	23
3.2.3	考察	25
3.3	解析手法	25
3.3.1	MADYMO	25
3.3.2	解析モデル	26
3.3.3	ダミーモデル	27
3.3.4	座席とダミーの関係	27
3.3.5	入力加速度	30
3.4	モデル応答と試験結果の比較	30

第4章	解析による傷害評価.....	33
4.1	緒言	34
4.2	LAS で想定される加速度	34
4.3	解析条件	37
4.3.1	爆風圧到達時想定解析.....	37
4.3.2	着水時想定解析.....	38
4.4	解析結果	40
4.5	考察	41
4.5.1	頭部	41
4.5.2	頸部	42
4.5.3	胸部	44
4.5.4	腰部	45
第5章	ダミー差の考察.....	47
5.1	緒言	48
5.2	解析条件	48
5.3	解析結果	48
5.4	考察	49
5.4.1	頭部	50
5.4.2	頸部	52
5.4.3	胸部	53
5.4.4	腰部	55
5.5	ダミー差による影響.....	57
第6章	結論	58
6.1	総括	59
6.2	今後の展望	59
参考文献	61

図目次

図 1-1 LAS の様子[1].....	8
図 1-2 LAS 各フェーズで想定される加速度[2].....	9
図 2-1 首の運動方向[7].....	15
図 2-2 HybridIII の種類[10].....	17
図 2-3 HybridIII を用いたマルチボディ解析[5].....	18
図 2-4 THUMS の構成[13].....	19
図 3-1 スレッド試験概要[14].....	22
図 3-2 台車加速度[14].....	23
図 3-3 頭部加速度[14].....	23
図 3-4 頸椎荷重 Fz[14].....	24
図 3-5 胸たわみ[14].....	24
図 3-6 腰椎荷重 Fz[14].....	24
図 3-7 シミュレーションモデル.....	26
図 3-8 剛体シートと頭部衝撃吸収材.....	27
図 3-9 剛体シートとダミーの貫入量に対する接触力[5].....	28
図 3-10 ダミーと頭部衝撃吸収材の貫入量に対する接触力[5].....	28
図 3-11 ハーネスの様子.....	29
図 3-12 ベルト張力の設定.....	29
図 3-13 頭部加速度.....	31
図 3-14 頸椎荷重 Fz.....	31
図 3-15 胸たわみ.....	31
図 3-16 腰椎荷重 Fz.....	32
図 4-1 爆風圧到達時に想定される加速度[18].....	35
図 4-2 着水実験の様子[19].....	36
図 4-3 pitch11° における加速度波形[19].....	36
図 4-4 爆風圧到達時想定加速度方向.....	37
図 4-5 爆風圧到達時想定加速度[18].....	38
図 4-6 着水時想定加速度方向.....	38
図 4-7 着水時想定加速度 (X 方向) [19].....	39
図 4-8 着水時想定加速度 (Z 方向) [19].....	39
図 4-9 後突時の頸部運動[6].....	42
図 4-10 case8 での頸部挙動.....	43
図 4-11 case8 での胸部挙動.....	44

図 4-12 脊椎の形状[6].....	45
図 4-13 case8 での腰部挙動	46
図 5-1 HybridIII と THOR の解析値の関係 (HIC)	50
図 5-2 case8 での頭部加速度	51
図 5-3 HybridIII と THOR の解析値の関係 (頸部引張力)	52
図 5-4 HybridIII と THOR の解析値の関係 (頸部圧縮力)	53
図 5-5 case8 での頸椎荷重 Fz	53
図 5-6 HybridIII と THOR の解析値の関係 (胸たわみ)	54
図 5-7 case8 での胸たわみ	54
図 5-8 胸たわみの測定 (HybridIII) [20]	55
図 5-9 胸たわみの測定 (THOR) [21][22]	55
図 5-10 HybridIII と THOR の解析値の関係 (腰椎圧縮力)	56
図 5-11 case8 での腰椎荷重 Fz.....	56

表目次

表 2-1 人体部位による AIS の例[6]	13
表 2-2 各部位の傷害基準値[4].....	14
表 3-1 試験条件一覧	22
表 4-1 CFD シミュレーション条件[18].....	34
表 4-2 各条件における解析結果 (THOR)	40
表 4-3 解析結果と傷害基準値との比 (THOR)	40
表 5-1 各条件における解析結果 (HybridIII)	48
表 5-2 解析結果と傷害基準値との比 (HybridIII)	49
表 5-3 傷害基準値に対する解析値の差の大きさ	50
表 5-4 HybridIII と THOR の解析値の大小関係	57

第1章 序論

1.1 研究背景

近年、宇宙技術の発展に伴い、有人宇宙飛行技術に関する研究が世界的に進められている。アメリカでは1960年代のアポロ計画をはじめ、チャレンジャー、ディスカバリー、エンデバーなどといった有人スペースシャトルの開発が行われてきた。また、旧ソビエトで進められて来た有人宇宙飛行技術に関する研究はロシアに引き継がれ、現在ソユーズは国際宇宙ステーションへ人を輸送するシステムとして活躍している。

このように世界各国で有人宇宙飛行技術の開発が進行するなか、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についての研究がすすめられている。有人宇宙飛行技術の確立には、ロケットの高信頼性の獲得、乗員の安全性確保に関する技術の獲得が必要であるが、JAXAではH-IIA、H-IIBといった主に宇宙衛星との物資輸送を目的とする無人ロケットが中心に開発されてきたため、乗員保護を主眼に置いた研究例が少なく、乗員安全性確保に関する研究が必要となっている。

1.2 LAS について

乗員保護技術として開発された有人宇宙船アボートシステム(Launch Abort System : LAS)は、有人ロケットにおいて致命的なハザードが発生した際に乗員が搭乗している部分のみをロケットから離脱させることで乗員の安全を確保する手段で、有人宇宙飛行を実行する上で欠かせないものである(図 1-1 参照)。



図 1-1 LAS の様子[1]

LAS による緊急離脱の流れは図 1-2 の通りである。ロケット発射台上、またはロケット発射後にハザードの発生が検知され、LAS による離脱が必要であると判断されると、ロケ

ット先端部にあるクルー搭乗部が射出される。アボートモータにより加速され、ハザード源から離脱した後、LAS が最高点に達するとクルーが搭乗してい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。

LAS が発動した際、アボートモータによる加速時、アボートモータ停止による減速時、爆風圧、衝撃波の到達時、着水時の4つのフェーズではクルーに大きな加速度がかかると考えられる。本研究では、その中でも特に大きな加速度がかかると想定される爆風圧の到達時、着水時についての人体加速度応答について考察する。

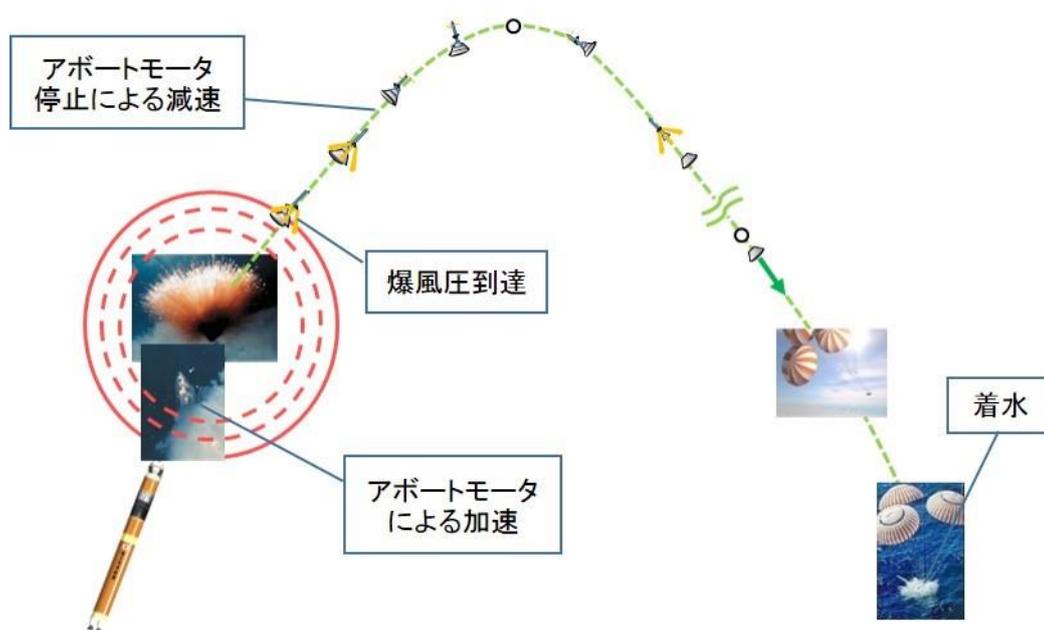


図 1-2 LAS 各フェーズで想定される加速度[2]

1.3 先行研究

衝撃が加えられた際の人体加速度応答は、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ため、さまざまな条件において、人体挙動を模擬する人体ダミーが開発されている。しかし、人体ダミーはあらゆる条件において、人体挙動を完全に模擬する応答を示すとはいえず、適切な人体ダミーを選定する必要がある。また、人体ダミーを用いた実験は非常に大きなコストを伴うため、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)に加速度が加えられた際の人体応答は、自動車業界における衝突安全に関する研究によって多くの実績があり、上下方向(Z 軸方向)の加速度条件下での人体応答については航空業界においてが進められている。しかし、LAS における爆風圧到達時には自動車の衝突時と異なる、継続時間の非常に短い加速度が人体にかかることが想定され、また、着水時には前後方向と上下方向の複合的な加速度が想定されており、こうした

加速度条件下での人体応答に関する研究は多くはなされていない。

NASA では有人宇宙飛行における乗員保護基準を定めており[3]，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 らによって提案されている[4]．しかし，このような基準に対しての実験や解析に基づく検証は不十分である．

また，LAS 特有の加速度条件下におけるシミュレーションは 2014 年度に今泉によって行われている[5]．今泉は JAXA によって行われた人体前方向および人体上方向に加速度を印加した人体ダミー実験の結果を用いて，マルチボディダイナミクスによるスレッド試験の再現解析を行った．そこで得られた多軸方向に妥当性の確認されたモデルに対して，LAS で想定される加速度を入力することで宇宙船クルーに生じる傷害の可能性を評価した．また，LAS で想定される加速度条件下におけるシミュレーションを用い，人体傷害に関する評価を行った．

今泉の研究では自動車業界で広く使われている HybridIII と呼ばれる人体ダミーを用いて傷害評価が行われた．しかし，これは近年 NASA で傷害評価に用いられている人体ダミーとは異なり，宇宙環境のような特殊な条件下での傷害評価については十分ではないと考えられている．

1.4 目的

本研究の目的は，THOR と呼ばれる人体ダミーを用いたシミュレーションモデルを作成し，実験による再現が困難である LAS 特有の加速度条件下における人体応答解析，傷害評価を行うことである．THOR は，先行研究での傷害評価に利用された人体ダミー HybridIII に比べて生体忠実性が改善され，より人体に近い挙動を示すとされている[4]．そこで，本研究では THOR を用いた解析を行うことで，より正確な傷害評価が可能であると考えた．

現在，自動車事故のような前後方向に加速度がかかる条件においては，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広く行われており，人体の傷害評価に関する実績も多い．しかし，LAS で想定される継続時間の非常に短い加速度や前後方向と上下方向の複合的な加速度は実験で再現することが困難である．

そこで，本研究では NASA によって行われた THOR ダミーを用いた実験のデータに基づいてシミュレーションモデルの構築を行う．構築したシミュレーションモデルの妥当性を検証することで，LAS で想定される加速度条件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によって評価可能であることを示す．

次に，実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用いて，実験で再現することが困難な急加速度，多軸加速度条件下でマルチボディ解析を行う．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 で想定される加速度条件下での傷害メカニズムについて力学

的な考察を行う。

また、THOR モデルのマルチボディ解析によって得られた解析結果と HybridIII のマルチボディ解析によって得られた解析結果の比較を通じて、人体ダミーの差によって生じる傷害値の差について考察する。

1.5 本論文の構成

第1章では、本論文の研究背景、先行研究について述べた上で研究目的についての説明を行った。

第2章では、インパクトバイオメカにクスや傷害評価に用いられる手法、人体ダミーについて紹介する。

第3章では、NASA で行われた THOR ダミーを用いたスレッド試験について説明し、スレッド試験を再現したマルチボディダイナミクスによる解析結果との比較、考察を行う。

第4章では、実際に LAS で想定される加速度を印加した条件下で行った THOR モデルの解析結果を示し、考察を行う。

第5章では、HybridIII と THOR の解析値の比較及び考察を行う。

第6章では、本研究で得られた結果を総括し、今後の展望について述べる。

第2章 傷害評価手法

2.1 緒言

本章では、本研究で用いた傷害評価手法として、衝撃時に人体に発生する傷害リスクの基準として利用される傷害値や、人体ダミー、シミュレーションに用いるコンピュータモデルについて紹介する。

2.2 傷害基準値

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が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いて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の手法として、簡易傷害スケール（Abbreviated Injury Scale : AIS）がよく用いられる。AIS では1が軽傷、6が即死を意味する1から6の6段階評価である AIS スコアを用いることで重症度を評価する。表 2-1 に各部位の AIS スコアの例を示す。

表 2-1 人体部位による AIS 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
6			即死

本研究では、アメリカ航空宇宙局（NASA）が開発中の有人宇宙船 Orion 計画の際に米国航空宇宙研究所（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[3][4]。表 2-2 は本研究で用いた傷害基準値である。

表 2-2 各部位の傷害基準値[4]

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

NASA は、過去のスペースシャトルやソユーズの事故時の傷害の発生確率をもとに、ミッションが想定通りに遂行された場合 (Nominal) では AIS1 の傷害確率を 5%以下に抑え、LAS のパラシュートの一部が開かなかったなどの想定外の事態が発生した場合 (Off-Nominal) では傷害確率を 19%以下に抑えるよう、乗員の傷害リスクを定めている。Wyle は NASA の基準に則り、Nominal では AIS1 の傷害確率が 5%になる値、Off-Nominal では AIS1 の傷害確率が 19%となるように、各部位の傷害基準値を設定している。

以下に各傷害値の概要について説明する。

2.2.1 HIC

HIC(Head Injury Criterion)は、米国運輸省道路交通安全局 (National Highway Traffic Safety Administration : NHTSA) が定義した頭部に関する傷害基準であり、頭部の三軸合成加速度によって求められ、脳震盪や頭蓋骨骨折の判定に利用される。HIC には、判別方法の違いによって HIC15 と HIC36 の二種類あるが、近年では頭蓋骨骨折と高い相関性がある 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 が用いられている。Wyle の定めた傷害基準値はノミナル時で 340 であり、本研究ではこれを用いた。

HIC 値は以下の式で定義される。

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

$a(t)$ 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_2 に対しての HIC が最大となる時間

ただし HIC15 で $t_2 - t_1 < 15$ ms, HIC36 で $t_2 - t_1 < 36$ ms

2.2.2 BrIC

BrIC (Brain Injury Criteria) は比較的新しく定義された頭部に関する傷害基準であり、特にびまん性軸索損傷のような外傷性脳損傷の判定に用いることが提案されている[8]。本研究では Wyle の定めた傷害基準値 0.04 を用いた。

BrIC は以下の式の最大値で定義される。

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

$\omega_x, \omega_y, \omega_z$ 同時刻の X, Y, Z 軸回りの角速度 [rad/s]

$\omega_{xC}, \omega_{yC}, \omega_{zC}$ 定数

ただし、図 2-1 に示すように、X 軸回りは首をかしげる方向、Y 軸回りはうなづく方向、Z 軸回りは首を横に振る方向とする。

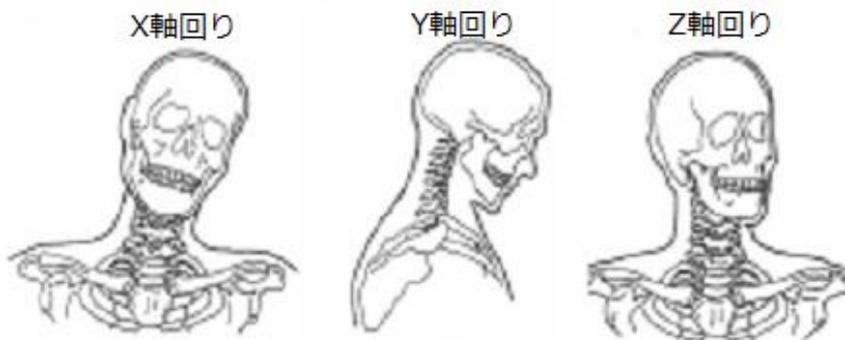


図 2-1 首の運動方向[7]

2.2.3 頸部軸力

頸部軸力は、頸部に関する傷害基準であり、頭部の慣性負荷や頭部衝撃によって、圧縮と引張の力がかかる。NHTSA では AIS3 以上の傷害についての傷害確率 22%の値を、引張 2520N、圧縮 3640N としている[4]。Wyle ではノミナル時で引張 880N、圧縮 580N を、オフノミナル時で引張 1000N、圧縮 1100N を基準としている。

