卒業論文

<u>有人ロケット緊急離脱時の</u> 人体傷害メカニズムの解明と 傷害評価の高精度化

<u>平成 29 年 1 月 26 日 提出</u> <u>指導教員 酒井 信介 教授</u> <u>150241 宮田 健太郎</u>

目次

第	1	章		序論	9
1	. 1		研究	背景	9
1	. 2		LAS	について	9
1	. 3		先行	研究1	0
1	. 4		目的		1
1	. 5		本論	文の構成1	2
第	2	章		傷害評価手法1	3
2	. 1		諸言	1	3
2	. 2		傷害	基準値1	3
	2.	2.1		HIC1	4
	2.	2.2		BrIC1	5
	2.	2.3		頸部軸力1	5
	2.	2.4		胸たわみ1	5
	2.	2.5		腰椎圧縮力1	6
2	. 3		人体	ダミー1	6
	2.	3.1		Hybrid-Ⅲ[8]1	6
	2.	3.2		THOR[10]1	7
2	. 4		コン	ピュータモデル1	7
第	3	章		解析手法とモデル構築1	8
3	. 1		諸言		8
3	. 2		スレ	ッド試験1	8
	3.	2.1		試験条件1	8
	3.	2.2		試験結果2	0
	3.	2.3		考察2	.1
3	. 3		解析	手法	.2
	3.	3.1		MADYMO2	.2
	3.	3.2		解析モデル2	.2
	3.	3.3		ダミーモデル2	.3
	3.	3.4		シートとダミーの関係2	4
	3.	3.5		入力加速度2	.8
3	. 4		COR	A 指標による解析モデルの検証2	.8
	3.	4.1		Corridor method[17]2	.8
	3.	4.2		Cross correlation method [17]	0
	3.	4.3		Total CORA rating C	2

3	. 5	モデル応答と試験結果の比較	33
3	. 6	落下試験	37
	3.6.1	試験条件	37
	3.6.2	試験結果	40
3	. 7	解析手法	43
3	. 8	モデル応答と試験結果の比較	44
	3.8.1	試験 2010-1	45
	3.8.2	試験 2012-1	46
	3.8.3	試験 2012-2	47
	3.8.4	試験 2012-3	48
	3.8.5	試験 2012-4	49
	3.8.6	結果のまとめ	50
3	. 9	考察	50
第	4 章	解析による傷害評価	54
4	. 1	諸言	54
4	. 2	解析条件	54
	4.2.1	爆風圧到達時想定解析	54
	4.2.2	着水時想定解析	56
4	. 3	解析結果	59
4	. 4	考察	60
	4.4.1	爆風上到達時	61
	4.4.1 4.4.2	爆風上到達時 着水時	61 66
第	4.4.1 4.4.2 5 章	爆風圧到達時 着水時 ダミー差の考察	61 66 . 71
第 5	4.4.1 4.4.2 5 章 .1	爆風圧到達時 着水時 ダミー差の考察 諸言	61 66 . 71 71
第 5 5	4.4.1 4.4.2 5 章 .1 .2	爆風圧到達時 着水時 ダミー差の考察 諸言 解析条件	61 66 71 71 71
第 5 5	4.4.1 4.4.2 5 章 .1 .2 .3	爆風圧到達時 着水時 ダミー差の考察 諸言 解析条件 落下試験解析結果	61 76 71 71 71
第 5 5 5 5	4.4.1 4.4.2 5 章 .1 .2 .3 .4	爆風上到達時 着水時 ダミー差の考察 諸言 解析条件 落下試験解析結果 落下試験考察	61 66 71 71 71 71 71
第 5 5 5 5 5	4.4.1 4.4.2 5章 .1 .2 .3 .4 .5	 場風上到達時	61 66 71 71 71 71 71 71
第 5 55555555555555555555555555555555555	4.4.1 4.4.2 5章 .1 .2 .3 .4 .5 .6	爆風圧到達時 着水時 ダミー差の考察 諸言 解析条件 落下試験解析結果 落下試験考察 LAS で想定される加速度印加時の結果 考察	61 6 6 71 71 71 71 71 71 71 71
第 5 55555555555555555555555555555555555	4.4.1 4.4.2 5 章 .1 .2 .3 .4 .5 .6 5.6.1	 爆風圧到達時	61 71 71 71 71 71 71 71 71 71 71 71 71
第 5 55555 5555	4.4.1 4.4.2 5 章 .1 .2 .3 .4 .5 .6 5.6.1 5.6.2	 爆風圧到達時 着水時 ダミー差の考察 諸言 解析条件 落下試験解析結果 落下試験考察 LAS で想定される加速度印加時の結果 賓部 頸部 	61 71 71 71 71 71 71 72 72 73 74 75 77
第 5 5 5 5 5 5	4.4.1 4.4.2 5 章 .1 .2 .3 .4 .5 .6 5.6.1 5.6.2 5.6.3	 爆風上到達時 着水時 ダミー差の考察 諸言 解析条件 落下試験解析結果 落下試験考察 LAS で想定される加速度印加時の結果 考察	61 6 6 71 71
第 5 5 5 5 5 5	4.4.1 4.4.2 5 章 .1 .2 .3 .4 .5 .6 5.6.1 5.6.2 5.6.3 5.6.4	 爆風圧到達時着水時	61 6 6 71 71
第 5 5 5 5 5 5 5	4.4.1 4.4.2 5 章 .1 .2 .3 .4 .5 .6 5.6.1 5.6.2 5.6.3 5.6.4 .7	 爆風上到達時 着水時 ダミー差の考察 諸言 解析条件 落下試験解析結果	61 71 71 71 71 71 72 72 72 72 71 72 71 72 71 74
第 5 5 5 5 5 5 5 5	4.4.1 4.4.2 5 章 .1 .2 .3 .4 .5 .6 5.6.1 5.6.2 5.6.3 5.6.4 .7 HIC	 爆風上到達時 着水時	61 71 71 71 71 71 71 72 73 74 74 75 77 79 81 84 84

	頸部圧	E縮力8	\$4
	胸たわ	っみ8	34
	腰椎圧	E縮力8	34
第	6 章	結論	5
6.	. 1	総括	5
6.	. 2	今後の展望	5
参考	う 文献。		7
謝辞	¥		9

図目次

义	1-1	LAS での非常脱出の流れ[1]	10
义	3-1	スレッド試験の様子[12]	19
义	3-2	スレッドの加速度[12]	19
义	3-3	頭部加速度[12]	20
义	3-4	頸部荷重 Fz[12]	20
义	3-5	胸たわみ[12]	21
义	3-6	腰椎荷重 Fz[12]	21
义	3-7	解析モデル	23
义	3-8	剛体シートと頭部衝撃吸収材	25
义	3-9	シートの背もたれとダミーの貫入量に対する接触力	25
义	3-10	シート(背もたれ以外)とダミーの貫入量に対する接触力	26
义	3-11	頭部衝撃吸収材とダミーの貫入量に対する接触力	26
义	3-12	ハーネスの様子	27
义	3-13	ベルトの張力の設定	27
义	3-14	corridor metric の例[16]	29
义	3-15	時間軸に沿った平行移動の例[16]	30
义	3-16	頭部加速度	33
义	3-17	胸たわみ	33
义	3-18	頸部荷重 Fz	34
义	3-19	腰椎荷重 Fz	34
义	3-20	肋骨の水平方向変位の時刻歴	36
义	3-21	胸部にかかる力とたわみの関係	36
义	3-22	落下試験概要[18]	38
义	3-23	シートの加速度(試験 2010-1)[18]	38
义	3-24	シートの加速度(試験 2012-1)[18]	38
义	3-25	シートの加速度(試験 2012-2)[18]	39
义	3-26	シートの加速度(試験 2012-3)[18]	39
义	3-27	シートの加速度(試験 2012-4)[18]	39
义	3-28	シートの加速度[18]	40
义	3-29	ダミー各部の加速度[18]	40
汊	3-30	ダミー各部の垂直方向荷重[18]	41
汊	3-31	各試験におけるダミー各部の加速度[18]	41
汊	3-32	各試験におけるダミー各部の垂直方向荷重[18]	42
汊	3-33	シミュレーションモデル	43

3-34	シートとダミーの貫入量に対する接触力	43
3-35	シートとベルトの様子	44
3-36	ダミー各部位の加速度(試験 2010-1)	45
3-37	ダミー各部位の荷重(試験 2010-1)	45
3-38	ダミー各部位の加速度(試験 2012-1)	46
3-39	ダミー各部位の荷重(試験 2012-1)	46
3-40	ダミー各部位の加速度(試験 2012-2)	47
3-41	ダミー各部位の荷重(試験 2012-2)	47
3-42	ダミー各部位の加速度(試験 2012-3)	48
3-43	ダミー各部位の荷重(試験 2012-3)	48
3-44	ダミーの各部位の加速度(試験 2012-4)	49
3-45	ダミー各部位の荷重(試験 2012-4)	49
3-46	腕からの荷重伝達が生じるシート	52
3-47	腕からの荷重伝達があるときの頭部加速度	52
3-48	腕から荷重伝達があるときの胸たわみ	52
3-49	腕からの荷重伝達があるときの頸部荷重 Fz	53
3-50	腕からの荷重伝達があるときの腰椎荷重 Fz	53
3-51	腕からの荷重伝達があるときの肩部荷重 Fz	53
4-1	爆風圧到達時に想定される加速度(X 方向)[19]	55
4-2	爆風圧到達想定時加速度方向	56
4-3	着水時のカプセルの角度[5]	56
4-4	着水時のカプセルの速度[5]	57
4-5	着水時に想定される加速度(X 方向)	58
4-6	着水時に想定される加速度(Z 方向)	58
4-7	着水時に想定されるシートの角度	58
4-8	シートに固定された座標系の向き	59
4-9	HIC15 最大値付近の挙動	61
4-10	BrIC 最大値付近の挙動	62
4-11	頸部荷重 Fz 時刻歴	63
4-12	頸部荷重ピーク付近の挙動	63
4-13	胸たわみの発生の様子	64
4-14	腰椎が圧縮される様子	65
4-15	case A における頭部加速度	66
4-16	caseA における頸部荷重	67
4-17	荷重が腰から首へ伝わる様子	68
4-18	case A における胸たわみ	68
	3-34 3-35 3-36 3-37 3-38 3-39 3-40 3-41 3-42 3-43 3-44 3-43 3-44 3-45 3-46 3-47 3-48 3-47 3-48 3-49 3-50 3-51 4-1 4-2 4-3 4-4 4-5 4-6 4-7 4-8 4-9 4-10 4-11 4-12 4-13 4-14 4-15 4-16 4-17 4-18	334 シートとダミーの貫入量に対する接触力 335 シートとベルトの様子 336 ダミー各部位の加速度(試験 2010-1) 337 グミー各部位の加速度(試験 2012-1) 338 グミー各部位の加速度(試験 2012-1) 339 グミー各部位の加速度(試験 2012-2) 341 グミー各部位の加速度(試験 2012-2) 341 グミー各部位の加速度(試験 2012-2) 341 グミー各部位の加速度(試験 2012-3) 342 ダミー各部位の加速度(試験 2012-3) 344 グミーの各部位の加速度(試験 2012-4) 344 グミーの各部位の加速度(試験 2012-4) 344 グミーの各部位の加速度(試験 2012-4) 344 グミーの各部位の面重伝達がたじるシート 345 グミー各部位の荷重(試験 2012-4) 344 グミーのる部位の荷重(試験 2012-4) 345 グミー各部位の荷重(試験 2012-4) 346 腕からの荷重伝達があるときの頭部加速度 347 腕からの荷重伝達があるときの頭をわみ 348 腕のら荷重伝達があるときの阿部市庫 Fz. 350 腕からの荷重伝達があるときの阿部市重 Fz. 351 腕からの荷重伝達を加るたからの荷重(広 方向) 42 爆風圧到達時に想定される加速度(X 方向) 42 爆風圧到達としたのの重要に 43 者木時のカブセルの角度[5] 44 者木時のカブセルの逸度(Z 方向) 45 著水峠に想定される加速度(X 方向) 46 者水峠に想定される加速度(X

