

卒業論文

有人ロケットの緊急脱出時における
人体傷害メカニズムの解明と
最適ダミーモデルの判断手法の開発

平成 30 年 2 月 5 日 提出
指導教員 酒井 信介 教授
160214 高橋 彬

目次

第 1 章	序論.....	9
1.1	研究背景	10
1.2	LAS について	10
1.3	先行研究	11
1.4	目的	13
第 2 章	傷害評価手法.....	14
2.1	諸言	15
2.2	傷害基準	15
2.2.1	HIC.....	17
2.2.2	BrIC	17
2.2.3	頸部軸力.....	18
2.2.4	胸たわみ.....	18
2.2.5	腰椎圧縮力.....	18
2.3	人体ダミー	19
2.3.1	Hybrid-III[7]	19
2.3.2	THOR[9].....	20
2.4	コンピュータモデル.....	21
2.4.1	マルチボディ解析.....	22
2.4.2	有限要素法解析.....	23
第 3 章	解析手法.....	24
3.1	諸言	25
3.2	解析手法	25
3.2.1	MADYMO.....	25
3.2.2	解析モデル.....	26
3.2.3	ダミーモデル.....	27
3.2.4	各ダミーモデルの違い.....	27
3.2.5	シート	30
第 4 章	解析による傷害評価	34
4.1	諸言	35
4.2	解析条件	35
4.2.1	爆風圧到達時.....	35
4.2.2	着水時	37
4.3	解析結果	39
4.4	考察	43

第 5 章	ダミー間の傷害メカニズムの差	55
5.1	緒言	56
5.2	頸椎荷重	56
5.2.1	THOR と Hybrid-III で共通のメカニズム	59
5.2.2	THOR 特有のメカニズム	61
5.2.3	Hybrid-III 特有のメカニズム	65
5.2.4	両ダミーのメカニズムの比較	68
5.3	BrIC	72
5.3.1	THOR のメカニズム	74
5.3.2	Hybrid-III のメカニズム	76
5.3.3	両ダミーのメカニズムの比較	77
5.4	他の入力条件におけるメカニズム	78
5.4.1	頸椎荷重	78
5.4.2	BrIC	80
5.4.3	入力加速度に対する傾向	81
第 6 章	加速度に対する傾向の検証	84
6.1	緒言	85
6.2	解析条件	85
6.3	解析結果	88
6.4	考察	91
6.5	使用ダミーの判断基準	93
第 7 章	結論	94
7.1	総括	95
7.2	今後の展望	95
参考文献		96
謝辞		98

図目次

図 1-1	LAS での非常脱出の流れ	11
図 2-1	首の運動方向	18
図 2-2	Hybrid-III の種類[14]	20
図 2-3	THOR-NT[15]	21
図 2-4	Hybrid-III を用いたマルチボディ解析	22
図 2-5	THUMS を用いた有限要素法解析	23
図 3-1	シミュレーションモデル	26
図 3-2	MADYMO で使用されるジョイント[11]	28
図 3-3	THOR, Hybrid-III と実際の人体の脊椎	28
図 3-4	THOR, Hybrid-III の各ジョイントの位置	29
図 3-5	剛体シートと頭部衝撃吸収材	30
図 3-6	貫入量の定義	31
図 3-7	シートとダミーの貫入量に対する接触力	32
図 3-8	ダミーと頭部衝撃吸収材の貫入量に対する接触力	32
図 3-9	THOR と Hybrid-III の腰部の初期状態	33
図 4-1	爆風圧 X 軸方向加速度	36
図 4-2	爆風圧 Z 軸方向加速度	37
図 4-3	着水実験の状況	38
図 4-4	着水 X 軸方向加速度	38
図 4-5	着水 Z 軸方向加速度	39
図 4-6	各ダミーの傷害値と基準値との比(case1)	43
図 4-7	各ダミーの傷害値と基準値との比(case5)	44
図 4-8	各ダミーの傷害値と基準値との比(case7)	44
図 4-9	各ダミーの傷害値と基準値との比(case8)	45
図 4-10	各ダミーの傷害値と基準値との比(case9)	45
図 4-11	各ダミーの傷害値と基準値との比(pitch11)	46
図 4-12	各ダミーの傷害値と基準値との比(pitch21)	46
図 4-13	各ダミーの傷害値と基準値との比(pitch38)	47
図 4-14	各ダミーの傷害値と基準値との比(pitch-38)	47
図 4-15	HIC の THUMS に対する THOR・H3 の比	48
図 4-16	BrIC の THUMS に対する THOR・Hybrid-III の比	49
図 4-17	頸椎圧縮荷重の THUMS に対する THOR・Hybrid-III の比	50
図 4-18	頸椎引張荷重の THUMS に対する THOR・Hybrid-III の比	51
図 4-19	胸たわみの THUMS に対する THOR・Hybrid-III の比	52

図 4-20	腰椎圧縮荷重の THUMS に対する THOR・Hybrid-III の比.....	53
図 5-1	爆風圧到達時 case7 の THOR と Hybrid-III の頸椎荷重の時刻歴.....	56
図 5-2	case7 の X 軸方向単体を入力したときの両ダミーの頸椎荷重の時刻歴	57
図 5-3	case7 の Z 軸方向単体を入力したときの両ダミーの頸椎荷重の時刻歴.....	58
図 5-4	case7 の各軸方向単体を入力したときの THOR の頸椎荷重の和の時刻歴...	58
図 5-5	case7 の各軸方向単体を入力したときの Hybrid-III の頸椎荷重の和の時刻歴	59
図 5-6	X 軸成分により頸椎圧縮荷重が発生するメカニズム.....	60
図 5-7	Z 軸成分により頸椎圧縮荷重が発生するメカニズム	60
図 5-8	THOR の脊椎の形状.....	61
図 5-9	THOR の圧縮荷重が発生するメカニズム.....	62
図 5-10	THOR の脊椎の各部位における軸方向荷重の時刻歴	62
図 5-11	THOR の頸椎引張荷重が発生するメカニズム.....	63
図 5-12	THOR の頭部の軌跡.....	64
図 5-13	Hybrid-III の胸椎の構造.....	65
図 5-14	Hybrid-III 特有のメカニズム	66
図 5-15	Hybrid-III の脊椎の各部位における軸方向荷重の時刻歴.....	66
図 5-16	Hybrid-III の頭部の挙動.....	67
図 5-17	THOR と Hybrid-III の胸椎が受ける力の X 軸成分	68
図 5-18	荷重の出力位置.....	69
図 5-19	THOR と Hybrid-III の頭部の軌跡	70
図 5-20	Hybrid-III の胸椎の運動.....	71
図 5-21	THOR の胸椎の運動.....	71
図 5-22	Hybrid-III の胸椎の運動.....	72
図 5-23	THOR 胸椎のジョイントの位置	72
図 5-24	THOR の頭部角速度.....	72
図 5-25	Hybrid-III の頭部角速度.....	72
図 5-26	THOR の各軸方向単体を入力した際の頭部角速度 Y 軸回り成分とその和	73
図 5-27	Hybrid-III の各軸方向単体を入力した際の頭部角速度 Y 軸回り成分の和 ..	74
図 5-28	THOR の頭部の挙動	74
図 5-29	case7 の THOR の頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴	75
図 5-30	III における頭部の様子.....	75
図 5-31	Hybrid-III の頭部の挙動.....	76
図 5-32	case7 の Hybrid-III の頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴	76
図 5-33	case7 の THOR と Hybrid-III の頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴	77

図 5-34	THOR の各軸方向成分単体を入力したときの値の和の時刻歴.....	78
図 5-35	Hybrid-Ⅲの各軸方向単体を入力したときの値の和の時刻歴.....	79
図 5-36	X 軸方向成分単体を入力したときの両ダミーの頸椎荷重.....	79
図 5-37	case7 と pitch11 の各軸方向成分のピーク値.....	80
図 5-38	THOR と Hybrid-Ⅲpitch11 のときの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴	80
図 5-39	入力加速度の各軸方向成分のピーク値.....	81
図 5-40	case9 の THOR と Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴.....	83
図 5-41	case5 の THOR と Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴.....	83
図 6-1	入力加速度の X 軸方向成分.....	86
図 6-2	入力加速度の Z 軸方向成分.....	86
図 6-3	各条件の各軸方向ピーク値の関係.....	87
図 6-4	caseA の THOR と Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴.....	89
図 6-5	caseB の THOR と Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴.....	89
図 6-6	caseC の THOR と Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴.....	89
図 6-7	caseD の THOR と Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴.....	90
図 6-8	caseE の THOR と Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴.....	90
図 6-9	caseF の THOR と Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴.....	90

表目次

表 2-1	本研究で使用した傷害基準.....	15
表 2-2-2	人体部位による AIS の例[7].....	16
表 2-3	各部位の傷害基準値[2].....	16
表 4-1	CFD シミュレーションの各変数[18].....	36
表 4-2	THOR の解析結果.....	40
表 4-3	THOR の解析結果と傷害基準値との比.....	40
表 4-4	Hybrid-III の解析結果.....	41
表 4-5	Hybrid-III の解析結果と傷害基準値との比.....	41
表 4-6	THUMS の解析結果[17].....	42
表 4-7	THUMS の解析結果と傷害基準値との比.....	42
表 4-8	傷害値ごとの使用に適切なダミー.....	54
表 5-1	pitch11 と case7 の加速度の各軸方向ピーク値.....	78
表 6-1	解析条件.....	85
表 6-2	各条件下での頸椎圧縮荷重とその比.....	88
表 6-3	各条件下での頸椎引張荷重とその比.....	88
表 6-4	頸椎荷重の入力加速度による傾向.....	91
表 6-5	BrIC の入力加速度による傾向.....	92
表 6-6	各傷害値に対する使用すべきダミーモデル.....	93

第1章 序論

1.1 研究背景

ここ数年、有人宇宙飛行技術開発に乗り出す民間企業の数が増加しており、企業、国共に世界的に有人宇宙飛行技術に関する研究が進められている。人間が宇宙に行くことは当然危険を伴うため、ロボットや機械が宇宙で多くの作業を行っているが、中には人間にしかできない複雑な作業も存在する。これらの作業を実施できれば、宇宙開発は大きく前進するだろう。世界では、ロシア連邦、アメリカ合衆国、中華人民共和国の3国が既に有人宇宙飛行を成功しており、これにインドが続こうとしている。

そして日本では、宇宙航空研究開発機構(JAXA)により日本独自の有人宇宙飛行技術の研究が進められている。有人宇宙飛行技術の確立のためには、ロケットの高信頼性に加えて、乗員の安全性確保も必要とされる。しかし、JAXAでは今までは基幹ロケットのH-IIA、H-IIB、イプシロンロケットといった物資輸送のための無人ロケットの開発を中心に行ってきたため、有人ロケットに特有な乗員保護技術や乗員の安全性の定量的評価に関する知見が乏しい。そのため、乗員の安全性確保の研究は日本独自の有人宇宙飛行技術を確立するための重要な研究である。

1.2 LAS について

有人ロケットの乗員保護技術の1つに有人宇宙船アボートシステム(Launch Abort System : LAS)が挙げられる。LASは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ロケットから切り離し、ハザード源から遠ざけることで、乗員の安全を確保する技術である。

LASにおける緊急離脱の流れは図1-1の通りである。まず、LASが稼働するのは発射台上、またはロケット発射後にロケットにハザードが発生した時である。ロケットにハザードが発生し、それが検知されLASにより乗員の離脱が必要だと判断されるとLASが稼働する。始めに、乗員が搭乗しているロケット先端部のカプセルが射出される。続いてアボートモータにより加速され、カプセルはハザード源から離脱する。LASが最高点に到達すると、乗員が搭乗しているカプセルのみが切り離され、パラシュートにより降下し海に着水する。

LASが稼働している際には以下の4つのフェーズで乗員に大きな加速度がかかると考えられる。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、海上への着水時である。本研究では、その中でも大きな加速度が乗員にかか

るとされる，爆風圧．衝撃波の到達時，着水時における人体加速度応答について考察する．

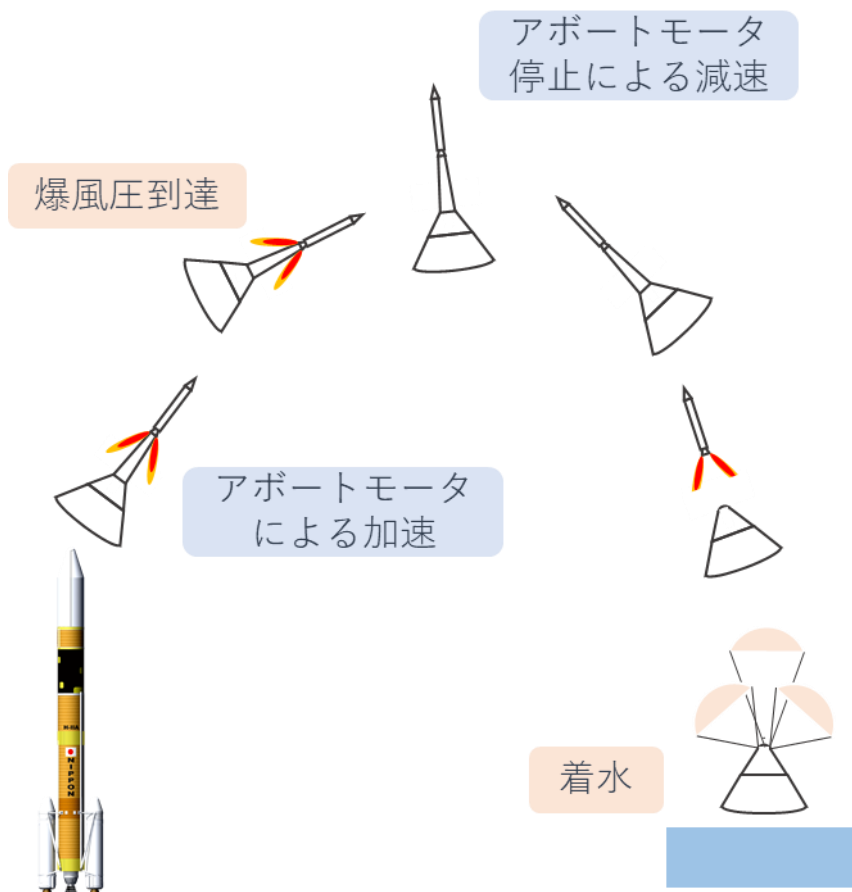


図 1-1 LAS での非常脱出の流れ

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（X 軸方向）の加速度に対する人体の安全性評価は自動車業界において広く行われており，人体ダミーを用いた実験や，人体ダミーを模したコンピュータシミュレーションを用いて研究が進められている．また人体の上下方向（Z 軸方向）の加速度に対

する人体の安全性評価は航空業界において研究が進められている。しかし LAS において人体にかかる想定される加速度は自動車の衝突の時とは異なり、非常に継続時間の短い加速度である。更には、自動車業界や航空業界で研究対象とされている加速度は前後方向、上下方向のどちらかのみがかかる場合であるが、LAS では前後方向、上下方向の複合的な加速度がかかることが想定される。このような状況下における、人体の応答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いる[1]。これに基づき、宇宙環境下での人体加速度応答の評価手法について、使用すべき適切な人体ダミーや人体各部の傷害基準が Jeffery らによって提案されている[1]。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。

LAS 特有の加速度条件下でのシミュレーションは 2014 年度に今泉[2]、2015 年度に井上[3]、齋藤[5]、2016 年度には宮田[16]によって行われている。また、これらの研究では、Hybrid-III と THOR という 2 種類のダミーが利用されてきた。

Hybrid-III は自動車業界で使用されてきた前面衝突試験用のダミーである。今泉は JAXA が Hybrid-III を使用して、人体の前後方向および人体上下方向に加速度を印加した際の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スレッド試験の再現解析を行った。そして、そこで作成した多軸方向に対する妥当性を有した解析モデルに LAS で想定される加速度を印加したシミュレーションを行い、LAS 発動時における人体傷害評価を行った。

井上は有人宇宙カプセルが海上に着水した際にカプセルにかかる加速度の時刻歴を明らかにすべく、着水解析モデルの作成を行った。そして、NASA の論文で着水時に起こり得るとされる条件を幅広く選択し、着水解析を行った。そこで得られた加速度を、前年度に今泉が作成した Hybrid-III の解析モデルに入力し、着水時における人体傷害評価を行った。

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も高く、前後上下の複合的な加速度がかかる宇宙環境での傷害評価に適したダミーとされている。しかし、THOR は Hybrid-III と比較して実機は高価であり、また日本にはまだ保有していないという背景がある。齋藤は NHTSA が THOR を使用し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スレッド試験の再現解析を行った。そして、そこで作成した多軸方向に対する妥当性を有した解析モデルに LAS で想定される加速度を印加したシミュレーションを行い、LAS 発動時における人体傷害評価を行い、Hybrid-III との比較を行った。

宮田は、前年度に齋藤によって作成された THOR を用いた解析モデルの精度の向上を、CORA 指標を用いることにより行った。そして同様に LAS で想定される加速度を印加したシミュレーションを行い、Hybrid-III との比較を行った。

しかし、齋藤・宮田によって行われた THOR と Hybrid-III の比較は単なる解析結果の比較に終始しており、各ダミーの傷害メカニズムに基づいた比較は行われておらず、各ダミーの比較としては不十分であるといえる。

1.4 目的

本研究の目的は、今泉・齋藤、宮田が作成した THOR・Hybrid-III の解析モデルを使用し、同一加速度を入力した際に、THOR・Hybrid-III で挙動がどのように異なるのか、傷害メカニズムの観点から比較を行い、初期条件に応じて使用するのに適したダミーを判断する手法を作成する。

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[2]。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、THOR は日本にはまだ無く、Hybrid-III の方が広く普及しているということもあり、あらゆる条件下での解析を THOR で行うのではなく、Hybrid-III を使用しても適切な傷害評価が行える場合は Hybrid-III を用いるのが望ましい。

そこで本研究では、はじめに THOR と Hybrid-III で LAS 発動時特有の加速度をダミーに印加した際に、ダミー間で大きく傷害値が異なる部位を抽出し、その差異の背景にある傷害メカニズムの把握を、力学的考察を用いて行う。

そのうえで印加する加速度に応じて、Hybrid-III を使用しても差し支えないのか、THOR を使用すべきなのかという使用ダミーの判断手法を提示する。本研究では、適切なダミーの判断基準として、同一加速度条件で行った THUMS の有限要素法解析の結果[17]を使用する。

第2章 傷害評価手法

2.1 諸言

本章では，人体傷害評価の手法として本研究で使用した，人体に加速度がかかった際に人体に傷害が発生するリスクの基準となる傷害値，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

インパクトバイオメカニクスは人体に衝撃加速度が印加された際の，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る．インパクトバイオメカニクスでは，傷害の重症度と相関のある物理量を傷害値と定義し，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を定めている．この関数を傷害基準と呼び，傷害の判定に利用されている．傷害値は衝突方向や衝撃の大きさにより様々な傷害値があるが，現在アメリカ航空宇宙局(NASA)の元で開発中の有人宇宙船 Orion の計画に伴って，米国航空宇宙研究所(Wyle)が定めた乗員安全基準[1]をもとに本研究で使用する傷害基準を設定した．本研究で使用した傷害基準を表 2-1 に示す．

表 2-1 本研究で使用した傷害基準

	傷害基準	傷害と相関のある物理量	傷害例
頭部	HIC15	並進加速度	頭蓋骨骨折 脳内血腫
	BrIC	角速度	脳震盪 びまん性軸索損傷
頸部	頸椎引張荷重	荷重	椎体骨折
	頸部圧縮荷重		靱帯断裂, 脱臼
胸部	胸たわみ	変位	肋骨骨折 内臓損傷
腰部	腰椎圧縮荷重	荷重	腰椎骨折

また，傷害の種類と重症度を数値化する手法としてよく用いられている方法として，簡易傷害スケール(Abbreviated Injury Scale : AIS) が挙げられる．AIS には 1 から 6 の 6 つの段階があり，1 が軽症を表し，6 が即死を表す．表 2-2 に各部位の AIS のスコアの例を示す．

表 2-2-2 人体部位による AIS の例[7]

AIS	傷害の程度	頭部	脊椎	四肢あるいは骨盤
1	軽症	頭痛, めまい感	捻挫(骨折・脱臼無し)	足趾骨折
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	脛骨, 骨盤, 膝蓋骨の単純骨折
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	膝関節部脱臼 大腿骨骨折
4	重篤	6-24 時間の意識喪失 解放骨折	不完全脊椎麻痺	膝から上の切断 または挫滅(閉鎖性)
5	瀕死	24 時間を超える意識喪失 1000cc 以上の頭蓋内血腫	四肢麻痺	骨盤挫滅(開放性)
6		即死		

NASA ではカプセル型有人宇宙飛行の計画で、過去のスペースシャトルやソユーズの事故時の傷害発生確率をもとに、人体各部位の許容できる傷害値を設定している[1][2]。打ち上げが想定通りに行われた場合の Nominal Case においては AIS1 以上の傷害発生確率を 4.8%以下、爆発的事象やパラシュートの不具合などの想定外の事態が起きた場合の Off-Nominal Case においては AIS1 以上の傷害発生確率を 19.1%以下に抑えるように設定している。表 2-3 に本研究で利用した各部位の傷害基準値を示す。