2.2.4 胸たわみ

胸たわみは、胸部に関する傷害基準であり、胸骨の腰椎に対する変位を表すもので胸部圧縮による血管損傷などの判定に利用される。

自動車業界の規制では、傷害の閾値としてエアバッグによる分布荷重については 63mm、ベルトによる局所的な荷重については 50mm が用いられている[6]。本研究では、Wyle の定めたノミナル時で 25mm を傷害基準とした。

2.2.5 腰椎圧縮力

腰椎圧縮力は、腰部に関する傷害基準であり、主に航空業界において背骨の圧縮破壊の判定に利用される。

本研究では、Wyle の定めたノミナル時で 5800N を傷害基準とした。

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の判定を行うために用いられるもので、衝突時の応答が人体と同様になるように各部の寸法や質量が定められており、各部の加速度や荷重、変位などを計測するセンサーを搭載している。

人体ダミーは、同様の試験場、同様の条件で行われた試験について同様の応答を示す反復性 (Repeatability) や、同様の条件での試験で同じタイプのダミー同士が同様の応答を示す再現性 (Reproducibility)、衝突時の応答が人体と同様となる生体忠実性 (Biofidelity) の高さが求められる。

以下では、先行研究で用いられたダミーである HybridIII と本研究で用いた THOR について紹介する。

2.3.1 HybridIII[6]

HybridIII は、自動車の前面衝突ダミーとして 1970 年代に開発されたもので、自動車の安全性能評価に利用されている。体格による相違や性差を考慮するため、50 パーセントイル成人男性ダミー (AM50) や、95 パーセントイル大柄男性ダミー (AM95)、5 パーセントイル小柄女性ダミー (AF05) などが存在する。

先行研究で用いられたダミーは HybridIII AM50 であり、これは 1960 年代の米国人標準体型に基づき、身長 175 cm、体重 77.5 kg となっている。



図 2-2 HybridIII の種類[10]

2.3.2 THOR[11]

THOR (Test Device for Human Occupant Restraint) は、1980年代から HybridIII の後継ダミーとして開発されてきた自動車の前面衝突試験用ダミーであり、HybridIII に比べて生体忠実性や応答性が高いダミーである。2001年に HybridIII に代わる新たな前面衝突試験用ダミーとして THOR-alpha が開発されると、2005年には THOR-alpha に耐久性や使用性の改善を施した THOR-NT、2013年には THOR-NT に部分的な改良を加えた THOR Mod Kit が開発された。

THOR も HybridIII と同様、前面衝突の試験用に開発されたダミーであるため、他方向から衝撃が印加された際に人体と同様の挙動を示すようには開発されていない。しかし、X 軸、Y 軸、Z 軸それぞれの方向から衝撃が印加された際の応答を考察した結果、三軸すべてにおける応答について既存のダミーの中で最も人体挙動に近い応答を示すことが明らかになっている[9]。

具体的には、THOR は、HybridIII に比べて特に頸部、腰部の生体忠実性が改善されている。頸部では、頸部可動域や頸部筋力の再現等によって、HybridIII に比べてより人体に近い挙動を示すことが可能になった[12]。また、腰部では、腰椎部分が HybridIII に比べて柔軟なものとなり、これらの改善によって頸部、腰部について軸力方向への応答が改善されたと言われている[4]。

ただし、THOR には、HybridIII のように体格差や性差を考慮した複数種類のダミーは存在せず、標準体型男性モデルのみとなっている。

本研究では THOR の実質的最新版である THOR Mod Kit を用いた解析を行った。

2.4 コンピュータモデル

コンピュータモデルを用いたシミュレーションは、乗員安全に関する研究において広く有用である。自動車業界や航空業界において衝撃試験を行う際には、人体ダミーを用いた実験を行うと同時に、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。この衝撃シミュレーションにはマルチボディ解析が主に用いられてきたが、最近では有限要素法を用いた解析が用いられることも多い。

本研究では、人体の全体挙動の解析に適しており、計算時間が短いため多条件での解析が可能なマルチボディ解析を用いたシミュレーションを行った。

以下では、人体ダミーのマルチボディ解析と有限要素法解析についてそれぞれの特徴を説明する。

2.4.1 マルチボディ解析

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、他の部位は剛体とみなすことで解析を行う手法である。質点や剛体とジョイントの集合とみなされた人体ダミーや拘束機器の三次元運動の解析は計算負荷が小さく、人体全身の挙動の解析に有効であるため、乗員安全に関する研究分野で広く利用されている。また、マルチボディ解析により、人体各部の加速度や荷重、変形量などをもとにして、傷害リスクを算出すること可能である。

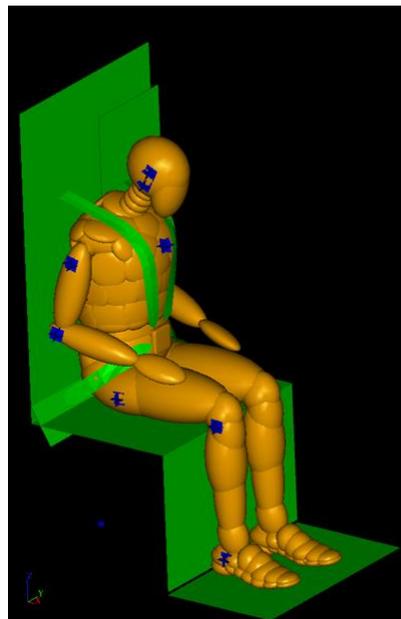


図 2-3 HybridIII を用いたマルチボディ解析[5]

2.4.2 有限要素法解析

有限要素法解析は、人体を連続体の構造として近似することで衝撃時の人体の挙動の解析を行う手法である。有限要素法解析では、骨折や軟組織の損害評価が可能であり、マルチボディ解析より詳細な解析結果を得ることができる。有限要素法が用いられた人体の全身モデルには豊田中央研究所が開発した THUMS などがあり、CT スキャンや MRI のデータを基に骨格や軟組織、臓器等が構成されている[6]。しかし、有限要素法による解析は計算負荷が大きいため、衝突時の人体全身の挙動の解析などには不向きである。これらの点から、有限要素法解析は、主に人体の一部に関する詳細な傷害メカニズムの評価などに用いられている。

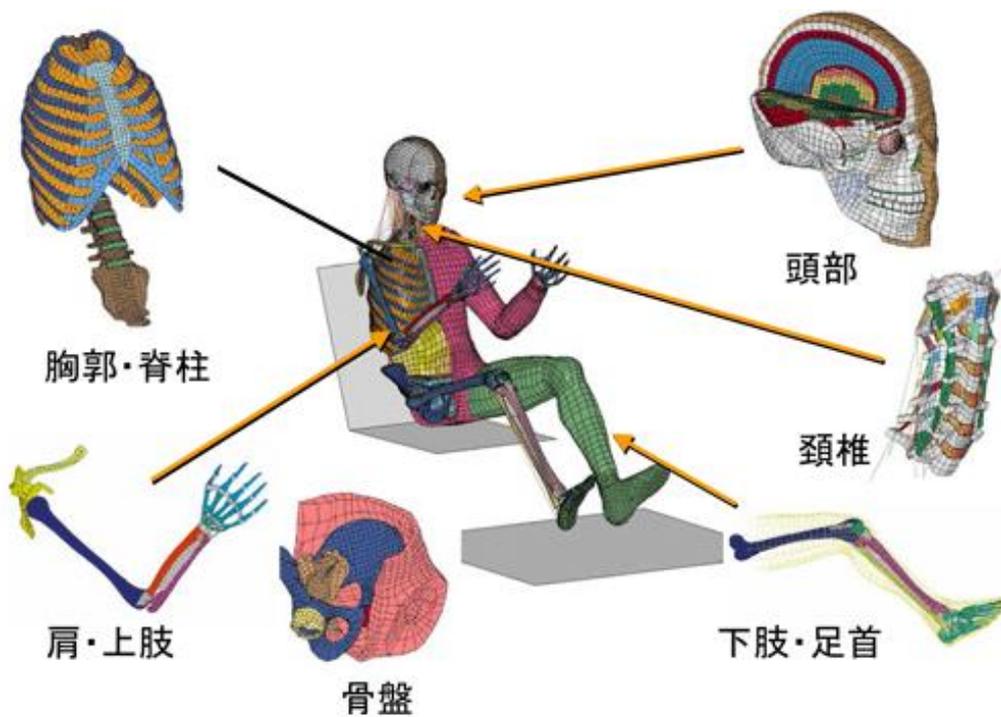


図 2-4 THUMS の構成[13]

第3章 解析手法とモデル構築

3.1 緒言

THOR は自動車の前面衝突試験用ダミーとして開発されたものであり，前面衝突方向への加速度が印加された場合の人体応答については様々な検証がなされている．しかし，LAS の着水時に想定されるような，突き上げ方向に加速度がかかった場合の人体応答についての検証は少ない．本章では，スレッド試験とマルチボディ解析との結果の比較を通じて，突き上げ方向に加速度が印加された場合に関する解析の妥当性検証を行うとともに，LAS 発動時に想定される条件で解析を行うためのシミュレーションモデルの構築を行う．

3.2 スレッド試験

先行研究で利用された HybridIII は日本でも自動車の前面衝突試験用ダミーとして採用されているため，多くの自動車関連企業，機関等が所有しており日本国内での実験が可能であった．しかし，THOR は日本国内での普及は進んでおらず，実験を行うことが困難であるため，本研究では 2013 年 4 月に NHTSA のもとで行われたスレッド試験[14]のデータを用いることとする．

3.2.1 試験条件

図 3-1 に試験の概要を示す．スレッド試験装置の台車上にシートを設置し，THOR Mod Kit を着座させた．シートの背面，座面は衝撃吸収材のない剛体で構成され，頭部には極めて薄い衝撃吸収材が施されている．ベルトは，4 点式ハーネスに股部のベルトを付け加えたもので，試験前の張力はそれぞれ 20[lbf] (約 89[N]) に設定されている[14]．

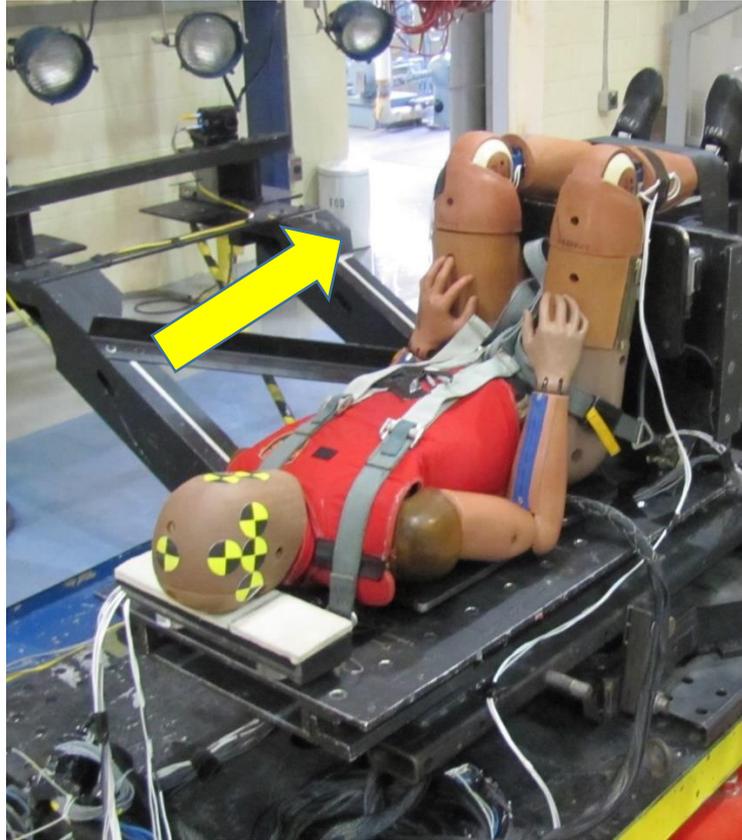


図 3-1 スレッド試験概要[14]

着水時を模擬したケースについて、2通りの加速度をかけて試験が行われた。表 3-1 に試験条件、図 3-2 に台車加速度波形を示す。スレッド試験装置の仕様上、実際の着水時に想定されるような継続時間の短い加速度の再現は不可能であるため、試験において台車に印加された加速度波形は実際に想定されるものと比べて非常に緩やかに増加、減少するものとなっている。

表 3-1 試験条件一覧

No.	試験番号	衝撃方向	目標加速度	ピーク到達時刻	備考
1	HIA8666	Z方向	10G	70ms	ヘルメット無し
2	HIA8667	Z方向	10G	70ms	ヘルメット無し

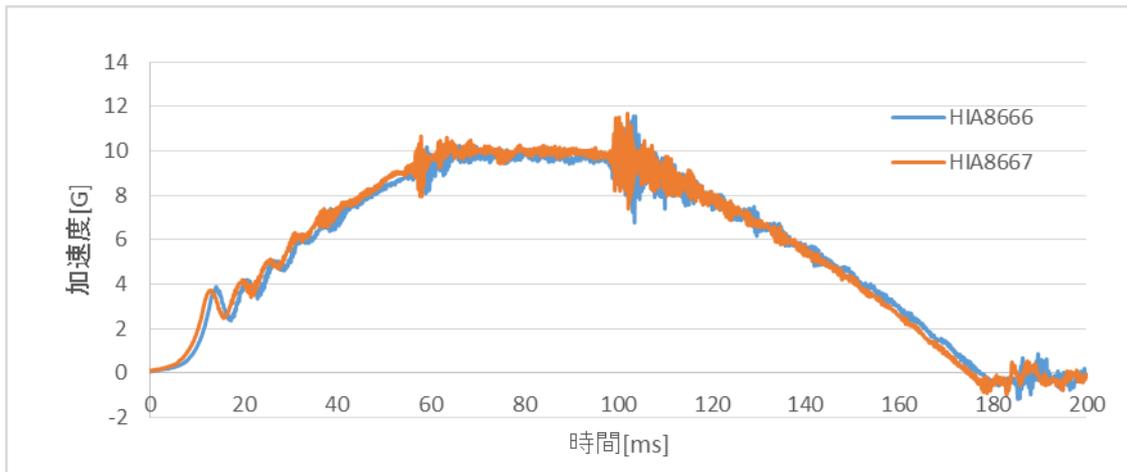


図 3-2 台車加速度[14]

3.2.2 試験結果

本節では、本研究で用いる傷害値と関連のある項目についての計測結果を図 3-3 から図 3-6 に示す。

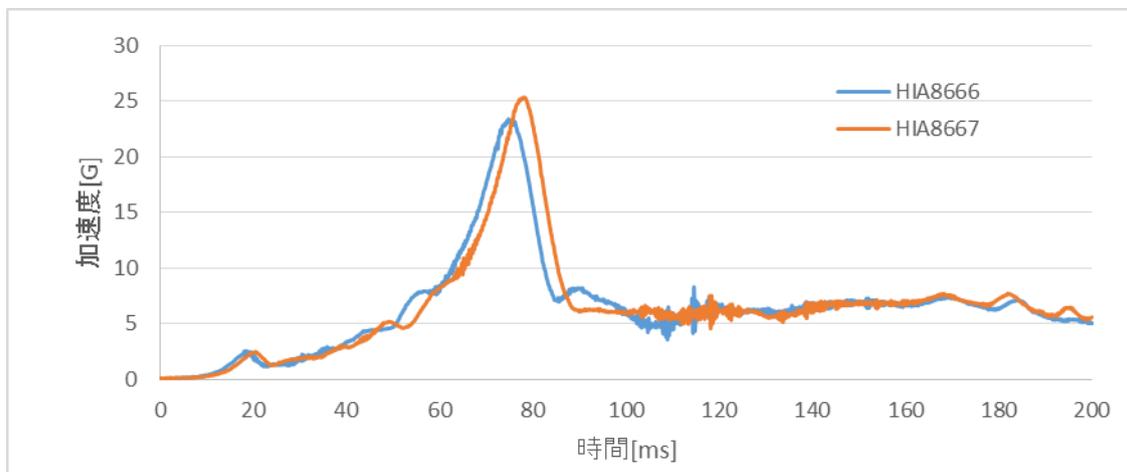


図 3-3 頭部加速度[14]