义	4-19	case A における腰椎圧縮荷重	69
义	5-1	頭部加速度(試験 2012-4)	71
义	5-2	腰椎加速度(試験 2012-4)	71
义	5-3	頸部上部荷重 Fz(試験 2012-4)	71
义	5-4	腰椎荷重 Fz(試験 2012-4)	71
义	5-5	頭部加速度(試験 2012-2)	72
义	5-6	腰椎加速度(試験 2012-2)	72
义	5-7	頸部上部荷重 Fz(試験 2012-2)	72
义	5-8	腰椎荷重 Fz(試験 2012-2)	72
义	5-9	THOR と Hybrid-Ⅲの HIC の関係	76
义	5-10	case7 での頭部の挙動(THOR)	76
义	5-11	case7 での頭部の挙動(Hybrid-Ⅲ)	76
义	5-12	case7の頭部加速度の時刻歴	77
义	5-13	THOR と Hybrid-Ⅲの頸部引張力の関係	78
义	5-14	THOR と Hybrid-Ⅲの頸部圧縮力の関係	78
义	5-15	case7 の頸部荷重 Fz の時刻歴	78
义	5-16	THOR と Hybrid-Ⅲの胸たわみの関係	79
义	5-17	case7 の胸たわみの時刻歴	79
义	5-18	case7 における背骨の挙動(Hybrid-Ⅲ)	80
义	5-19	case7 における背骨の挙動(THOR)	80
义	5-20	胸たわみの測定点(Hybrid-Ⅲ)[22]	80
义	5 - 21	胸たわみの測定点(THOR)[23]	81
义	5-22	THOR と Hybrid-Ⅲの腰椎圧縮力の関係	82
义	5-23	case7 の腰椎荷重の時刻歴	82
义	5-24	背骨の挙動(Hybrid-Ⅲ)	82
义	5-25	背骨の挙動(THOR)	83

表目次

表 2-1	人体部位による AIS の例[8]	. 13
表 2-2	各部位の傷害基準値と想定される傷害[3]	. 14
表 3-1	試験条件一覧	. 19
表 3-2	THOR ダミーの検証項目[14]	. 24
表 3-3	各項目の CORA 値(0~200ms)	. 34
表 3-4	各項目の CORA 値(40~130ms)	. 35
表 3-5	CORA 値算出に用いた値	. 35
表 3-6	実験と解析における腰椎荷重の力積と上半身の運動量変化	51
表 4-1	CFD シミュレーション条件[19]	55
表 4-2	本研究で行った解析におけるカプセルの pitch と速度	. 57
表 4-3	各条件における解析結果 (THOR)	. 59
表 4-4	解析結果と傷害基準値との比 (THOR)	. 60
表 5-1	各条件における解析結果(Hybrid-Ⅲ)	. 73
表 5-2	解析結果と傷害基準値との比(Hybrid-Ⅲ)	. 74
表 5-3	THOR と Hybrid-Ⅲの解析値の差の傷害基準値に対する割合	. 75

第1章 序論

1.1 研究背景

現在,世界的に有人宇宙飛行技術の研究が進められている.宇宙ロケットに人が乗るこ とは安全面で大きなリスクがあるが,宇宙において高度な実験が出来るなど人が行くこと によって宇宙での活動の幅は大きく広がる.アメリカ合衆国のスペースシャトルやロシア 連邦のソユーズなど,有人宇宙輸送システムが確立されて 30 年が経つが,現在有人宇宙飛 行に成功しているのはロシア連邦,アメリカ合衆国,中華人民共和国の 3 か国のみである.

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て研究が進められている.有人宇宙飛行技術の確立には、ロケットの高信頼性の確立だけでなく乗員の安全性確保の技術が必要になってくる.しかし、JAXA では H-IIA、H-IIB といった宇宙 への物資輸送を目的とした無人ロケットを中心に開発が行われてきたため、有人ロケット における乗員安全化機能やその定量的安全性評価法に関する基礎的研究がほとんどなされ ておらず、乗員の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

乗員保護技術の一つである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切り離し て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あり,有人宇宙飛行には欠 かせない技術である.

LAS における緊急離脱の流れは次のとおりである.まず,発射台上でもしくはロケット 発射後にハザードが検知され,LAS による離脱が必要だと判断されるとLAS が稼働する. 最初にロケット先端部にあるクルー搭乗部が射出される.続いてアボートモータにより加 速してハザード源から離脱する.LAS が最高点に到達すると,クルーが搭乗しているカプ セル部分のみが切り離されてパラシュートで降下して海に着水する.

LAS が稼働した際には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, 衝撃波,爆風到達時,着水時の4つのフェーズで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到達時,着水時の人体加 速度応答について考察する. 自動車事故のような前後方向に加速度がかかる条件に関しては、人体傷害評価の研究の 知見も多い.しかし、LAS で想定される加速度は継続時間が非常に短く、前後方向と上下 方向に複合的にかかるといった特徴があり実験で再現することが難しい.また、シミュレー ションによる人体傷害評価の知見も少ない



図 1-1 LAS での非常脱出の流れ[1]

1.3 先行研究

衝撃時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、それによってその際 に生じる傷害の部位や傷害メカニズムも異なる.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.しかし人体ダミーはあらゆる加速度状況 において、人体の挙動を忠実に模擬するとは言えず、適切なダミーを選択することが必要と なる.また、人体ダミーを用いた実験には莫大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る.

人体の前後方向に加速度がかかった時の人体の挙動については,自動車業界で人体ダミ 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, 多くの研究がなされている.人体の上下方向の加速度への応答ついては航空業界において 研究が進められている.しかしLASにおける爆風圧到達時には,自動車の衝突時とは異な 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る.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かかることが想定されるが,こうした加速度条件におけ る人体の挙動に関する研究は多くはされていない.

NASA では有人宇宙飛行の際の乗員保護基準を定めており[2],これ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[3].しかし、このような基準に対しての実験や解析に基づく十分な

検証は行われていない.

LAS 特有の加速度条件下における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[4], 2015 年度に井上[5], 齋藤[6]によって行われている.また,その研究において は, Hybrid-Ⅲと THOR という 2 種類の人体ダミーが利用されてきた.

Hybrid-Ⅲは自動車業界で長年使われてきた前面衝突試験用ダミーである. 今泉は JAXA が Hybrid-Ⅲを使って人体前方向及び人体上方向に加速度を印加した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. そして, そこで得られた他軸方向に対する妥当性が得ら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 LAS 発動時の宇宙船の乗員に生じる傷害に関して評価をした.

井上は着水時に有人宇宙船カプセルにかかる加速度を明らかにするためにカプセルの着 水解析モデルを作成した.そして,NASA の論文より着水時に起こりうる条件を幅広く選 択し,着水解析を行った.そして,そこで得られた加速度を用いて Hybrid-Ⅲで人体衝撃解 析をして傷害評価を行った.

THOR は Hybrid-Ⅲの後継ダミーであり,前後方向だけでなく上下方向の衝撃に対する 応答性も高く,複合的な加速度がかかる宇宙環境における傷害評価に適しているとされて いる.齋藤はNHTSAが THOR を使って行ったスレッド試験の結果を用いてマルチボディ ダイナミクスによるその再現解析を行った.そして,同様に LAS で想定される加速度を入 力して傷害評価を行い, Hybrid-Ⅲと比較してダミー差について考察した.

しかし着水解析については、今泉と齋藤はアポロ計画の際に NASA で行われた実験デー タ[7]を用いたが、この加速度の時刻歴は非常に不鮮明であり、入力条件も3条件しかない ため着水時の人体挙動について十分研究が行われたとは言えない状況にある.

1.4 目的

本研究の目的は,斎藤が行った THOR ダミーを用いたシミュレーションモデルについて, スレッド試験の再現精度を向上させ, CORA 指標と呼ばれる指標を用いてその精度を評価 したうえで 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 Hybrid-IIIと比べて生体忠実性が改善され,より人体に近い挙動をするとされて いる[3]. つまり,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 考えられる.しかし,斎藤のモデルはスレッド試験の再現解析において,実験と解析で大き な差がある項目があり,評価の妥当性に疑問が残った.また,試験条件を十分再現できてい ない点があった.そこで本研究では THOR ダミーを用いた解析の妥当性の確立を目指す. また,ダミー実験の再現解析の精度の評価には CORA 指標を用いた評価を取り入れていく.

そのうえで LAS において想定される継続時間の短い加速度,多軸加速度条件下における 人体応答をマルチボディ解析によってシミュレーションし,傷害可能性の評価,傷害可能性 の高い部位の特定を行う.また,実験では困難な人体ダミーの内部の挙動の解明をすることで LAS において想定される加速度条件下での傷害メカニズムについての力学的考察を行う.

また, THOR ダミーのマルチボディ解析の結果を, 同様の条件で行われた Hybrid-Ⅲダ ミーの結果と比較することでそれぞれのダミーの特徴と, 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、先行研究を紹介したうえで、研究目的について説明した.

第2章では、インパクトバイオメカニ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、NHTSA が行ったスレッド試験について説明し、その試験をマルチボディダ イナミクスで再現した結果との比較、検証を行う. さらに、THOR ダミーのマルチボディ 解析の妥当性の検証のために、NASA が行った THOR ダミーの落下試験についても説明し、 マルチボディダイナミクスで再現した解析との比較、検証を行う. また、解析の妥当性の評 価に使う CORA 指標について説明する.

第4章では、実際に LAS で想定される加速度を THOR ダミーに印加して加速度応答を 解析で調べ、考察する.

第5章では、単純な突き上げの加速度がかかる条件と、LAS において想定される加速度 がかかる条件でのTHOR と Hybrid-Ⅲの解析値の比較を行い、考察する.

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 諸言

本章では傷害評価手法として本研究で用いた,人体に発生する傷害のリスクの基準となる傷害値や,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は衝撃加速度発生時の人体応答の解明や傷害リスクの低減 を目的とする研究分野であり、傷害の重症度と相関のある物理量を傷害値として定義し、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を定めている.

傷害の種類と重症度を数値化する手法として, 簡易傷害スケール(Abbreviated Injury Scale: AIS)が定められている. AIS は1から6の6段階評価であり, 1が軽症, 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.

AIS	傷害の	頭部	胸部	四肢あるいは骨
	程度			盤
1	軽症	頭痛、めまい感	1本の肋骨骨折	足趾骨折
2	中等傷	1時間未満の意識喪失	2-3 本の肋骨骨折	脛骨, 骨盤, 膝蓋
		線上骨折	胸骨骨折	骨の単純骨折
3	重症	1-6時間の意識喪失	4本以上の肋骨骨折	膝関節部脱臼
		陥没骨折	血胸または気胸を伴う	大腿骨骨折
			2-3 本の肋骨骨折	
4	重篤	6-24 時間の意識喪失	血胸または気胸を伴う	膝から上の切断
		解放骨折	4本以上の肋骨骨折	または挫滅 (閉鎖
			動揺胸郭	性)
5	瀕死	24 時間を超える意識喪失	大動脈の裂傷	骨盤挫滅(開放
		1000cc 以上の頭蓋内血腫		性)
6	即死	即死	即死	即死

表 2-1 人体部位による AIS の例[8]

米国航空宇宙研究所(Wyle)は、アメリカ航空宇宙局(NASA)の有人宇宙船 Orion 計画の際に、有人宇宙飛行の際の衝撃加速度に対する乗員安全基準を定めた[2][3].本研究で用いる

傷害値基準を表 2-2 に示す.

旗宝 祜(如位)	Z	基準値	相空されて復宝		
	Nominal	Off-Nominal	心足される場合		
HIC15(頭部)	340	470	頭蓋骨骨折		
BrIC(脳部)	0. 04	0. 07	びまん性脳損傷		
頸部引張力(頸部)[N]	880	1000	脱臼		
頸部圧縮力(頸部)[N]	580	1100	頚椎骨折		
胸たわみ(胸部)[mm]	25	32	肋骨骨折,内臟損傷		
腰椎圧縮力(腰部)[N]	5800	6500	腰椎骨折		

表 2-2 各部位の傷害基準値と想定される傷害[3]

また、NASA で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、打ち上げが想定通り行われた場合の Nominal Case においては AIS1 以上の傷害発生確 率を 5%以下に、想定外の事態が起きた場合の Off-Nominal Case においては 19%以下に抑 えるように各部位の傷害基準を設定している.表 2-2 における傷害基準値は各基準値のリ スクカーブによりこの条件を満たす値を採用している.

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る。脳震盪や頭蓋 骨骨折といった傷害の判定に使われ、頭部の3軸合成加速度によって求められる。HIC には HIC15 と HIC36 の2 種類があり判別方法が異なるが、HIC15 のほうが頭蓋骨骨折との 相関性が高く、近年よく用いられる[8].

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 いるが,本研究では Wyle が定めたノミナル時に 340 という傷害基準を用いる.

HIC 値の定義は以下の式である.

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

a(t) 頭部の三軸合成加速度 [G]

t₁ 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.特に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[9].本研究では、Wyleが定めた 0.04 という傷害基準値を用いた.

BrIC の定義は以下の式である.

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

 ω_x , ω_y , ω_z 同時刻の x, y, z 軸まわりの角加速度[rad/s]

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

ただし,X軸回りが首をかしげて耳を肩に近づける方向,Y軸回りがうなずく方向,Z軸回りが首を横に振り左右を見る方向である.