表 2-3 各部位の傷害基準値[2]

	傷害基準	基準値	
頭部	HIC15	340	470
	BrIC	0.04	0.07
頸部	頸椎引張荷重[N]	880	1000
	頸部圧縮荷重[N]	580	1100
胸部	胸たわみ[mm]	25	32
腰部	腰椎圧縮荷重[N]	5800	6500

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)によって定義された頭部に関する傷害基準である。頭部の並進三軸合成加速度によって求められ、脳震盪や頭蓋骨骨折といった傷害の判定に古くから使用されている。HICには判定方法によってHIC15とHIC36の二種類があるが、近年はHIC15の方が頭蓋骨骨折と相関が高いとされ、用いられることが多い[7]。

自動車の安全規制では、傷害の閾値としてHIC15は700、HIC36は1000という値が用いられているが、本研究ではWyleが定めたOff-Nominal Caseに470という傷害基準値を用いる。

HIC値は以下の式で定義される。

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

$a(t)$ 頭部の三軸合成加速度 [G]

t_1 衝撃時の任意の時間

t_2 t_1 に対して HIC が最大となる時間

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

2.2.2 BrIC

BrIC(Brain Injury Criteria)は頭部、特に脳に関する比較的新しい傷害値である。頭部の角加速度によって求められる。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[8]。本研究ではWyleの定めた傷害基準値0.04を用いた。

BrICの定義は以下の式で定義される。

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

$\omega_x, \omega_y, \omega_z$ X, Y, Z 軸まわりの角加速度の最大値[rad/s]

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

ただし、図 2-2 に示すように、X 軸回りが首をかしげる方向、Y 軸回りがうなづく方向、Z 軸回りが首を横に振る方向である。

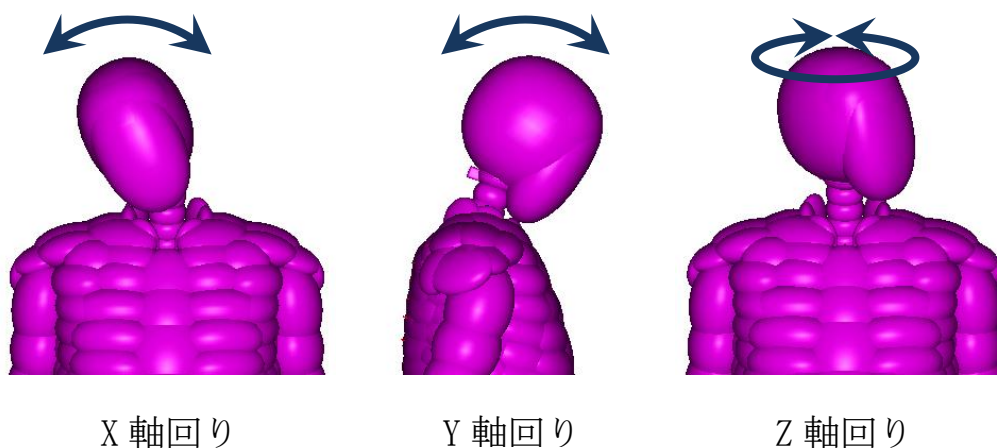


図 2-1 首の運動方向

2.2.3 頸部軸力

頸部には多方向に大きな動きを生じるため、様々なメカニズムによる傷害が発生する。そのため、条件に応じて様々なものが存在するが、本研究では頸部軸力から直接傷害評価を行う。頸部には頭部の慣性負荷や衝撃によって、引張と圧縮の両方の力がかかる。NHTSA では、AIS3 以上の傷害について傷害確率 22%の値を、引張 2520[N]、圧縮 3640[N]としている[2]。Wyle では、Nominal Case で引張 880[N]、圧縮 580[N]、Off-Nominal Case で引張 1000[N]、圧縮 1100[N]としている。本研究では Wyle の Off-Nominal Case の値を用いる。

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、胸骨の胸椎に対する変位で表される。胸部圧縮による血管損傷などの傷害の判定に利用される傷害基準である。自動車業界の規制ではエアバッグによる分布荷重では 63mm、ベルトによる局所的な荷重では 50mm が傷害基準値として使用されることが多い[7]。Wyle は Off-Nominal Case で 32mm を傷害基準値とし、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。腰椎にかかる軸力のうち圧縮方向の軸力を表し、背骨の圧縮破壊の傷害の判定に用いられる。Wyle は、Off-Nominal Case で 6500[N] を傷害基準値としており、本研究ではこの値を使用した。

2.3 人体ダミー

人体に衝撃が生じた際の応答を調べる方法として、まず考えられるのはボランティアを使った衝撃試験であるが、生きている人体に対して傷害が発生し得るほどの衝撃を加えることは当然できず、低い負荷下でしか実施できない。次に考えられる方法としては、屍体を使用した衝撃実験が挙げられるが、屍体には生体活性が無いため実際の人体とは異なる挙動を示してしまう。また、倫理的な問題もあるため、実験では人体ダミーと呼ばれるものを使う場合がほとんどである。

人体ダミーとは、各部位の質量、形状、衝撃を加えた際の応答が実際の人体と一致するように作られた人形である。骨格は金属やプラスチック、それを覆う軟組織はプラスチックや発泡剤で形成されている。傷害評価を行うために、人体ダミーの各部位には加速度や荷重を測定するためのセンサーが取り付けられている。

人体ダミーは、条件下で行われた試験について同様の応答を示す反復性、同タイプのダミーを同様の条件下で試験を行った際に同様な応答を示す再現性、ダミーの応答が実際の人体の応答と一致する生体忠実性の高さが求められる[7]。

しかし衝撃試験で人体ダミーを使用するにはコストが高く、またダミーの種類によっては入手が困難であり、ダミーの種類によって同一条件下での試験を行った際の挙動が異なってしまうなどのデメリットもある。

以下では本研究で比較の対象とした人体ダミーである HybridⅢ、THOR の 2 つについて述べる。

2.3.1 Hybrid-Ⅲ[7]

Hybrid-Ⅲは 1970 年代に、自動車の安全性評価のために開発された前面衝突用のダミーである。前後方向の衝撃に対する応答が人体の応答に近く、現在でも自動車業界では安全

性評価に使用されている。体格や性別の差を考慮するため、様々種類のダミーが存在する。50 パーセンタイル成人男性ダミー(AM50)の他に 95 パーセンタイル大柄男性ダミー(AM95)、5 パーセンタイル小柄女性ダミー(AF05)や、3 歳児のダミーである 3YO などが存在する。



図 2-2 Hybrid-Ⅲの種類[14]

2.3.2 THOR[9]

THOR(Test Device for Human Occupant Restraint)は、Hybrid-Ⅲの後継ダミーとして作られたダミーであり、Hybrid-Ⅲと比較して生体忠実性が高いとされている。NHTSA は 1980 年代前半から新しい前面衝突用のダミーの開発に取り組んでおり、1992 年には Hybrid-Ⅲの改良版の TAD-50M(Trauma Assessment Device – 50th percentile male)を発表した。その後、2001 年に THOR-alpha が開発され、2005 年には利用者の意見に基づき THOR-alpha の使用性や耐久性を改良した THOR-NT(THOR-New Technology)が、2013 年には THOR-NT を部分的に改良した THOR Mod Kit が開発された。欧州では、THORAX プロジェクトとして、THOR の新しい胸部の開発に取り組んでいる。

THOR は Hybrid-Ⅲ同様、自動車業界で開発されたため前面衝突用のダミーとして作られたのだが、X 軸、Y 軸、Z 軸方向それぞれから衝撃を加えた際に、すべての方向において既存のダミーと比較して最も人体の挙動に近い応答を示すことが明らかになっている [10]。

具体的には、THOR は Hybrid-Ⅲと比較して頸部から腰部の脊椎の部分の生体忠実性が改善されている。頸部に関しては、頸部の可動域が大きくなり、頸部の筋力が再現されることにより、Hybrid-Ⅲよりも人体に近い挙動を示すようになった。また腰部に関しては、腰椎が Hybrid-Ⅲよりも柔軟な構造となっているため、腰から首へ衝撃の伝達速度など上下方向(Z 軸方向)の応答が人体に忠実になったとされている [1][2]。

ただし、Hybrid-Ⅲには体格や性別に応じて複数の種類のダミーが存在するのに対し、THOR は男性の標準体型モデルのみが存在する。

THOR は現段階では Hybrid-III ほど普及しておらず，THOR に比べて Hybrid-III 方が入手が容易であり，またコストも少なく済むという背景がある．

本研究では THOR の中では最も新しい，2013 年に開発された THOR Mod Kit を使用して解析を行った．



図 2-3 THOR-NT[15]

2.4 コンピュータモデル

自動車業界や航空業界における衝撃実験の際に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．シミュレーションでは，実験では再現できない条件など様々な条件下で人体傷害評価を行うことができ，また実験と比較して 1 回の検証に必要なコストや時間が少なくて済むといったメリットが挙げられ

る。加えて、実験では得られない細かい力学データが入手できるため、より詳しく人体傷害評価を行うことができる。しかし、モデル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不可欠となる。

シミュレーションの方法としてマルチボディ解析が広く行われてきたが、最近では有限要素法解析が行われることもある。

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について説明する。

2.4.1 マルチボディ解析

マルチボディ解析は、人体ダミーは関節のみが自由度を持ちその他の部位は剛体とみなして解析を行う手法である。質点やジョイントや剛体のみで構成された人体ダミーの運動の解析は計算負荷が小さく、短時間で人体全体の挙動を見るのに有効であるため、乗員安全に関する研究で多くの利用実績がある。マルチボディ解析では、人体各部の加速度や荷重、変位を計算しそれをもとに傷害リスクを算出する。

本研究では、より短時間で多くの条件で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。

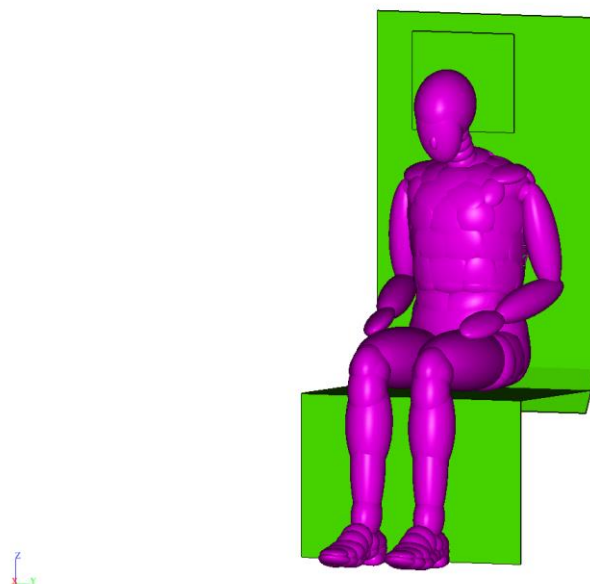


図 2-4 Hybrid-Ⅲを用いたマルチボディ解析

2.4.2 有限要素法解析

有限要素法解析では，人体を連続体の構造と近似することにより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，骨折や軟組織の傷害評価が可能であり，マルチボディ解析よりも詳細な解析を行うことができる．有限要素法解析の用いる人体モデルとしては，豊田中央研究所が開発した THUMS などがある．THUMS は人体の頭部，胴部や関節部など複雑な構造をモデル化しており，人体各部の物性は文献を参照することで実際の人体を再現している[17]．このように人体各部を詳細にモデル化しているため計算負荷が非常に大きく，多条件下での解析には向いていない．



図 2-5 THUMS を用いた有限要素法解析

第3章 解析手法

3.1 諸言

本研究で比較を行う Hybrid-III と THOR の解析モデルの妥当性は今泉，齋藤，宮田によって確認されている[3][5][16]．本章では本研究で，Hybrid-III と THOR の比較を行うのに用いた解析手法の説明をする．

3.2 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について述べる．

3.2.1 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．

ダミーモデルや座席は剛体でモデリングされているのだが，ベルトやエアバッグには有限要素解析を用いており，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可能になっている．

MADYMO の理論の詳細は TASS 社の「MADYMO Theory Manual[11]」に表記されている．

3.2.2 解析モデル

本研究で用いたシミュレーションモデルでは，シートを慣性空間に固定してある．そして，シートではなく，LAS で想定される加速度と符号が逆向きの加速度を人体ダミーに印加することで，人体にかかる慣性力を再現しシートに固定された座標系から見た挙動を解析した．

なお人体ダミーはヘルメットや与圧服を着用はしていない．また，シートには頭部を保護するためのヘッドレストが取り付けられているが，シートベルトは装備されていない．これは，本研究で入力する加速度は後突衝撃(X 軸正方向)と突き上げ衝撃(Z 軸正方向)の 2 方向の衝撃が主なものであり，シートベルトによる影響は少ないと考えたからである．

解析開始から 200[ms]までの挙動を計算した．

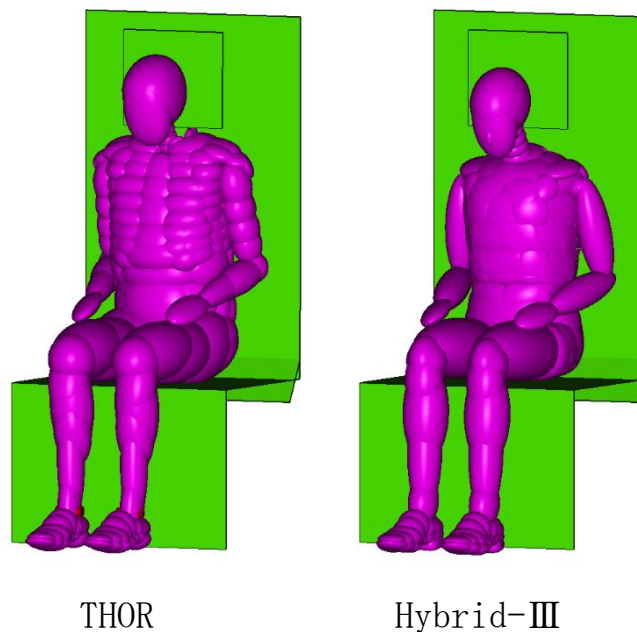


図 3-1 シミュレーションモデル

3.2.3 ダミーモデル

本研究で比較の対象としたダミーは THOR Mod Kit の ellipsoid 型モデルと Hybrid-III AM50 の ellipsoid 型モデルを用いた。ellipsoid 型とは、ダミー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。各ダミーの物性値などはライブラリで既に合わせこみが行われており、本研究ではその値をそのまま利用した。

本研究で使用する THOR Mod Kit の妥当性には「THOR CERTIFICATION MANUAL[12]」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[13]」を参照されたい。

ダミーの各部分の加速度、荷重、変位、角速度、モーメントなどの物理量は MADYMO の設定で出力可能である。加速度、変位、角速度などの物理量は楕円体の中心の質点で計測しており、荷重とモーメントに関しては質点と質点をつなぐジョイントにかかる荷重とモーメントが出力されている。

3.2.4 各ダミーモデルの違い

ここでは、本研究で傷害評価の対象となる傷害値と関係が深いと推定される脊椎の違いについて、本研究で使用した THOR Mod Kit ellipsoid 型モデルと Hybrid-III ellipsoid 型モデルで比較する。

以下に両ダミーの脊椎と実際の人体の脊椎を横から見た時の図を載せる。まず両ダミーで大きく異なるのは、胸椎から腰椎にかけてパーツの数が大きく異なっていることがわかる。Hybrid-III では胸椎が大きな 1 枚の板で表現されているのに対し、THOR では複数のパーツを用いることにより、実際の人体の脊椎のような湾曲具合を表現しているといえる。次に脊椎の内部の構造を比較する。MADYMO では各楕円体につき一つの質点に対応しており、質点の質点はジョイントによって接続されている。このジョイントには複数の種類があり、その種類によってジョイントに繋がれた 2 つの質点の運動できる方向が定まる。図 3-3 に MADYMO で使用されているジョイントを示す。

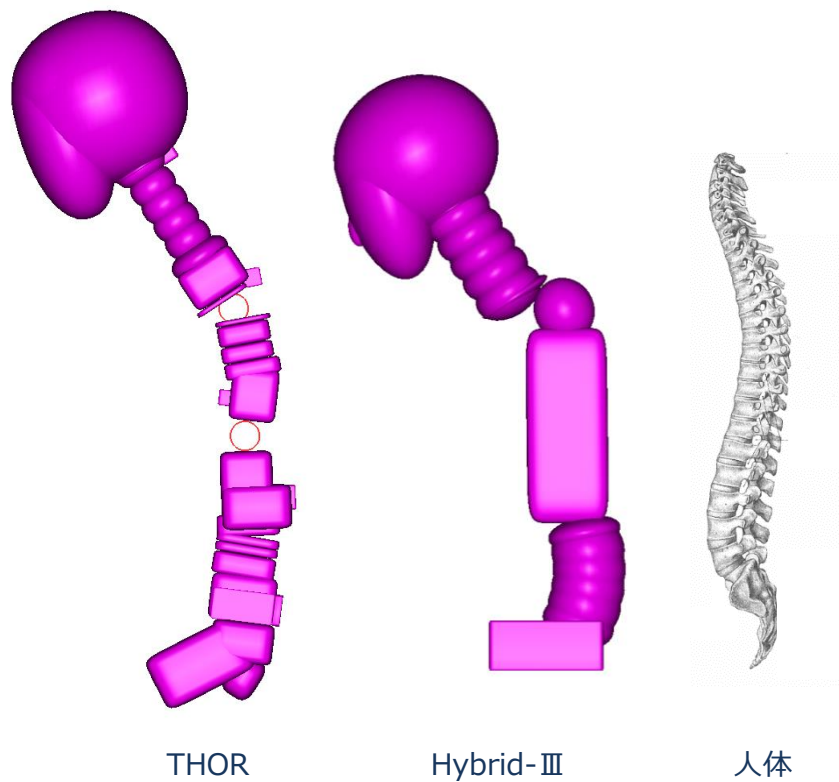


図 3-3 THOR, Hybrid-IIIと実際の人体の脊椎

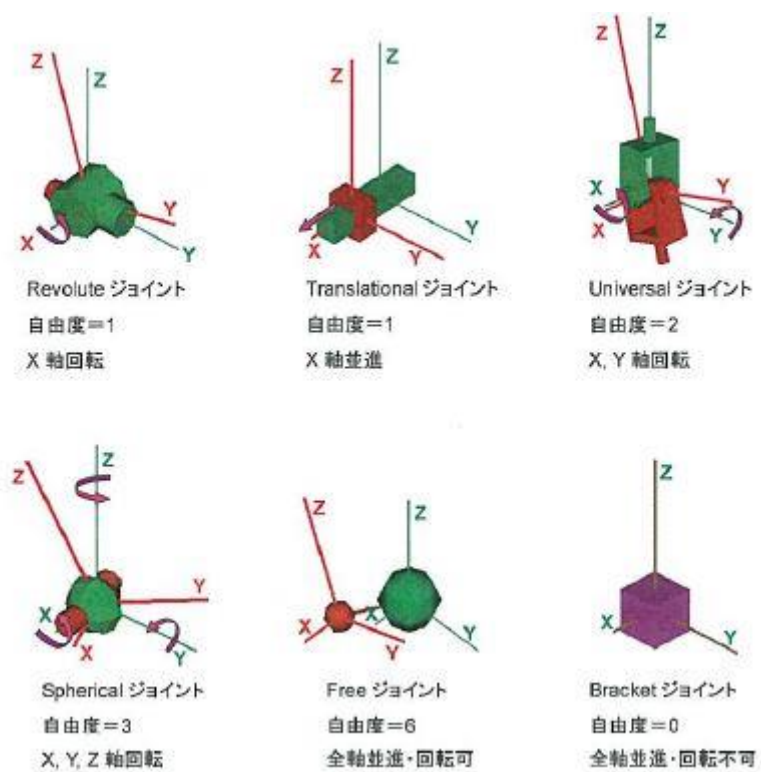


図 3-2 MADYMO で使用されるジョイント[11]

THOR と Hybrid-III の脊椎では、使用されているジョイントが異なるため、柔軟性に差が生じる。

まず、THOR では腰椎には、Cylindrical joint(Z 軸並進, Z 軸回転)が 1 つ、Universal joint(Y 軸回転,)が 2 つ用いられ、胸椎には Free joint が 1 つ、頸椎には 5 つの Free joint が用いられている。頭部と頸椎の付け根である～に相当する部分には Revolute joint が 1 つ使用されている。

Hybrid-III では腰椎に Cylindrical joint(Z 軸並進, Z 軸回転)が 3 つ、Universal joint(Y 軸回転,)が 4 つ用いられ、頸椎には Cylindrical joint(Z 軸並進, Z 軸回転)が 2 つ、Universal joint(Y 軸回転,)が 4 つ用いられている。そして、～の部分には THOR と同様に Revolute joint が 1 つ使用されている。