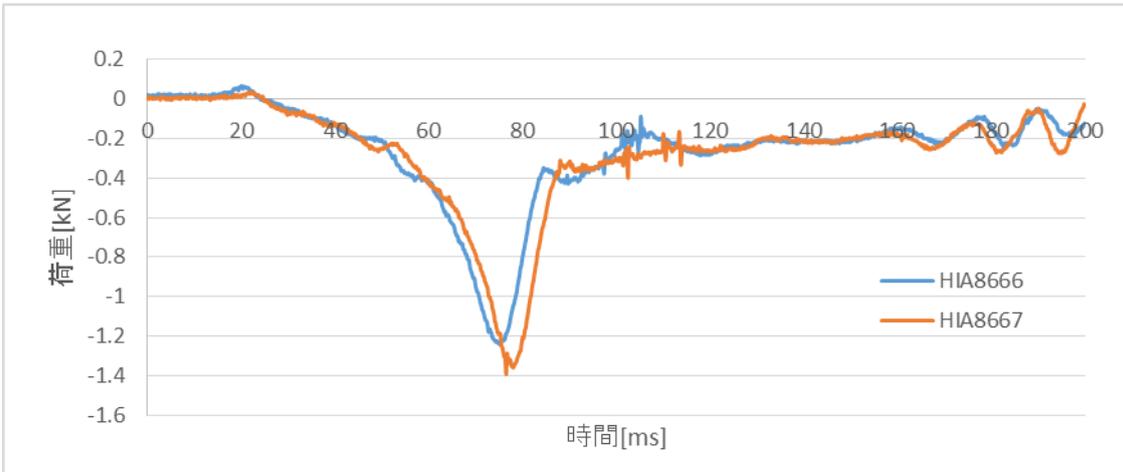


図 3-4 頸椎荷重 F_z [14]

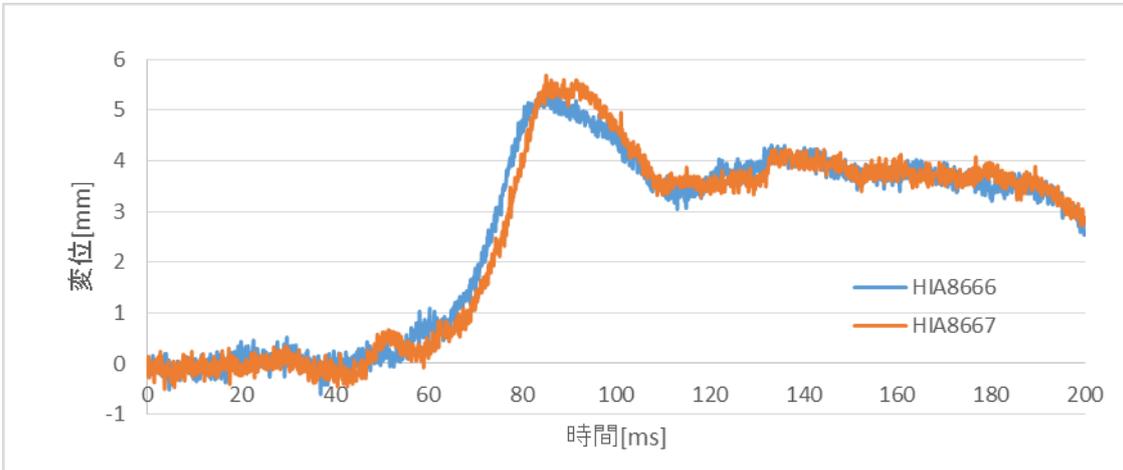


図 3-5 胸たわみ[14]

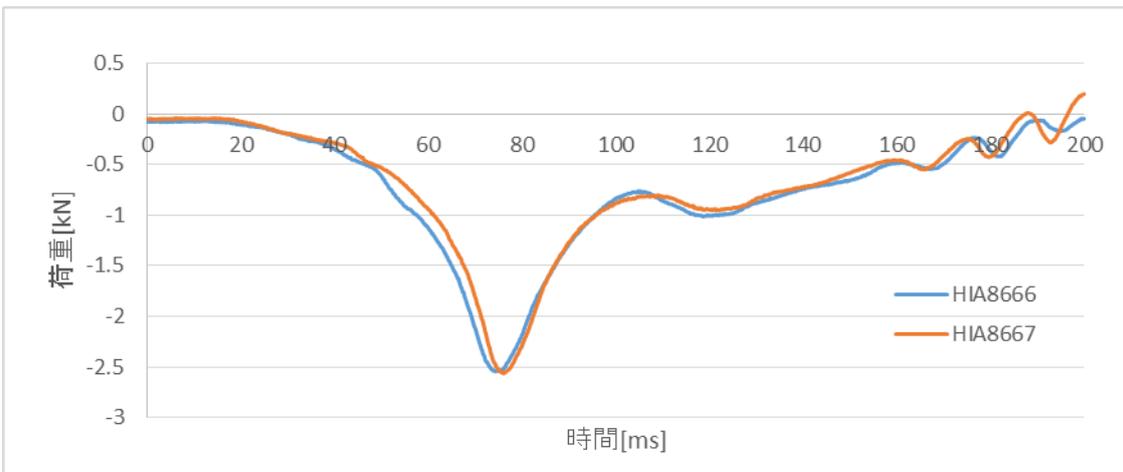


図 3-6 腰椎荷重 F_z [14]

3.2.3 考察

使用ダミー，目標加速度，ピーク到達時刻，ヘルメットの有無等について同様の条件下で行われた HIA8666 と HIA8667 の二回の実験において，加速度，荷重，変位いずれの計測項目においても高い反復性が確認できた。

したがって，本研究では上下方向に加速度を印加した場合の試験について，HIA8667 の試験を代表するものとして扱い，以下では解析との比較，検証について HIA8667 を用いるものとする。

3.3 解析手法

本研究における解析は，マルチボディ解析ソフト MADYMO を用いて行った。

以下では解析ソフト MADYMO の計算原理の概要，MADYMO も用いたシミュレーションモデルの構築手法について説明する。

3.3.1 MADYMO

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。自動車業界において，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ている。MADYMO における解析では，ダミーモデルや座席を剛体でモデリングする一方，ベルトやエアバッグに有限要素法解析を導入しており，マルチボディ解析と有限要素法解析の連成解析を行うことができる。

マルチボディダイナミクスでは，モデルを剛体のボディとジョイントの結合として近似し，ボディに働く外力などを用いてオイラー式を解くことによって重心まわりの剛体の運動を求める。

MADYMO の理論の詳細については TASS 社の「MADYMO Theory Manual[15]」に表記されている。

3.3.2 解析モデル

MADYMO 上で構築した解析モデルを図 3-7 に示す。シートを空間に固定し、人体ダミーとベルトに試験とは逆方向の加速度を印加することで人体にかかる慣性力を表現し、人体ダミーの挙動の解析を行った。ただし、ここで用いた座標系は、台車とともに移動するシート上に固定されたものであるとした。

また、解析開始時に生じる、ダミーと座席の初期貫入に起因する力を解消するために、重力下において-500ms から 0ms までの緩和計算を行った後、加速度を印加して 200ms までの挙動を計算した。

解析において、以下のパラメータについては、今泉によって行われた合わせこみの結果[5]を用いた。

- ・ 座席とダミーの貫入量と接触力の関係
- ・ 頭部衝撃吸収材とダミーの貫入量と接触力の関係

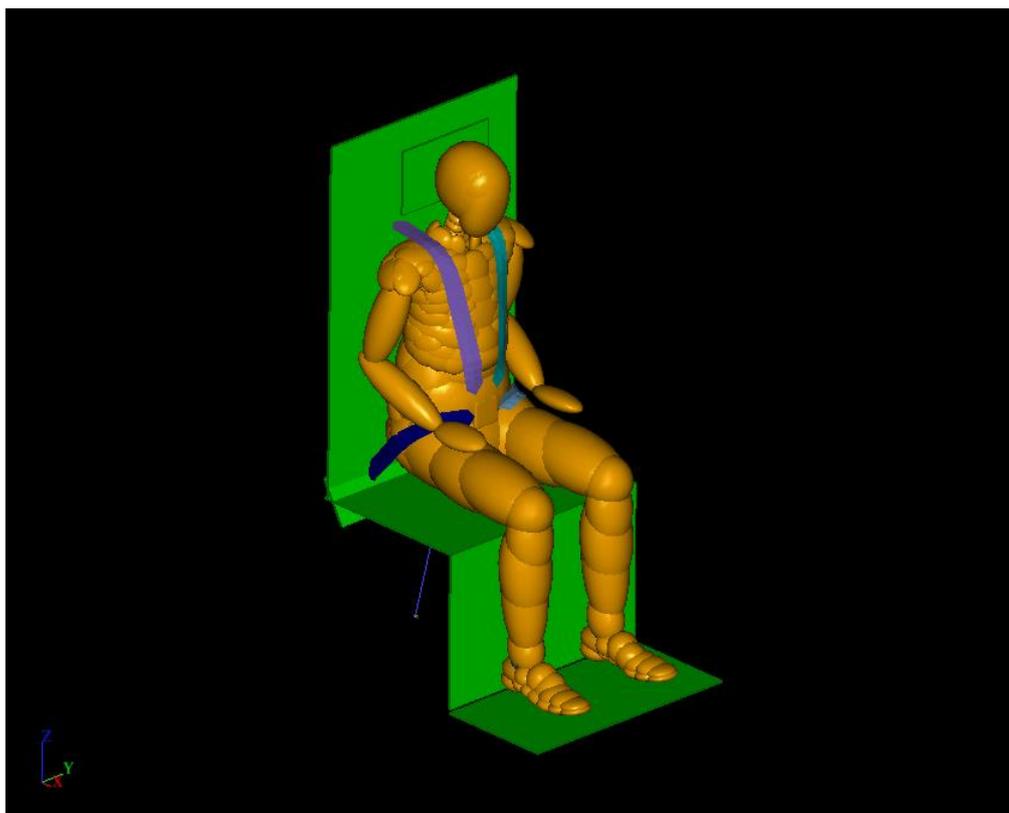


図 3-7 シミュレーションモデル

3.3.3 ダミーモデル

ダミーモデルは、NHTSA によって行われた試験との比較を行うために、試験で用いられた全く同じダミーである THOR Mod Kit 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スを楕円体で表現したモデルである。

試験の計測項目である加速度、荷重、変位等はすべて MADYMO で出力可能であり、それぞれの出力に対し、試験と同様の CFC フィルタをかけた。

各計測項目の出力は次の通りである。加速度は、ダミーを構成する剛体の中で試験の計測位置と同じ部位に関する加速度を出力とし、荷重は、ダミー中に埋め込まれた実物を模擬した荷重計の出力を利用している。変位は、基準となる剛体に対する測定部位の剛体の相対変位として出力している。

MADYMO で利用するダミーモデル THOR Mod Kit の妥当性については、「THOR CERTIFICATION MANUAL[16]」に基づいた検証がされている。解析条件等の詳細については、TASS 社の「MADYMO Quality Report[17]」を参照されたい。

3.3.4 座席とダミーの関係

座席モデルは、接触判定を行う平面のみのサーフェス用い、NHTSA で行われた試験で用いられた座席、着座姿勢を可能な限り再現した。また、座席の変形はほとんど発生しないものとし、剛体とみなした。頭部衝撃吸収材は、図 3-8 のように空間上にサーフェスを固定する形で再現した。

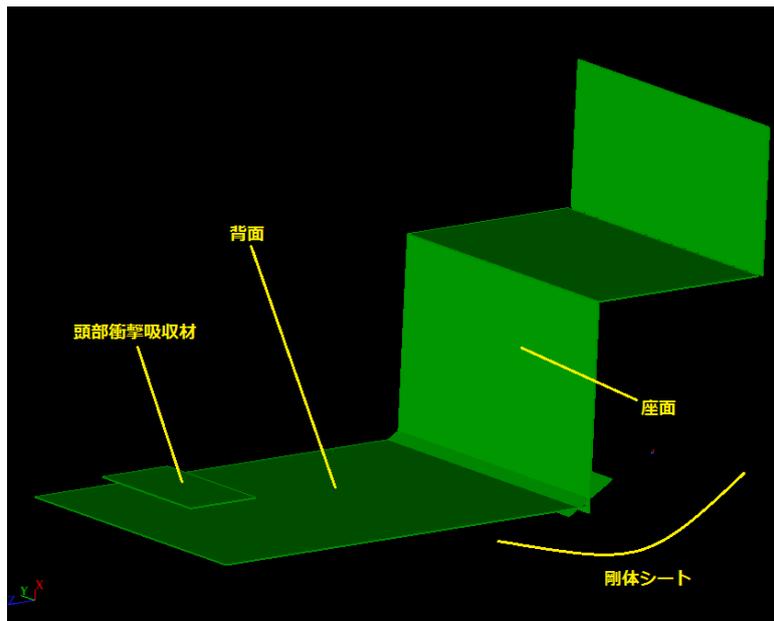


図 3-8 剛体シートと頭部衝撃吸収材

座席とダミーの間に働く接触力，及びダミーと頭部衝撃吸収材の間に働く接触力は今泉によって行われた合わせこみの結果を用いた．座席とダミーの貫入量と接触力の大きさの関係を図 3-9 に，ダミーと頭部衝撃吸収材の貫入量と接触力の関係を図 3-10 に示す．

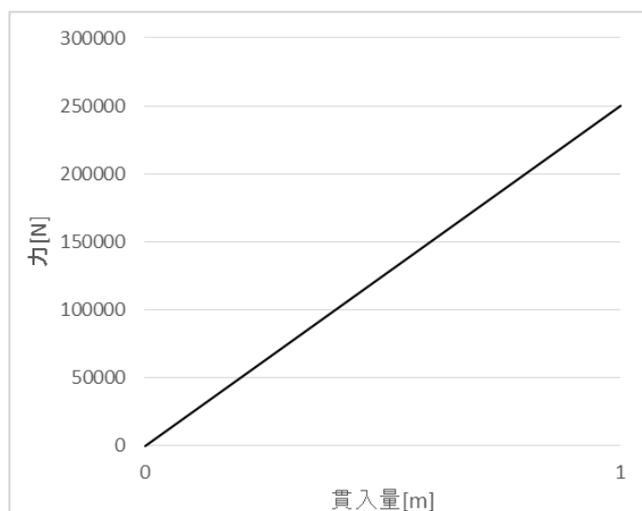


図 3-9 剛体シートとダミーの貫入量に対する接触力[5]

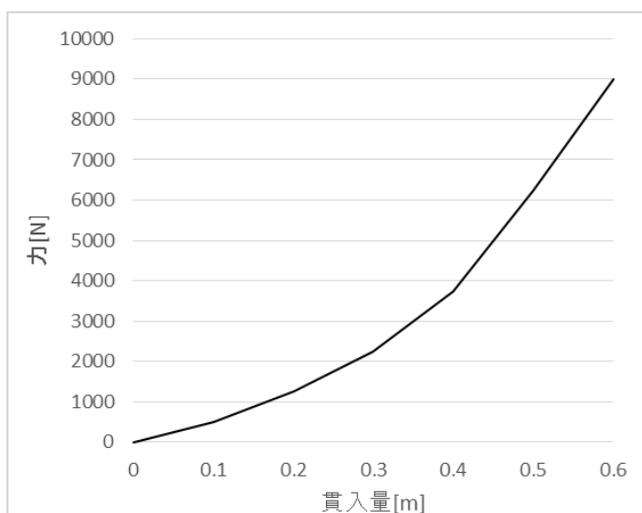


図 3-10 ダミーと頭部衝撃吸収材の貫入量に対する接触力[5]

ベルトは実験で使用された下図のような 4 点式ハーネスを採用した．4 点式ハーネスは，肩の後ろから胸部に沿って張られたベルト 2 本，腰の後ろから骨盤に沿って張られたベルト 2 本の計 4 本のベルトで構成されたベルトシステムである．バックル部を剛体モデル，ベルト部を有限要素モデルとして再現し，ベルトの物性値は，一般的な自動車用ベルトとして MADYMO で設定されている値を利用した．

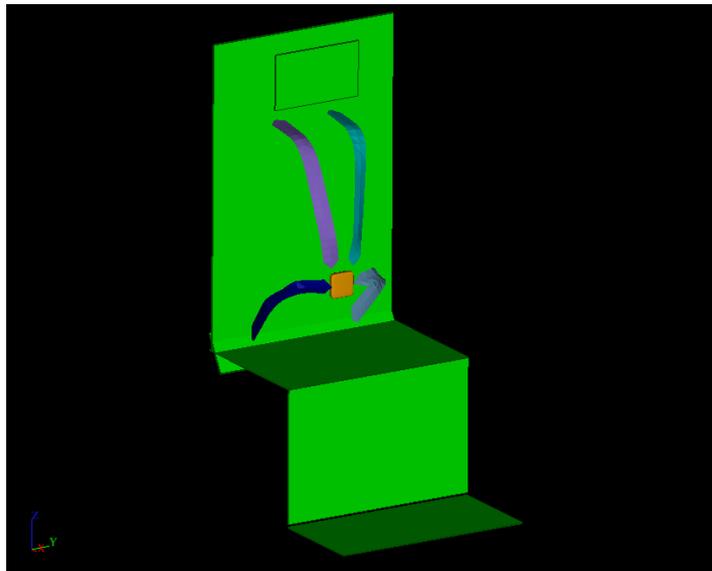


図 3-11 ハーネスの様子

本来ベルトのバックル側は剛体バックルに固定されているが, MADYMO 上で有限要素モデルの始点とバックルの動きを合わせることが不可能であったため, バックルを空間に固定し, ベルトの始点はバックルに固定することでベルトの位置を決定した. また, ベルトのプリテンションについて文献[14]中で「The belts were pretensioned before each test to 20 lbf」という規定があったが, このようにベルトの張力を MADYMO 上で再現することは不可能であったため, 次のようにした. まず MADYMO の機能を用いて衝突ダミーに対するベルトのフィッティングを行った. その後, 図 3-12 のように剛体シートを座標系から前方向に 15mm 変位させた. このような疑似的な再現により, 緩みを抜いて張力を強めたベルトのモデルを構築した.