2.2.3 頸部軸力

頸部軸力は頸部に関する傷害基準である. 頭部の慣性負荷や衝撃によって, 頸部には引張, 圧縮両方の力がかかる可能性がある. NHTSA では AIS3 以上の傷害について傷害確立 22% の値を, 引張が 2520N, 圧縮が 3640N としている[3]. Wyle はノミナル時で引張が 880N, 圧縮が 580N, オフノミナル時で引張が 1000N, 圧縮が 1100N 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る. 胸椎の腰椎に対する変位を表し, 胸部圧縮によ る血管損傷などの傷害の判定に用いられる.

自動車業界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 55mm が傷害の閾値として用いられる[8]. Wyle はノミナル時で 25mm を傷害基準とし, 本研究ではこれを用いた.

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る.背骨の圧縮破壊の傷害の判定に用いられる. 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 人体ダミー

人体に衝撃が加わった時の応答を調べる方法としては、まずボランティアを使った衝撃 試験が考えられるが、生きている人に対して傷害が生じうる程度の衝撃を加えることはで きず、低い負荷でしか実施できない.また、屍体を使うという方法もあるが、屍体には筋の 緊張と生理的応答がないためその影響を知ることができない.さらには倫理的配慮の必要 も生じてくる.そこで衝撃試験においては人体ダミーを用いることがほとんどである.

人体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の、人体を模擬したダ ミーであり、金属やプラスチックでできた骨格と、それを覆う軟組織を模擬したプラスチッ クや発泡材から成る.衝突時の衝撃に対する応答が人体と同様になるようにダミーの形状 や質量分布が定められており、各部に搭載されたセンサーで傷害発生の判断に必要な各部 の加速度や荷重のデータを取ることができる.人体ダミーには同様の条件で行われた試験 において同じ応答を示す反復性と、同じタイプのダミー同士が同様の条件の試験で同じ応 答を示す再現性が求められる[8].

以下では、本研究で用いた Hybrid-Ⅲと THOR の二つのダミーについて述べる.

2.3.1 Hybrid-Ⅲ[8]

Hybrid-Ⅲは自動車業界において前面衝突ダミーとして 1970 年代に開発されたものである. 前後方向の衝撃に対する応答性能が高く, 現在でも自動車の安全性能評価に利用されている. 体格によるばらつきを考慮するために 50 パーセンタイル成人男性ダミー(AM50)の他に 95 パーセンタイル大型男性ダミー(AM95)や, 5 パーセンタイル小柄女性ダミー(AF05) などの種類がある.

本研究で用いたダミーは AM50 であり, 1960 年代の米国人標準体型に基づいて身長 175cm, 体重 77.5kg となっている.

2.3.2 THOR[10]

THOR(Test Device for Human Occupant Restraint)は、1980 年代から Hybrid-IIIの後継 ダミーとして作られてきたダミーであり、Hybrid-IIIと比べて生体忠実性、応答性が高い. 2001 年に 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 が、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 Hybrid-IIIと同様に自動車業界において前面衝突用ダミーとし て作られたものであるが、X 軸、Y 軸、Z 軸の各方向から衝撃が加えられた際のダミーの応 答を検証した結果、すべての方向に対する方向の衝撃に対して既存のダミーと比較して最 も人体の挙動に忠実な応答をすることが明らかになった[11].

THOR ダミーの構造は Hybrid-Ⅲと比較して特に腰部から頸部にかけての生体忠実性が 高くなっている. 頸部は頸部可動域や頸部筋力がより人体に忠実に再現されたことで, Hybrid-Ⅲよりも人体に近い挙動を示すようになった. 腰部は, 腰椎が Hybrid-Ⅲより柔軟 な構造になったことで, 腰から首方向の衝撃の伝達速度など Z 軸方向の応答が人体に忠実 になっているとされる[3].

ただし、THOR には Hybrid-Ⅲのように体格差を考慮した、大きさなどが異なる複数の 種類のダミーは作られておらず、男性の標準体型モデルのみが存在する.

本研究で用いたのは、2013年に開発された THOR Mod Kit である.

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.シミュレーションには、実験と比べて 1回に必要な時間やコストが少なく、様々な条件で繰り返し行えるというメリットがある. また、実験では得られない詳細な力学的データを得ることができ、人体応答や傷害メカニズ ムの理解に役立つ.しかし、その精度はモデル化の仕方に依存するため、精度を保証するた めにはモデルの検証が必要となる.

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.マルチボ ディ解析は人体ダミーを関節だけが自由度を持ち、その他の部位は剛体であるとみなして 再現し、衝撃を加えてその挙動をシミュレーションする手法である.マルチボディ解析は計 算負荷が小さく、全身の挙動や長時間の挙動の解析に有効であるため、乗員安全に関する研 究において広く有用であり、多くの利用実績がある.また、マルチボディ解析は、人体各部 の加速度や荷重、変形量を計算し、それをもとに傷害リスクを算出することが可能である.

第3章 解析手法とモデル構築

3.1 諸言

THOR は自動車業界において前面衝突用ダミーとして作られたものであり,前面衝突方 向に加速度がかかる条件における応答に関しては様々な検証が行われてきた.しかし,LAS で想定されるような突き上げ方向の加速度や,突き上げ方向と前後方向が組み合わさった 複合的な加速度がかかった条件における挙動に関しての検証は少ない.本章では,突き上げ 方向に加速度を印加した人体ダミーのスレッド試験データに基づいてマルチボディ解析モ デルを構築し,スレッド試験と解析を比較して解析の妥当性を検証する.

3.2 スレッド試験

Hybrid-Ⅲは日本でも多くの自動車関連企業が自動車の前面衝突ダミーとして所有して いるため日本国内でも実験をすることが可能であった.しかし,THOR は日本国内では普 及しておらず,実験を行うことが困難である.そこでまず,NHTSA のもとで 2013 年 4 月 に行われたスレッド試験[12]のデータを本研究では用いた.

3.2.1 試験条件

図 3-1 に試験の様子を示す. 試験装置は加速式スレッド試験装置と, その上に設置された シートで構成される. シートの背面, 座面は金属の剛体であり, 頭部には極めて薄い衝撃吸 収材が取り付けられている. 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, 試験前の張力はどれも 20[lbf](約 89[N])に設定されている[12].

着水時を模擬したケースについて,表 3-1 に示したような試験条件で,図 3-2 のような加 速度をかけた 2 度の試験が行われた.スレッド試験の装置の使用上,LAS でかかると想定 される非常に継続時間の短い加速度を再現すること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は実際にかかると想定される加速度に比べて非常に緩やかに増加, 減少している.



図 3-1 スレッド試験の様子[12]

表 3-1 試験条件一覧

No.	試験番号	衝擊方向	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 スレッドの加速度[12]

3.2.2 試験結果

本研究で用いる傷害値と関連のある項目について,試験の計測結果を図 3-3 から 3-6 に 示す.







図 3-4 頸部荷重 Fz[12]



図 3-5 胸たわみ[12]



図 3-6 腰椎荷重 Fz[12]

3.2.3 考察

使用したスレッド試験装置,使用ダミー,目標加速度,ピーク到達時刻,ベルトの締め方, ヘルメットの有無等について同様の条件で行われた HIA8666 と HIA8667 の2回の試験に おいて,台車に印加された加速度と,それに対する応答としてのダミー各部の加速度,荷重, 変位はいずれも高い反復性が確認できる.

そこで、本研究では HIA8667 の試験を、上下方向に加速度を印加した場合の試験の代表 とし、今後の解析との比較、検証には HIA8667 の結果を用いることとする.

3.3 解析手法

本研究で行った解析では、マルチボディ解析ソフト MADYMO(Mathematical Dynamic Model)を使用した.以下に MADYMO の計算の原理と、シミュレーションモデルの構築に ついて述べる.

3.3.1 MADYMO

MADYMO は TASS 社が開発したソフトウェアであり、衝突シミュレーションや人体ダ ミーを用いた傷害予測のために、主に自動車業界において使用されている.

マルチボディダイナミクスではモデルを,剛体のボディとそれをつなぐ並進,回転可能な ジョイントの集合として近似し,ボディに働く外力などを用いてオイラー式を解くことで 重心回りの剛体の運動として,モデルの挙動を求める.

MADYMOの理論の詳細は TASS 社の「MADYMO Theory Manual[13]」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.シートを慣性空間に固定し,実験 においてシートにかかった加速度と逆向きの加速度を人体ダミーとベルトに印加すること で、シートと一緒に移動する座標系上で挙動を解析した.

また,解析開始時にはダミーとシートの初期貫入により不自然な力が生じるため,重力 下において-500msから 0ms までの間,緩和計算を行った後に, 0msから 200ms まで加 速度を印加して挙動を計算した.



図 3-7 解析モデル

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比較するために、試験で用いられたものと同じ 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.

MADYMO は,試験の計測項目である各部の加速度,荷重,変位はすべて計測可能である.

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箇所の剛体の相対変位として出力している.また、それぞれの 出力に対して試験と同様の CFC フィルタをかけている.

MADYMO で使用する THOR Mod Kit の妥当性に関しては、「THOR CERTIFICATION MANUAL[14]」に基づいた検証がされている. 解析条件等の詳細に関しては、TASS 社の「MADYMO QUALITY REPORT[15]」を参照されたい.

THOR SERTIFICATION MANUAL で行われた検証は表 3-2 の通りである.

部位	検証	補足	検証項目
司马子山	衝撃試験	前方からの衝撃	荷重のピークの大きさと時刻
與部	落下試験	頭部単体で顔側から落下	加速度のピークの大きさ
	振り子試	頭部と頸部のみ.頸部を固	加速度とモーメントの時刻歴
頸部	験	定し頭部を吊り下げる.	
	曲げ試験	頸部のみ.一定角度曲げる.	曲げ角度に対するモーメント
	衝擊試験	胸郭上部へ前方からの衝撃	荷重に対する変位応答
胸部	衝擊試験	胸郭下部へ前方右 15°から	荷重に対する変位応答
		の衝撃	
11年立17	衝撃試験	腹部上部へ前方からの衝撃	荷重に対する変位応答
版司)	衝擊試験	腹部下部へ前方からの衝撃	荷重に対する変位応答
十的正立四	衝擊試験	椅子に座った体勢で前方か	荷重のピークの大きさ
八腿部		ら膝に衝撃	
	衝擊試験	顔へ前方から棒の側面によ	荷重のピークの大きさと時刻
立石		る衝撃	
展	衝撃試験	顔へ前方から平円盤による	荷重のピークの大きさと時刻
		衝擊	
	回転試験	足首を一定角度回外、回内	回転角度に対するモーメント
	衝撃試験	寝かせた状態で足の裏上部	足首の角度に対するモーメントと
脚部		に衝撃	脛骨荷重
	衝擊試験	寝かせた状態で足の裏から	荷重のピークの大きさ
		踵に衝撃	

表 3-2 THOR ダミーの検証項目[14]

3.3.4 シートとダミーの関係

シートモデルは、接触判定を行う平面のみのサーフェスを用い、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、シートの変形はほとんどないものとし、剛体とした.シートと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てある.



図 3-8 剛体シートと頭部衝撃吸収材

シートとダミーの間に働く接触力,および頭部衝撃吸収材とダミーの間に働く接触力は 二つのサーフェスの貫入量によって決まる.シートの各部とダミーの貫入量と接触力の関 係を,図 3-9 から図 3-11 に示す.頭部衝撃吸収材とダミーの間に働く接触力は,衝撃吸収 材のクッション性を再現するために,二次関数をベースに合わせこみがされている[4].



図 3-9 シートの背もたれとダミーの貫入量に対する接触力



図 3-10 シート(背もたれ以外)とダミーの貫入量に対する接触力



図 3-11 頭部衝撃吸収材とダミーの貫入量に対する接触力

ベルトは実験で使用された図 3-12 のような 4 点式ハーネスと股部のベルトを組み合わせ たものを採用した.ハーネスは,腰の後ろ左右から骨盤に沿って腹部のバックルまで張られ た腰ベルト2本と,左右の肩の後ろから胸部に沿ってバックルまで張られたベルト2本の 計 4 本のベルトから成るベルトシステムである.また,脚には脛を抑えるベルトが巻かれ ている.ベルトは有限要素法モデルで,バックル部は剛体モデルで再現し,ベルトの物性値 は一般的な自動車用ベルトとして MADYMO で使用されている値を用いた.ベルトのバッ クル側は移動可能な剛体バックルに固定されており,もう一方はシート上のある一点に固 定されている.