このように特に胸椎と頸椎では THOR には Free joint が用いられているため、柔軟に運動するが、Hybrid-III では胸椎に至っては 1 つもジョイントがないため、胸椎は一体となって運動することがわかる。

以下は両ダミーのジョイントの位置を記したものである。

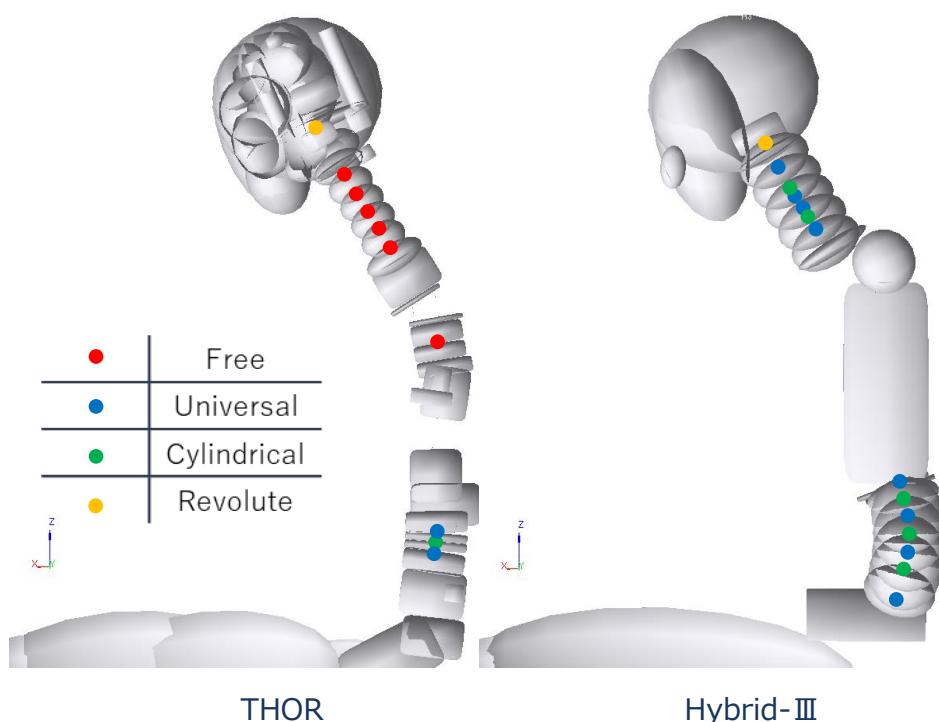


図 3-4 THOR, Hybrid-III の各ジョイントの位置

3.2.5 シート

シートのモデルは接触判定を行う平面のみのサーフェスを使用した。座席の仕様は、宮田が再現解析を行った 2013 年 4 月に NHTSA によって実施されたスレッド試験で用いられた座席，着座姿勢を可能な限り再現した。また座席は変形しないものとして，剛体とした。シートモデルは，図 3-5 のように 5 つの平面から構成されており，5 面とも慣性空間上に固定する形で再現した。ダミーの足が接触する，座面と結合している面を脚面，座面と背面を結合している斜めの面を補助面とすると，背面と脚面と頭部衝撃吸収材は全て座面に対し直角に固定されている。

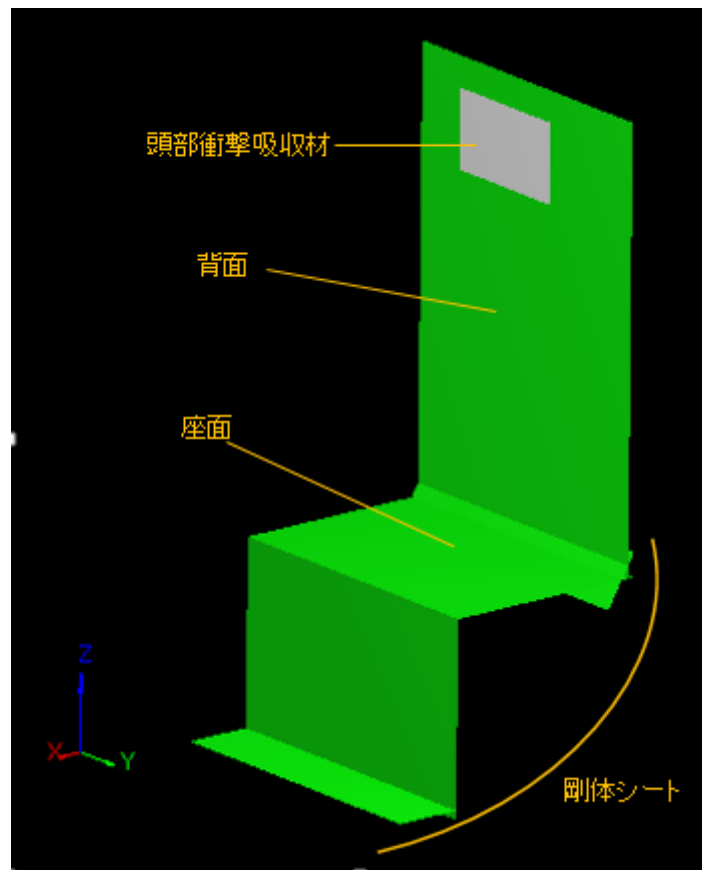


図 3-5 剛体シートと頭部衝撃吸収材

MADYMO ではダミーがシートに接触すると、接触力と摩擦力が生じる。ダミーに生じる力のうちシートに垂直な方向の成分を接触力、シートに平行な方向の成分を摩擦力とする。接触力はシートとダミーの貫入量に応じて決定され、摩擦力は接触力と摩擦係数によって決定される。貫入量は図 3-6 のようにダミーの楕円体の接平面のうちシートと平行なものとシートの距離で定義される。

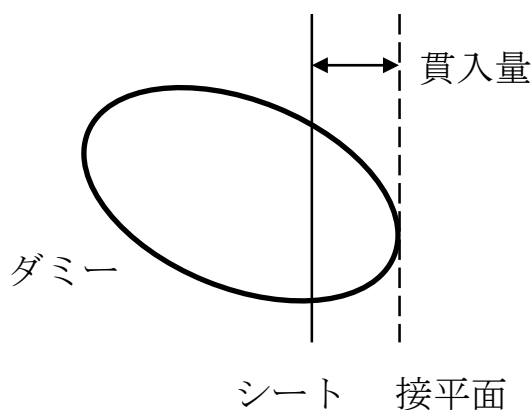


図 3-6 貫入量の定義

座席とダミーの間にはたらく接触力と頭部衝撃吸収材とダミーの間にはたらく接触力と、それぞれの摩擦係数は今泉によって行われた合わせこみの結果を用いた。頭部衝撃吸収材とダミーの間にはたらく接触力は、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もとに合わせこみがされている。座席とダミーの間の摩擦係数を 0.5，頭部衝撃吸収材とダミーの間の摩擦係数を 0.35 とした。ダミーと頭部衝撃吸収材，シートの貫入量と接触力の関係は以下の通りである[3]。

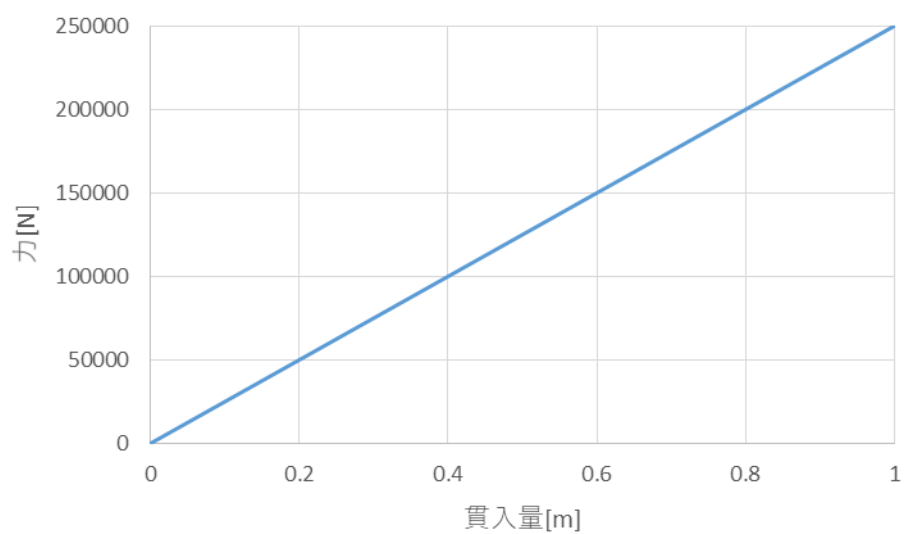


図 3-7 シートとダミーの貫入量に対する接触力

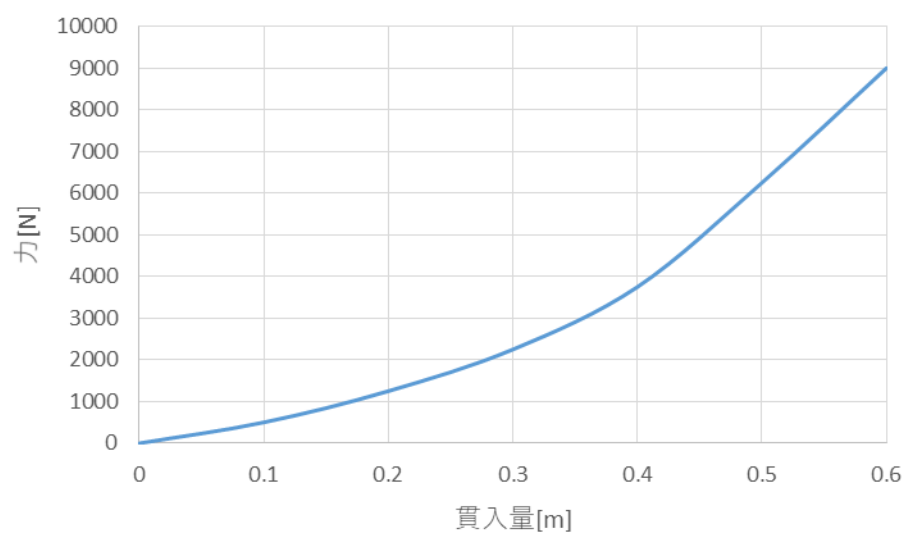


図 3-8 ダミーと頭部衝撃吸収材の貫入量に対する接触力

また、THOR と Hybrid-Ⅲでダミー胴体部の外表面の構造が異なっている．具体的には、Hybrid-Ⅲの腰部の外表面は滑らかな形状であるのに対し、THOR の腰部の外表面は少し膨らみを持っているため、初期位置の時点でダミーの一部がシートに貫入してしまっている．そのため、THOR は初期位置の段階では接触力は発生せず、初期位置での貫入量からどのくらい貫入したかで接触力が発生するように設定した．

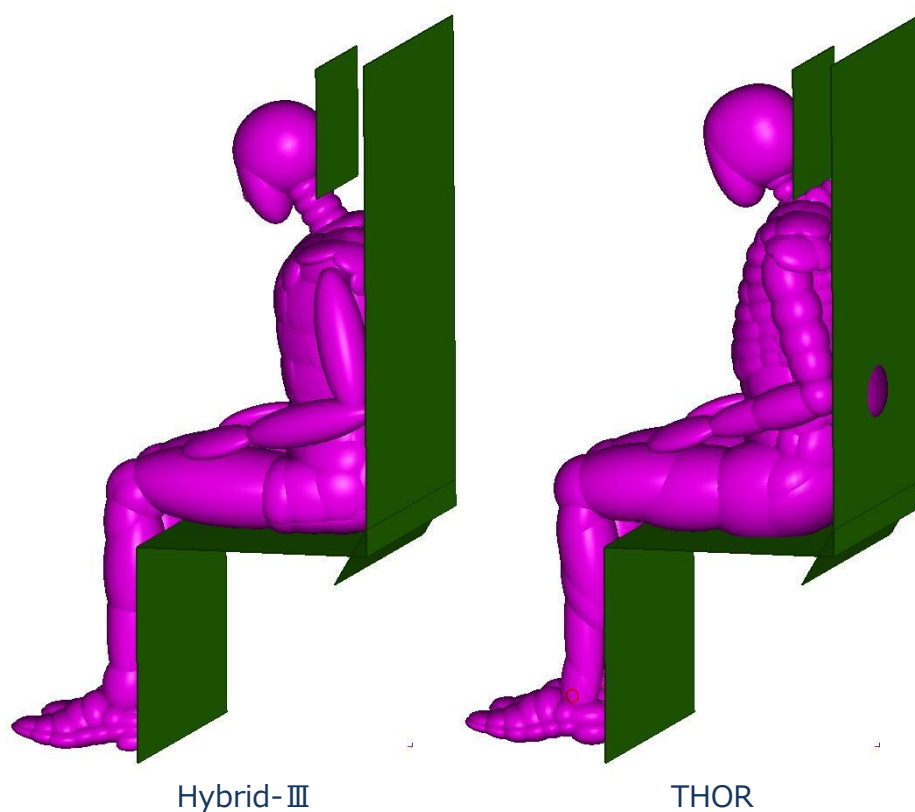


図 3-9 THOR と Hybrid-Ⅲの腰部の初期状態

第4章 解析による傷害評価

4.1 諸言

本章では、第3章で作成したモデルを使用して、LASで想定される実験では再現不可能な継続時間が非常に短くピーク値の大きい、X軸方向とZ軸方向の両成分を持った加速度を印加させて、THORとHybrid-IIIの応答の違いを調べる。

4.2 解析条件

LAS発動時には、アボートモータによる加速時、アボートモータ停止に伴う減速時、爆風圧到達時、海上への着水時の4つのフェーズでLAS特有の加速度がかかるとされているが、本研究ではそのなか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2つのフェーズでの人体ダミーの応答を調べる。

4.2.1 爆風圧到達時

爆風圧到達時における入力加速度はJAXAによって行われたCFD(Computational Fluid Dynamics)シミュレーション[18]の結果を使用した。このCFD解析では表4-1で示すように爆発の規模、乗員が乗るカプセルの速度、アボートした際の角度、爆発源からカプセルまでの距離の4つを変数として、9ケースの解析を行いそれぞれ乗員にかかる加速度を算出している。9ケースのうち加速度のピークが大きかったcase1, case5, case7, case8, case9の5ケースについて解析を行った。爆風圧による衝撃は継続時間が非常に短いため、アボートした際の角度は不変であるとし、アボートした際の角度が0[deg]であるcase1とcase8はX軸方向加速度のみ、case5とcase7, case9はX軸方向加速度とZ軸方向加速度の両方を印加して解析を行った。

図4-1はCFD解析の結果、乗員にかかる想定される加速度であり、図4-2と図4-3は今回の解析で使用したX軸方向加速度とZ軸方向加速度の時刻歴である。

表 4-1 CFD シミュレーションの各変数[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	6-
Case9	20	2.1	15.5	20

灰色の塗りつぶしは今回使用しなかった条件

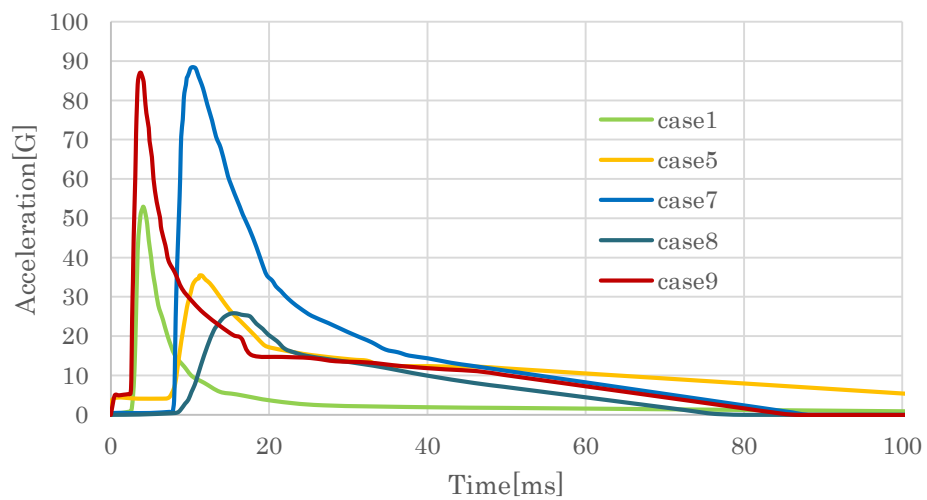


図 4-1 爆風圧 X 軸方向加速度

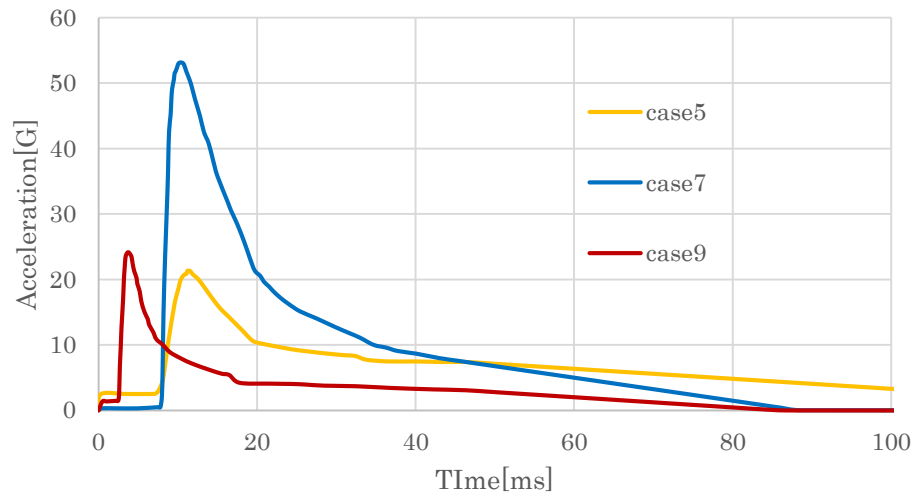


図 4-2 爆風圧 Z 軸方向加速度

4.2.2 着水時

着水時の加速度データは、NASA がアポロ計画の際に行ったカプセル実験のデータ[6]を使用した。この実験ではアポロ宇宙船で使用するカプセルの 1/4 スケールのカプセルを用いて行われた着水実験である。着水時のカプセルの鉛直方向速度は 9.1[m/s]、水平方向速度は 9.1[m/s]のもと、カプセルのピッチ角を 11[deg]、21[deg]、38[deg]と 3 つのケースについてそれぞれカプセル内の乗員にかかる加速度を算出した。この実験の結果では、着水時には X 軸方向加速度、Z 軸方向加速度に加え Y 軸回りの回転角加速度がかかるとされている。しかし、MADYMO の仕様上回転角加速度をダミーに加えることができないため、図 4-4 と図 4-5 に示すような X 軸方向加速度と Z 軸方向加速度の 2 つを印加して解析を行った。pitch-11 は図 4-3 におけるピッチ角が 11[deg]であることを表している。pitch-21, pitch-38 についても同様である。