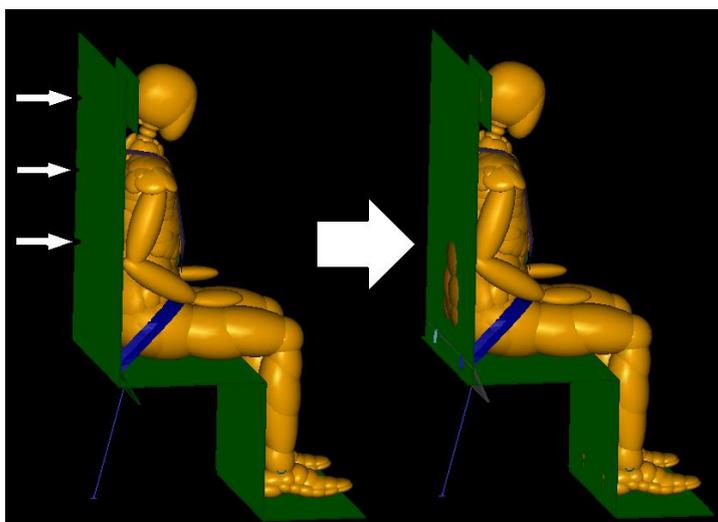


図 3-12 ベルト張力の設定

3.3.5 入力加速度

人体ダミーに生じる働く外力を，台車とともに移動するシート状に固定された座標系における慣性力として再現するため，下方向に加速度を印加した．

入力した加速度は図 3-2 の HIA8667 に示したものである．

3.4 モデル応答と試験結果の比較

作成したモデルの応答と実験結果の比較を図 3-13 から図 3-16 に示す．

傷害の判定にはグラフの最大値や最大値近傍の時間積分値が利用されることが多いため，グラフの比較には最初に発生するピークに注目し，実験値と解析値の比較を行う．頭部加速度（図 3-13）と頸椎荷重 F_z （図 3-14）の項目については，実験値と解析値でピークが発生するタイミングや，ピーク値の大きさが概ね一致しており，妥当性が十分に確保されているといえる．しかし，胸たわみ（図 3-15）と腰椎荷重 F_z （図 3-16）の項目については，実験値と解析値でピーク値に大きな差異が生じており，以下でそれぞれについて考察する．

図 3-15 の胸たわみに関しては，ピーク値に大きな差がある．しかし，Z 方向 10G の加速度によって生じる胸たわみはピーク値が 5mm 程度で，傷害基準値と比べて微量である．また，3.3.3 で記した検証において，胸部に前方向から直接的な荷重が加えられる条件下でのダミー試験における胸たわみと，同様の条件を再現した解析での胸たわみは，ピーク，波形ともに同等の結果を示しており，本研究で解析を行う条件下での傷害判定においては十分評価可能であると考えた．

図 3-16 の腰椎荷重 F_z に関しては，ピークにおいて解析値の方が実験値より大きな値となった．

本研究の傷害評価に利用する各項目について，以上のような差異は一部あるものの妥当性の確保が十分になされたシミュレーションモデルの構築が行えたといえる．

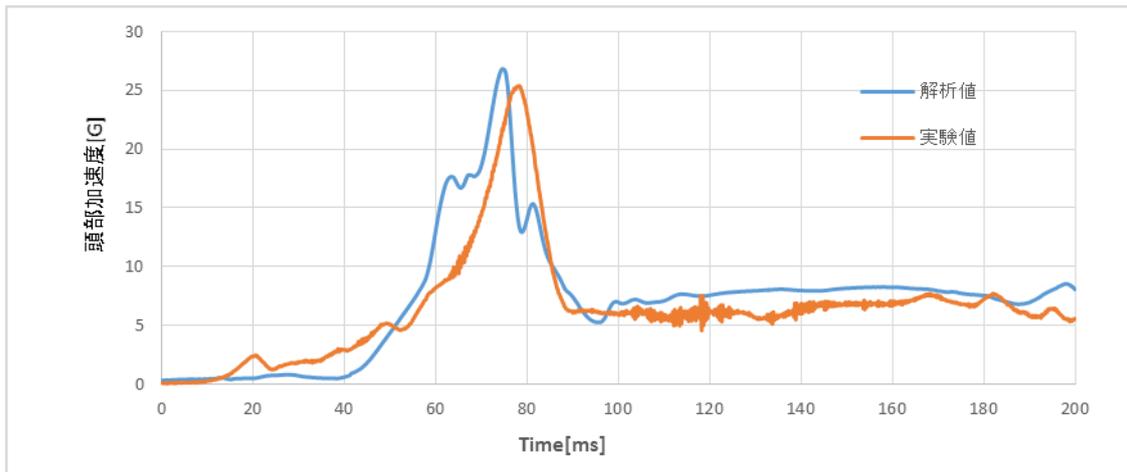


図 3-13 頸部加速度

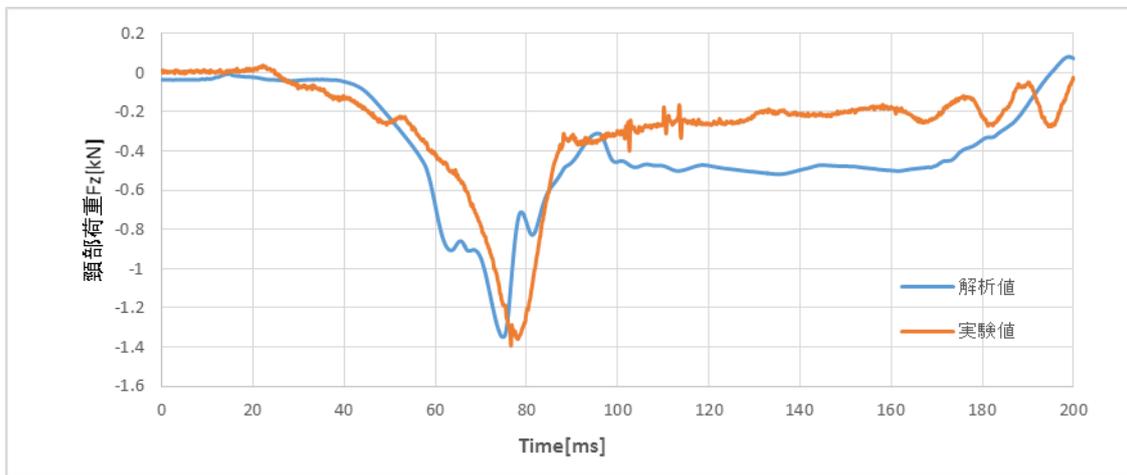


図 3-14 頸椎荷重 F_z

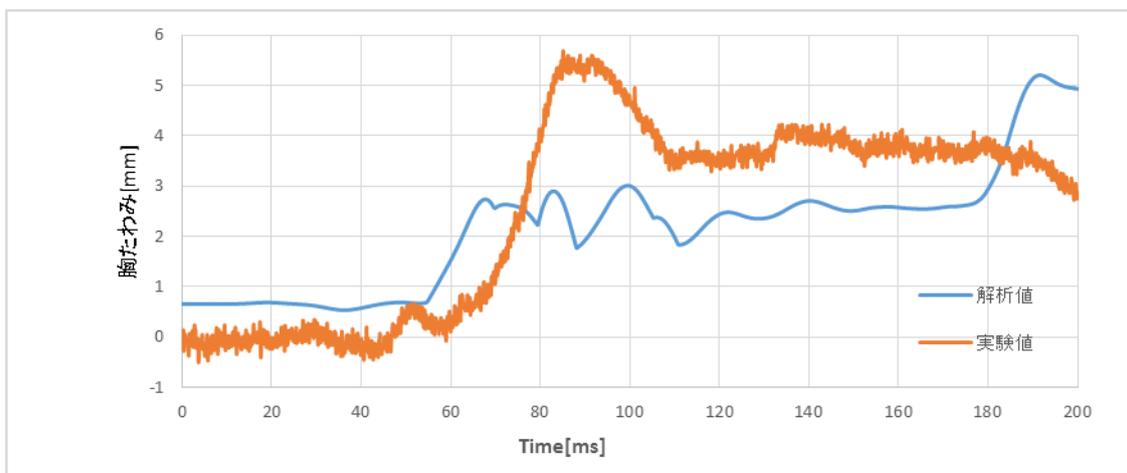


図 3-15 胸たわみ

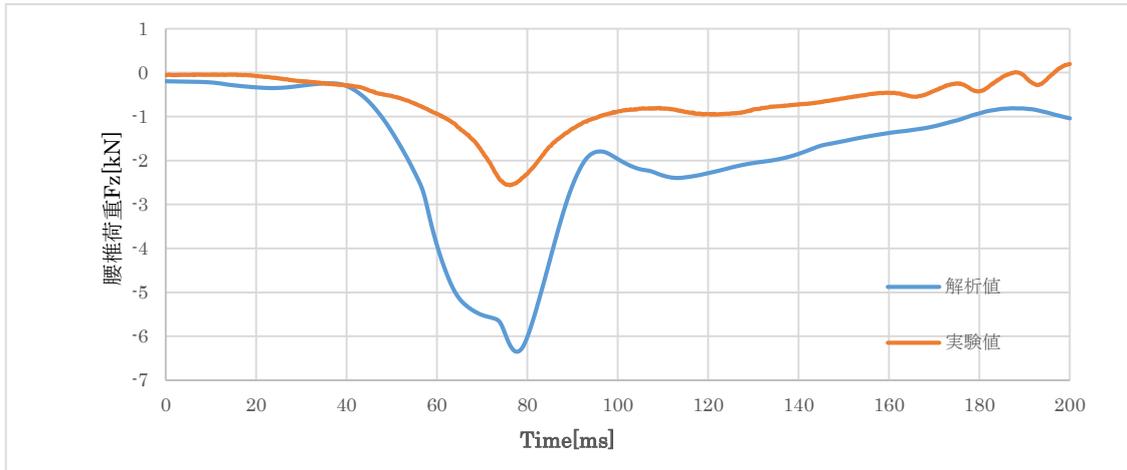


图 3-16 腰椎荷重 F_z

第4章 解析による傷害評価

4.1 緒言

第3章では、NASAによって行われた実験結果をもとにしたシミュレーションモデルの構築を行った。本章では、第3章で作成したシミュレーションモデルを用いて、実験による再現が不可能な、継続時間の短くピークの大きい加速度や、X方向とZ方向からの複合的な加速度を印加した解析を行い、LAS発動時に想定される加速度条件下での人体ダミーの応答を調べる。

4.2 LASで想定される加速度

LASが発動した際、アボートモータによる加速時、アボートモータ停止による減速時、爆風圧、衝撃波の到達時、着水時の4つのフェーズではクルーに大きな加速度がかかると想定されている。本研究では、その中でも特に大きな加速度がかかると想定される爆風圧の到達時、着水時についての人体加速度応答について考察する。

爆風圧到達時のLASの加速度は、JAXAによって行われたCFDシミュレーション[18]の結果を参考にした。表4-1に示されるように、燃料ロケットの爆発力、LASの速度、加速度がかかる角度、LASがハザード脱出後の経過時間についてそれぞれ異なる条件のシミュレーションが計9通り行われており、それぞれについて乗員にかかる加速度の時刻歴が図4-1に示されている。

表 4-1 CFDシミュレーション条件[18]

	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

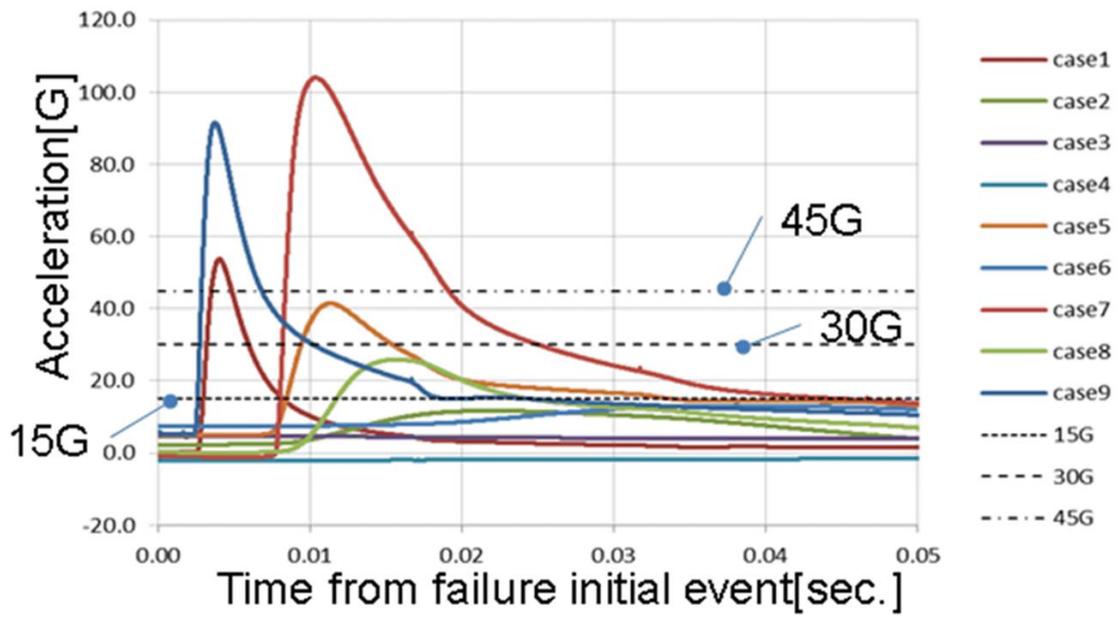


図 4-1 爆風圧到達時に想定される加速度[18]

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 サイズの乗員カプセルを用いた実験データ[19]を利用した。図 4-2 のように、1/4 サイズの乗員カプセルを速度や角度を変えて実際に着水させる実験が行われ、その際に生じた加速度波形が図 4-3 のように示されている。

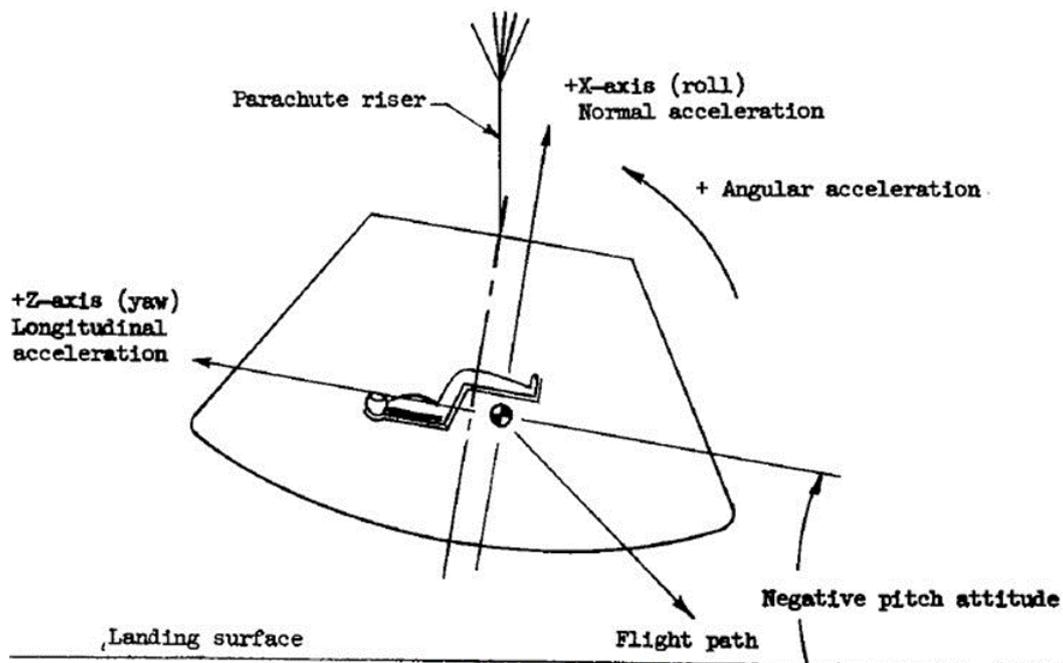


図 4-2 着水実験の様子[19]