図 3-12 ハーネスの様子

また、ベルトの張力に関して、文献[12]中では試験開始前に 20lbf にするという規定があったが、MADYMO において有限要素モデルのベルトに一定の張力をかけることは不可能である。そこで、MADYMO の機能を用いてダミーに沿ってベルトのフィッティングを行った後、図 3-13 のように剛体シートを座標系において 15mm 前方に変位させ、シートをダミーに押し付けるようにした。これにより、緩みを抜いて張力を強めたベルトを疑似的に再現した.



図 3-13 ベルトの張力の設定

3.3.5 入力加速度

入力した加速度は図 3-2 の HIA8667 に示したものである.

解析においてシートは空間上に固定されているおり,実験におけるシートの加速度を人 体ダミーとベルトに対して下向きに印加することで,人体ダミーとベルトに働く外力を台 車と共に移動するシートに固定された座標系における慣性力として再現した.

3.4 CORA 指標による解析モデルの検証

NHTSA の行ったスレッド試験の結果と, 作成したモデルの加速度応答の解析結果がどの 程度一致しているかの評価には CORA(Correlation and Analysis)指標[16][17]を用いた.

まず, CORA 指標の概要を説明する. CORA 指標は corridor method と cross correlation method という二つの異なる手法を組み合わせて求められる.

3.4.1 Corridor method[17]

Corridor rating C₁は,検証される側のグラフの曲線(解析カーブ)が,基準となる側のグ ラフの曲線(基準カーブ)によって決まるコリドーの範囲内にどの程度に入っているかによ って 2 つの曲線の相違を計算して求められる.コリドーは基準カーブに対して上下に幅を 持つ範囲である.コリドーは内側と外側で 2 つあり,それぞれの幅はユーザーが定義する 必要がある.図 3-12 における黄緑色の範囲が内側のコリドーで,橙色の範囲が外側のコリ ドーである.

もし,解析カーブが常に内側のコリドーの範囲内に入っていたら C₁は最大の 1 であり, 解析カーブが常に外側のコリドーの範囲外にあったら C₁は最小の 0 である.それ以外の場 合,C₁は以下のように求められる.

C1は計算区間[tmin, tmax]内の各タイムステップの Corridor rating Ciの平均となる.

Ciはそのタイムステップにおいて,解析カーブが内側のコリドーの範囲内にあれば1,外側のコリドーの範囲外にあれば0,内側のコリドーの範囲外かつ外側のコリドーの範囲内にあれば以下の式[17]で求められる.



bo ユーザーが定義. デフォルトは 0.5

k ユーザーが定義. デフォルトは2



図 3-14 corridor metric の例[16]

Corridor method の利点はその計算方法の簡単さと分かりやすさである.しかし,ユーザ ーが定義するコリドーの幅によって C₁の値が簡単に変わりうるため,よく検討する必要が ある.

3.4.2 Cross correlation method [17]

Cross correlation method はカーブの特徴を分析することで Corridor method の欠点を回 避することができる.

Cross correlation rating C₂は3つの評点の組み合わせで計算される.

まず,基準カーブをタイムステップΔt単位で計算区間内において時間軸方向に平行移動 させていく.



図 3-15 時間軸に沿った平行移動の例[16]

 Δt 平行移動するごとに Cross correlation value K を計算する. K は以下の式[17]で求められる.

$$K_{xy}(m) = \frac{\sum_{i=0}^{n-1} x \left(t_{min} + (m+i) \cdot \Delta t \right) \cdot y \left(t_{min} + i \cdot \Delta t \right)}{\sqrt{\left(\sum_{i=0}^{n-1} x^2 \left(t_{min} + (m+i) \cdot \Delta t \right) \cdot \sum_{i=0}^{n-1} y^2 \left(t_{min} + i \cdot \Delta t \right) \right)}} \quad \text{with } -1 \le K_{xy} \le 1$$

m = 0, 1, -1, 2, -2... m の範囲はユーザーが定義する. 基準カーブを m*Δt だけ平行移動していく.

n 計算区間内のタイムステップの総数. 最小の区間長 INT_MIN によって決まる.

Progression rating V

Progression rating VはKの最大値から得られる.式は以下[17]の通りである.

$$V = \left(\frac{1}{2}(K+1)\right)^{k_{\nu}} \quad \text{with} \quad k_{\nu} \in N_{>0} \text{ and } 0 \le V \le 1$$

Kvはユーザーが定義する デフォルトは10

Phase shift rating P

Phase shift rating P はパラメータ D_{MIN} と D_{MAX} に制御され, K の最大値とその時のタイムシフト δ によって以下のように求められる[17].

 $\delta_{min} = D_{MIN} \cdot (t_{max} - t_{min})$ with $0 < D_{MIN} \le 1$

 $\delta_{max} = D_{MAX} \cdot (t_{max} - t_{min})$ with $0 < D_{MAX} \le 1$

$$P = \begin{cases} 1 & \text{if } |\delta| < \delta_{min} \\ \left(\frac{|\delta_{max} - |\delta||}{\delta_{max} - \delta_{min}} \right)^{k_p} & \text{with } k_P [N_{>0} \\ 0 & \text{if } |\delta| > \delta_{max} \end{cases}$$

D_{MIN} ユーザーが定義する デフォルトは 0.01
 D_{MAX} ユーザーが定義する デフォルトは 0.12
 K_P ユーザーが定義する デフォルトは 1

Size rating G

Size rating G は基準カーブと解析カーブそれぞれの,時間軸との間の範囲の面積の比較で以下の式[17]のように求められる.

$$F_{x}[t_{min}+\delta, t_{max}+\delta]$$

$$F_{y}[t_{min}, t_{max}]$$

$$\frac{F_{x}}{F_{y}} = \frac{\sum_{i=1}^{n} x^{2}(t_{min}+i\cdot\Delta t)}{\sum_{i=1}^{n} y^{2}(t_{min}+\delta+i\cdot\Delta t)}$$

$$\left(\left(\frac{F_{x}}{F_{y}}\right)^{k_{0}} \text{ if } F_{y} > F_{x}$$

Kg ユーザーが定義する デフォルトは1

Cross correlation rating C2

C₂は V, P, G に対する重みづけ係数 Gv, GP, GG を用いて以下の式で表される. 3 つの 重みづけ係数はユーザーが定義する.

 $C_2 = G_V \times V + G_P \times P + G_G \times G \quad \text{with } G_V + G_P + G_G = 1 \quad 0 \leq C_2 \leq 1$

3.4.3 Total CORA rating C

Total CORA rating C は C_1 と C_2 の重みづけ係数 G_1 と G_2 を用いて以下の式で表される. 重みづけ係数はユーザーが定義する.

 $C = C_1 \times G_1 + C_2 \times G_2 \qquad G_1 + G_2 = 1 \qquad 0 \leq C \leq 1$

3.5 モデル応答と試験結果の比較

NHTSA の行ったスレッド試験の結果と, 作成したモデルの加速度応答の解析結果の比較 を図 3-16 から図 3-19 に示す. また, それぞれの CORA 値を表 3-3, 表 3-4 に, CORA 値 を算出するうえで定義した係数を表 3-5 に示す. 表 3-3 は加速度がかかり始めた 0ms から データを取り終えた 200ms までの結果から, 表 3-4 はピーク近傍の 40ms から 130ms ま での結果から CORA 値を算出したものである.



図 3-16 頭部加速度



図 3-17 胸たわみ



図 3-18 頸部荷重 Fz



図 3-19 腰椎荷重 Fz

表	3-3	各項目の CORA 値(0~200ms)

	Corridor Rating	Cross Correlation	CORA Rating
		Rating	
頭部加速度	0. 7131	0. 8052	0. 7592
胸たわみ	0. 6392	0. 7259	0. 6825
頸部荷重 Fz	0. 8339	0. 8852	0. 8595
腰椎荷重 Fz	0. 3237	0. 7325	0. 5281

	Corridor Rating	Cross Correlation	CORA Rating
		Rating	
頭部加速度	0. 6883	0. 8073	0. 7478
胸たわみ	0. 4244	0. 6529	0. 5386
頸部荷重 Fz	0. 7902	0. 8931	0. 8417
腰椎荷重 Fz	0. 3446	0. 7330	0. 5388

表 3-4 各項目の CORA 値(40~130ms)

項目	値	項目	値	項目	値			
a 0	0. 05	INT_MIN	0. 8	G_2	0. 5			
bo	0. 5	Kv	10	Gv	0. 5			
k	2	K _P	1	GP	$0.\ 25$			
D _{MIN}	0. 01	kG	1	GG	$0.\ 25$			
D _{MAX}	0. 12	G1	0. 5					

表 3-5 CORA 値算出に用いた値

頭部加速度は 0ms から 200ms, 40ms から 130ms ともに CORA 値は約 0.75 であり,実験と解析は概ね一致していると言える.図 3-16 を見ても,最初のピークのタイミング,大きさ共に概ね一致しており,妥当性は確保できていると言える.

胸たわみは 0ms から 200ms では CORA 値は 0.6825 であるが、40ms から 130ms では 0.5386 と大きく下がり、一致の度合いはかなり低いと言える. 図 3-17 を見ても、ピーク付 近の挙動が大きく異なることが分かる. しかし、10G の突き上げ荷重に対しては実験、解析 ともに胸たわみの最大値は 6mm 程度であり、Nominal 時の傷害基準値の 25mm と比べて 微量である. また、表 3-2 に記した検証において胸部に直接的な衝撃を加えた試験において は、同様の条件を再現した MADYMO モデルによる解析における胸たわみが、実際のダミー試験における胸たわみと比べてピーク、波形ともに十分一致している. 図 3-20、

図 3-21 は表 3-2 の胸部の 1 つ目の衝撃試験におけるダミーの応答である.黒い線が実際の ダミー試験の結果,赤い線が MADYMO モデルの解析の結果である.以上より,胸たわみ について本研究で行う傷害判定に関しては十分に評価可能であると考えた.

35



図 3-21 胸部にかかる力とたわみの関係

頸部荷重 Fz は CORA 値が 0ms から 200ms で 0.8595, 40ms から 130ms で 0.8417 と よく一致していると言える. 図 3-18 を見てもピークのタイミング,大きさ共によく一致し ており,妥当性は十分に確保されていると言える.

腰椎荷重 Fz は CORA 値が 0ms から 200ms で 0.5281, 40ms から 130ms で 0.5388 で あり,実験値と解析値が一致しているとは言えない. 図 3-19 を見ると, ピークのタイミン
グは合っているものの、ピーク値に大きな差があることが分かる.この結果ではTHORの MADYMOモデルに関して十分に妥当性が確保されていると判断することはできない.

現在, THOR ダミーに突き上げ方向の衝撃が加わった際の応答に関して, マルチボディ モデルが実機ダミーを正確に再現しているかどうかの検証は, そもそも実機ダミーにおけ る実験データが少ないこと, THOR ダミーが希少なダミーであり実際に実験を行うことが 難しいことなどから十分に行われていない.

そこで、THOR ダミーに対して突き上げ方向の衝撃を加えた別のダミー実験を解析で再 現し、その応答を比較することで THOR の MADYMO モデルの腰部の、突き上げ方向の衝 撃に対する応答の妥当性を評価することとする.

3.6 落下試験

ここでは NASA が 2013 年5月に行った落下試験[18]のデータを用いることとする. この 試験は、ダミーを寝かせた状態であったスレッド試験と異なりダミーが通常の着座姿勢に あり、ベルトによるダミーのシートへの拘束が緩いため、ダミーが背もたれ側から受ける力 が小さい. また足置きがないため、突き上げ方向の力は足置きからは伝わらず、座面のみか ら伝わる. そのため、シートから腰への突き上げの影響がスレッド試験より大きく、腰への 突き上げ荷重に対する応答を検証するのには適していると考えられる

3.6.1 試験条件

図 3-22 に試験の概要を示す. この試験において使用されたダミーは THOR-NT ダミーで ある. 解析において妥当性を評価する THOR Mod Kit ダミーは THOR-NT に部分的な改良 を加えたものであるが, 腰部の構造は大きくは変わらないため, THOR-NT ダミーの試験結 果と, THOR Mod Kit ダミーでの解析結果が同等の結果を示せば, 解析モデルの突き上げ 荷重に対する腰部の応答の妥当性は保証されていると考えることが出来る.

この試験には垂直落下タワーが使用される.まず、剛体シートに上にTHOR ダミーを着 座させる.ダミーは太もも部と腹部で安全ひもによってシートに緩く固定されている.シー トは両側にある 2 つのレールによってタワーとつながっている.シートは一定の高さまで 持ち上げられた後に一定の速度で落下する.そしてシートの下に設置されたパルスジェネ レータを押しつぶすことで、シートには垂直上向きの衝撃が加わる.パルスジェネレータに は、紙で出来たハチの巣状の構造や、発泡材で出来たエネルギー吸収材が使われる.