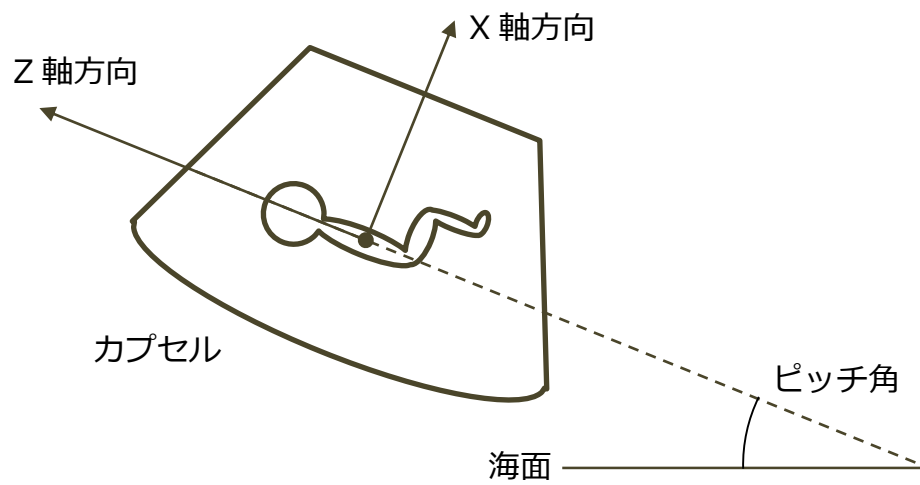


図 4-3 着水実験の状況

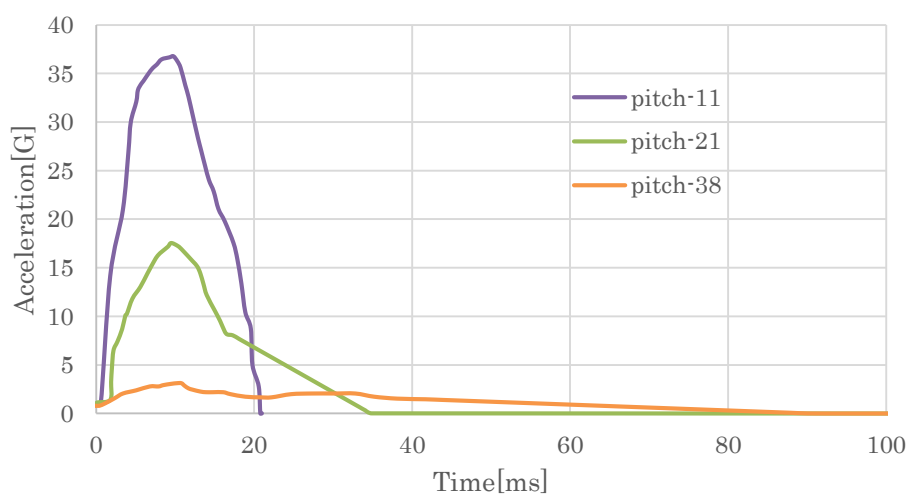


図 4-4 着水 X 軸方向加速度

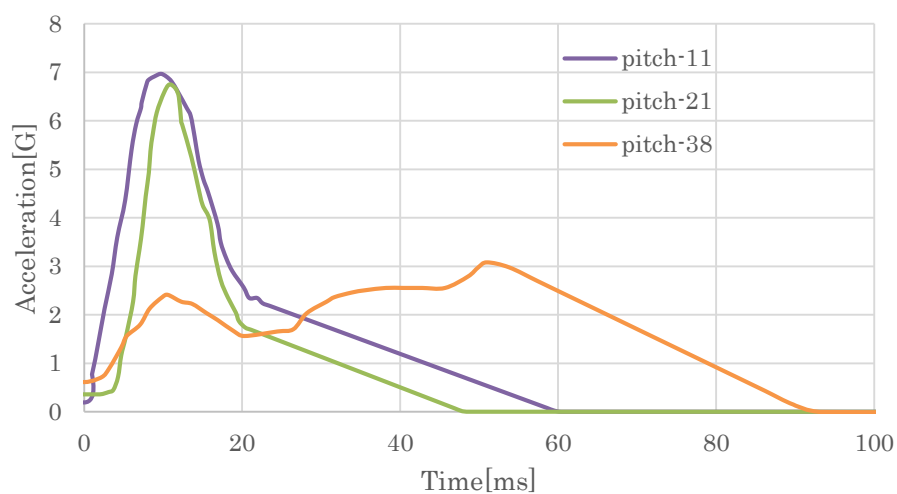


図 4-5 着水 Z 軸方向加速度

4.3 解析結果

今回の解析に用いた THOR の傷害値を表 4-2 に，Hybrid-III の傷害値を表 4-4 に示す．表 4-3，表 4-5 には解析結果と Off-nominal case 時の傷害基準値との比を示す．表 4-6，表 4-7 は本研究において，ダミーの使い分けの基準として設定した THUMS の解析結果と傷害基準値との比であるが，これらは植田の修士論文のデータ[17]を引用した．表中の赤字の値は傷害基準値を超える値になったことを示している．

表 4-2 THOR の解析結果

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
傷害値	HIC15	BrIC	頸部引張 荷重[N]	頸部圧縮 荷重[N]	胸たわみ [mm]	腰椎圧縮 荷重[N]
傷害基準値	470	0.07	1000	1100	32	6500
case1	67.42	0.16013	1773.521	1358.275	11.34545	3044.387
case5	309.73	0.171855	2593.014	4233.44	19.91543	5670.435
case7	2545.4	0.374211	4890.841	10216.38	37.68358	9262.384
case8	202.81	0.223201	2907.735	2168.053	17.0749	3578.621
case9	616.17	0.349702	4245.246	5538.674	25.59595	5755.161
pitch-11	368.81	0.144432	3745.965	3789.936	22.06389	4892.936
pitch-21	51.463	0.126819	1374.57	1414.844	10.99079	3980.878
pitch-38	2.9391	0.049444	35.40238	285.8358	2.599987	1050.193

表 4-3 THOR の解析結果と傷害基準値との比

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
傷害値	HIC15	BrIC	頸部引張 荷重[N]	頸部圧縮 荷重[N]	胸たわみ [mm]	腰椎圧縮 荷重[N]
傷害基準値	470	0.07	1000	1100	32	6500
case1	14%	229%	177%	123%	35%	47%
case5	66%	246%	259%	385%	62%	87%
case7	542%	535%	489%	929%	118%	142%
case8	43%	319%	291%	197%	53%	55%
case9	131%	500%	425%	504%	80%	89%
pitch-11	78%	206%	375%	345%	69%	75%
pitch-21	11%	181%	137%	129%	34%	61%
pitch-38	1%	71%	4%	26%	8%	16%

表 4-4 Hybrid-Ⅲの解析結果

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
傷害値	HIC16	BrIC	頸部引張 荷重[N]	頸部圧縮 荷重[N]	胸たわみ [mm]	腰椎圧縮 荷重[N]
傷害基準値	470	0.07	1000	1100	32	6500
case1	45.881	0.084116	280.2522	643.3858	9.039175	881.6187
case5	214.41	0.215968	261.0042	2274.552	13.40277	6072.035
case7	1857.1	0.435465	955.9804	5397.503	25.66507	15029.16
case8	152.63	0.084116	280.2522	643.3858	9.039175	881.6187
case9	521.28	0.173363	1162.849	2439.643	20.16522	5072.246
pitch-11	318.7	0.110188	987.1042	1702.821	16.86907	3294.215
pitch-21	38.532	0.081789	330.1468	824.1652	7.851935	1738.829
pitch-38	0.53171	0.034899	38.62681	274.0988	1.942451	834.5903

表 4-5 Hybrid-Ⅲの解析結果と傷害基準値との比

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
傷害値	HIC15	BrIC	頸部引張 荷重[N]	頸部圧縮 荷重[N]	胸たわみ [mm]	腰椎圧縮 荷重[N]
傷害基準値	470	0.07	1000	1100	32	6500
case1	10%	120%	28%	58%	28%	14%
case5	46%	309%	26%	207%	42%	93%
case7	395%	622%	96%	491%	80%	231%
case8	32%	120%	28%	58%	28%	14%
case9	111%	248%	116%	222%	63%	78%
pitch-11	68%	157%	99%	155%	53%	51%
pitch-21	8%	117%	33%	75%	25%	27%
pitch-38	0%	50%	4%	25%	6%	13%

表 4-6 THUMS の解析結果[17]

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
傷害値	HIC17	BrIC	頸部引張 荷重[N]	頸部圧縮 荷重[N]	胸たわみ [mm]	腰椎圧縮 荷重[N]
傷害基準値	470	0.07	1000	1100	32	6500
case1	42	0.131	462	78	21	610
case5	246	0.317	1069	415	39	5095
case7	1416	0.676	1635	239	34	12306
case8	362	0.169	687	86	34	852
case9	579	0.251	1266	276	38	3556
pitch-11	314	0.222	1005	151	36	1917
pitch-21	36	0.125	570	52	20	600
pitch-38	2	0.065	196	18	5	1570

表 4-7 THUMS の解析結果と傷害基準値との比

部位	頭部		頸部		胸部	腰部
傷害値	HIC15	BrIC	頸部引張 荷重[N]	頸部圧縮 荷重[N]	胸たわみ [mm]	腰椎圧縮 荷重[N]
傷害基準値	470	0.07	1000	1100	32	6500
case1	9%	187%	46%	7%	66%	9%
case5	52%	453%	107%	38%	122%	78%
case7	301%	966%	164%	22%	106%	189%
case8	77%	241%	69%	8%	106%	13%
case9	123%	359%	127%	25%	119%	55%
pitch-11	67%	317%	101%	14%	113%	29%
pitch-21	8%	179%	57%	5%	63%	9%
pitch-38	0%	93%	20%	2%	16%	24%

4.4 考察

各初期条件について THOR と Hybrid-III と THUMS の解析結果と各傷害基準値との比を図 4-7 から図 4-13 に示す。赤い線で示した 100%の線は各傷害値が傷害基準値と一致する線を表している。

これらの図を見ると、case7 や case9 などのピーク値の大きい入力条件では全ダミーともほとんどの傷害値において基準値を超えている。pitch-38 に関してはそもそも入力加速度のピーク値は大きくなく、全ての傷害値が基準値を下回っている。pitch-38 以外の条件では、全ダミーとも BrIC の値が基準値を上回っていることが分かる。THOR に関しては、pitch-38 以外の条件では BrIC と頸椎圧縮荷重と頸椎引張荷重が基準値を上回っている。HIC15 と胸たわみ、腰椎圧縮荷重は多くの条件で傷害基準値を下回っており、さらにダミー間の差が小さい。

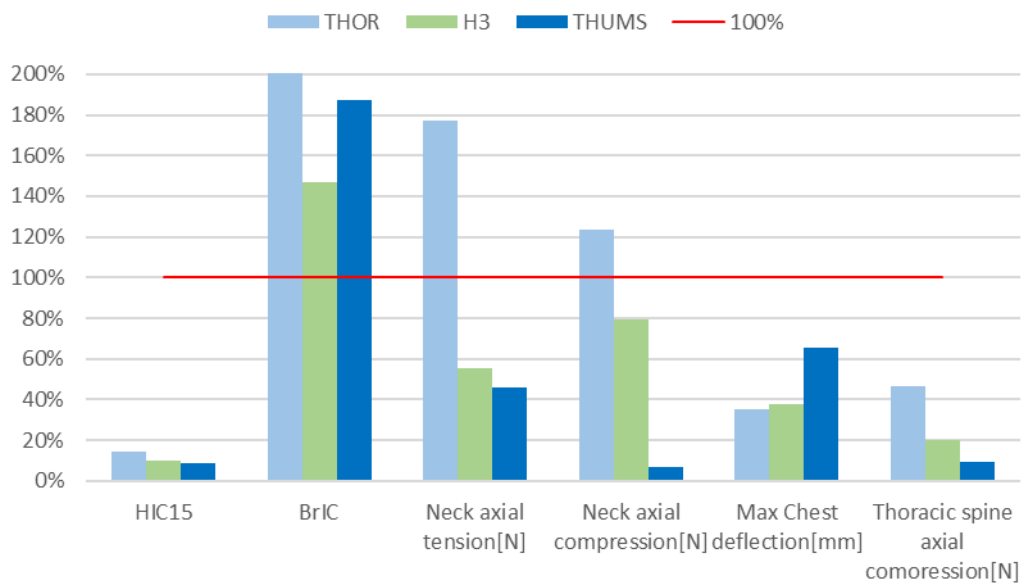


図 4-6 各ダミーの傷害値と基準値との比(case1)

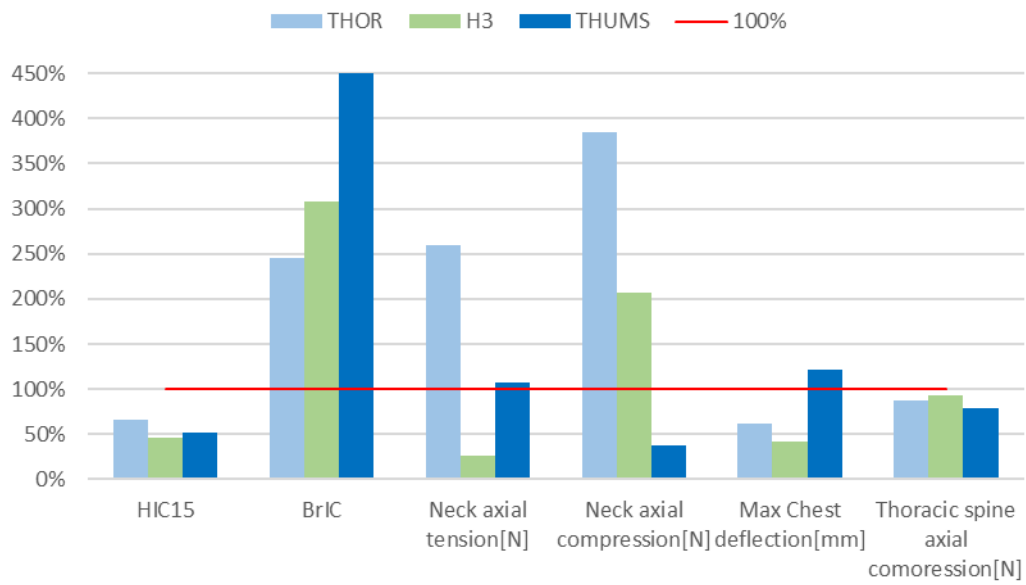


図 4-7 各ダミーの傷害値と基準値との比(case5)

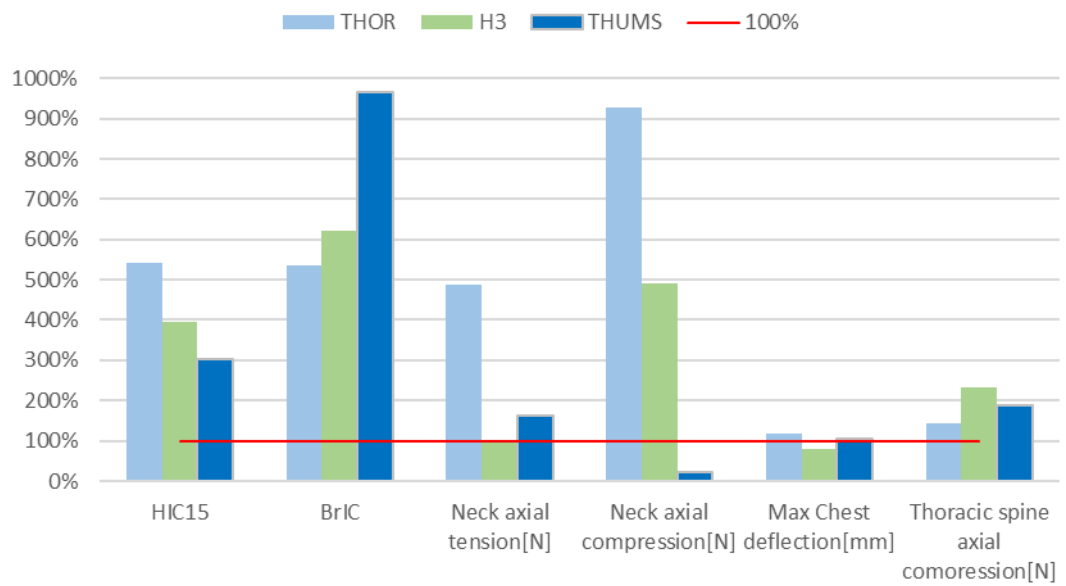


図 4-8 各ダミーの傷害値と基準値との比(case7)

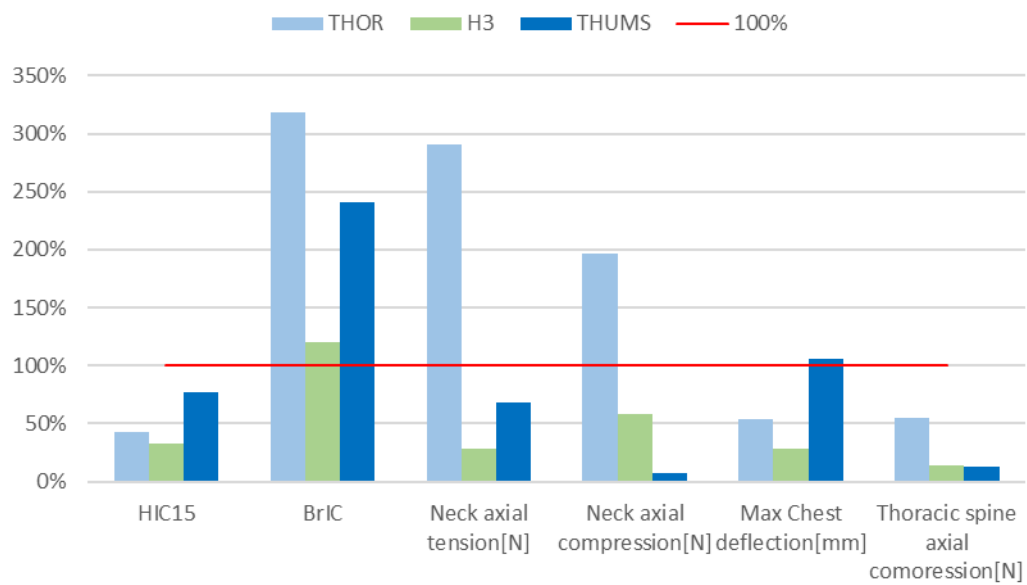


図 4-9 各ダミーの傷害値と基準値との比(case8)

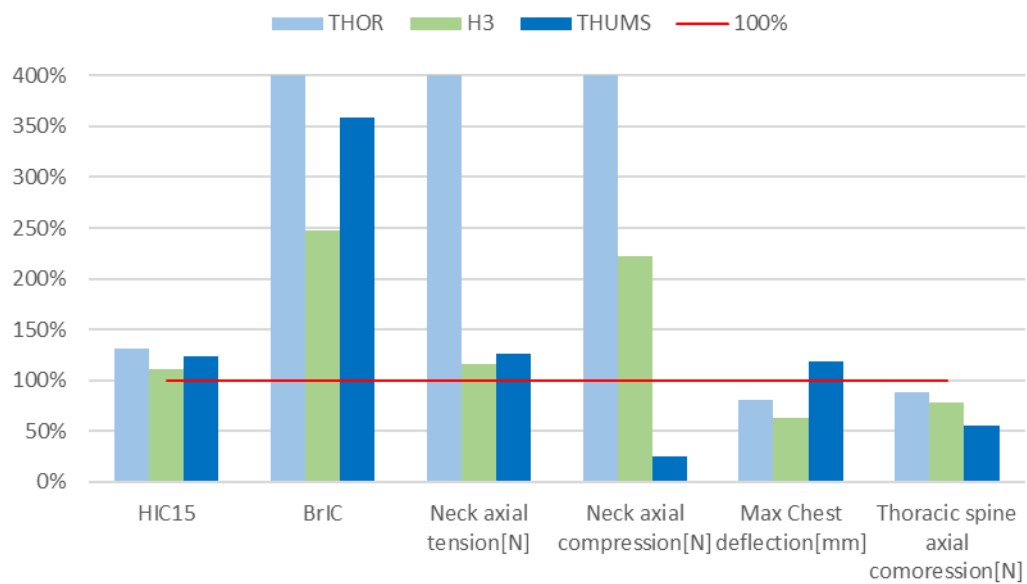


図 4-10 各ダミーの傷害値と基準値との比(case9)

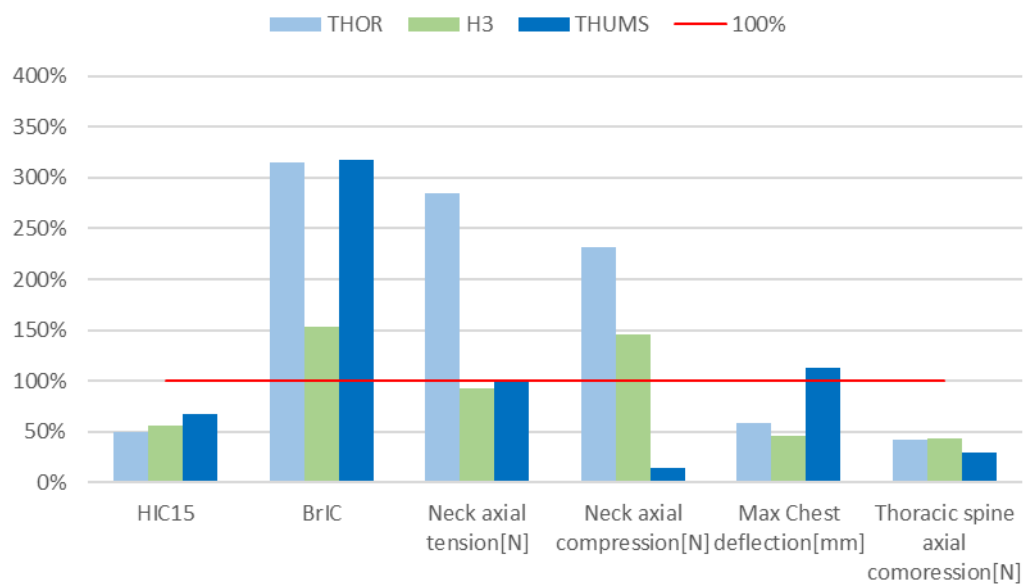


図 4-11 各ダミーの傷害値と基準値との比(pitch11)