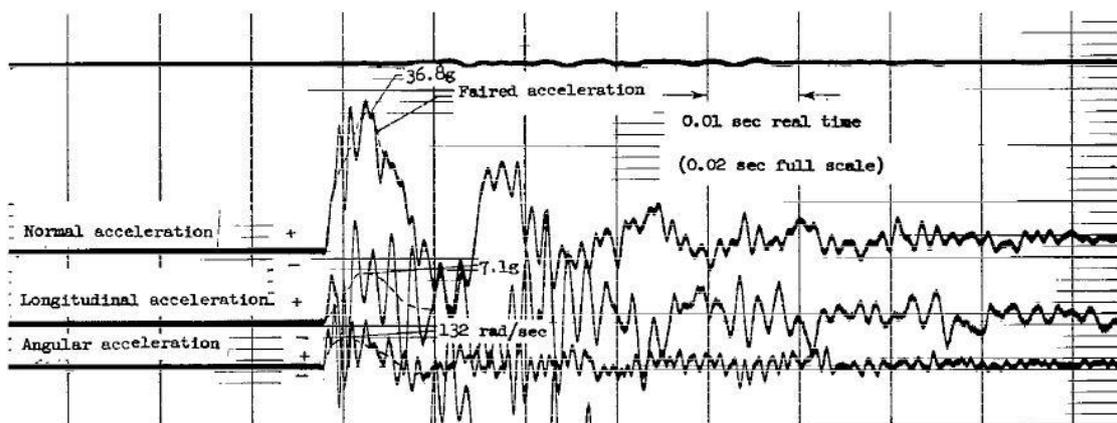


図 4-3 pitch11° における加速度波形[19]

4.3 解析条件

第3章で作成したシミュレーションモデルを利用し，LASの爆風圧到達時，着水時に想定される加速度を印加することで解析を行った．

LASの爆風圧到達時，着水時に想定される加速度は4.2で示した通りである．

4.3.1 爆風圧到達時想定解析

爆風圧到達時の想定解析では，入力加速度としてX方向の加速度に図4-5を利用し，Z方向には重力加速度1Gを印加した．また，それぞれ表4-1におけるcaseに対応しており，加速度のピークが小さいcase3，case4，case6については解析の対象外とした．

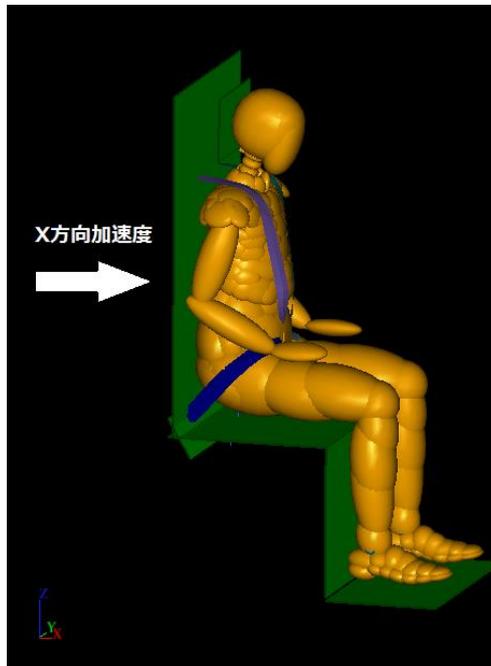


図 4-4 爆風圧到達時想定加速度方向

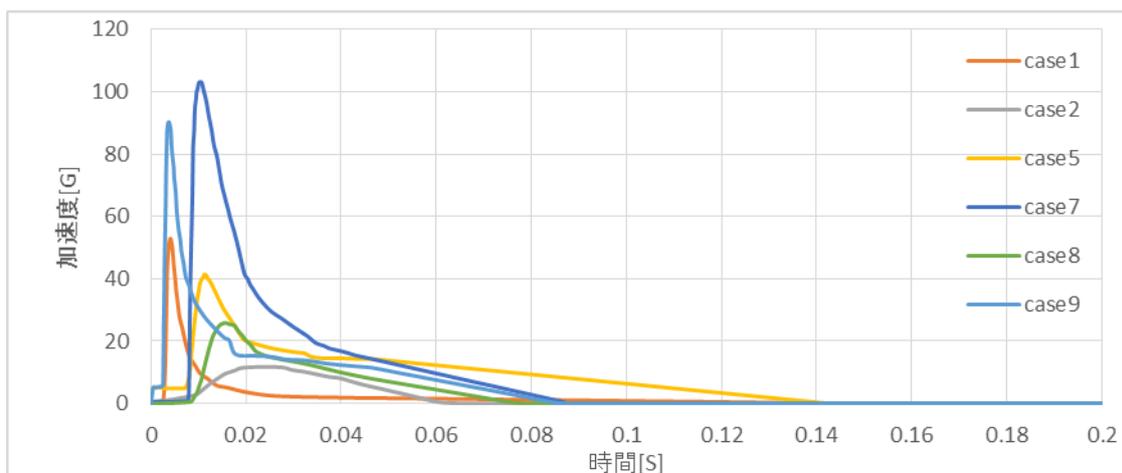


図 4-5 爆風圧到達時想定加速度[18]

4.3.2 着水時想定解析

着水時には X 方向, Z 方向への加速度と Y 軸回りの回転加速度がかかるかとされている. MADYMO の仕様上, 回転加速度を印加することができないため, 本研究の解析では図 4-6 のような加速度を用いて再現した.

また, X 方向の加速度として図 4-7, Z 方向の加速度には図 4-8 を用いた. pith-11 は図 4-2 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.

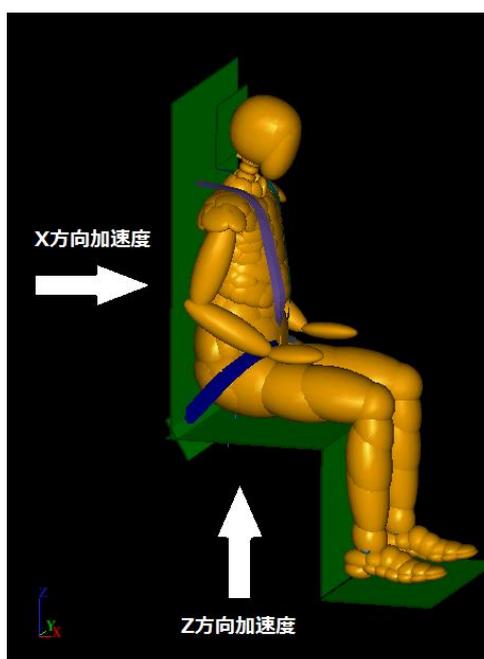


図 4-6 着水時想定加速度方向

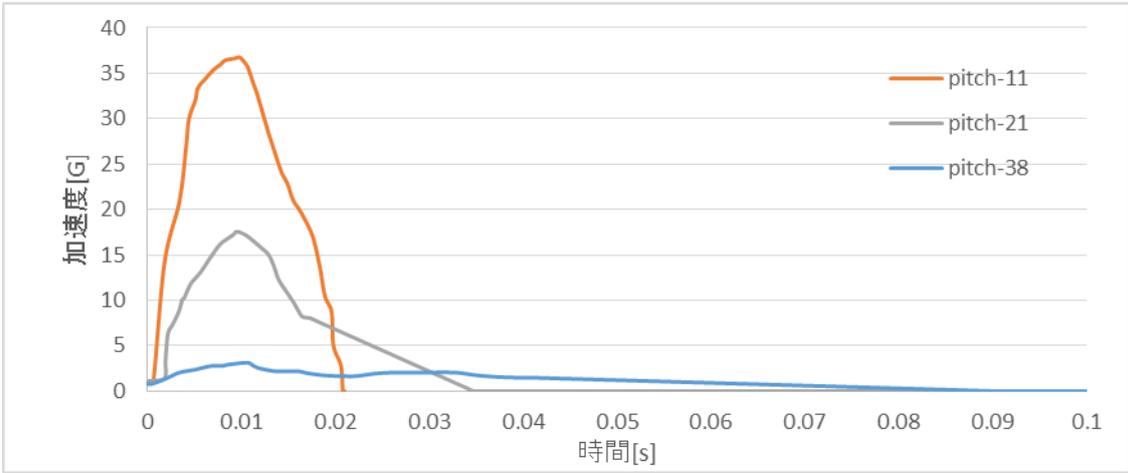


図 4-7 着水時想定加速度 (X 方向) [19]

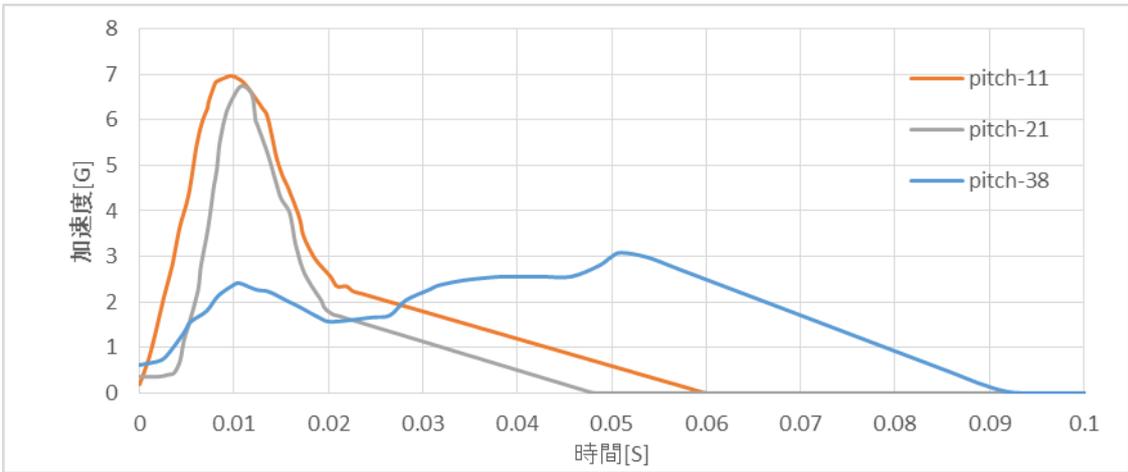


図 4-8 着水時想定加速度 (Z 方向) [19]

4.4 解析結果

表 4-2 に傷害の判定に用いた傷害値を，表 4-3 に解析結果とノミナル時の傷害基準値との比を示す。ただし，解析値に下線を引いた項目は，傷害基準値を超える値となったことを示している。

表 4-2 各条件における解析結果 (THOR)

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
	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	334.5	<u>0.40</u>	<u>2205.4</u>	<u>2624.3</u>	21.56	2461.8
pitch-21	40.5	<u>0.10</u>	672.4	<u>844.6</u>	8.50	980.8
pitch-38	1.1	<u>0.11</u>	118.0	454.0	3.03	1269.8
case1	37.2	<u>0.12</u>	705.2	<u>682.4</u>	8.19	1162.9
case2	27.4	<u>0.08</u>	256.0	362.2	6.36	904.8
case5	233.3	<u>0.17</u>	<u>2059.0</u>	<u>1382.7</u>	16.72	1550.6
case7	<u>2314.3</u>	<u>0.60</u>	<u>6408.6</u>	<u>4700.7</u>	<u>43.02</u>	2618.2
case8	104.9	<u>0.12</u>	<u>1198.9</u>	<u>885.3</u>	11.67	1297.1
case9	<u>468.6</u>	<u>0.25</u>	<u>3070.1</u>	<u>2288.8</u>	23.64	1898.3

表 4-3 解析結果と傷害基準値との比 (THOR)

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
	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	98.4%	<u>991.0%</u>	<u>250.6%</u>	<u>452.5%</u>	86.2%	42.4%
pitch-21	11.9%	<u>255.0%</u>	76.4%	<u>145.6%</u>	34.0%	16.9%
pitch-38	0.3%	<u>286.6%</u>	13.4%	78.3%	12.1%	21.9%
case1	11.0%	<u>305.9%</u>	80.1%	<u>117.7%</u>	32.7%	20.1%
case2	8.1%	<u>203.5%</u>	29.1%	62.4%	25.4%	15.6%
case5	68.6%	<u>413.8%</u>	<u>234.0%</u>	<u>238.4%</u>	66.9%	26.7%
case7	<u>680.7%</u>	<u>1509.8%</u>	<u>728.2%</u>	<u>810.5%</u>	<u>172.1%</u>	45.1%
case8	30.9%	<u>287.6%</u>	<u>136.2%</u>	<u>152.6%</u>	46.7%	22.4%
case9	<u>137.8%</u>	<u>621.3%</u>	<u>348.9%</u>	<u>394.6%</u>	94.6%	32.7%

4.5 考察

表から、case7 や case9 のような、最大加速度が 100G 近くになる非常に厳しい条件では多くの項目で傷害基準値を上回っていることがわかる。

部位ごとに見ると、BrIC についてはすべての項目で Wyle の定めるオフノミナル時許容値を上回っている。また、腰椎圧縮力についてはすべての項目で傷害基準値を下回り、胸たわみでは case7 を除くすべての項目で下回っている。

このように、人体には傷害基準値を上回るケースが多い部位と、そうではない部位が存在することがわかる。本研究では、剛体シート、与圧服を着用していないダミーなどといった非常に厳しい条件下での解析を行っているが、傷害基準値を超える傾向が多く見られる項目について、その傷害発生のメカニズムを明らかにすることはシート設計、与圧服設計の際に重要となる。

以下では、人体を各部位ごとに傷害発生のメカニズムを考察する。

4.5.1 頭部

頭部の傷害判定に用いた HIC15 と BrIC について考察を行う。HIC15 は case7, case9 といった最大加速度が 100G 近くになる非常に厳しい条件を除くすべての条件で傷害基準値以下となっているが、BrIC についてはすべての項目で傷害基準値上回る結果となった。

HIC15 は 2.2.1 で記したように、頭部に関する傷害基準であり、頭部の三軸合成加速度によって求められ、局所的接触効果による頭蓋骨骨折、脳挫傷などの局所性傷害の発生確率と高い相関性がある[6]。また、HIC15 は古くから自動車業界における乗員保護基準の頭部に関する傷害基準として広く利用されており、頭部傷害判定に有効であるといえる。

一方、BrIC は 2.2.2 で記したように、頭部の角速度によって算出され、頭部の回転、変形、相対運動などによって発生する脳震盪、軸索損傷などのびまん性傷害の発生と高い相関性があるとされている。BrIC は Erik G. Takhounts らによって 2013 年に考案された新しい傷害値であるが、傷害評価での BrIC の利用には疑問が残る。なぜなら、BrIC は動物実験における傷害データや頭部 FEM モデル解析にもとに策定され、AIS1, AIS2, AIS3 のリスクカーブについては AIS4+ のリスクカーブを元にスケールリングしたものであり、NASA, Wyle が搭乗員保護基準として採用する AIS1+ のリスクカーブは実データに基づいていないためである。また、デスクワークや階段の昇降、本棚から書物を取り出す作業などといった日常生活における頭部角速度から算出される BrIC であっても Wyle の定めるオフノミナル時傷害基準値 0.04 を超えるため、傷害基準値の設定が厳しいことが指摘されている[5]。これらの理由から、頭部のびまん性損傷の傷害判定には BrIC に代わる傷害値の利用、または AIS1+ のリスクカーブの再検討、傷害基準値の見直し等が必要であると考えられる。

4.5.2 頸部

以下で case8 の解析結果をもとに頸部傷害発生メカニズムの考察を行う。図 4-9 は自動車後突事故発生時の頸部挙動を模式的に表した図であり、爆風圧到達時に想定される頸部挙動についても概ね図 4-9 と同様の挙動を示すことが想定される。

Z 方向頸部荷重が正（圧縮）、負（引張）のピーク値となる時の頸部挙動についてそれぞれ図 4-10 に示す。

まず、LAS に前方向への加速度がかかると、人体には後ろ方向の慣性力が加わる。この慣性力により頭部はヘッドレスト部に向けて移動するが、胴体部は剛体シートの反力の影響で頭部に比べて移動距離が短い。その結果、頭部のみが後方に移動し、本来であれば前方に傾いている頸部の一部が後方に傾く状態となり、頸部に圧縮力が生じる。

次に、ヘッドレスト部の後退によって蓄えられた弾性エネルギーの解放により、頭部がヘッドレストに押し返される形で頭部が前方へと押し出され、頭部と胴体部の距離が大きくなることで頸部に引張力が生じる。

頸部傷害発生メカニズムは以上のように考えられるため、与圧服やヘルメットを設計する際には、頭部の前後方向への移動をできるだけ少なくすることが求められる。

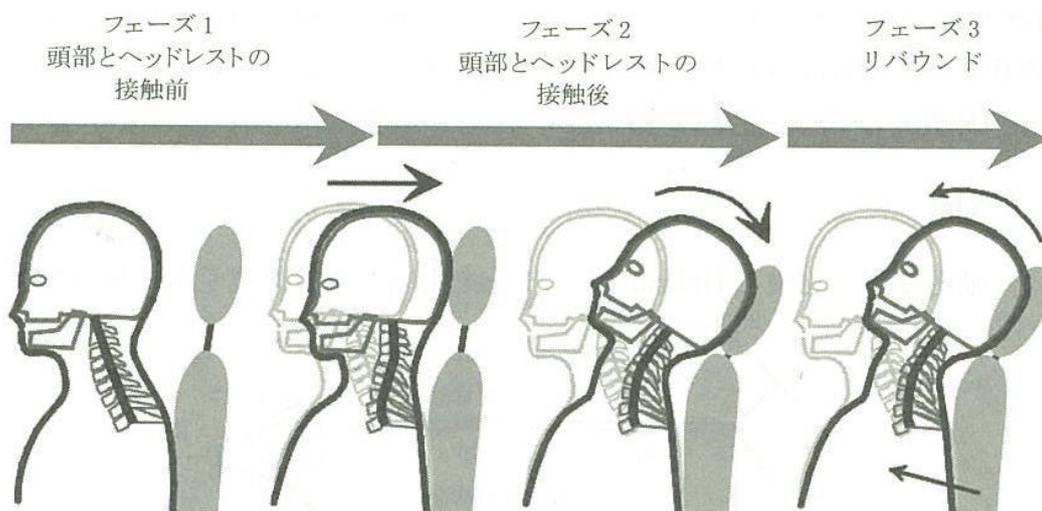


図 4-9 後突時の頸部運動[6]