図 3-22 落下試験概要[18]

パルスジェネレータの種類を変えて5通りの加速度をかけた試験が行われた. 図 3-23 から図 3-27 はそれぞれの試験においてシートの座面で実際に計測された加速度である.





図 3-25 シートの加速度(試験 2012-2)[18]





図 3-27 シートの加速度(試験 2012-4)[18]

3.6.2 試験結果

この試験の反復性は試験 2012-4 を複数回繰り返すことによって確認された. 試験 2012-4 を 3 回行った際のシートの加速度, ダミーの各部の加速度, ダミーの各部の荷重の計測結 果を図 3-28 から図 3-30 にまとめる.

加速度の結果の Head は頭部, T1 は脊椎上部, T12 は腰椎, Pelvis は骨盤である. また, 垂直方向荷重の結果の Upper Neck は頸部上部, Lower Neck は頸部下部, Spine は腰椎で ある.





図 3-30 ダミー各部の垂直方向荷重[18]

同様の条件で行われた3回の試験において、シートの加速度、ダミー各部の加速度、垂直 方向荷重のいずれの項目においても十分に高い反復性が確認できた.

そのほかの加速度条件におけるダミー各部の加速度, 垂直方向荷重の計測データを図 3-31, 図 3-32 にまとめる.



図 3-31 各試験におけるダミー各部の加速度[18]



図 3-32 各試験におけるダミー各部の垂直方向荷重[18]

3.7 解析手法

解析には同様に MADYMO を用いる. MADYMO 上で構築した解析モデルを図 3-33 に 示す. NHTSA のスレッド試験と違い, 頭部衝撃吸収材と足置きがないモデルとなっている. シートとダミーの間に働く接触力は図 3-34 に示すとおりである.



図 3-33 シミュレーションモデル



図 3-34 シートとダミーの貫入量に対する接触力

ベルトは太ももを下に抑えるベルトと,腹部を背もたれ側に抑えるベルトの2本である. 緩い拘束[18]とあるのでベルトに対して張力はかけていない.また,ベルトの端点はシート に対して固定されている.シートとベルトの様子を図 3-35 に示す.



図 3-35 シートとベルトの様子

-500ms から 0ms までシートを一定速度で落下させたあと,図 3-23 から図 3-27 に示した加速度をシートに対して垂直上向きに印加して,2012-4 に関しては 300ms まで,その他に関しては 200ms までの挙動を計算した.ダミーには常に自然重力を下向きに印加している.

3.8 モデル応答と試験結果の比較

作成したモデルの各加速度に対する応答と試験結果の比較を図 3-36 から図 3-45 に示 す.以下の図において,水色の線が解析結果のグラフである.









図 3-37 ダミー各部位の荷重(試験 2010-1)





図 3-38 ダミー各部位の加速度(試験 2012-1)



図 3-39 ダミー各部位の荷重(試験 2012-1)









図 3-41 ダミー各部位の荷重(試験 2012-2)









図 3-43 ダミー各部位の荷重(試験 2012-3)



図 3-44 ダミーの各部位の加速度(試験 2012-4)



図 3-45 ダミー各部位の荷重(試験 2012-4)

3.8.6 結果のまとめ

それぞれの加速度条件における、ダミーの各部位の加速度を見ると全体としては試験結果と解析は概ね一致しており、試験におけるダミーの挙動を解析である程度再現できたと判断できる.ただし、全体的に解析のほうがピーク値が少し大きく、ピークのタイミングが早い傾向にあり、2012-1においては解析のピーク値が試験の1.5倍程度となり差異が目立った.

次にそれぞれの加速度条件におけるダミーの各部位の垂直方向荷重を見ていくと,解析 は加速度と同様にピーク値が少し大きく,ピークのタイミングが早い傾向にあるが,加速度 のずれが大きかった 2012-1 を除いては試験と解析がよく一致していると判断できる. 3.1 から 3.5 で述べた NHTSA のスレッド試験においてはピーク値の実験と解析の差異が大き かった腰椎の垂直荷重に関してもピーク値は概ね一致している.

3.9 考察

ここで, 3.1 から 3.5 で述べた NHTSA のスレッド試験と 3.6 から 3.8 で述べた NASA の 落下試験の違いについて考える.

二つの試験の差は、スレッド試験はダミーを寝かせた状態で、さらにベルトでダミーを背 もたれに強く拘束しているのに対し、落下試験はダミーがシートに座った状態であり、シー トへの拘束が緩いことである.そのため、ともに突き上げ方向の加速度を印加する試験であ るが、落下試験は座面からの突き上げ方向の衝撃が支配的であるのに対し、スレッド試験は 背もたれ側からの影響が大きくなると考えられる.

表 3-6 に、落下試験とスレッド試験における腰椎荷重の力積と上半身の運動量変化を示 す.座面から突き上げ方向に加えられた荷重の大部分は腰椎を通して上半身に伝わる.その ため上半身の運動量の変化は腰椎荷重の力積と近い値になると考えられる.腰椎以外に突 き上げ方向に荷重が伝わる経路としては背もたれとダミーの摩擦や、ダミーの腰椎以外の 部位がある.表 3-6 に示す上半身の運動量変化に対する腰椎荷重の力積の割合をスレッド 試験と落下試験で比べると、落下試験の方が腰椎荷重の力積の割合が大きいことが分かる. このことから、落下試験の方が背もたれ側からの影響が小さく、ダミーの挙動に関して腰椎 を伝わる荷重の影響が大きいと考えられる.

また,落下試験については運動量変化に対する腰椎荷重の力積の割合が実験で 0.74,解 析で 0.81 と近い値を示しているのに対し,スレッド試験では解析の 0.67 と比べて実験は 0.27 と,とても小さくなっている.このことから,スレッド試験の実験においては,背もた れとダミーの背中に引っ掛かりが生じていたなど,腰椎以外に突き上げ方向に大きな荷重 を伝える,解析で再現できていない経路があった可能性が考えられる.もし実験において腰 椎以外に大きな荷重を伝える経路があれば腰椎に伝わる荷重は大きく変わってくる.

腰椎荷重の力積		上半身の運動量変化	力積÷運動量変化	
	[kg*N/s]	[kg*N/s]		
落下試験実験	237	320	0.74	
落下試験解析	259	320	0.81	
スレッド試験実験	136	513	0.27	
スレッド試験解析	345	513	0.67	

表 3-6 実験と解析における腰椎荷重の力積と上半身の運動量変化

そこで、図 3・46 に示すようにダミーの腕とだけ接触判定をするようなサーフェスを設置 し、腕を伝わって肩からも垂直方向の荷重がダミーに伝わるように設定してスレッド試験 の解析を行った.その結果を図 3・47 から図 3・50 に示す.頭部加速度や頸部荷重のピーク 値は変化しなかったが、腰椎荷重のピーク値はもともと 6.3kN だったのが、この解析では 4kN まで小さくなり、実験の値に近づいた.図 3・51 に示すように肩に加わった荷重を実験 と解析で比較したところ解析と実験で明らかな差異が生じたので、腕は荷重伝達経路にな っていないことは確かめられたが、これまで述べたように腰椎以外の荷重伝達経路があっ たことは十分に考えられる.以上より、突き上げ方向の荷重がかかった時の腰椎の応答の妥 当性の確認は落下試験の実験と解析の比較によって行うのが適当であると判断できる.そ して、3.8 で得られた結果より落下試験において実験と解析で腰椎荷重は十分一致している ので THOR の MADYMO モデル単体に関して、突き上げ方向に衝撃が加わった際の腰椎付 近の応答性能は十分に妥当性があると判断することが出来る.

また,背もたれ側からダミーの背中部分を押すような力が加わると腰に曲げモーメント が生じて腰椎に荷重が発生する. MADYMO モデルはダミーの外形を楕円体の組み合わせ で表現しているが,実際のダミーは複雑な三次元形状をしており,MADYMO モデルはこ れを完全に再現してはいない.これによりダミーがシートの背もたれから受ける力が変わ ってくる可能性がある.また,MADYMO では二つの物体が接触して接触力により反発し て離れるまでに必ず貫入が生じる.ダミーの腰部が背もたれに対して大きく貫入してしま うことでダミーの腰部が実際以上に曲がってしまい曲げモーメントが大きくなることが考 えられる.これらは実験と解析で結果が異なる要因となり得るため,今後の解析をする際の 課題となってくる.

51



図 3-46 腕からの荷重伝達が生じるシート







図 3-48 腕から荷重伝達があるときの胸たわみ







図 3-50 腕からの荷重伝達があるときの腰椎荷重 Fz



図 3-51 腕からの荷重伝達があるときの肩部荷重 Fz

第4章 解析による傷害評価

4.1 諸言

第3章では NHTSA, 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 モデルを構築し,モデルの妥当性を評価した.本章では,第3章で作成したシミュレーショ ンモデルを使用して, LAS で生じると想定される実験で再現不可能な継続時間が短くピー ク値の大きな加速度,複合的な加速度を印加した解析を行い, LAS 発動時のダミーの応答 を調べる.

4.2 解析条件

第3章の3.1から3.5で作ったスレッド試験のモデルは頭部衝撃吸収材と足置きがあ り、ダミーを張力を再現したハーネスで拘束している.そのため3.6から3.8で作った落下 試験のモデルよりLASにおけるシートの状況に近いと考えられる.そこで、この章の解析 ではスレッド試験のモデルを用いる.LAS発動時には、アボートモータによる加速時、ア ボートモータが停止した際の減速時、爆風圧、衝撃波到達時、着水時の4つのフェーズで特 にシート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ている爆風圧到達時と着水時の人体ダミーの加速度応答について 調べる.

4.2.1 爆風圧到達時想定解析

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[19] の結果を参考にした. このシミュレーションは,表 4-1 に示す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 のハザード脱出後の経過時間についてそれぞ れ異なる 9 通りの条件で行われた. それぞれの条件で乗員にかかる加速度の時刻歴は図 4-1 に示されている. なお,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.

解析では、X 方向の入力加速度として図 4·1 に示した加速度を用い、Z 方向には重力加速 度 1G を印加する(図 4·2). 3 章と同様にシートを慣性空間に固定し、シートにかかる X 方 向の加速度と逆向きの加速度を人体ダミーとハーネスに印加することで、シート状に固定 された座標系上でのダミーの挙動を解析した.

	Explosive	Flight Mach Abort Initiation		Capsule-Vehicle	
	Yield[%]	Number	Number Angle of Attack		
				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	6-	
Case9	20	2.1	15.5	20	

表 4-1 CFD シミュレーション条件[19]



爆風圧到達時に想定される加速度(X方向)[19] 図 4-1



図 4-2 爆風圧到達想定時加速度方向

4.2.2 着水時想定解析

着水時の加速度については,井上が行った着水解析[5]のデータを利用した.井上は着水 時のカプセルの角度(pitch)について図 4-3 に示すような 15°, 27.5°, 40°の 3 通りの 条件の解析を行った.図 4-3 の pitch15 は,カプセルの底面と水面の為す角度が 15°であ ることを表している.また,図 4-4 に示すようなカプセルの着水時の水平速度 Vh について は-21m/s から 21m/s まで 7m/s 刻みに 7 通り,鉛直速度 Vv については 7m/s, 9m/s, 13m/s の 3 通りの解析を行った.



図 4-3 着水時のカプセルの角度[5]



図 4-4 着水時のカプセルの速度[5]

本研究では井上が行った着水解析の中から表 4-2 に示す 5 通りの条件を採用した.カプ セルの角度はノミナルの 27.5°のものを用いた.そして垂直方向速度と水平方向速度の, 傷害値に対する影響を調べるために,水平方向速度はノミナル時の 0m/s の他に 9m/s のも のを,垂直方向速度はノミナル時の 7m/s の他に 9m/s, 13m/s のものを用いた.

Case	pitch(degree)	Vh(m/s)	Vv(m/s)
Case A	27. 5	0	7
Case B	27. 5	0	9
Case C	27. 5	0	13
Case D	27. 5	9	7
Case E	27. 5	9	9

表 4-2 本研究で行った解析におけるカプセルの pitch と速度

井上の研究では、カプセルにかかる加速度がそのままシートにもかかるとして傷害評価 を行っている. そこで本研究ではカプセルとシートとの間にダンパーを設置し、井上の解析 で得られたカプセルの角度と加速度をもとに、シートの角度と加速度を解析によって計算 した. そして、そこで得られた加速度がシートにかかるとして解析を行い人体ダミーの傷害 評価を行った. 解析によって得られたシートにかかる加速度を図 4-5、図 4-6 に、シートの 角度を図 4-7 に示す. なお、図 4-4、図 4-5 の加速度は、空間座標系における X 方向、Z 方 向の加速度を、シートの傾きをもとに図 4-8 に示すようなシートに固定された座標系にお ける X 方向、Z 方向の加速度に直したものである. この解析においても同様にシートを慣 性空間に固定し、シートにかかる X 方向、Z 方向の加速度と逆向きの加速度を人体ダミー とハーネスに印加することで、シート状に固定された座標系上でのダミーの挙動を解析し た.