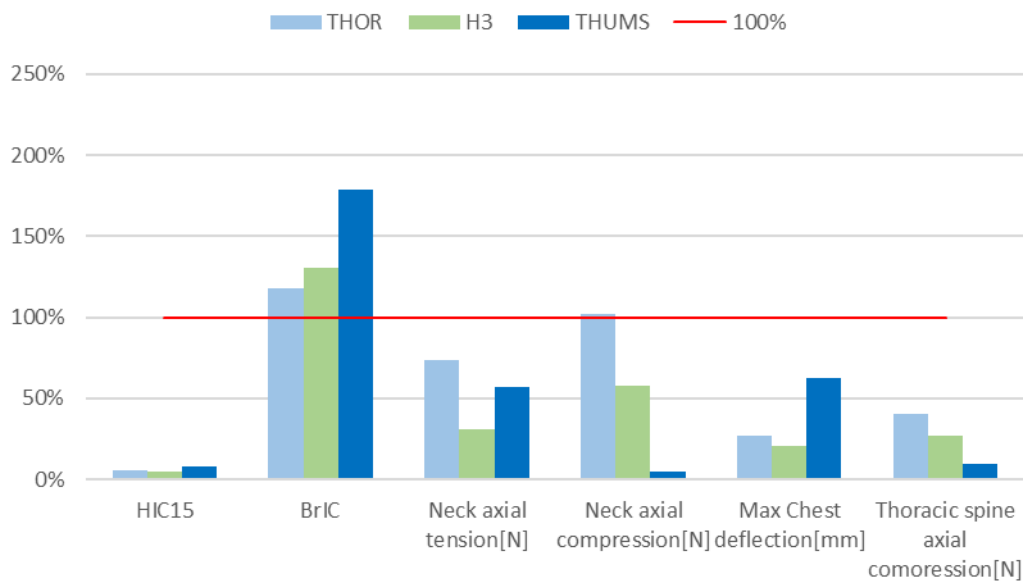


図 4-12 各ダミーの傷害値と基準値との比(pitch21)

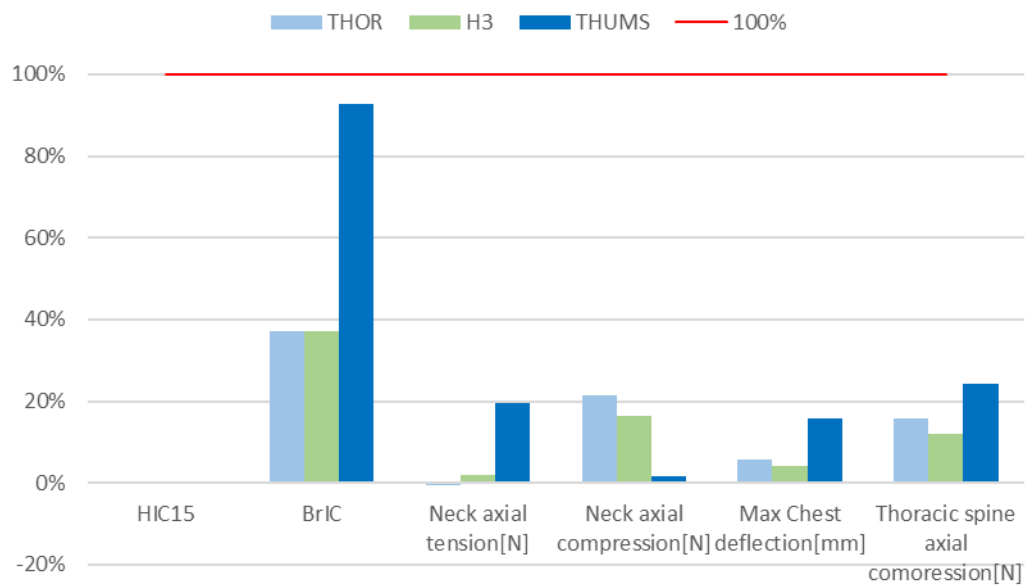


図 4-13 各ダミーの傷害値と基準値との比(pitch38)

次にそれぞれ各傷害値について使用すべき適切なダミーモデルの提示を行う。以下に THUMS の傷害値と傷害値の比を横軸に、THOR と Hybrid-III の傷害値と傷害値の比を縦軸にプロットした散布図を元に判断を行う。点線は THUMS の値と、THOR・Hybrid-III の値が一致する点を示している。この点線に近い方の各ダミーが THUMS の値に近いということを示している。グラフ中の BW は爆風圧到達時、WL は着水時を表す。

HIC

HIC は BW9 と BW7 を除いて両ダミーとも 100%を下回っている。BW7 以外では THOR と Hybrid-Ⅲの値の差は小さく共に THUMS の値とも近くなっているが、若干 THUMS の値の方が大きな値を算出している。しかし、これらは傷害基準値より小さいため、この誤差は無視してもよい。よって BW7 のような入力加速度の X 軸方向成分のピーク値も Z 軸方向成分ピーク値もともに大きい場合でなければ、THOR と Hybrid-Ⅲのどちらのダミーを使用しても問題はないといえる。また、ピーク値の大きな場合は Hybrid-Ⅲが使用するべき適切なダミーとなる。

よって HIC の算出には Hybrid-Ⅲを用いればよい。

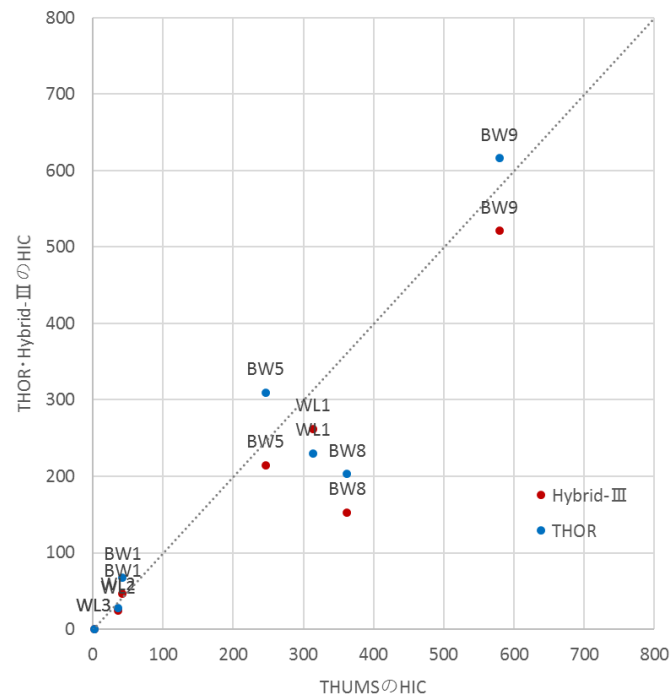


図 4-15 HIC の THUMS に対する THOR・H3 の比

BrIC

BrIC は THOR と Hybrid-III 共に THUMS の値から離れているものが多い。THOR は THUMS の値よりも大きいものと小さいものが混在しているのに対し、Hybrid-III は全て THUMS の値の方が大きく算出されている。case5, case9, case7 といった X 軸方向成分と Z 軸方向成分ともにピーク値大きなものについては THUMS とは大きく離れてはいるが、Hybrid-III の方がまだ THUMS に近いといえる。case1 や case8 といった X 軸方向成分単体しか存在しないものや、case5, case9, case7 以外の X 軸方向成分が支配的なケースについても THOR の方が THUMS に近い値を算出している。よって、X 軸方向成分と Z 軸方向成分ともに加速度のピーク値が大きいものについては Hybrid-III を使用し、Z 軸方向成分が小さく X 軸方向成分が支配的である場合には THOR を使用するのが適切である。

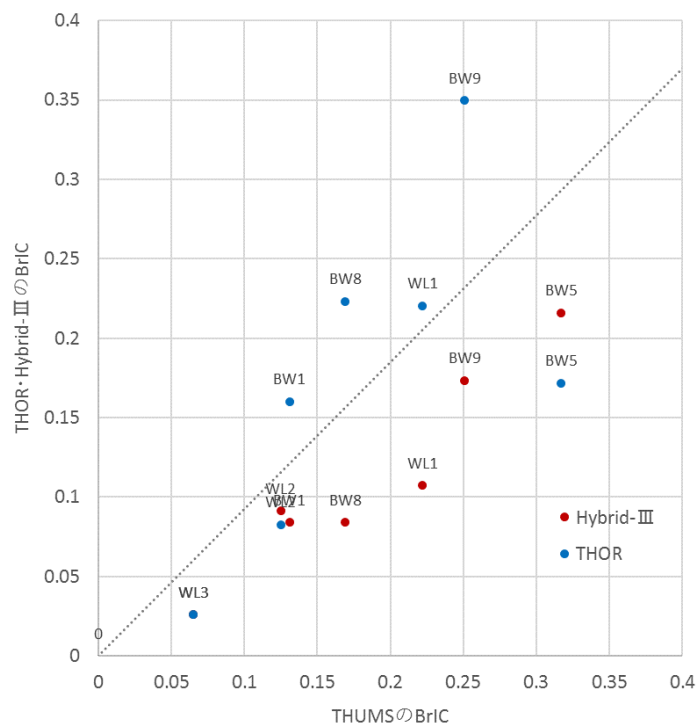


図 4-16 BrIC の THUMS に対する THOR ・ Hybrid-III の比

頸椎圧縮荷重

頸椎圧縮荷重は THOR と Hybrid-Ⅲともに THUMS とは大きく差が開いたが，THOR と比較すると Hybrid-Ⅲの方がまだ THUMS の値に近いといえる．しかし，THUMS ではすべてのケースについて傷害値が傷害基準値より小さくなっているため，THUMS にまだ値に近い Hybrid-Ⅲで評価しても誤った評価をしてしまう．このように大きな差が生じてしまったのはマルチボディ解析と有限要素法解析の差によって生じたと考えられるが，本研究では考察の対象とはしない．

よって頸椎圧縮荷重は Hybrid-Ⅲを使用して評価するのが適切であるといえる．

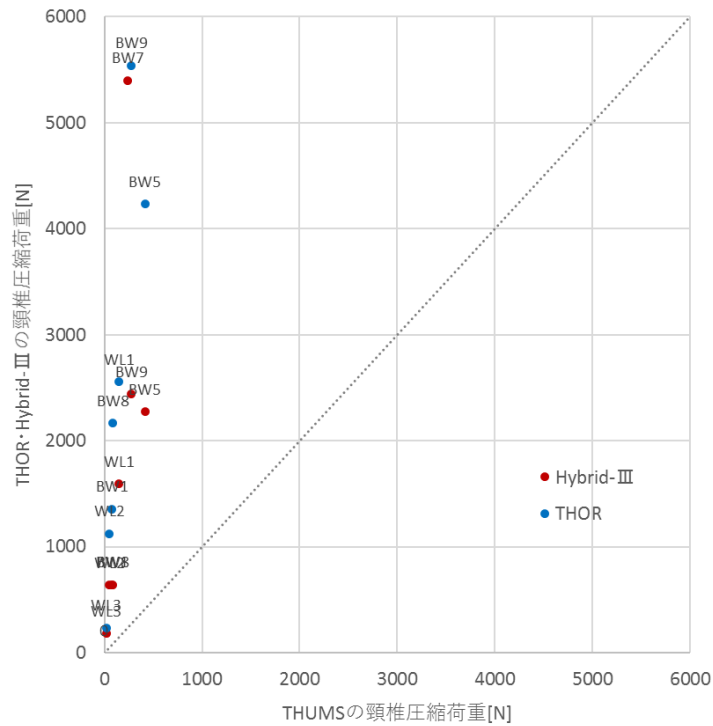


図 4-17 頸椎圧縮荷重の THUMS に対する THOR・Hybrid-Ⅲの比

頸椎引張荷重

頸椎引張荷重は THOR では WL3 では引張荷重が発生しなかったのでプロットしなかった。そのほかの全てのケースについて THOR は Hybrid-Ⅲより大きな値となり，THOR は THUMS よりも大きく，Hybrid-Ⅲは THUMS よりも小さい値をとった。しかし，Hybrid-Ⅲの方が THUMS に近い値といえる。

よって，頸椎引張荷重の評価には Hybrid-Ⅲを使用するのが適切であるといえる。

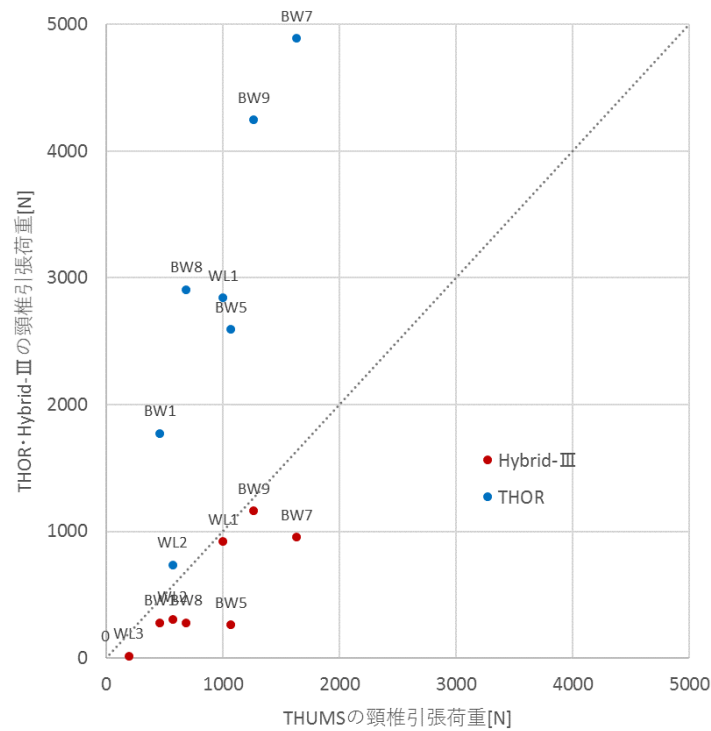


図 4-18 頸椎引張荷重の THUMS に対する THOR・Hybrid-Ⅲの比

胸たわみ

胸たわみは THOR の case7 の値を除いて全てのケースで THUMS の値の方が大きな値となった。また、THUMS の値は傷害基準値を上回っているが、THOR・Hybrid-Ⅲの値は傷害基準値を上回っていないケースが多くみられる。入力加速度の各軸方向のピーク値が大きくなればなるほど THOR と Hybrid-Ⅲのダミー差は広がっており、全てのケースで THOR の値が Hybrid-Ⅲよりも大きくなった。最も入力加速度の各軸方向ピーク値が大きい case7 のみ THOR の値が THUMS を上回ってしまっている。よって入力加速度の各ピーク値が case7 以上になると THOR では THUMS よりも大きな値を算出してしまい、Hybrid-Ⅲの方が THUMS の値に近い値をとるようになることが予想される。

よって今回の解析の範囲内では、胸たわみの評価には THOR を使用するのが適切である。

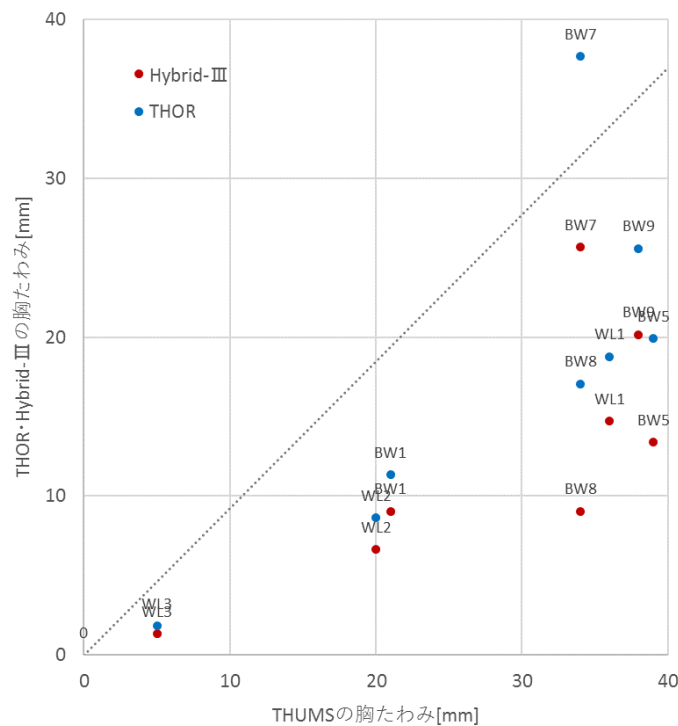


図 4-19 胸たわみの THUMS に対する THOR・Hybrid-Ⅲの比

腰椎圧縮荷重

腰椎圧縮荷重は case7 を除いてすべて傷害基準値を下回っている．そしてほとんどのケースについて THOR・Hybrid-III の値は THUMS に近いものとなった．また，THOR と Hybrid-III の値の差についても特徴が無くケースによって異なっている．

よって，腰椎圧縮荷重の評価には THOR と Hybrid-III のどちらのダミーを使用しても問題ない．

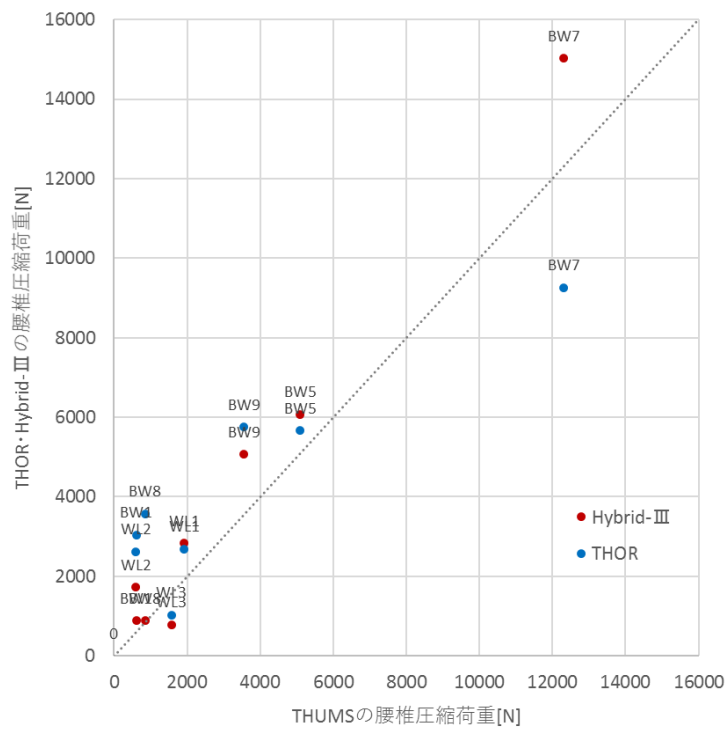


図 4-20 腰椎圧縮荷重の THUMS に対する THOR・Hybrid-III の比

以上を踏まえて各傷害値について使用に適切なダミーを表 4-8 にまとめた。ピーク値が大きいまたは小さいという表現は今回の解析においては case5 程度の加速度を目安にしている。

表 4-8 傷害値ごとの使用に適切なダミー

傷害値	使用ダミー
HIC	Hybrid-III(ピーク値が小さいときはどちらのダミーでもよい)
BrIC	入力加速度の各軸方向成分のピーク値がともに大きいときは Hybrid-III 入力加速度の X 軸方向成分が支配的なときは THOR
頸椎圧縮荷重	Hybrid-III
頸椎引張荷重	Hybrid-III
胸たわみ	THOR
腰椎圧縮荷重	どちらのダミーでもよい

第5章

ダミー間の傷害メカニズムの差

5.1 緒言

4章では着水3条件と爆風圧到達時5条件を入力加速度として、マルチボディ解析を行い、各傷害値を算出した。本章では、THORとHybrid-IIIで差の大きかったBrICと頸椎荷重について考察していく。まずは本解析の中でも最も入力加速度のピーク値が大きな値であった爆風圧到達時case7について考察をする。その後、ほかのケースについて考察を行う。

5.2 頸椎荷重

本解析では各ダミーの実機において測定機器が設定されている頸椎の頭部側の付け根のジョイントにかかる荷重を頸椎荷重と定義した。

図5-1は爆風圧到達時case7のTHORとHybrid-IIIの頸椎荷重の0[ms]から50[ms]までの時刻歴である。圧縮荷重は負の値、引張荷重は正の値で表現している。THORではまず19.6[ms]に圧縮荷重のピーク値10216[N]をとり、その後26.3[ms]に引張荷重のピーク値4891[N]をとる。Hybrid-IIIではまず20.8[ms]に圧縮荷重のピーク値5776[N]をとり、その後引張荷重に転じ35.1[ms]に引張荷重のピーク値1065[N]を迎える。THORとHybrid-IIIには3つの差があることがわかる。1つ目は圧縮荷重のピーク値の差、2つ目は引張荷重のピーク値の差であり、最後は圧縮荷重が発生し引張荷重に転じるまでの周期の差である。この3つの差についてこれから考察していく。