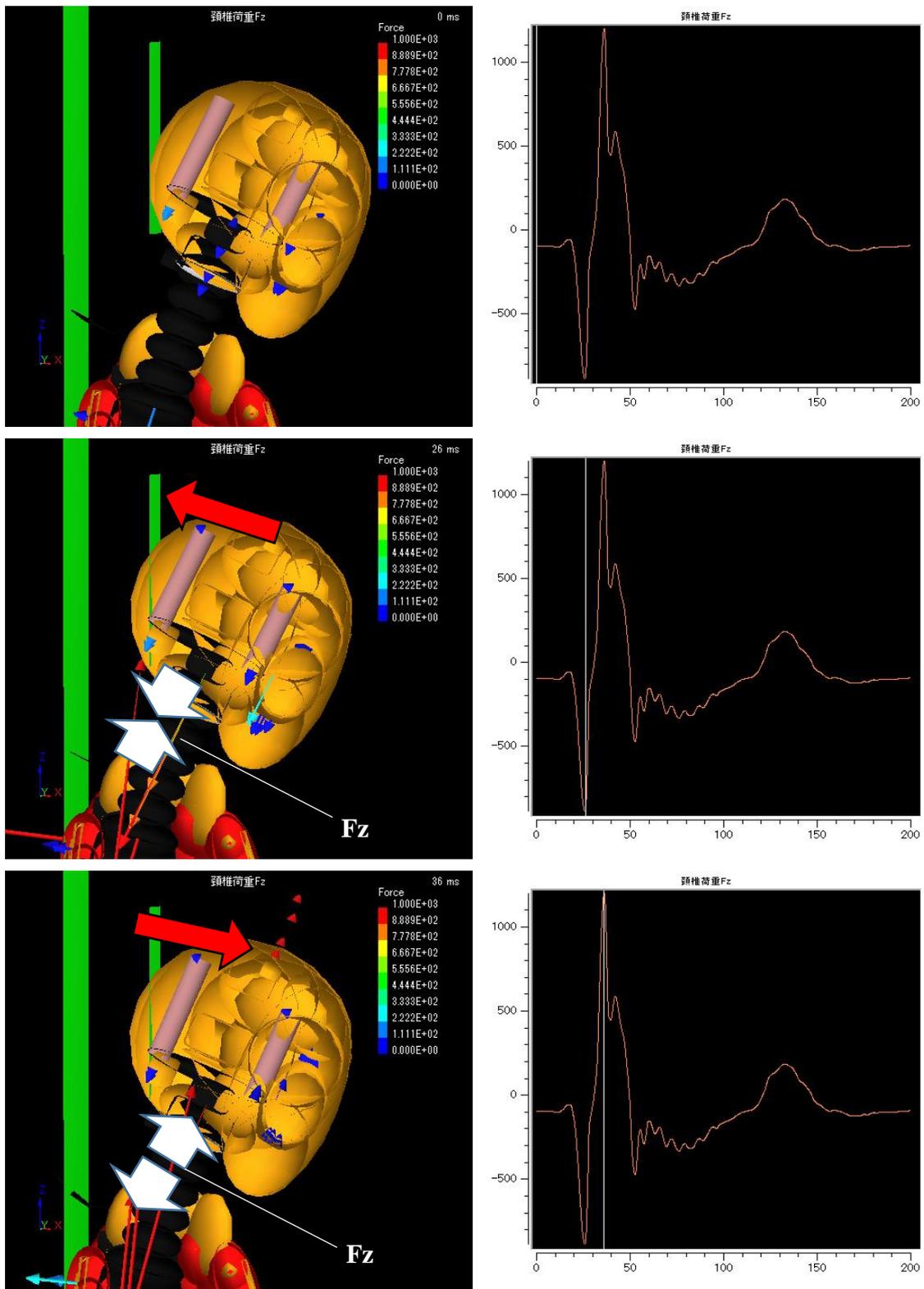


図 4-10 case8 での頸部挙動

4.5.3 胸部

胸たわみは、case7 のような最大加速度が 100G を超える非常に厳しい条件を除くすべての条件で傷害基準値を下回る結果となっており、頭部や頸部の保護が優先される。

以下で case8 の解析結果をもとに胸部傷害発生メカニズムの考察を行う。

まず、LAS に前方向への加速度がかかると、人体に後ろ方向への慣性力が働き、胴体部は後方に移動する。胴体の後方への移動量に比例して剛体シートからの反力が大きくなり、胴体後部の変位は小さくなるが、胴体前部の移動量の減少は後部に比べて遅れるため、その変位量の差が胸たわみとして生じると考えられる。

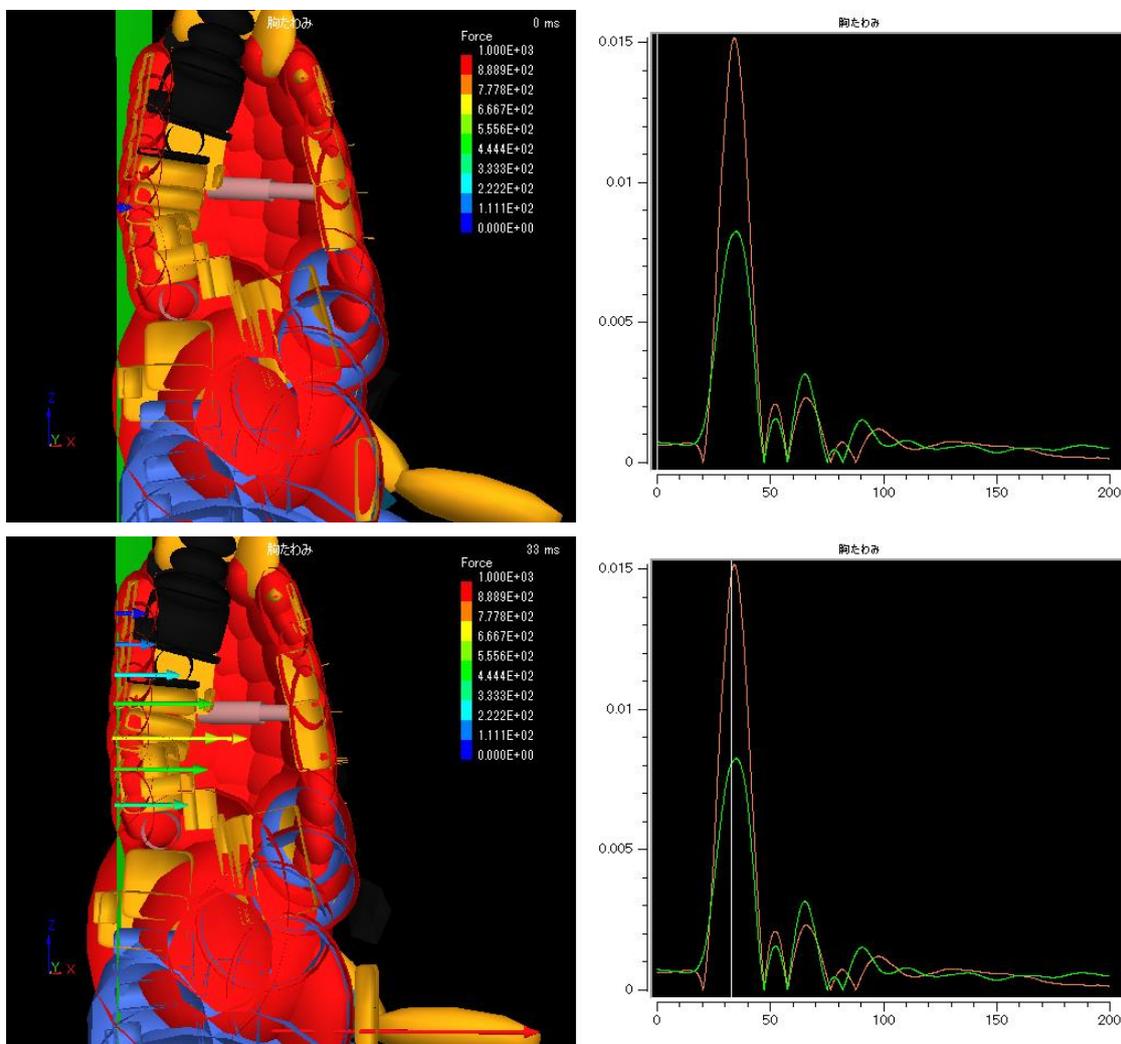


図 4-11 case8 での胸部挙動

4.5.4 腰部

腰部については、3.4で行った解析の際に解析結果が実験結果を大きく上回る結果となったが、実験結果より大きく見積もられる解析結果を利用することにより安全側の評価をした。その結果、腰椎荷重はすべての条件下で傷害基準値を下回る結果となり、頭部や頸部、胸部の保護が優先されると言える。

以下で case8 の解析結果を元に腰部傷害発生メカニズムについて考察する。図 4-12 に示すように、腰椎は初期状態において湾曲した状態にある。LAS に前方向の加速度がかかると、図 4-13 のように慣性力によって腰部が剛体シートに強く押し付けられ、湾曲していた腰椎をまっすぐにしようとする力が働く。この際に発生する力が腰椎圧縮力であると考えられる。

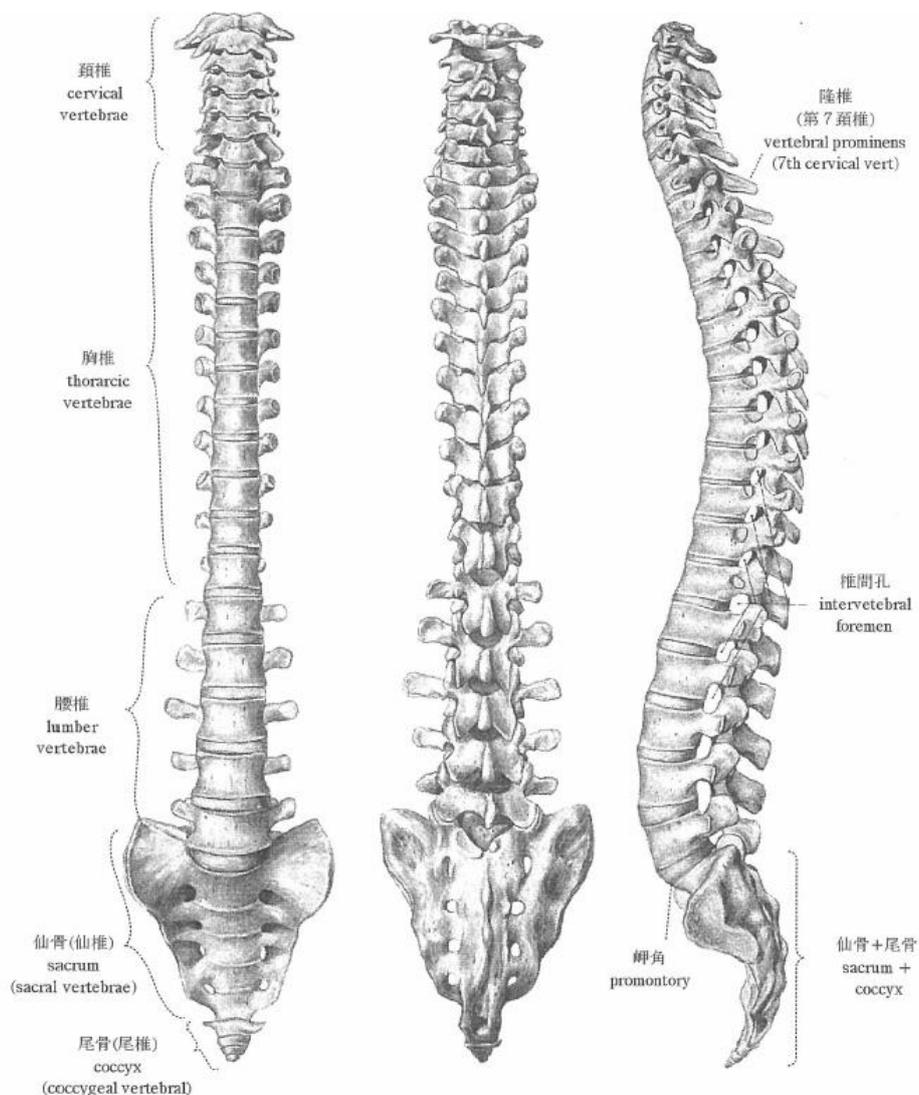


図 4-12 脊椎の形状[6]

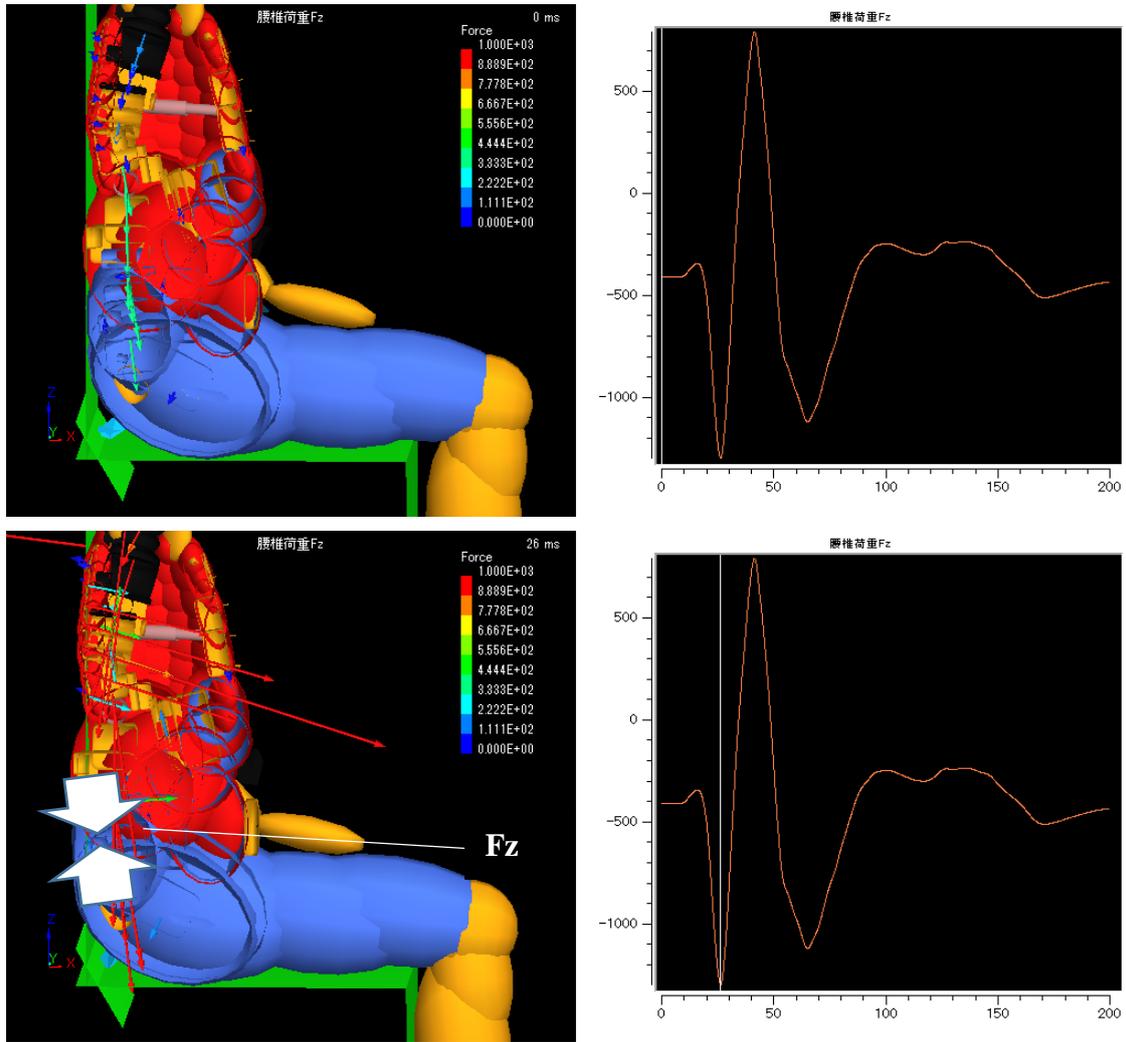


図 4-13 case8 での腰部挙動

第5章 ダミー差の考察

5.1 緒言

本章では，THOR を用いた解析と同様の条件下で HybridIII を用いた解析を行い，得られた解析結果と前章の結果との比較を行うことで，ダミー差により生じる傷害値の差について考察する。