図 4-6 着水時に想定される加速度(Z 方向)



図 4-7 着水時に想定されるシートの角度



図 4-8 シートに固定された座標系の向き

4.3 解析結果

表 4-3 に傷害の判定に用いた傷害値を,表 4-4 にノミナル時の傷害基準値に対する解析結 果の比を示す. 解析値に下線が引かれている項目は解析値が傷害基準値を上回っているこ とを表している.

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
傷害値	HIC15	BrIC	頸部引張	頸部圧縮	胸たわみ	腰椎圧縮
			力[N]	力[N]	[mm]	力[N]
傷害基準値	340	0.04	880	580	25	5800
case1	57.59	<u>0.12712</u>	$\underline{1217.51}$	<u>674.888</u>	11.21317	1190.828
case2	59.222	<u>0.10283</u>	<u>923.449</u>	417.2376	8.956581	946.4717
case5	<u>402.92</u>	<u>0.2579</u>	<u>2700.22</u>	<u>1415.94</u>	21.36754	1601.704
case7	<u>3302.5</u>	<u>0.66734</u>	<u>6146.95</u>	<u>4474.44</u>	<u>46.0259</u>	2794.03
case8	180.35	<u>0.1723</u>	<u>1762.22</u>	<u>881.862</u>	15.63435	1248.052
case9	<u>718.54</u>	<u>0.34137</u>	<u>3463.94</u>	<u>2336.03</u>	<u>28.1825</u>	1997.092
caseA	0.56674	<u>0.06013</u>	27.7	299	2.991	1480
caseB	4.9212	<u>0.06199</u>	35.3	431	5.2985	2020
caseC	18.965	<u>0.06462</u>	55.1	494	8.9135	2860
caseD	0.64973	<u>0.05979</u>	26.1	256	2.2485	961
caseE	8.9932	0.05907	59.5	467	6.4835	2370

表 4-3 各条件における解析結果(THOR)

部位	頭部	項部 		頸部		腰部
傷害値	HIC15	BrIC	頸部引張	頸部圧縮	胸たわみ	腰椎圧縮
			力[N]	力[N]	[mm]	力[N]
傷害基準値	340	0.04	880	580	25	5800
case1	16.94%	<u>317.80%</u>	<u>138.35%</u>	<u>116.36%</u>	44.85%	20.53%
case2	17.42%	<u>257.07%</u>	<u>104.94%</u>	71.94%	35.83%	16.32%
case5	<u>118.51%</u>	<u>644.74%</u>	<u>306.84%</u>	<u>244.13%</u>	85.47%	27.62%
case7	<u>971.32%</u>	<u>1668.34%</u>	<u>698.52%</u>	<u>771.45%</u>	<u>184.10%</u>	48.17%
case8	53.04%	<u>430.76%</u>	<u>200.25%</u>	<u>152.05%</u>	62.54%	21.52%
case9	<u>211.34%</u>	<u>853.42%</u>	<u>393.63%</u>	<u>402.76%</u>	<u>112.73%</u>	34.43%
caseA	0.17%	<u>150.31%</u>	3.15%	51.55%	11.96%	25.52%
caseB	1.45%	<u>154.98%</u>	4.01%	74.31%	21.19%	34.83%
caseC	5.58%	<u>161.55%</u>	6.26%	85.17%	35.65%	49.31%
caseD	0.19%	<u>149.48%</u>	2.97%	44.14%	8.99%	16.57%
caseE	2.65%	<u>147.68%</u>	6.76%	80.52%	25.93%	40.86%

表 4-4 解析結果と傷害基準値との比(THOR)

4.4 考察

表 4-3, 表 4-4 より,最大加速度の大きい爆風圧到達時において多くの項目で傷害基準値 を上回っていることが分かる.特に最大加速度が 100G 近くなる case7 と case 9 において は各傷害値の値が他のケースと比べて目立って大きくなっており,こういった条件では乗 員の安全性を確保するのは非常に困難であると言える.一方,着水解析については最大加速 度が一番大きいもので X 方向 6G, Z 方向 8G 程度であり,結果として BrIC 以外の傷害値 については傷害基準値を超えることはなかった.

部位ごとに見ていくと, BrIC がすべてのケースにおいて傷害基準値を上回り, 頸部引張 力についても, 爆風圧到達時においては全てのケースで傷害基準値を上回った.一方, 腰椎 圧縮力は全ての項目において傷害基準値を下回っており, 胸たわみ, HIC15 についても傷 害基準値を下回るケースが多数だった.

ここで、爆風圧到達時と着水時においてそれぞれの部位ごとに、傷害の発生について考察 する.

4.4.1 爆風圧到達時

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 2.2.1 で述べた ように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. HIC15 が最大となるのは全てのケースにおいて 15ms から 45ms の間である. 印加される加速度 のピークが 10ms あたりであり,その直後頭部は頭部衝撃吸収材に衝突し反力を受けて前 に突き飛ばされる. この過程で HIC15 は最大になる. (図 4-9 参照)



図 4-9 HIC15 最大値付近の挙動

BrIC は頭部の角速度によって算出される BrIC は全ての条件において傷害基準値を上回 るという厳しい結果になっている. BrIC が最大となるのは 60ms から 70ms 付近が多かっ た. ダミーがシートから衝撃を受けた後, ダミーは前に飛ばされるが, 60ms あたりで胴体 はベルトによりシート側へ力を受ける. 一方頭は力を受けないため前に動こうとし, 結果と して頭部がうなずく方向へ回転し BrIC が大きくなる. (図 4-10 参照)



図 4-10 BrIC 最大値付近の挙動

実際の LAS では与圧服を着用しており、シートにクッション性もあることから、本研究 は非常に厳しい条件の下で行っていると言えるため、本研究で考慮していない条件によっ て頭部の傷害は本研究で得られた結果よりは軽減することは可能であると考えられる.

また,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,その検証は不十分なところが多い.BrICのリスクカーブは重度の傷害(AIS4以上)の データから定められており,AIS4以外のリスクカーブはHICのリスクカーブを参考に外 挿により決定されており,その検証は十分ではない.つまり軽度の傷害のリスクカーブは実 データに基づいていないのである.また,デスクワークや階段の昇降,本棚から書物を取り 出すなど,傷害の生じない日常生活の動作における頭部の角速度をもとにBrICを計算した ところ,NASAが定めた傷害基準値0.04を超えており,基準値が厳しすぎると考えられる ため基準値の妥当性を検証することが求められている[20].

頸部

頸部は頸部引張荷重と頸部圧縮荷重が傷害値となる. 爆風圧到達時の解析の結果, 1 つを 除いてすべてのケースで共に傷害基準値を超えている.印加された加速度の大きい case7 で は基準値の約7倍, case9 では基準値の約4倍となっている. 時刻歴を見ると, 20ms 付近 で圧縮力が最大になり, そのすぐ後に引張り力が最大となっている. LAS に衝撃が加わる とダミーには後ろ向きに慣性力がかかる.まず胴体がシートの反力を受けてシートとの相 対的な動きが止まり, 頭部のみがそのまま後ろに動いて首が曲がる.これが 20ms 付近であ り,この時頸部に圧縮力が生じる.その後頭部衝撃吸収材が頭部を受け止め蓄えた弾性エネ ルギーにより今度は頭部が前に押し返される.頭部が胴体に対して前に行くことで首が伸 びる状態になり,引張力が生じる(図 4-12 参照).以上より,シートや与圧服等の設計の際 には,頭部の前後の動きを出来るだけ小さくすることが重要になると考えられる.



図 4-11 頸部荷重 Fz 時刻歴



図 4-12 頸部荷重ピーク付近の挙動

胸部

胸たわみは、入力加速度が 100G 近くなる case7 と case9 を除いて傷害基準値を下回っ ており、胸部よりは頭部や頸部の保護が優先されると判断できる.

続いて胸たわみの傷害メカニズムについて考察する. 胸たわみはシートから X 方向に反 力を受け, 胸部が圧迫される際に最大になる.

シートに対して X 方向に加速度がかかると,ダミーには背もたれの方向への慣性力がか かり胴体は後ろに移動する.背骨側はシートから反力を受けて先に移動が止まる.一方,背 骨と胸骨の間にあるのは内臓であり背骨への X 方向の力は内臓の周囲を囲っている肋骨を 通して胸骨へ伝わる.そのため慣性力が大きいと肋骨にたわみが生じ,胸骨の移動が止まる のが遅れるので胸部は圧迫される.この背骨と胸骨の変位量の差が胸たわみとして算出さ れる.



図 4-13 胸たわみの発生の様子

腰部

腰椎圧縮荷重は全てのケースにおいて傷害基準値を下回った. そのため, 腰部よりは頭部 や頸部の保護が優先されると判断できる.

続いて腰椎圧縮の傷害メカニズムについて考察する.腰椎圧縮荷重はダミーに X 方向の 慣性力がかかり、シートの背もたれから反力を受ける際に最大になる.

腰椎は初期状態において後ろに凸に湾曲している.慣性力によって腰部が背もたれに押 し付けられると、湾曲している腰椎がまっすぐになるように、上下に伸びようとする.しか し、下側はシートの座面によって動きが拘束されており、上側からは身体の自重によって下 に押し返されるため腰椎は圧縮される.



図 4-14 腰椎が圧縮される様子

4.4.2 着水時

着水解析においては BrIC を除くと傷害基準値を超えた項目はなかった. 各項目について みていくと, 頸部荷重について爆風圧到達時は圧縮荷重と引張荷重と同程度だったのに対 し, 着水時は圧縮荷重に対して引張荷重が極めて小さいことが特徴として挙げられる.

着水解析の特徴として,図4-5,図4-6から分かるように,X方向の加速度のピークのタイミングのほうが早く,少し遅れてZ方向の加速度がピークになるという点があげられる. 以下にダミーの各部位ごとに傷害値について考察する.

頭部

頭部は、入力加速度が一番大きい case C においても頭部加速度の最大値が 20G 程度であ り、爆風圧到達時において最も頭部加速度の最大値が小さかった case1 よりも小さいとい う結果になった. HIC15 は case C で 18.5 であり、傷害基準値の 5%程度である. 着水時の 用の複合的な加速度がかかる場合であっても、シートにかかる X 方向、Z 方向の加速度の 最大値が 10G 程度であれば HIC15 が傷害基準値を超えることはないことが分かる. また、 着水時の頭部加速度の特徴として、図 4-15 のように 1 つめのピークの直後に 2 つめのピー クがある点があげられる. これはシートの X 方向の加速度と、Z 方向の加速度のピークの タイミングが違うことにより生じており、頭部加速度の 1 つ目のピークの加速度は主成分 が X 方向、2 つ目のピークは主成分が Z 方向となっている.

BrIC については傷害基準値を超えているが 4.4.1 で述べたように傷害基準値の妥当性が 確保されていないため,考察は省略する.



図 4-15 case A における頭部加速度

頸部

続いて頸部について考える. 爆風圧到達時と比較すると X 方向に印加される加速度は小 さく,さらに Z 方向から継続時間の長い加速度が印加される. そのため,図 4-16 のグラフ から分かるように,頸部には圧縮方向の力がかかり続けることが分かる. そのため,頸部に 関しては引張力よりも圧縮力について考慮する必要があると言える. また,表 4-4 から分か るように,頸部圧縮力は傷害基準値を超えていないものの BrIC を除いた傷害値の中で傷害 基準値に対する割合が最も高く,ほかの部位に優先して傷害を考慮する必要があると判断 できる.

頸部圧縮力は図 4-16 に示すように 220ms 付近で最大になる. 図 4-17 はその時刻付近の背 骨の様子と背骨に生じている力を表しており,腰から首にかけて突き上げ方向に力が伝わ っているのが分かる. つまり,頸部圧縮力は Z 方向の加速度により腰がシートの座面によ り下から突き上げの荷重を受け,その荷重が背骨を伝わって首まで到達するタイミングで 最大になると言える.



図 4-16 caseA における頸部荷重



図 4-17 荷重が腰から首へ伝わる様子

胸部

胸たわみはどの加速度条件においても,傷害基準値と比べて十分小さく,今回入力した程度の加速度条件であれば傷害基準値を超えることはないと判断できる.図4-18に示すように 胸たわみのピークのタイミングは1つ目の加速度のピークのタイミングである.この時の 加速度はX方向の加速度が主成分であり,4.4.1で述べた場合と同様にダミーが背もたれか ら反力を受けて胸部が圧縮されることで胸たわみのピークが生じる.