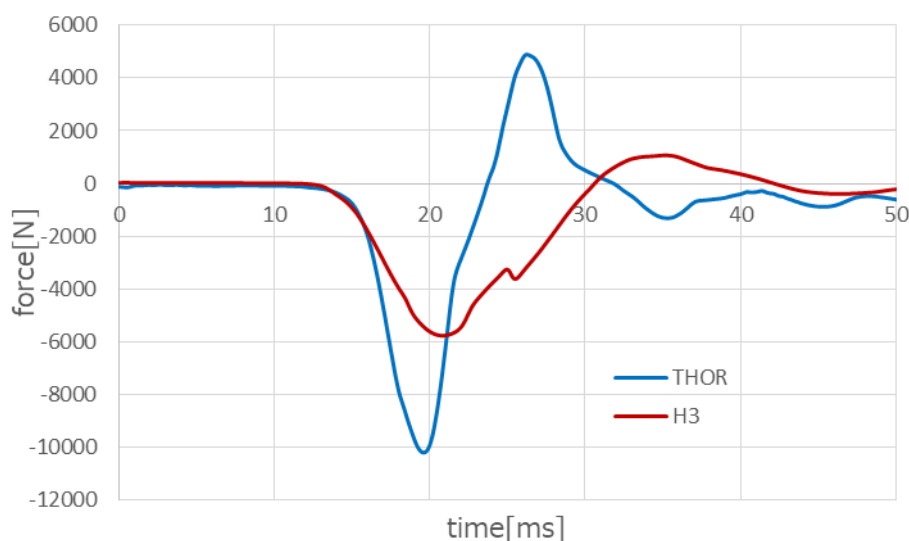


図 5-1 爆風圧到達時 case7 の THOR と Hybrid-III の頸椎荷重の時刻歴

爆風圧到達時 case7 の入力加速度は X 軸方向成分と Z 軸方向成分の複合加速度であるが、THOR と Hybrid-Ⅲに case7 の入力加速度のうち、X 軸方向成分単体と Z 軸方向成分単体を入力したときの両ダミーの頸椎荷重の時刻歴を図 5-2 と図 5-3 に示す。Z 軸方向成分単体を入力したときにはダミー間で大きな差が無いのに対し、X 軸方向成分単体を入力したときにはダミー間で大きく差が生じていることがわかる。

次に図 5-4 と図 5-5 に示したグラフは、図 5-2 と図 5-3 で示した各軸方向成分単体を入力した際の頸椎荷重の和と、図 5-1 で示した case7 の複合加速度を入力した際の頸椎荷重のグラフをダミーごとに重ねたものである。図 5-4 と図 5-5 からわかる通り、case7 の複合加速度を入力した際の頸椎荷重は、各軸方向単体を入力した際の頸椎荷重の単純和とおおむね一致する。

すなわち、case7 における THOR と Hybrid-Ⅲの頸椎荷重が生じるメカニズムは、入力加速度の X 軸方向成分によるメカニズムと Z 軸方向成分によるメカニズムの和である。よって、case7 における THOR と Hybrid-Ⅲの頸椎荷重の差を考えるには、X 軸方向成分単体を入力したときのメカニズムに注目すればよいことがわかる。以下では、case7 の X 軸方向成分単体を入力した場合について考える。

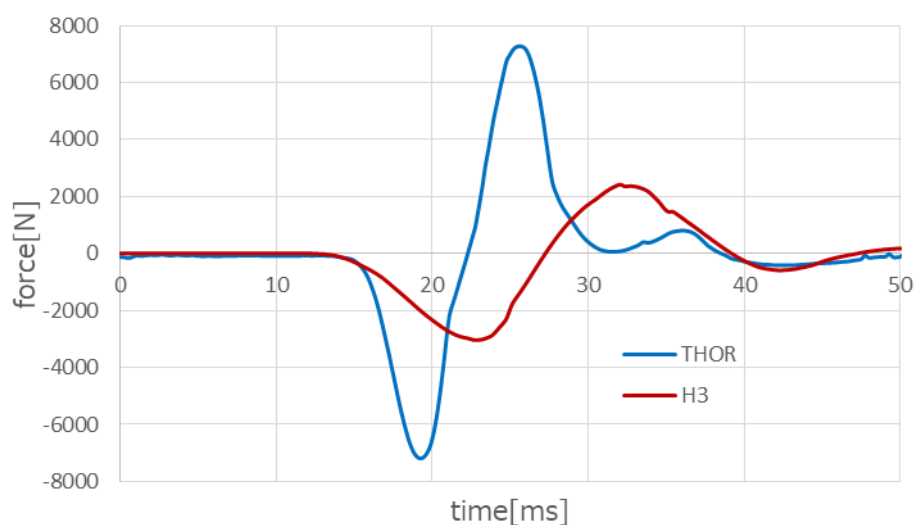


図 5-2 case7 の X 軸方向単体を入力したときの両ダミーの頸椎荷重の時刻歴

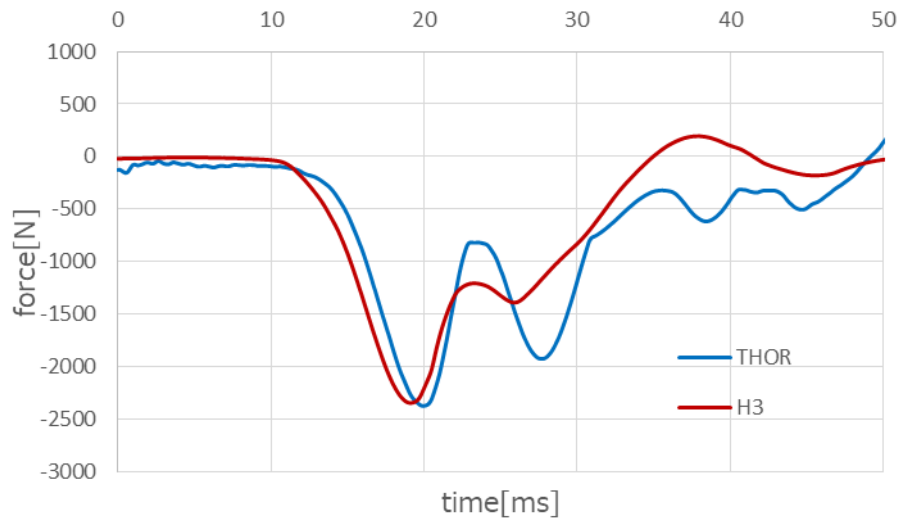


図 5-3 case7 の Z 軸方向単体を入力したときの両ダミーの頸椎荷重の時刻歴

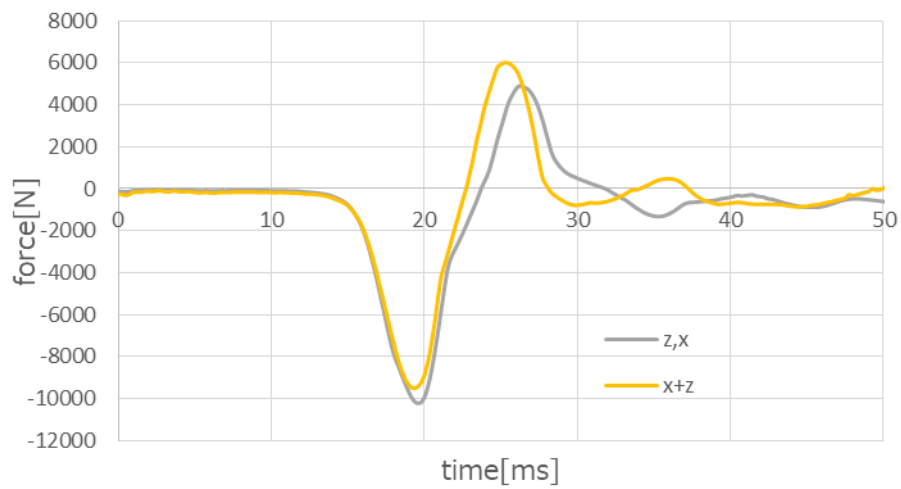


図 5-4 case7 の各軸方向単体を入力したときの THOR の頸椎荷重の和の時刻歴

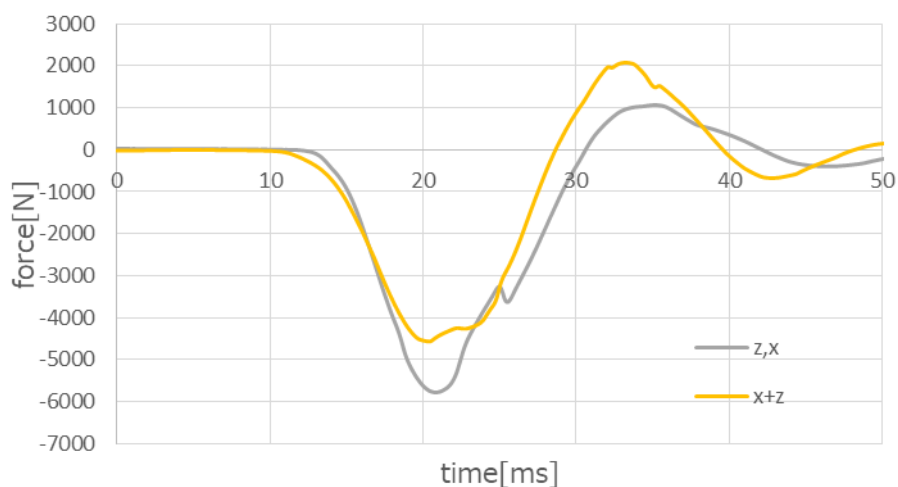


図 5-5 case7 の各軸方向単体を入力したときの Hybrid-Ⅲの頸椎荷重の和の時刻歴

5.2.1 THOR と Hybrid-Ⅲで共通のメカニズム

頸椎圧縮荷重と頸椎引張荷重について、ダミー間で差が生じるが荷重が生じる基本的なメカニズムは THOR と Hybrid-Ⅲで共通である。

カプセルに衝撃加速度が加わると、ダミーには後ろ向き(X 軸負の方向)に慣性力がはたらく。この慣性力に従ってダミーの頭部と胴体は後ろ向きに移動し始めるが、3.2.5 で示した通り、同じ貫入量に対しては、シートとダミー間にはたらく接触力よりも頭部衝撃吸収材とダミー間にはたらく接触力の方が小さくなる。そのため、胴体がシートに対して静止した後もしばらく頭部は後方に移動し続ける。頭部は胴体に対して強く頭部衝撃吸収材に押し付けられるため頸椎には圧縮力が発生する(図 5-6)。そして次の、頭部が頭部衝撃吸収材から押し返され、頸椎に圧縮によって蓄えられていた弾性エネルギーが解放されることにより、頭部と胴体の距離が広がり、頸椎は圧縮荷重から引張荷重に転じる。

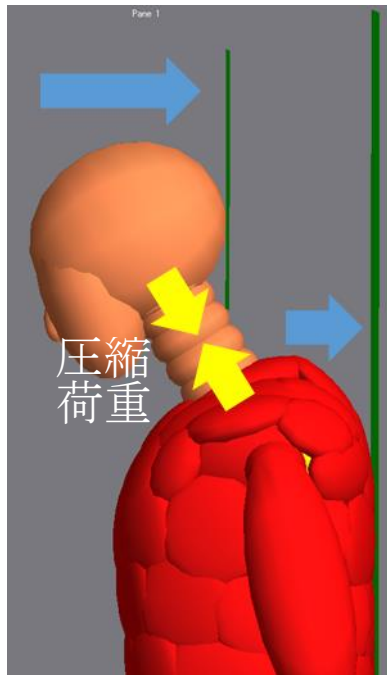


図 5-6 X 軸成分により頸椎圧縮荷重が発生するメカニズム

最後に、今回は考察の対象から省いた Z 軸方向加速度によるメカニズムの説明をする．Z 軸方向加速度がかかりはじめると，ダミーには Z 方向に慣性力がかかりダミー全体が下側に押し付けられるが，座面により押し返され脊椎全体に圧縮荷重が発生する．そのため，両ダミーとも Z 軸方向加速度単体を入力した際には頸椎荷重は常に圧縮荷重になる (図 5-7)．

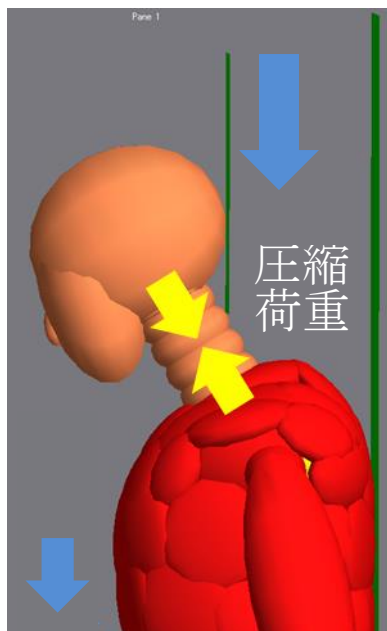


図 5-7 Z 軸成分により頸椎圧縮荷重が発生するメカニズム

5.2.2 THOR 特有のメカニズム

THOR は脊椎の形が特徴的であるため、THOR に特有のメカニズムがある。THOR の脊椎は湾曲しており胸椎と腰椎で後ろに反った形状をしており、その反った形状の間は逆に前側に反っている(図 5-8)。そのため、ダミーが加速度を受けシート側に押さえつけられると、脊椎の中でも特に後ろに反った 2 か所(図 5-8 のパート 1 とパート 3)に大きな X 軸正方向(前向き)荷重がかかる。このときは脊椎全体に圧縮荷重が発生する。後ろに反った箇所でも荷重を受けつつもダミーは後ろに移動し続け、前に反った箇所(図 5-8 のパート 2)でもシートからの反力を受けるようになる。このとき頭部も頭部衝撃吸収材に押し付けられ Z 軸方向には移動できないため、パート 1 には圧縮荷重、パート 2 では引張荷重が発生し、パート 3 も下には座面があるため移動できず圧縮荷重が発生する。これらの各パートに発生する荷重がそのままパート 1 は頸椎荷重、パート 2 は胸椎荷重、パート 3 は腰椎荷重にそれぞれ対応している(図 5-10)。こうして頸椎にはまずは圧縮荷重が発生する。

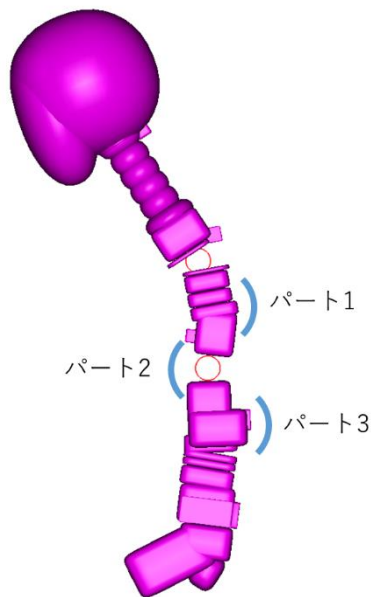


図 5-8 THOR の脊椎の形状

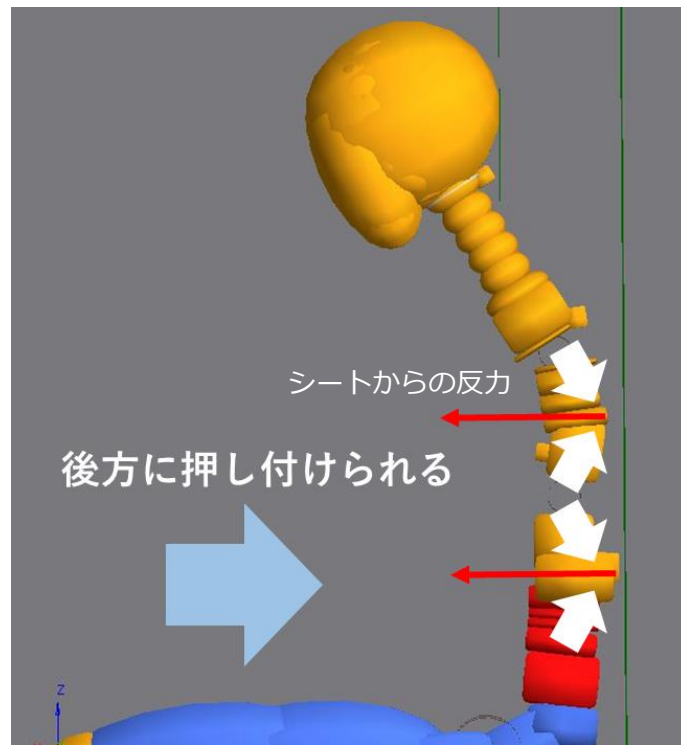


図 5-9 THOR の圧縮荷重が発生するメカニズム

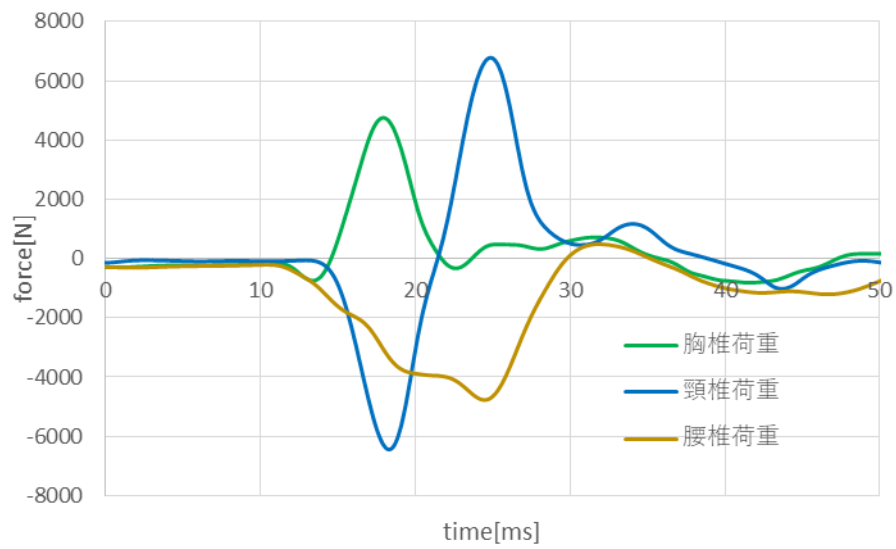


図 5-10 THOR の脊椎の各部位における軸方向荷重の時刻歴

頸椎の圧縮荷重がピークを迎えると、ダミーの襟のような形状をした外表面部が頸椎の中間あたりの部位に衝突し、背面方向に力を及ぼす。これは、THORの背中側の外表面はシートとの衝突でシートに対し静止しているが、腹部側外表面は背面側に運動し続ける。人間の頸椎は前方向の可動域が後方向の可動域よりも大きくTHORではこのような可動域を再現しているため、首と外表面の間には隙間がある[19]。これにより外表面は胴体がシートに対して静止した後、少し遅れてから頸椎に衝突する。そしてTHORの頸椎は細く、曲がりやすい構造になっているため頸椎は後ろに反った形状をとる。そのまま頸椎は反った状態で外表面から荷重を受け続けるため、頸椎では頭部が頭部衝撃吸収材から離れる前に引張荷重が発生する(図 5-11)。

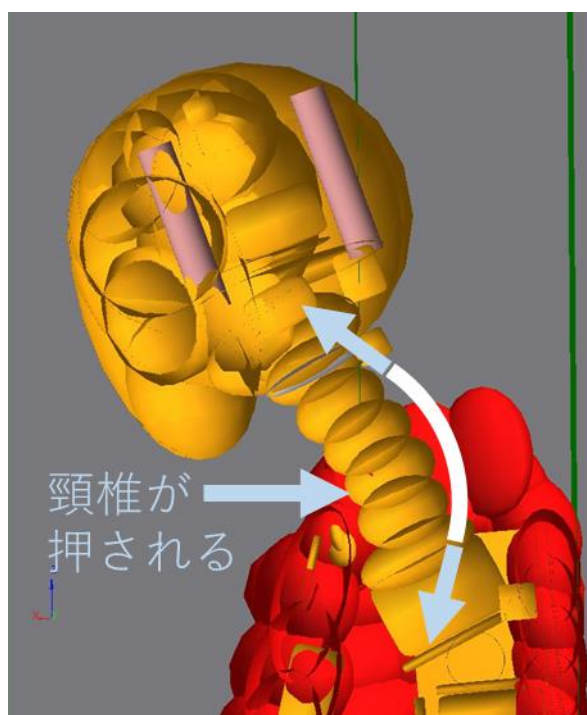


図 5-11 THOR の頸椎引張荷重が発生するメカニズム

図 5-12 は慣性座標から見た頭部の軌跡を示したものである。頭部の初期位置を原点とし、X 軸正方向(前向き)を左側、Z 軸正方向(上向き)を上側にとってある。グラフの横の数字はその位置に頭部があるときの時刻を表しており、0[ms]から 50[ms]の軌跡を示した。20[ms]付近から引張荷重のピーク付近である 25[ms]にかけて一気に軸方向に直線的に変化していることがわかる。そのため、THOR では圧縮荷重から引張荷重に変化するまで比較的周期の短い運動になる。