5.2 解析条件

解析条件の詳細は 4.3 で示したとおりであり，人体ダミーモデルとして HybridIII を用いた。

5.3 解析結果

HybridIII を用いた解析について，表 5-1 に傷害判定に用いた傷害値，及び解析結果を，表 5-2 にノミナル時の傷害基準値との比を示す。傷害基準値を大きく超える項目などについては概ね THOR を用いた解析結果と同様の傾向が見られるが，一部の項目では THOR の解析結果と大きな差異が見られる項目があり，以下で考察する。

表 5-1 各条件における解析結果 (HybridIII)

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
	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	231.4	<u>0.37</u>	792.0	<u>1510.0</u>	14.80	<u>6050.0</u>
pitch-21	30.9	<u>0.14</u>	318.5	<u>720.6</u>	6.72	3196.4
pitch-38	0.4	<u>0.05</u>	36.4	173.0	1.61	888.5
case1	40.2	<u>0.14</u>	328.9	<u>585.5</u>	7.41	2929.1
case2	41.0	<u>0.13</u>	375.5	436.7	5.74	2136.7
case5	283.7	<u>0.18</u>	<u>947.6</u>	<u>1272.4</u>	13.83	4748.0
case7	<u>2436.2</u>	<u>0.45</u>	<u>2964.8</u>	<u>3671.9</u>	<u>31.36</u>	<u>10960.4</u>
case8	125.6	<u>0.12</u>	624.9	<u>841.6</u>	9.80	3566.1
case9	<u>512.9</u>	<u>0.31</u>	<u>1367.1</u>	<u>1794.8</u>	18.70	<u>6420.4</u>

表 5-2 解析結果と傷害基準値との比 (HybridIII)

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
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	68.1%	<u>926.3%</u>	90.0%	<u>260.3%</u>	59.2%	<u>104.3%</u>
pitch-21	9.1%	<u>346.4%</u>	36.2%	<u>124.2%</u>	26.9%	55.1%
pitch-38	0.1%	<u>119.4%</u>	4.1%	29.8%	6.4%	15.3%
case1	11.8%	<u>354.5%</u>	37.4%	<u>101.0%</u>	29.6%	50.5%
case2	12.1%	<u>323.1%</u>	42.7%	75.3%	23.0%	36.8%
case5	83.4%	<u>451.0%</u>	<u>107.7%</u>	<u>219.4%</u>	55.3%	81.9%
case7	<u>716.5%</u>	<u>1117.7%</u>	<u>336.9%</u>	<u>633.1%</u>	<u>125.4%</u>	<u>189.0%</u>
case8	36.9%	<u>306.8%</u>	71.0%	<u>145.1%</u>	39.2%	61.5%
case9	<u>150.9%</u>	<u>762.7%</u>	<u>155.4%</u>	<u>309.5%</u>	74.8%	<u>110.7%</u>

5.4 考察

各傷害値について、THOR での解析値から HybridIII での解析値を引いた値の、ノミナル時の傷害基準値に対する大きさを表 5-3 に示す。表中の数値が正のものは HybridIII での傷害値に比べて THOR での傷害値の方が大きな値となったことを意味し、表中の数値が負のものは THOR での解析値の方が小さい値となったことを意味している。

表 5-3 より、HIC15 や胸たわみのように HybridIII と THOR の解析値に大きな差が生じていない項目がある一方、大きく差が生じている項目もある。特に、頸部引張力では HybridIII の解析値に対して THOR の解析値の方が大きな値となっており、腰椎圧縮力では HybridIII の解析値の方が大きな値となっている。BrIC の解析値に大きな差が生じているが、4.5.1 で記したように BrIC の傷害基準値はきわめて小さい値であり、また、BrIC という指標自体の精度に疑問が残るため、本節では BrIC については考察対象外とした。

以下では、各部位ごとにダミーモデルの差によって生じた解析値の差について考察する。

表 5-3 傷害基準値に対する解析値の差の大きさ

傷害値	HIC15	BrIC	頸部	頸部	胸たわみ	腰椎
			引張力[N]	圧縮力[N]	[mm]	圧縮力[N]
pitch-11	30.3%	64.8%	160.6%	192.1%	27.0%	-61.9%
pitch-21	2.8%	-91.4%	40.2%	21.4%	7.1%	-38.2%
pitch-38	0.2%	167.2%	9.3%	48.4%	5.7%	6.6%
case1	-0.9%	-48.5%	42.8%	16.7%	3.1%	-30.5%
case2	-4.0%	-119.6%	-13.6%	-12.8%	2.5%	-21.2%
case5	-14.8%	-37.2%	126.3%	19.0%	11.6%	-55.1%
case7	-35.9%	392.1%	391.3%	177.4%	46.6%	-143.8%
case8	-6.1%	-19.2%	65.2%	7.5%	7.5%	-39.1%
case9	-13.0%	-141.4%	193.5%	85.2%	19.8%	-78.0%

5.4.1 頭部

本研究で行った計9ケースの解析について、HybridIII及びTHORを用いた解析によって得られたHICの値の比較を図5-1に示す。表5-3および図5-1から明らかであるようにHICに関しては多くの項目でHybridIIIでの解析値がTHORでの解析値を上回る結果となった。

THORでは頸部筋力が再現されたことにより、HybridIIIで生じていた頸部、頭部の過剰な動きを抑制している。これにより、図5-2に示したcase8の頭部加速度の時刻歴応答のようにHybridIIIのピーク値の方が大きな値となり、HICの値に上記のような差が生じたと考えられる。

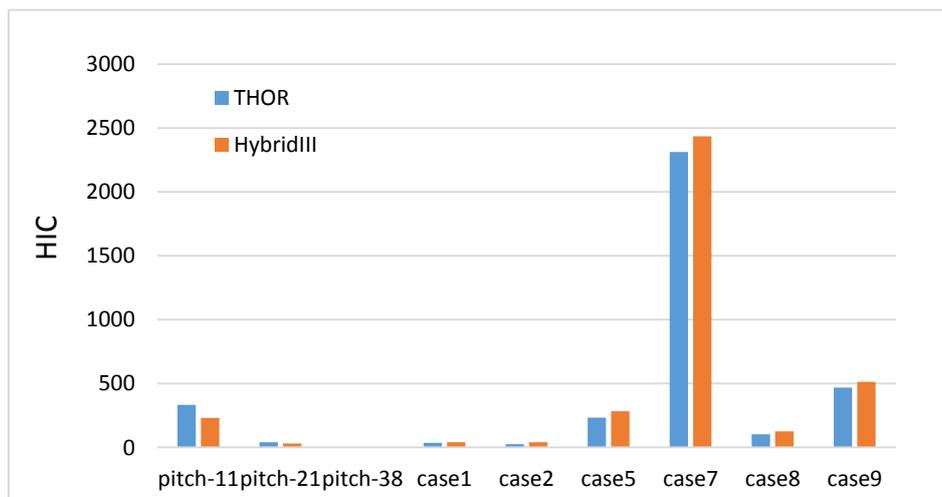


図 5-1 HybridIII と THOR の解析値の関係 (HIC)

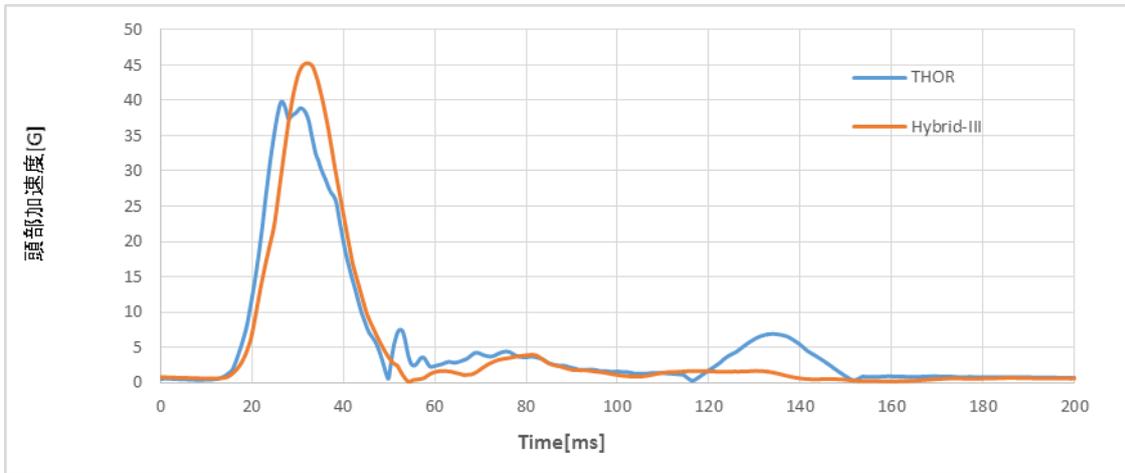


図 5-2 case8 での頭部加速度

5.4.2 頸部

本研究で行った計 9 ケースの解析について、HybridIII 及び THOR を用いた解析によって得られた頸部引張力の値の比較を図 5-3 に示す。また、頸部圧縮力についても同様の図を図 5-4 に、case8 における上下方向頸部荷重の時刻歴応答を図 5-5 に示す。

図 5-3 より、頸部引張力について、THOR での解析値は HybridIII での解析値の 2 倍近い値となることが分かる。人体頸部の可動域は前方向に大きく、後ろ方向に小さい。THOR ではこのような頸部可動域を再現しているが、HybridIII の頸部可動域は後ろ方向に小さく、前方向にも小さいものとなっている[12]ため、人体の頸部挙動の再現として不十分である。また、THOR ダミーの頸部は、ラバーチューブ等を組み込むことで頸部筋力を再現しており、THOR での頸部引張力は屍体実験のデータと強い相関があり[3][4]、HybridIII に比べて頸部生体忠実性が改善されている。以上の理由から、頸部引張力について、THOR での解析値が HybridIII での解析値に比べて大きな値となったと考えられる。

以上より、HybridIII を用いた頸部圧縮力に関する傷害評価では実際に想定される傷害値よりも特に低く見積もられる可能性があるため注意が必要である。

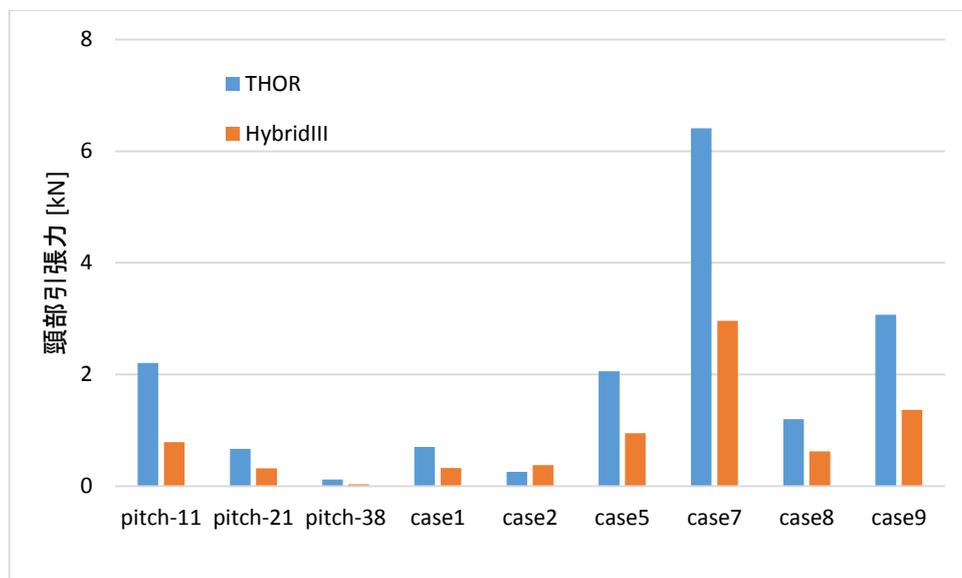


図 5-3 HybridIII と THOR の解析値の関係 (頸部引張力)

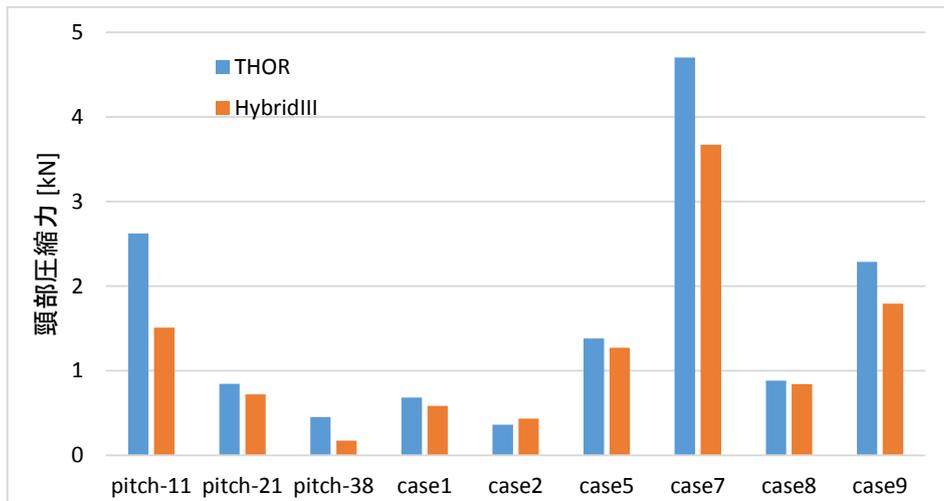


図 5-4 HybridIII と THOR の解析値の関係 (頸部圧縮力)

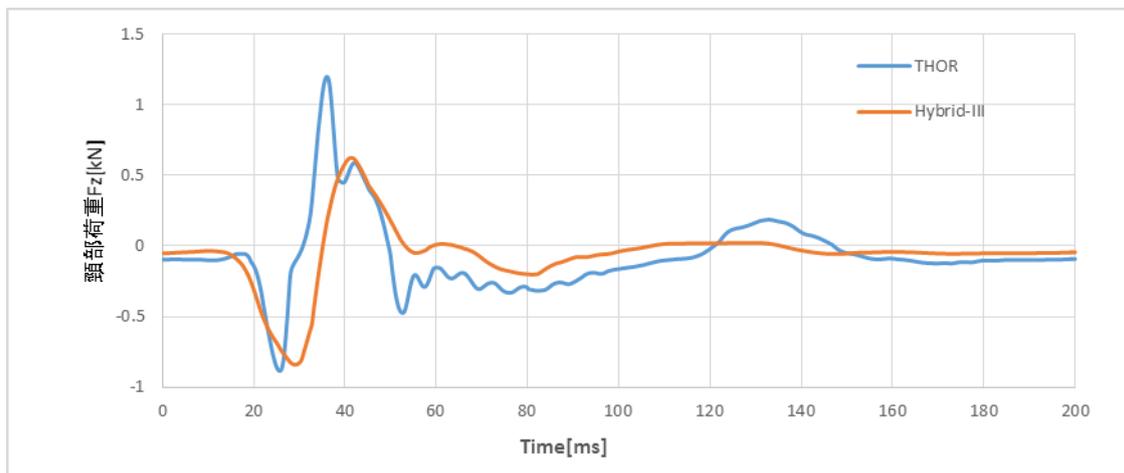


図 5-5 case8 での頸椎荷重 Fz

5.4.3 胸部

本研究で行った計 9 ケースの解析について、HybridIII 及び THOR を用いた解析によって得られた胸たわみの値の比較を図 5-6 に示す。図 5-6 から分かるように、胸たわみは HybridIII に比べて THOR の解析値の方が大きい値となった。また、case8 での胸たわみの時刻歴応答を図 5-7 に示す。

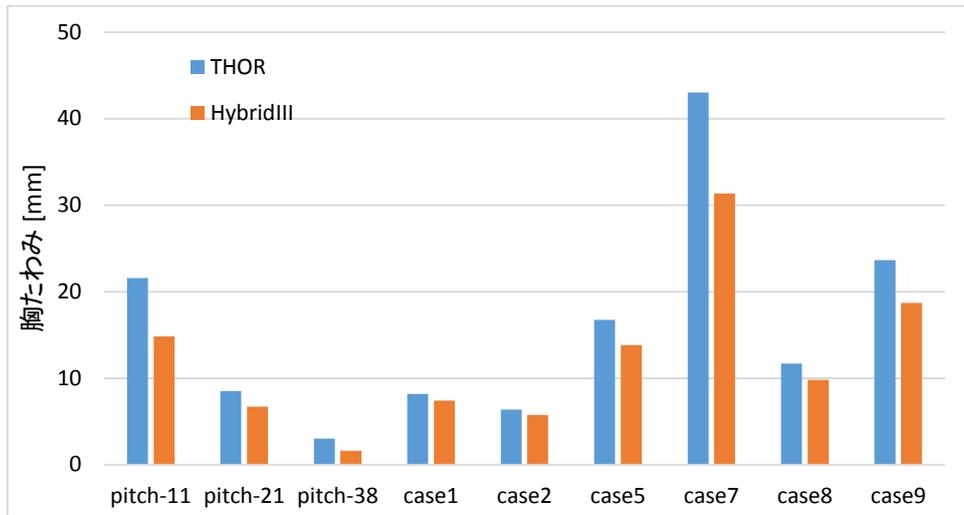


図 5-6 HybridIII と THOR の解析値の関係 (胸たわみ)

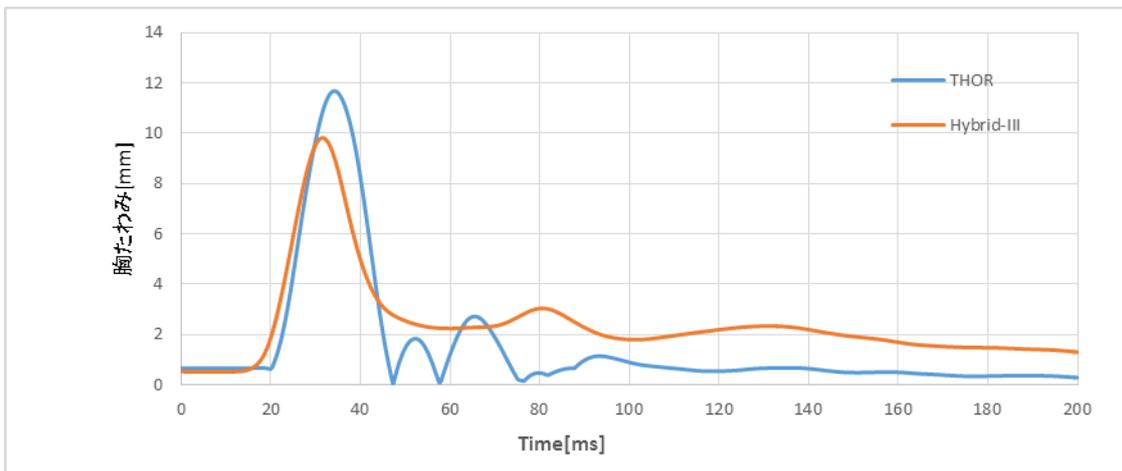


図 5-7 case8 での胸たわみ

胸たわみについては、HybridIII と THOR で傷害値の算出方法が異なる。HybridIII では、図 5-8 のように二点間の相対変位を 1 ヶ所のみ測定しているのに対し、THOR では図 5-9 のように 4 ヶ所での相対変位を測定し、それらの平均値として胸たわみを算出している。

図 5-6 で生じた胸たわみの差はこれによるものであり、胸部の傷害判定には THOR を用いることが定められている[4].