図 4-18 case A における胸たわみ

腰部

腰椎圧縮力は case C が最大であるが, case C でも傷害基準値の 50%程度であり, 今回入 力した程度の加速度条件であれば, 傷害基準値を超えることはないと判断できる. 図 4-19 から分かるように腰椎圧縮力のピークは頸部荷重に比べてわずかに遅い. これは衝撃が首 まで伝わった後に腰より上の部分の自重や肩部のベルトの拘束によって腰がシートの座面 側に向けて押し付けるように圧縮されるからである.



図 4-19 case A における腰椎圧縮荷重

加速度条件による差

最後に加速度条件の差による傷害値の違いについて考察する.

表 4-3 における Case A から case C の比較, case D と case E の比較により,着水時の水 平方向速度が等しい場合, case D と case E の BrIC を除いて垂直方向の速度が大きいほど どの傷害値も大きくなることが分かる.速度が大きいほど衝撃も大きくなるため,これは妥 当な結果である.

垂直方向速度が共に 9m/s である Case B と case E の傷害値を比較すると BrIC を除いて 垂直方向速度の大きい case E のほうが大きくなっている. これも速度が大きいほど衝撃は 大きくなると考えられるため, 妥当な結果であると言える. また, case B から垂直方向速 度が 4m/s 大きくなった case C と, case B から水平方向速度が 9m/s 大きくなった case E で case B からの変化の大きさを比べると, 頸部引張荷重を除いて case C のほうが大きく なっている. 先ほど述べたように着水時においては頸部引張荷重は考慮する優先度が低い ことを考えると, 着水時においては水平方向速度よりも垂直方向速度のほうが傷害値に対 する影響が大きいと判断できる.

一方,垂直方向速度が共に 7m/s である Case A と case D を比較すると,頭部に関する傷害値は,垂直方向速度の大きい case D の方が大きくなっている一方で頸部,胸部,腰部に関する傷害値は垂直方向速度の小さい case A のほうが大きくなっている.

そこで、特に傷害値の差の大きい腰椎圧縮荷重についてその原因を考察する.図4-4、図4-5から分かるように、case Dの加速度は0.1s付近で急激に大きくなった後、加速度が小さくならず一定の加速度がかかり続けるという独特の特徴を持っている.

Case A はまず, X 方向の加速度のピークが来てダミーが背もたれ側から衝撃を受け突 き放される. 次に Z 方向のピークが来てダミーは座面から衝撃を受ける. この際に腰椎が Z 方向に力を受け、圧縮力が最大になる.一方 case D は X 方向の加速度がかかった後、X 方向の加速度は小さくならないため、ダミーは背もたれから突き放されるのではなく、接触して反力を受け続ける.そこで Z 方向の加速度がかかるが、シートの背もたれにも押されているため背もたれとの間の摩擦が case A よりも大きく生じ、Z 方向の力が一部打ち消される.これにより case D は case A に比べて腰椎圧縮力が小さくなると考えられる.

以上より水平方向速度が大きくても、必ずしも傷害値が大きくなるわけではないことが 分かる.

第5章 ダミー差の考察

5.1 諸言

本章ではTHORを用いて行った解析と同様の条件でHybrid-IIIを用いた解析を行い, THOR と Hybrid-IIIの解析結果を比較する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

まずは単純な突き上げ(Z 方向)衝撃が加わった時の応答を比較するために,背もたれやベルトの影響の少ない 3.5 から 3.8 で述べた落下試験について,Hybrid-Ⅲで同様のシミュレーションモデルを作って加速度,荷重を比較する.続いて,LAS で想定される加速度に対する応答を比較するために,THORのスレッド試験と同様のモデルをHybrid-Ⅲでも作り,4 章で述べた加速度を印加して解析する.

5.3 落下試験解析結果



加速度印加時の THOR ダミーと Hybrid-Ⅲダミーの応答の時刻歴を示す.





図 5-2 腰椎加速度(試験 2012-4)





















5.4 落下試験考察

図 5-1 を見ると Hybrid-IIIの頭部加速度は最初のピークが THOR よりも早く,そのピー ク値は THOR よりも大きく 14G ほどになる. ピークの後は急激に値が小さくなり,その後 は再び大きくなりながら定期的に振動しつつ 0.2ms 頃までに台形を描くように推移する. 一方で THOR はピークを迎えた後は 4G あたりで 0.2ms あたりまで加速度を保って推移す る.図 5-2 の腰椎加速度に関しても同様の傾向が見られ,その加速度の値も頭部の加速度と 同程度となっている.とくに Hybrid-III は頭部の加速度と腰部の加速度の波形が極めて似て おり,腰部に対して頭部が大きく動くことなく連動して同じ動きをしていることが分かる. また,THOR は Hybrid-IIIに比べて加速度が伝わるのが遅く,ピークを過ぎた後の加速度 の変動が小さいことが特徴として挙げられる.図 5-3,図 5-4 の荷重を見ても Hybrid-IIIの ほうがピークのタイミングが早く,その後の変動が大きいという特徴は共通してみられる.

THOR は Hybrid-Ⅲと比較して腰椎部分に柔軟な材料が用いられており,これが Hybrid-Ⅲより衝撃の伝達が遅いこと、衝撃が伝わった後の大きな振動が少ないことにつながって いると考えられる.

図 5-5 から図 5-8 の試験 2012-2 の結果を見ても, Hybrid-Ⅲのほうが加速度, 荷重が伝わるのが早い点, 頭部と腰部の加速度のずれが小さい点, ピークの後の振動が目立つ点は共通の特徴として見られる.
5.5 LAS で想定される加速度印加時の結果

LASで想定される 11 のケースに関して Hybrid-Ⅲを用いて解析を行った結果の傷害値を 表 5-1 に,傷害値の傷害基準値との比を表 5-2 に示す.

部位	頭部	頸部			胸部	腰部	
傷害値	HIC	BrIC	頸部引張力	頸部圧縮力	胸たわみ	腰椎圧縮力	
			[N]	[N]		[N]	
傷害基準	340	0.04	880	580	25	5800	
値							
case1	40.023	0.10214	393.5175	<u>596.8585</u>	6.867085	2934.671	
case2	42.416	0.12384	643.7002	533.2011	5.340287	2765.736	
case5	208.94	0.18106	1235.715	<u>1192.584</u>	11.49442	5068.262	
case7	<u>1591.3</u>	0.31672	2611.686	<u>3143.717</u>	27.0695	9826.537	
case8	138.21	0.16437	1027.046	<u>989.5009</u>	9.561615	4375.617	
case9	471.39	0.23235	1728.002	1846.272	17.65998	7146.931	
case A	2.6869	0.033681	77.94745	215.9583	1.439238	1938.391	
case B	5.9872	0.038446	77.94818	276.3266	2.027912	3031.308	
case C	16.658	0.0494	77.94902	529.5875	3.192977	4193.651	
case D	1.6745	0.036982	77.94768	178.1139	1.09288	1504.11	
case E	10.074	<u>0.04071</u>	77.96364	357.6722	2.629842	3433.142	

表 5-1 各条件における解析結果(Hybrid-III)

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
傷害値	HIC	BrIC	頸部引張力	頸部圧縮力	胸たわみ	腰椎圧縮力
			[N]	[N]		[N}
傷害基準	340	0.04	880	580	25	
値						9800
case1	11.77%	<u>255.34%</u>	44.72%	<u>102.91%</u>	27.47%	50.60%
case2	12.48%	<u>309.60%</u>	73.15%	91.93%	21.36%	47.69%
case5	61.45%	452.65%	<u>140.42%</u>	205.62%	45.98%	87.38%
case7	<u>468.03%</u>	<u>791.80%</u>	<u>296.78%</u>	<u>542.02%</u>	<u>108.28%</u>	<u>169.42%</u>
case8	40.65%	410.92%	<u>116.71%</u>	<u>170.60%</u>	38.25%	75.44%
case9	<u>138.64%</u>	<u>580.87%</u>	<u>196.36%</u>	<u>318.32%</u>	70.64%	<u>123.22%</u>
case A	0.79%	84.20%	8.86%	37.23%	5.76%	33.42%
case B	1.76%	96.11%	8.86%	47.64%	8.11%	52.26%
case C	4.90%	<u>123.51%</u>	8.86%	91.31%	12.77%	72.30%
case D	0.49%	92.46%	8.86%	30.71%	4.37%	25.93%
case E	2.96%	101.77%	8.86%	61.67%	10.52%	59.19%

表 5-2 解析結果と傷害基準値との比(Hybrid-III)

5.6 考察

各傷害基準値に対して THOR の解析値から Hybrid-Ⅲの解析値を引いた値の,傷害基準 値に対する割合を表 5-3 に示す.表の中で数値が正の項目は THOR のほうが解析値が大き く,数値が負のものは Hybrid-Ⅲのほうが解析値が大きいことを示している.

表 5-3 を見ると case7 や case9 のように大きな加速度がかかった場合に、二つのダミー の差も大きく表れていることが分かる.項目ごとに見ていくと、爆風圧想定加速度に対して は頸部引張力、腰椎圧縮力が二つのダミーの差が目立つ.頸部引張力は Hybrid-IIIに対して THOR の解析値が常に大きくなっており、腰椎圧縮力は THOR に対して Hybrid-IIIの解析 値が常に大きくなっている.BrIC も傷害基準値に対して大きな差が生じているが、4.5.1 で 述べたように、BrIC の傷害基準値はとても小さい値であり、この基準値の設定には疑問が 残るため本節では BrIC は考察の対象外とした.

以下では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.

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
傷害値	HIC	BrIC	頸部引張力 [N]	頸部圧縮力 [N]	胸たわみ	腰椎圧縮力 [N]
傷害基準値	340	0.04	880	580	25	5800
case1	5.17%	62.46%	93.64%	13.45%	17.38%	-30.07%
case2	4.94%	-52.53%	31.79%	-19.99%	14.47%	-31.37%
case5	57.05%	192.09%	166.42%	38.51%	39.49%	-59.77%
case7	503.29%	876.54%	401.73%	229.43%	75.83%	-121.25%
case8	12.39%	19.84%	83.54%	-18.56%	24.29%	-53.92%
case9	72.69%	272.55%	197.27%	84.44%	42.09%	-88.79%
caseA	-0.62%	66.11%	-5.71%	14.32%	6.21%	-7.90%
caseB	-0.31%	58.86%	-4.85%	26.67%	13.08%	-17.44%
caseC	0.68%	38.05%	-2.60%	-6.14%	22.88%	-22.99%
caseD	-0.30%	57.03%	-5.89%	13.43%	4.62%	-9.36%
caseE	-0.32%	45.92%	-2.10%	18.85%	15.41%	-18.33%

表 5-3 THOR と Hybrid-IIIの解析値の差の傷害基準値に対する割合

5.6.1 頭部

本研究で行った 11 ケースについて, THOR の HIC の傷害基準値に対する比を横軸に, Hybrid-Ⅲの HIC の傷害基準値に対する比を縦軸にプロットしたものを図 5-9 に示す.表 5-3, 図 5-9 から分かるように着水解析では THOR と Hybrid-Ⅲに目立った差は見られない が,爆風圧到達時に関しては,常に THOR が Hybrid-Ⅲを上回る結果となった.

人体の頸部の可動域は前方向に大きく,後ろ方向に小さいが,THOR ではこのような頸部 可動域を再現している一方,Hybrid-Ⅲでは頸部可動域が前方向にも後ろ方向にも小さくな っている[21]. Case7 における THOR と Hybrid-Ⅲの頭部の挙動を図 5-10 と図 5-11 に示 す.この図からも分かるようにシートの背もたれ側から衝撃が加わった際に THOR のほう が頸部の可動域が大きいために頭部の動きも大きくなるため,図 5-12 に示すように加速度 は THOR のほうが大きくなり,HIC の値に上記のような差が生じたと考えられる. 以上から,頭部の傷害判定には THOR の利用が妥当であると考えられる.



図 5-9 THOR と Hybrid-IIIの HIC の関係





図 5-11 case7 での頭部の挙動(Hybrid-III)



図 5-12 case7 の頭部加速度の時刻歴

頸部 5.6.2

爆風圧到達時想定解析と着水時想定解析について、横軸を Hybrid-Ⅲの傷害基準値に対す る頸部引張力の比,縦軸を THOR の傷害基準値に対する頸部引張力の比としてプロットし たものを図 5-13 に示す. また, 同様に頸部圧縮力についてプロットしたものを図 5-14 に 示す.

5.4.1 でも述べたように THOR に対して Hybrid Ⅲは頸部の可動域が狭く,人体の挙動を +分に再現できていない.このため,特に背もたれ側から衝撃を受け,首が前に押し出され たときに可動域の大きい THOR のほうが首の変位が大きくなり、頸部引張力に差が生じる (図 5-15 参照). 頸部圧縮力は入力された加速度が小さい場合は同程度だが、加速度が大き くなると THOR のほうが大きくなる(図 5-16 参照).