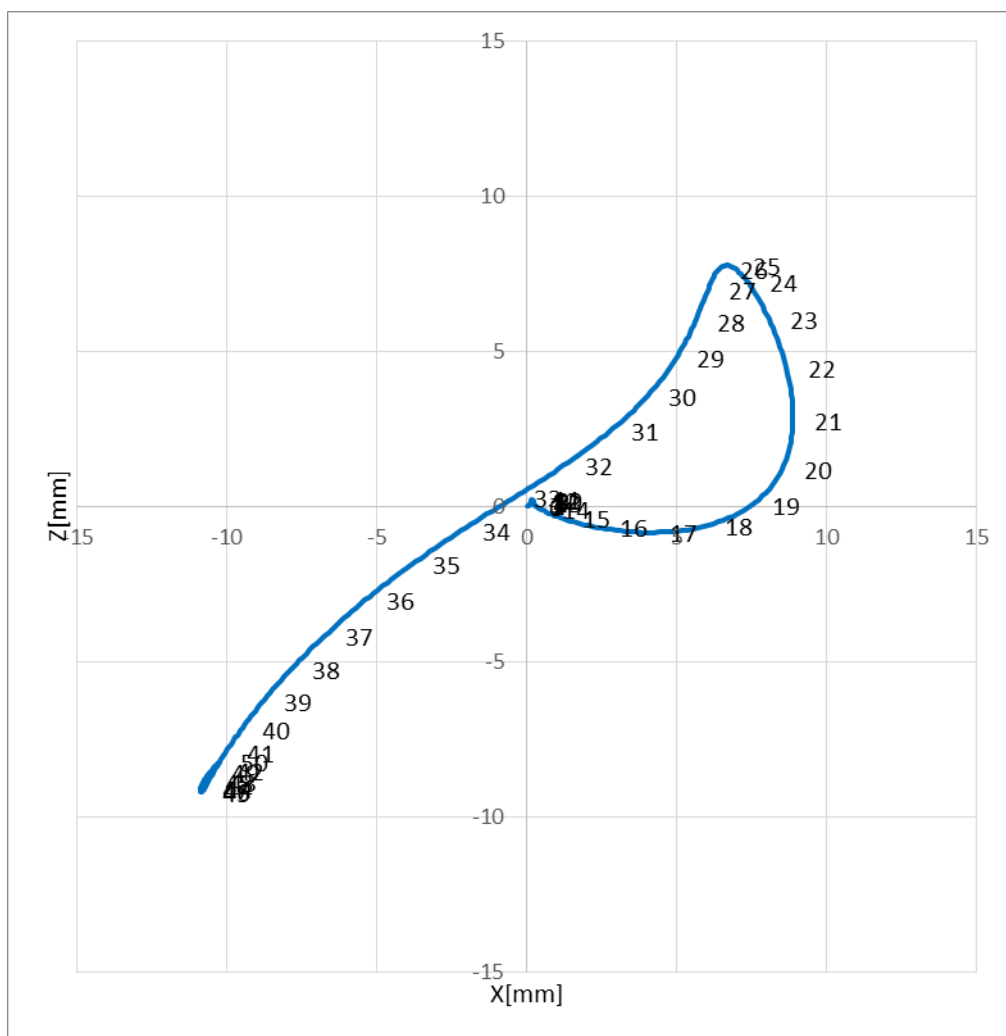


図 5-12 THOR の頭部の軌跡

5.2.3 Hybrid-Ⅲ特有のメカニズム

Hybrid-Ⅲでは THOR のように脊椎に多くのパーツが用いられているわけではない．図 5-13 のように Hybrid-Ⅲでは胸椎が 1 枚の板で構成されており，初期条件では胸椎はシート背面に対し平行になっている．それに対し腰椎は後ろに反った構造になっており，胸椎の平行な部分よりも後ろ側に凸になっている．

X 軸方向加速度がかかりはじめ，後ろ方向に慣性力がはたらくと後ろに反った腰椎がシートから反力を受ける．胸椎は少し背面方向に傾きつつもほぼシートと平行なままシートに衝突するがシートからの反力の大部分は腰椎で受けるため胸椎ではあまりシートからの反力を受けない．

また，Hybrid-Ⅲでは胸椎が 1 枚の板となっているため胸椎の荷重がそのまま頸椎に伝達する．そのため，THOR とは異なり頸椎が圧縮荷重の時には胸椎でも圧縮荷重になる（図 5-10）．

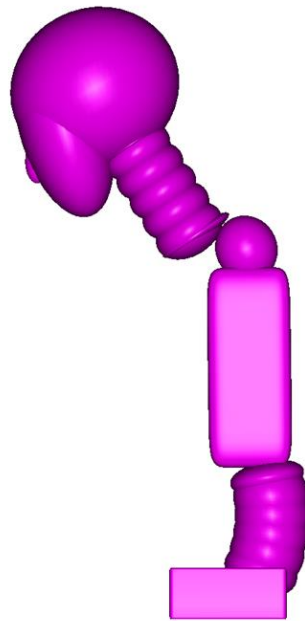


図 5-13 Hybrid-Ⅲの胸椎の構造

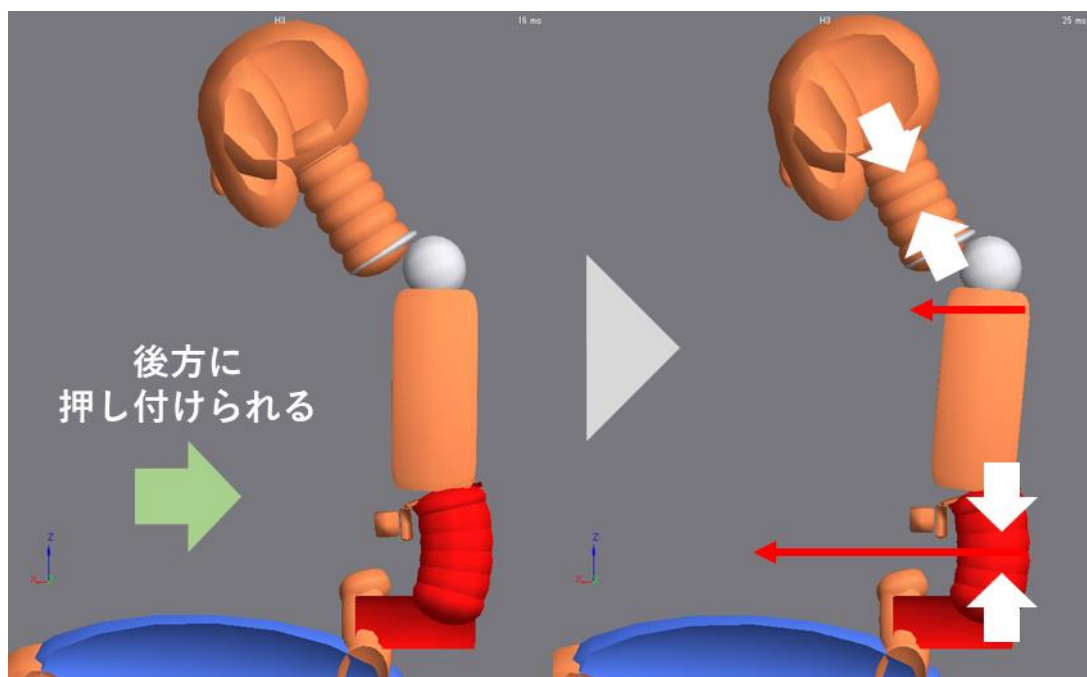


図 5-14 Hybrid-III特有のメカニズム

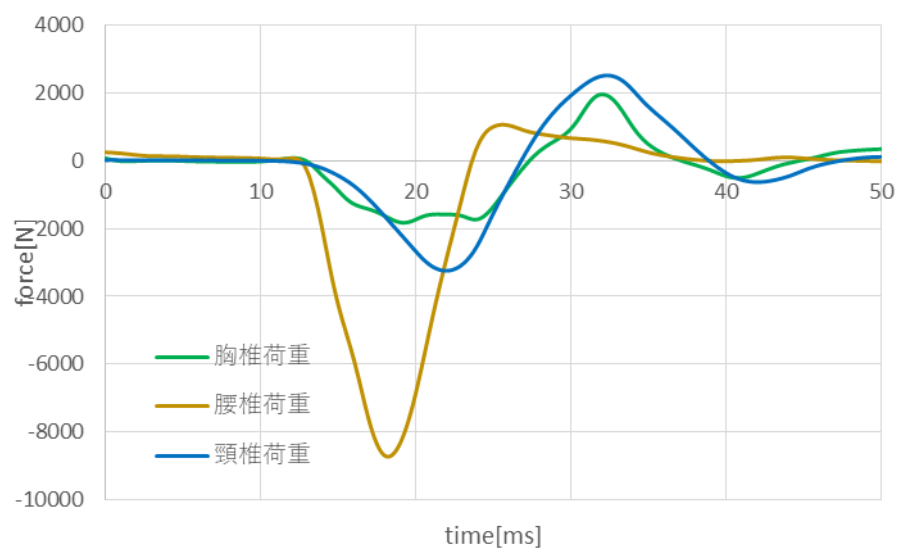


図 5-15 Hybrid-IIIの脊椎の各部位における軸方向荷重の時刻歴

このとき胸椎は少し背面側に倒れるように回転しているが、頸椎が圧縮のピークを迎えると回転が止まり逆向きに回転を始めると頭部がヘッドレストから離れ始める。そうすると頸椎に蓄えられたエネルギーが解放され頸椎には引張荷重が発生する。図 5-16 は Hybrid-III の頭部の軌跡である。THOR とは異なり圧縮から引張には緩やかに変化していることがわかる。

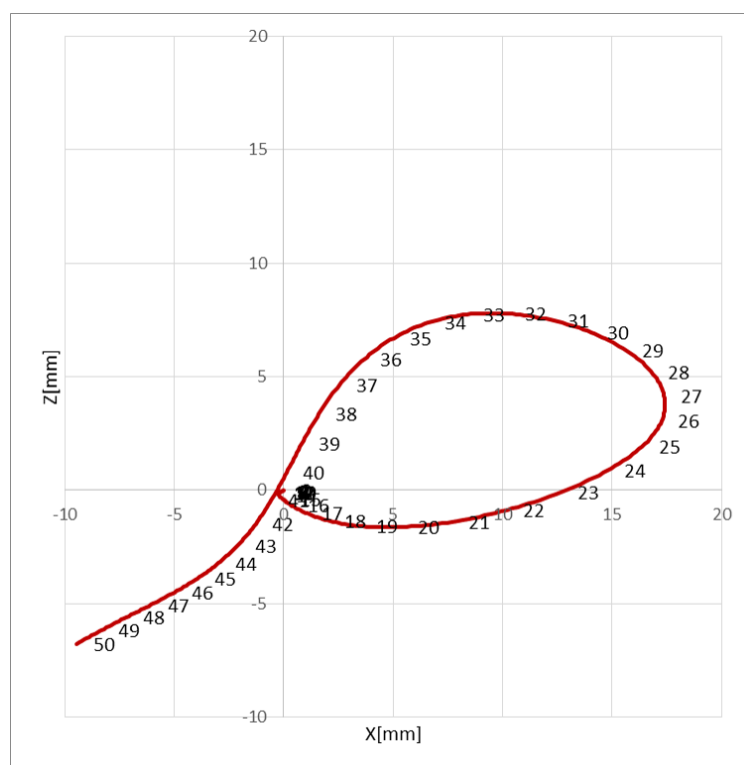


図 5-16 Hybrid-IIIの頭部の挙動

5.2.4 両ダミーのメカニズムの比較

今まで見てきた各ダミーに特有のメカニズムから、傷害値として算出される頸椎荷重の差について考察していく。

圧縮荷重が生じるメカニズムにおいて THOR と Hybrid-III の最も大きな違いは、THOR では胸椎において背面から大きな反力を受けるのに対し、Hybrid-III ではさほど大きな力をうけないということである。図 5-17 は両ダミーの胸椎にかかる力の X 軸正方向(前方向)の成分である。荷重の出力位置は図 5-18 に示した。THOR では圧縮荷重のピーク値をむかえるタイミングと胸椎が背面から受ける力のピークをとるタイミングは一致している。しかし、Hybrid-III では圧縮荷重のピークを迎える 23[ms] 付近では -X 軸方向(背面方向)に荷重が生じている。これは胸椎が 1 枚の大きな板であり、質量も大きいため生じる慣性力の大きさが大きいことが理由として考えられる。THOR の 18[ms] の値と Hybrid-III の 23[ms] の値の差は、圧縮荷重のピーク値の差とほぼ一致している。

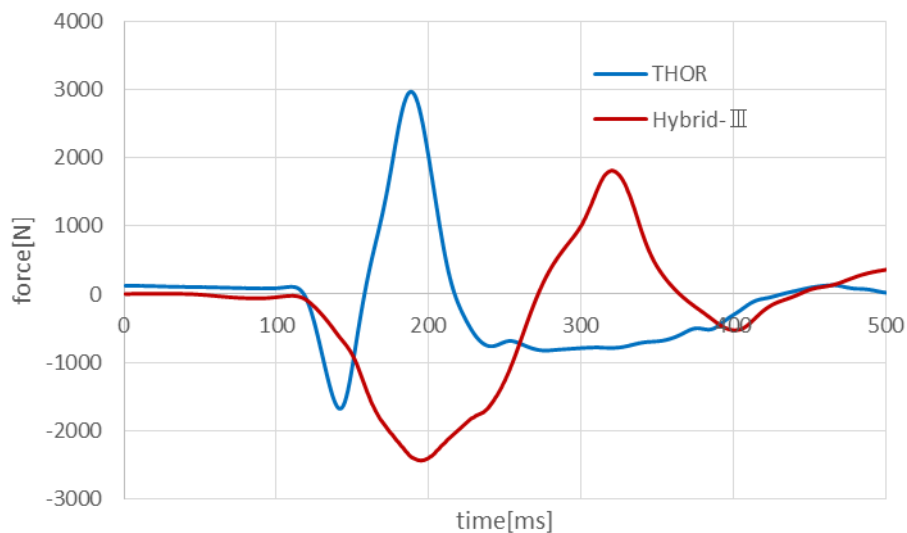


図 5-17 THOR と Hybrid-III の胸椎が受ける力の X 軸成分

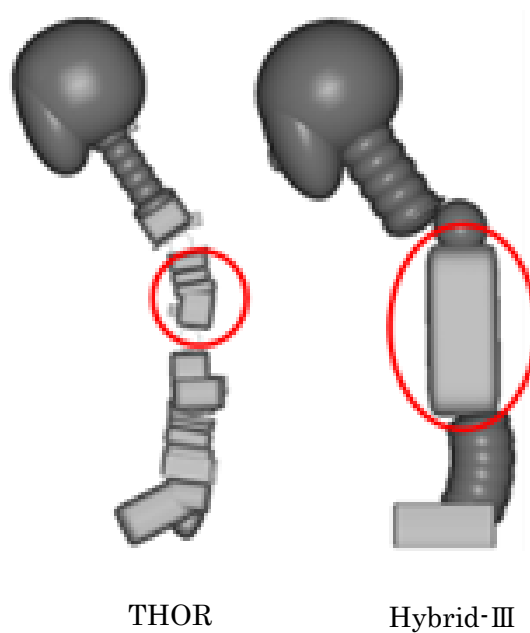


図 5-18 荷重の出力位置

頸椎には圧縮荷重の後に引張荷重が発生するが、両ダミーとも頸椎がばねの役割を果たしているとみなせるため、引張荷重のピーク値は圧縮荷重のピーク値とほぼ一致するため、両ダミーの引張荷重のピーク値の差は圧縮荷重のピーク値の差と変わらない。

各ダミー特有のメカニズムを説明する際にも用いた、両ダミーの頭部の軌跡を図 5-19 に示した。頭部が慣性力を受け頭部衝撃吸収材の方向に移動し始めてから、頭部が頭部衝撃吸収材から離れるまでの一連の挙動を軌跡にすると、環状になることがわかる。THOR の場合、環の横幅が Hybrid-III の楕円形と比較して狭く、一連の挙動にかかる時間が短いということを示している。

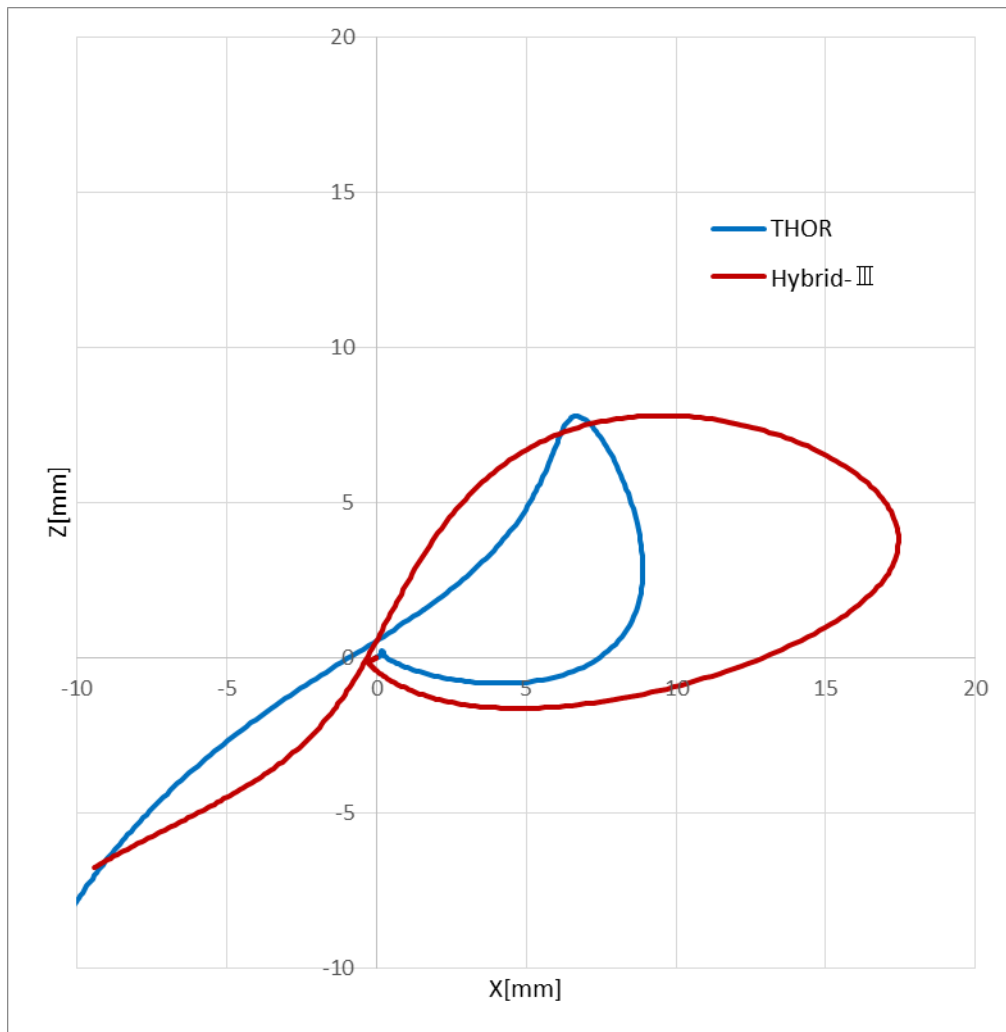


図 5-19 THOR と Hybrid-IIIの頭部の軌跡

Hybrid-IIIは胸椎から首の付け根にかけて一体となって運動するため、このように周期の長い運動になっていることがわかる(図 5-20). これに対し, THOR では胸椎に位置しているジョイントによって首の根元のみが運動をすることで周期を短くしている(図 5-21). Hybrid-IIIでは胸椎が腰椎を軸にして振り子のように行っていた運動を, THOR ではこのジョイントの上下という非常に短い距離で行うため一連の挙動の周期が Hybrid-IIIよりも短くなったと考えられる.