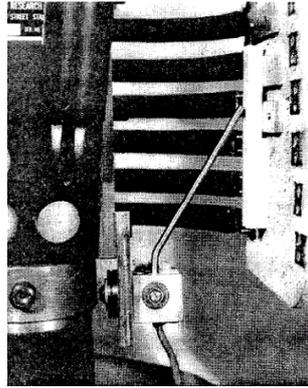


図 5-8 胸たわみの測定 (HybridIII) [20]

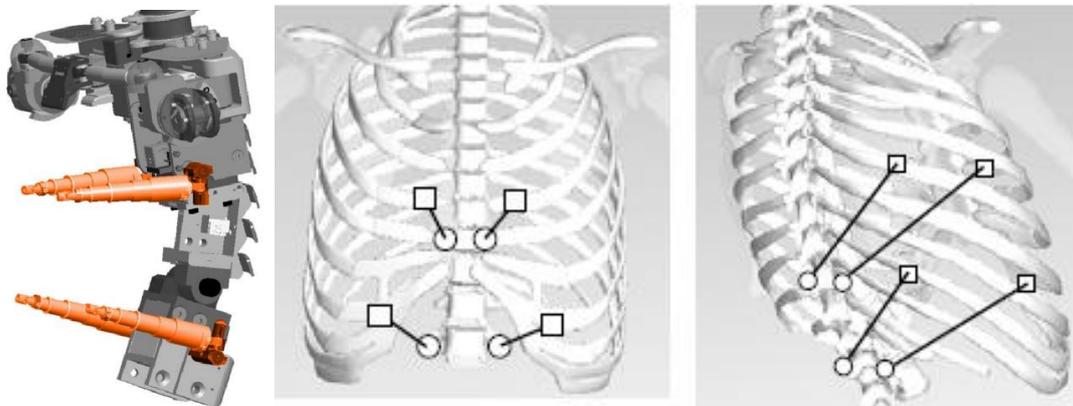


図 5-9 胸たわみの測定 (THOR) [21][22]

5.4.4 腰部

本研究で行った計9ケースの解析について、HybridIII及びTHORを用いた解析によって得られた腰椎圧縮の値の比較を図5-10に示す。図5-10から分かるように、腰椎圧縮力はHybridIIIに比べてTHORの解析値の方が小さい値となった。また、case8での上下方向腰椎荷重の時刻歴応答を図5-11に示す。

腰椎荷重に関しては、HybridIIIは上下方向の応答について生体忠実性の低さが指摘[3]されており、HybridIIIを用いた傷害評価は不適であると考えられる。また、THORの腰椎部分では、HybridIIIに比べて柔軟な材料が用いられるようになったことで、腰椎荷重について人体と同様の値を示すことが確認されている[4]。

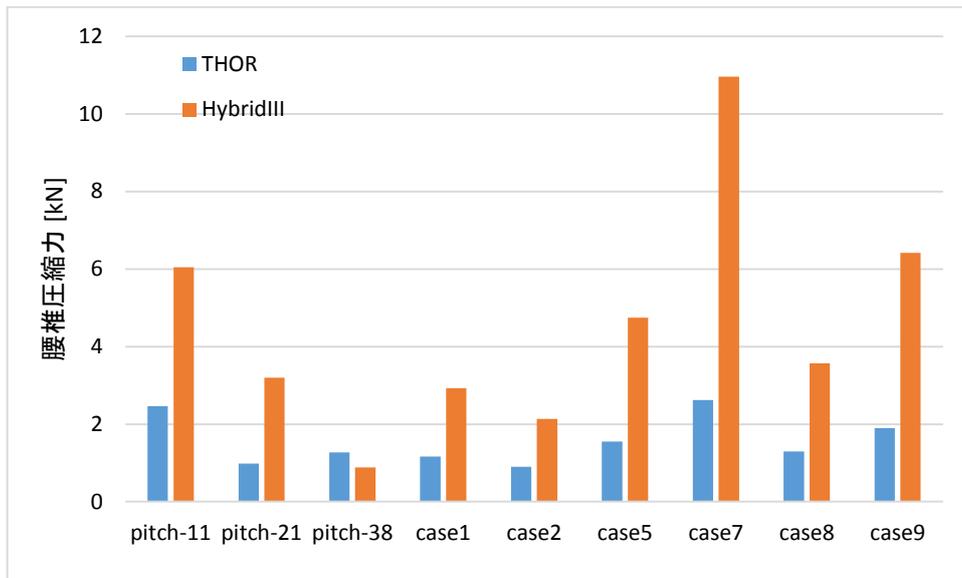


図 5-10 HybridIII と THOR の解析値の関係 (腰椎圧縮力)

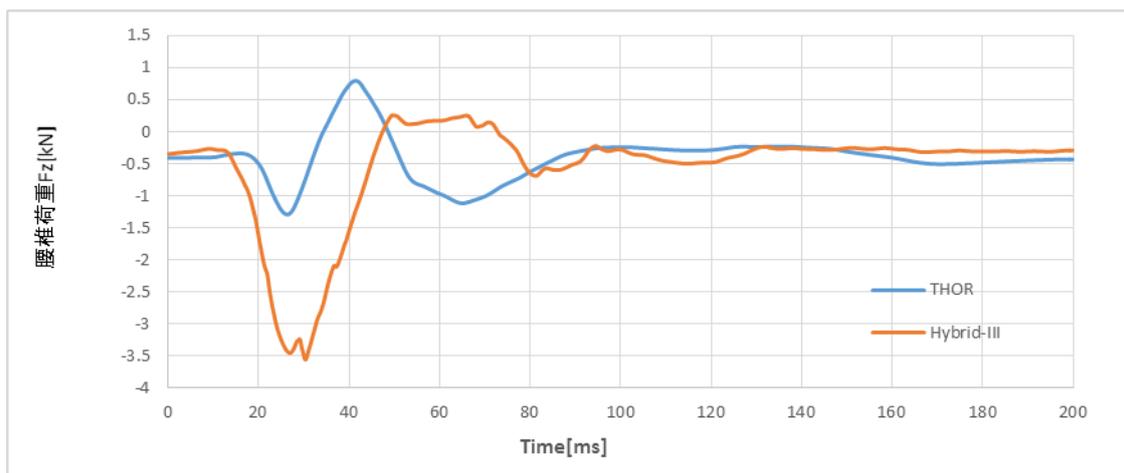


図 5-11 case8 での腰椎荷重 F_z

5.5 ダミー差による影響

前節で示したダミー差によって生じる解析値の大小関係を表 5-4 にまとめる.

表 5-4 HybridIII と THOR の解析値の大小関係

	備考
HIC	HybridIII での解析値の方が大きい値となる
頸部引張力	THOR での解析値の方が大きい値となる
頸部圧縮力	THOR での解析値の方が大きい値となる
胸たわみ	THOR での解析値の方が大きい値となる
腰椎圧縮力	HybridIII での解析値の方が大きい値となる

第6章 結論

6.1 総括

本研究では、LAS で想定される条件下での人体挙動解析等に用いる、THOR モデルを用いたシミュレーションモデルを構築し、NHTSA で行われた試験データとの比較を通じてシミュレーションモデルの妥当性を確認した。

そして、NHTSA で行われた実験データをもとに、シミュレーションモデルに LAS で想定される加速度を印加した解析を行うことで、LAS での爆風圧到達時、着水時に想定される人体各部の傷害値を算出し、傷害基準との比較による傷害判定、人体各部の傷害発生メカニズムの考察、HybridIII を用いた解析における傷害値との比較を通じて人体傷害評価に有効なダミーの検証を行った。

その結果、びまん性損傷等の脳障害の傷害判定に利用される BrIC については AIS3 未満のリスクカーブを見直す、または傷害基準値の再検討の余地があると考えた。

また、HybridIII との比較では人体各部の傷害判定について、特に頸部引張力と腰椎圧縮力についてはダミーの差によって解析値が大きく異なることが示された。

6.2 今後の展望

本研究では THOR ダミーモデルを用いた試験のデータとして NHTSA で公開されているものを利用した。しかし、THOR モデルを用いた解析の妥当性については不十分な点があり、特に腰部については更なる解析妥当性の検証が必要である。

また、THOR の FE モデルが利用可能となったため、頸部、腰部などのダミー差による傷害値の差が生じた部位についての詳細な解析には、有限要素法を用いたシミュレーションによる比較、検討を行うことが望ましい。

さらに、爆風圧到達時と着水時でのダミー間の傷害値の差の比較によって、爆風圧条件、着水条件下での解析におけるダミーの使い分けを論じるには更なる着水解析を行う必要がある。しかし、本研究で LAS の着水時の解析に用いた加速度条件は NASA のアポロ計画の際の実験データをもとにしており、古く、想定ケースの数も少ない。よって新たに着水実験を行い、さまざまな条件下での着水時に想定される加速度を調査することが求められる。

BrIC による頭部傷害判定手法の見直しとしては、人体の脳を再現した有限要素モデルである THUMS を用いた有限要素法解析などによって脳についての傷害発生メカニズムを明らかにするとともに、より正確なリスクカーブの設定が求められる。また BrIC に代わる傷害値として脳の最大主ひずみを基に算出する MPS などといった指標について、その精度の検証が求められる。

HybridIII では大型体系モデル、女性モデルなど様々な種類のダミーが存在するのに対し、

THOR は成人男性標準体型モデルのみとなっており，その他のモデルについては開発途中である．有人宇宙船に搭乗することが想定される人員についての傷害評価を可能にするためには，性差，体格差による傷害値の相違についての考察も必要であり，95 パーセントイル大柄成人男性ダミー (THOR AM95) や, 50 パーセントイル成人女性ダミー (THOR AF50) などといったダミーの開発，及びそれぞれに対応するコンピュータモデルの開発が待たれる．

参考文献

- [1]. Davidson, John, et al. "Crew Exploration Vehicle Ascent Abort Overview." AIAA Paper 6590 ,2007
- [2]. 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
- [3]. 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
- [4]. 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
- [5]. 今泉俊介, “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」”, 2015
- [6]. 水野幸治, ” 自動車の衝突安全”, 名古屋大学出版会, 2012
- [7]. Schmit, K, Niedere, P., Muser, M., Waltz, F., Trauma biomechanics : accidental injury in traffic and sports, Springer-Verlag, 2009
- [8]. Erik, G., Matthew, J., Kelvin, M., and Joe, M., ”Development of Brain Injury Criteria (BrIC)”, Stapp Car Crash Journal, Vol. 57, 2013
- [9]. Rangarajan N, Shams T, Artis M, Haung T, Haffner M, Eppinger R, Maltese M., ”Oblique and side impact performance on the THOR dummy”, IRCOVI, 2000
- [10]. Erin Caldwell, et al., "EVIDENCE REPORT: RISK OF INJURY DUE TO DYNAMIC LOADS", NASA, 2012
- [11]. 谷口昌幸, 小野古志朗, 増田光利, 福島達也, “スレッド試験における THOR-NT および HybridIII の異なる着座位置に対するセンシティブティ”, JARI Research Journal, 2013
- [12]. T.J. Huang, T. Shams, N. Rangarajan, M. Haffner, R. Eppinger, “DEVELOPMENT OF AN ADVANCED 50TH PERCENTILE MALE HEAD/NECK SYSTEM FOR APPLICATION TO CRASH TEST DUMMIES”
- [13]. 豊田中央研究所 「人体傷害解析モデル (THUMS)」
“<http://www.tytlabs.co.jp/tech/thums/thums02.html>”
- [14]. Jeffrey T., Erin C, Nate N, Jacilyn M, Michael G, Costin U, Jacob P, “Test Device for Human Occupant Restraint (THOR) Multi-Directional Biodynamic Response Testing”, NASA, 2013
- [15]. “MADYMO Theory Manual” VERSION 7.5 TASS, 2014
- [16]. “THOR CERTIFICATION MANUAL”Revision 2005.2 NHTSA, 2005
- [17]. “MADYMO Quality Report” ,R7.5, TASS, 2014

- [18]. 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
- [19]. Sandy, M. Stubbs, "DYNAMIC MODEL INVESTIGATION OF WATER PRESSURES AND ACCELERATIONS ENCOUNTERED DURING LANDINGS OF THE APOLLO SPACECRAFT", NASA TN D-3980, 1967
- [20]. Stephen W, Ali M, Jeffrey J, "A HIGH-SPEED SENSOR FOR MEASURING CHEST DEFLECTION IN CRASH TEST DUMMIES", 98-S9-O- 15
- [21]. Stephen A. Ridella, Daniel P. Parent, "MODIFICATIONS TO IMPROVE THE DURABILITY, USABILITY AND BIOFIDELITY OF THE THOR-NT DUMMY", NHTSA, 2012
- [22]. G. Shaw, D. Parent, S. Purtsezov, D. Lessley, J. Crandall, F. Törnvall "TORSO DEFORMATION IN FRONTAL SLED TESTS: COMPARISON BETWEEN THOR NT, THOR NT WITH THE CHALMERS SD-1 SHOULDER, AND PMHS", IRCOBI, 2012

謝辞

本研究は、酒井信介教授のご指導のもとで進められました。酒井教授にはご多忙の中一年間にわたり多くのご指導や助言をいただき、無事このような形で論文を執筆できたことに深く感謝申し上げます。

また、泉聡志教授からは研究を進める中で様々な助言をいただきました。厚く御礼申し上げます。

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 の藤本様には学術的な知識やアドバイス、資料の紹介から研究への助言、論文執筆に至るまで終始お世話になりました。心より感謝いたします。

テイ・エステック株式会社の田辺様には、NHTSA の試験データを提供していただきました。また社会連携講座研究会の際には様々な助言をいただき、深く感謝いたします。

波田野助教から研究会の場などを通じていただいた提言は、研究を進める上で不可欠なものでした。ここに感謝の意を表します。

研究室の先輩方には普段から研究面のみならず、様々な面で研究生活をサポートしていただきまして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を一緒に行い、様々なアドバイスをくださった M2 の植田さんには大変お世話になりました。また、M1 の今泉さんには MADYMO の使い方始め、人体衝撃研究の根幹となる部分について親切に説明していただきました。本当にありがとうございました。

また、研究室の同期と過ごした1年間は楽しいものでした。ありがとうございました。

最後に、本論文の執筆にあたってお世話になった皆様に感謝を申し上げ、簡単ではありますが以上をもって謝辞とさせていただきます。

以上

THOR モデルのマルチボディ解析に
基づく有人ロケット緊急離脱システム
の傷害評価

平成 28 年 1 月 28 日 提出
指導教員 酒井 信介 教授
140201 齋藤 尚樹