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の筋力を再現し て、屍体実験のデータに沿ったものとなっており、生体忠実性が向上している[2][3].

以上より、頸部の傷害判定には、特に頸部引張力の評価を行う際には THOR の利用が妥 当であると考えられる.



図 5-13 THOR と Hybrid-Ⅲの頸部引張力の関係



図 5-14 THOR と Hybrid-Ⅲの頸部圧縮力の関係



図 5-15 case7 の頸部荷重 Fz の時刻歴

5.6.3 胸部

爆風圧到達時想定解析と着水時想定解析について、横軸を THOR の傷害基準値に対する 胸たわみの比,縦軸を Hybrid-Ⅲの傷害基準値に対する胸たわみの比としてプロットしたも のを図 5-16 に示す.図 5-16 から分かるように、胸たわみは THOR のほうが Hybrid-Ⅲに 対して常に 1.6 倍程度の大きさになっている.胸たわみは図 5-17 の時刻歴から分かるよう に、最初にシートから反力を受けるときに最大になる.

Hybrid-Ⅲは図 5-18 から分かるように,背骨の上部が 1 つのサーフェスで再現されており,変形しにくい.一方,THOR は図 5-19 から分かるように背骨の上部が細かく再現されており,変形しやすい.そのためもともと後ろに反っていた背骨がシートの反力を受けて前に反るために胸部が押しつぶされ胸椎と腰椎の変位は大きくなり,胸たわみが大きくなる.

なお、胸たわみの算出方法は THOR と Hybrid-Ⅲで異なっている. 胸たわみとは、胸椎の腰椎に対する変位であるが、Hybrid-Ⅲでは胸椎、腰椎それぞれ1か所取り、その相対変位を求めているのに対し、THOR では胸椎、腰椎それぞれ4か所取り、4つの相対変位の 平均として胸たわみを算出している(図 5-20,図 5-21 参照).







図 5-17 case7 の胸たわみの時刻歴



図 5-18 case7 における背骨の挙動(Hybrid-III)



図 5-19 case7 における背骨の挙動(THOR)



図 5-20 胸たわみの測定点(Hybrid-III)[22]



図 5-21 胸たわみの測定点(THOR)[23]

5.6.4 腰部

爆風圧到達時想定解析と着水時想定解析について、横軸を THOR の傷害基準値に対する腰 椎圧縮力の比,縦軸を Hybrid-Ⅲの傷害基準値に対する腰椎圧縮力の比としてプロットした ものを図 5-20 に示す. 図 20 から分かるように、腰椎圧縮力は THOR のほうが Hybrid-Ⅲ より小さいという結果になった. ただし、着水解析の腰椎圧縮力は THOR と Hybrid-Ⅲで ほぼ同程度となっている.

図 21 に示すように Hybrid-Ⅲはシートから力を受ける 20ms 付近で腰椎圧縮力が最大に なっている. Hybrid-Ⅲの腰椎は柔軟性がないため,図 5-22 に示すようにもともと後ろに 反っている背骨が後ろに反ったままシートに強く押しつけられるため強い圧縮力が働く.

一方 THOR は腰椎に柔軟性があるため,図 5-23 に示すようにもともと後ろに反っていた背骨が上から順に前向きに反っていくため曲がったまま押しつぶされることを避けており,大きな圧縮力は生じていない.

腰椎荷重に関しては、上下方向の応答に生体忠実性の低さが指摘[2]されている Hybrid – Ⅲと比較して、腰椎部分の柔軟性が再現され生体忠実性が改善された THOR を利用するのが適当だと判断できる.







図 5-23 case7の腰椎荷重の時刻歴



図 5-24 背骨の挙動(Hybrid-III)



図 5-25 背骨の挙動(THOR)

5.7 ダミーの利用妥当性

前節までの考察の結果を以下にまとめる.

HIC

解析値は印加された加速度が小さいときは Hybrid-Ⅲと THOR で同程度だが,加速度が 大きくなると THOR のほうが大きくなり,加速度が大きくなるほどその差は顕著になる. 頸部の生体忠実性が改善された THOR での傷害評価が妥当.

頸部引張力

解析値は THOR のほうが 2 倍ほど大きくなる. 頸部可動域,頸部荷重等生体忠実性が向上した THOR による傷害評価が適切.

頸部圧縮力

解析値は THOR のほうが大きい.入力された加速度が小さいときは同程度だが,加速度 が大きくなると差が大きくなってくる.

ダミー差は比較的小さいが,頸部の生体忠実性が改善された THOR での傷害評価が妥当.

胸たわみ

解析値は THOR のほうが大きくなる. 背骨の構造が詳細になり人体忠実性が改善された THOR での評価が適切.

腰椎圧縮力

解析値は THOR のほうが小さくなる. 腰部の生体忠実性が改善された THOR での評価が適切.

以上より、LAS 発動時の人体傷害評価には THOR の利用が妥当であると判断できる.

第6章 結論

6.1 総括

本研究では、LAS で生じる加速度条件における人体の挙動の解明のために、THOR のマ ルチボディモデルを用いたシミュレーションモデルを構築した.そして、NHTSA で行われ たスレッド試験のデータと比較することでシミュレーションモデルの妥当性を評価した. その際に突き上げ荷重に対する THOR のマルチボディモデルの腰部の応答の妥当性に疑問 が生じたため、NASA が THOR を用いて行った落下試験を再現するシミュレーションモデ ルを構築し、試験のデータと比較することで腰部の応答の妥当性を確かめた.

そして、スレッド試験を再現したシミュレーションモデルに対して、LAS において爆風 圧到達時と着水時に想定される加速度を印加した解析を行い、人体各部の加速度、荷重、傷 害値を算出し、傷害基準値との比較による傷害判定、人体各部における傷害発生メカニズム について考察した。

また, Hybrid-Ⅲを使って同様の条件の落下試験の再現解析と, LAS において想定される 加速度を印加した解析を行い, THOR の結果をそれと比較することで THOR ダミーの特徴 の考察, 人体傷害評価における適切なダミーの選定を行った.

その結果,今回再現した状況においては,爆風圧到達時に想定される加速度が生じると身体の各部の傷害が基準値を超えてしまうことが分かった.一方着水時に想定される加速度が生じた場合には頭部の傷害値である BrIC を除いて基準値を超える傷害値は算出されなかった. BrIC については軽度の傷害に対するリスクカーブの見直しや,傷害基準値の再考の余地があることが確かめられた.

THOR と Hybrid-Ⅲの比較では、ダミーの構造の違いにより加速度を受けた際の挙動が 異なるため、人体各部に生じる傷害値の算出結果に違いがあることが確かめられた.特に、 頸部引張荷重に関して THOR と Hybrid-Ⅲの差が目立ったが、生体忠実性の高さから、LAS で想定される加速度が生じた際の傷害評価では、どの傷害値に関しても THOR を用いるの が適切であるという結論を得た.

6.2 今後の展望

本研究で構築した人体衝撃解析モデルは、シートが剛体であり、与圧服やヘルメットの影響を考慮していないなど、実際の現象を正確に再現することはできていない、今後より正確な宇宙船シートにおける人体傷害評価を追求していくためには、今回考慮しなかった条件による人体の傷害への影響の解明、それらを取り入れたシミュレーションモデルの構築が

必要になってくる.

しかし、複雑なシートの構造など、本研究で用いたマルチボディモデルでは再現できない ものもある.そこで有限要素法を用いたシミュレーションモデルの構築を目指すことが望 ましいと思われる.現在、THOR の有限要素モデルも利用可能になっており、有限要素法 解析では、シートの構造の再現だけでなく骨折や軟組織など人体の詳細な傷害メカニズム の評価をすることが可能になる.

また、今回行った解析では着水解析におけるカプセルの角度が 27.5°のものしか行っ ていないなど、あらゆる条件を網羅して傷害評価を行えたとは言えない.また、MADYMO の機能の制約上カプセルに生じる回転加速度は再現しないで解析を行っている.今後より 正確で汎用性の高い傷害評価をしていくにはより多様な条件においてシートにかかる加速 度の解明と、回転加速度の影響を反映できるより高度なシミュレーションモデルの構築が 必要になってくる.

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]. 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
- [5]. 井上 駿之介,"卒業論文「有人宇宙カプセルの ALE 着水解析と人体ダミーのマルチ ボディダイナミクスによる傷害評価」",2016
- [6]. 齋藤 尚樹, "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」", 2016
- [7]. Sandy, M. Stubbs, "DYNAMIC MODEL INVESTIGATION OF WATER PRESSURES AND ACCELERATIONS ENCOUNTERED DURING LANDINGS OF THE APOLLO SPACECRAFT", NASA TN D-3980, 1967
- [8]. 水野幸治,"自動車の衝突安全",名古屋大学出版会,2012
- [9]. Erik, G., Matthew, J., Kelvin, M., and Joe, M., "Development of Brain Injury Criteria (BrIC)", Stapp Car Crash Journal, Vol. 57, 2013
- [10]. 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ビティ", JARI Research Journal, 2013
- [11]. 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
- [12]. Jeffrey T., Erin C, Nate N, Jacilyn M, Michael G, Costin U, Jacob P, "Test Device for Human Occupant Restraint (THOR) Muti-Directional Biodynamic Response Testing", NASA, 2013
- [13]. "MADYMO Theory Manual" VERSION 7.5 TASS, 2014
- [14]. "THOR CERTIFICATION MANUAL" Revision 2005.2 NHTSA, 2005
- [15]. "MADYMO Quality Report", R7.5, TASS, 2014

- [16]. Christian G, Heinrich G, Philipp W, "OBJECTIVE RATING OF SIGNALS USING TEST AND SIMULATION RESPONSES"
- [17]. "Objective Rating Help Manual", TASS
- [18]. Justin Littell Ph.D., Martin Annett, "The Evaluation of a Test Device for Human Occupant Restraint (THOR) Under Vertical Loading Conditions: Part 1 – Experimental Setup and Result", NASA Langley Research Center
- [19]. 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
- [20]. 今泉 俊介 etc. "マルチボディ解析による有人ロケット緊急離脱時の乗員安全性 評価および傷害メカニズムの考察",日本機械学会論文集, Vol182, No.838, 2016
- [21]. 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"
- [22]. Stephen W, Ali M, Jeffrey J, "A HIGH-SPEED SENSOR FOR MEASURING CHEST DEFLECTION IN CRASH TEST DUMMIES", 98-S9-O-15
- [23]. G. Shaw, D. Parent, S. Purtsezov, D. Lessley, J. Crandall, F. Törnvall "TORSO DEFORMATION IN FRONTAL SLED TESTS: COMPARISION 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行われました.酒井教授には,ご多忙の中一年 間多くのご指導や研究の手助けをしていただきました.心より感謝いたします.

また,泉聡志教授からは研究会の場をはじめとして,研究生活を送る中で多くの助言をい ただきました.深く感謝いたします.

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,研 究への取り組み方から,学術的・専門的知識のアドバイス,資料の紹介から論文執筆に至る まで一年間を通して親身にご指導いただきました. 藤本様のご協力なしではこの研究を進 めていくことは出来ませんでした. 厚くお礼申し上げます.

テイ・エステック株式会社の田辺様, 沼尻様には, 着水解析のデータの提供や, 社会連携 講座研究会の際のアドバイスなど, 研究を進めるうえで貴重なお力添えをいただきました. 深く感謝申し上げます.

波田野助教は,研究に対するアドバイスだけでなく,素晴らしい研究室環境の整備などと ても手厚いサポートをしていただきました.大変感謝しています.

研究室の先輩方には、研究に関するアドバイスだけでなく、スポーツ大会や懇親会の企画 等様々なことをしていただきました.お陰様で楽しく充実した研究生活を送ることが出来 ました.ありがとうございました.

特に、一年間 MADYMO の使い方をはじめ研究の進め方について親身になって教えてい ただいた今泉さん、JAXA 社会連携講座を一緒に行う中で研究生活に関するアドバイスや 励ましをいただいた中井さん、中川さんには大変お世話になりました.

研究室の同期の皆とは、一緒にご飯を食べ、いろいろ他愛もないことを話したり、情報共 有をしたり、時には助け合い励ましあってとても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.

最後に、本論文を執筆するにあたって、協力いただいた皆様に感謝と御礼を申し上げ、簡 単ではありますが、謝辞に代えさせていただきます.

89

<u>有人ロケット緊急離脱時の</u> 人体傷害メカニズムの解明と 傷害評価の高精度化

<u>平成 29 年 1 月 26 日 提出</u> 指導教員 酒井 信介 教授 <u>150241 宮田 健太郎</u>