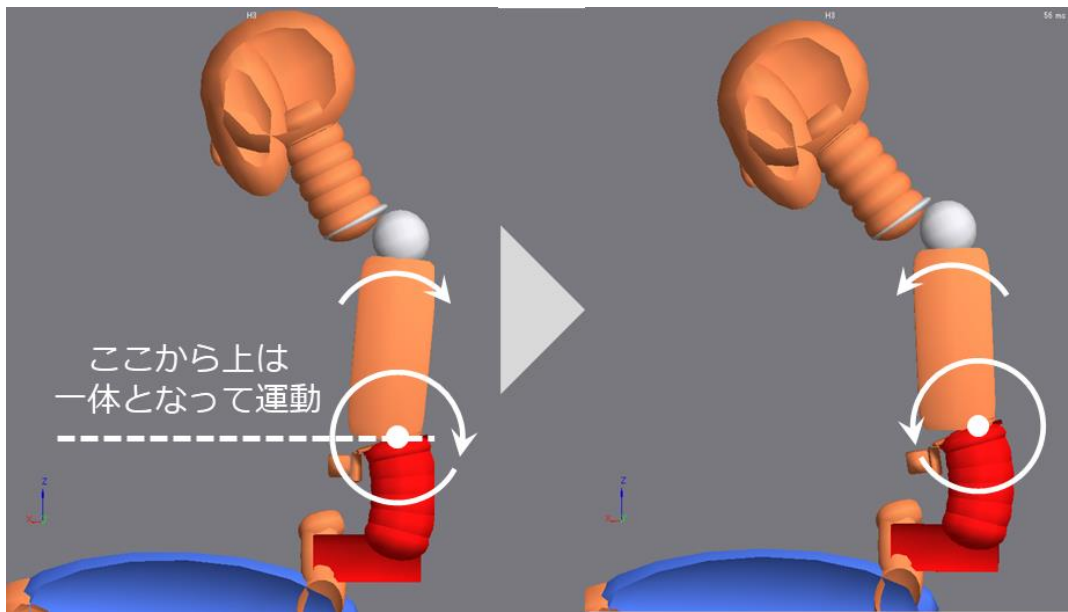


図 5-20 Hybrid-IIIの胸椎の運動

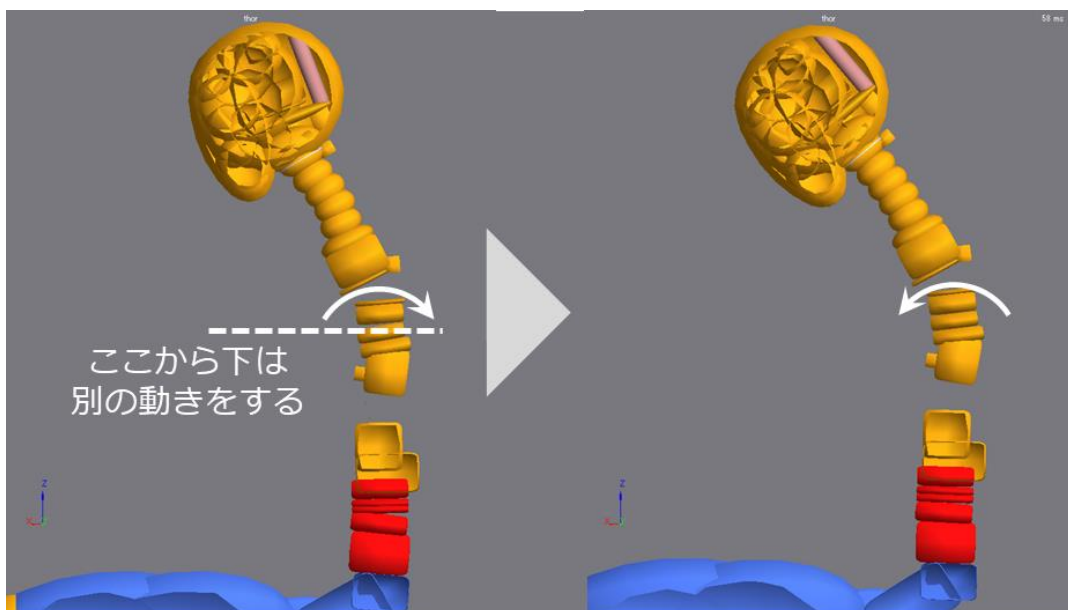


図 5-21 THOR の胸椎の運動

5.3 BrIC

BrIC は 2 章で述べた通り，頭部の 3 軸角速度を用いて表すが，本研究では頭部は主に Y 軸回りに運動し，X 軸回りと Z 軸回りにはほぼ運動しない．そのため，BrIC の考察に際しては，Y 軸回りの角速度のみについて着目する．また，今回はシートからの衝撃に直接関係している 2 回目の正方向のピークまでを BrIC の考慮の対象とした．

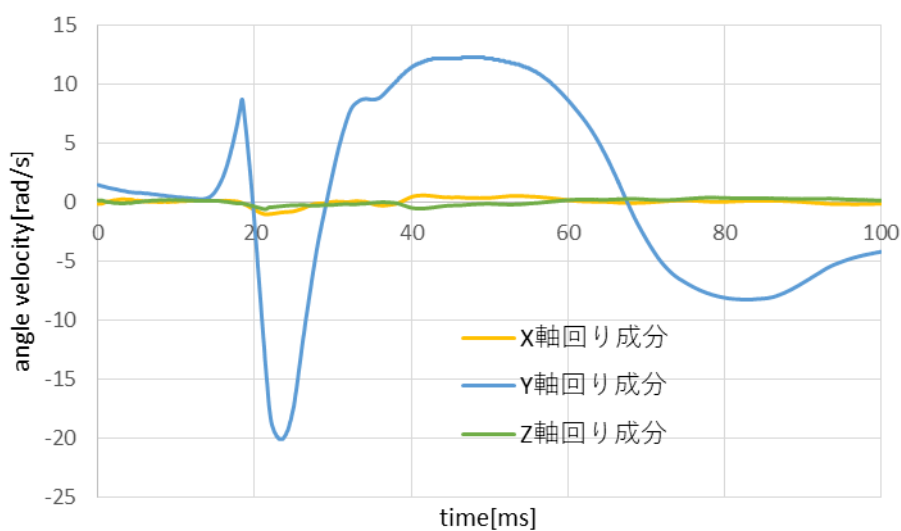


図 5-24 THOR の頭部角速度

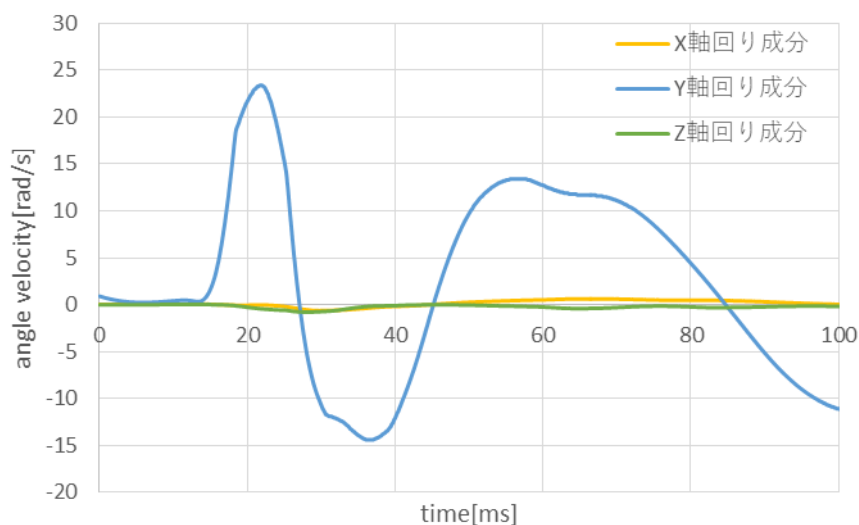


図 5-25 Hybrid-IIIの頭部角速度

頸椎荷重と同様，case7 の X 軸方向加速度単体と Z 軸方向加速度単体を入力した場合に分けたときの頭部角速度の Y 軸回り成分の和と，case7 の複合加速度を入力した場合を比較した(図 5-26 と図 5-27)．THOR では複合加速度入力時に生じる 18[ms]付近の小さい正方向の山によりその次に乗じる負方向の山と，さらにその次に生じる正方向の山のピーク値の大きさが X 軸方向単体を入力したときと比較して少し小さくなっている．また，30[ms]付近まで，各軸方向単体を入力したときの値の和と複合加速度を入力したときの値とほぼ差がない．よって最初に生じる小さな山は複合加速度を入力したとき特有のメカニズムであるといえる．これと同様のことが Hybrid-III にもいえ，特に Hybrid-III ではこの複合加速度特有のメカニズムの影響が強い．しかし，Hybrid-III の複合加速度特有のメカニズムの次に生じる負の方向のピークとその次に生じる 2 回目の正方向のピークは，ピークタイミングは異なるもののピーク値は X 軸成分によって決定される．THOR は全体的に複合加速度特有のメカニズムよりも X 軸方向による影響が強い．

以下では case7 のときの各ダミーのメカニズムを解明していく．

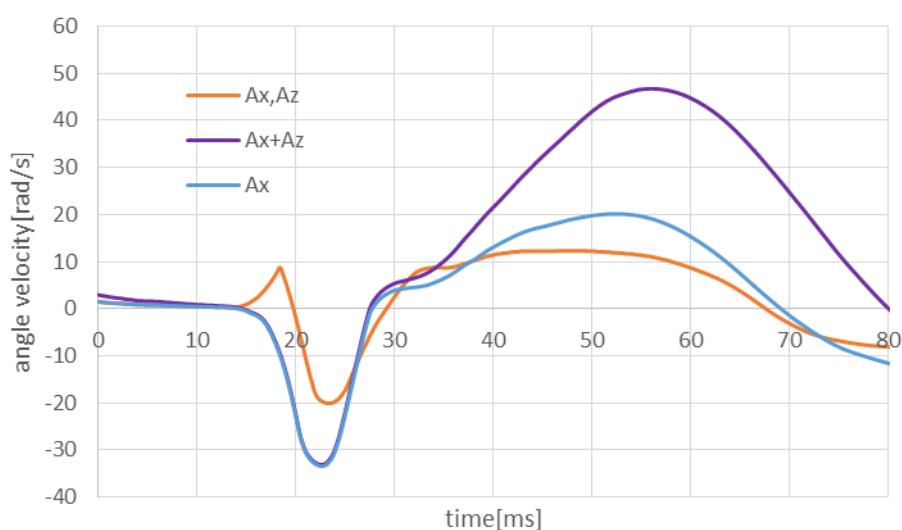


図 5-26 THOR の各軸方向単体を入力した際の頭部角速度 Y 軸回り成分とその和

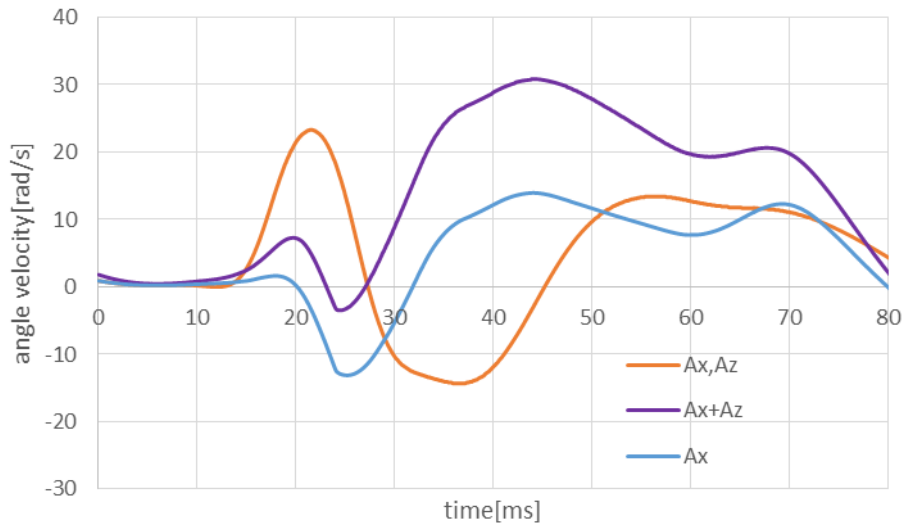


図 5-27 Hybrid-Ⅲの各軸方向単体を入力した際の頭部角速度 Y 軸回り成分の和

5.3.1 THOR のメカニズム

図 5-29 は case7 の時の THOR の頭部角速度の Y 軸回り成分の 0[ms]から 100[ms]までの時刻歴である。本解析では正の方向をダミーが頷く方向にとってある。BrIC 算出する際に使用する値は角速度の大きさの最大値であるので、THOR では 22[ms]付近の 20.1[rad/s]という値を算出に使用した。

ダミーに慣性力がはたらくと、頭部衝撃吸収材に向けて斜めに近づき始める(図 5-28 のⅠ)。頭部が頭部衝撃吸収材に接触すると、頭部衝撃吸収材からの接触力により+Y 軸方向(頷く方向)に角速度が生じる(Ⅱ)。しかし、THOR は首が柔軟な構造であるため、首が頷き始めた直後に首が後ろ側に反り始め-Y 軸方向の角速度に転じる(Ⅲ)。そして頭部衝撃吸収材からの反力により頭部が前に押し出され+Y 軸方向の角速度が生じる(Ⅳ)。

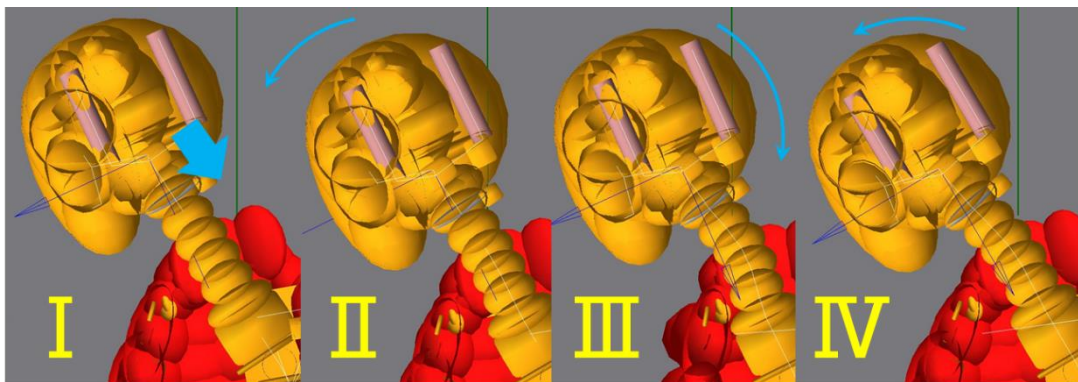


図 5-28 THOR の頭部の挙動

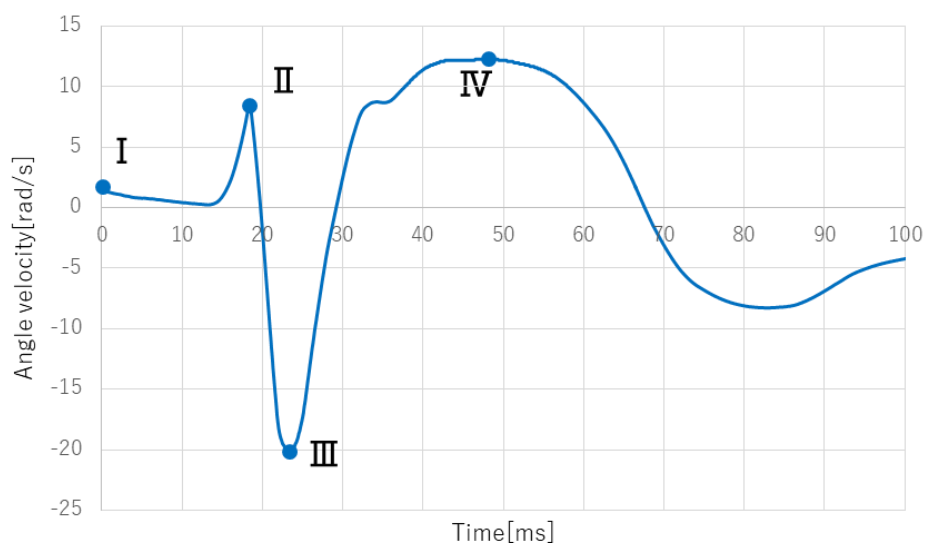


図 5-29 case7 の THOR の頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

IIにおいて頭部衝撃吸収に押し付けられて頭部が頷く方向に回転するのが複合加速度特有のメカニズムである。しかし、THORではIIIでピークを迎える負方向の山によって複合加速度特有のメカニズムはそれほど大きな山にはならない。

この時の様子を図 5-30 に示した。図中の黒い線は 2 直線で近似しているが、頸椎を表している。このときダミーの外表面に押され、頸椎は後ろ側に反り湾曲した形状をとる。しかし頭部は頭部衝撃吸収材に押さえつけられているため回転することができない。よって頭部は回転せずに頸椎の方が湾曲するために回転し、相対的に頭部は顎を挙げる方向に(-Y 軸方向)回転している。

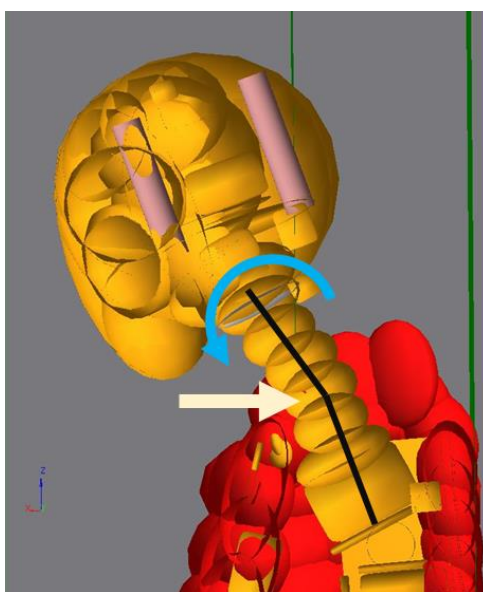


図 5-30 IIIにおける頭部の様子

5.3.2 Hybrid-Ⅲのメカニズム

図 5-32 は case7 の時の THOR の頭部角速度の Y 軸回り成分の 0[ms]から 100[ms]までの時刻歴である。Hybrid-Ⅲでは頭部に慣性力がはたらき始め頭部が頭部衝撃吸収材に押し付けられ始めると(図 5-31 の I)，頭部衝撃吸収材からの力によって+Y 軸方向の加速度が大きくなり頭部は大きく頷く(Ⅱ)。そして次に，Ⅱで頷いた分の反発により-Y 軸方向の加速度がはたらき頭部は上を向く方向に回転する(Ⅲ)。その後，頭部衝撃吸収材からの反力によって頭部が前に押し出され+Y 軸方向の角速度が生じる。

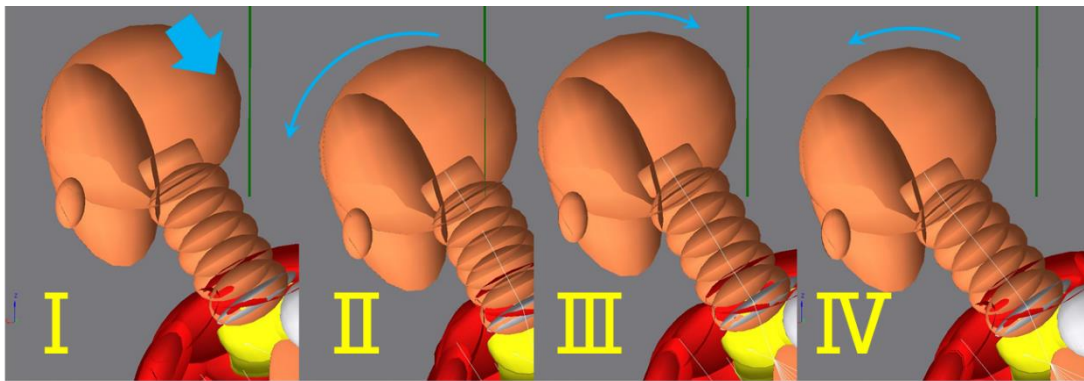


図 5-31 Hybrid-Ⅲの頭部の挙動

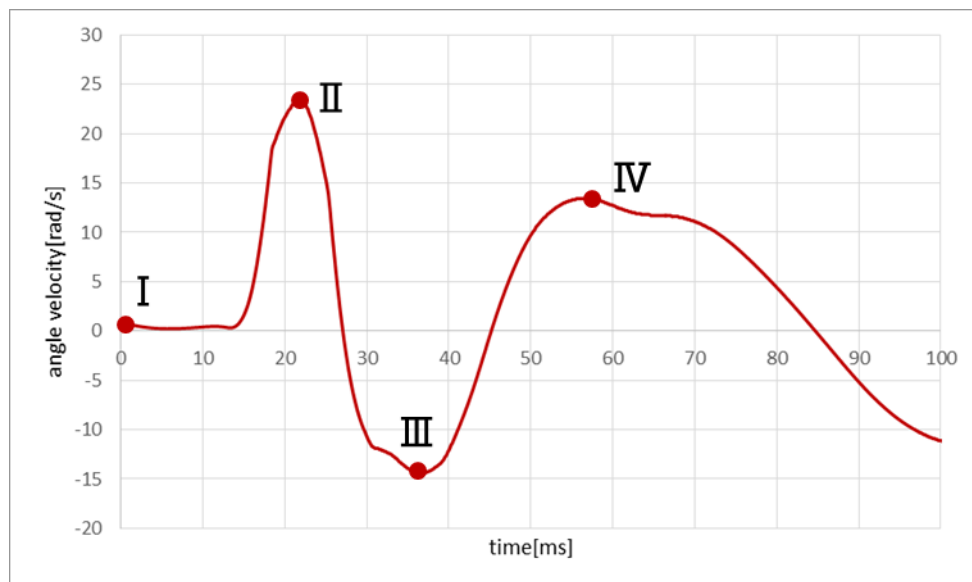


図 5-32 case7 の Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

5.3.3 両ダミーのメカニズムの比較

THOR では図 5-28 のⅢの X 軸方向成分によるメカニズムの影響が大きいため，図 5-28 のⅡの複合加速度特有のメカニズムである+Y 軸方向の角速度が小さくなっており，BrIC の算出に使用された角速度の値も X 軸方向成分のメカニズムによるものである．よって，THOR の BrIC は X 軸方向成分のメカニズムが支配的であるといえる．逆に Hybrid-Ⅲでは BrIC 算出に使用される値は図 5-31 のⅡの複合加速度特有のメカニズムによるものであり，複合加速度特有のメカニズムが支配的であるといえる．頭部衝撃吸収材に頭部が衝突したときに受ける衝撃が最も強い衝撃であるので，このときに生じる複合加速度特有のメカニズムで最も大きな加速度が発生すると考えられる．そのため，複合加速度特有のメカニズムが支配的である Hybrid-Ⅲの値が，THOR の値よりも大きくなったと考えられる．

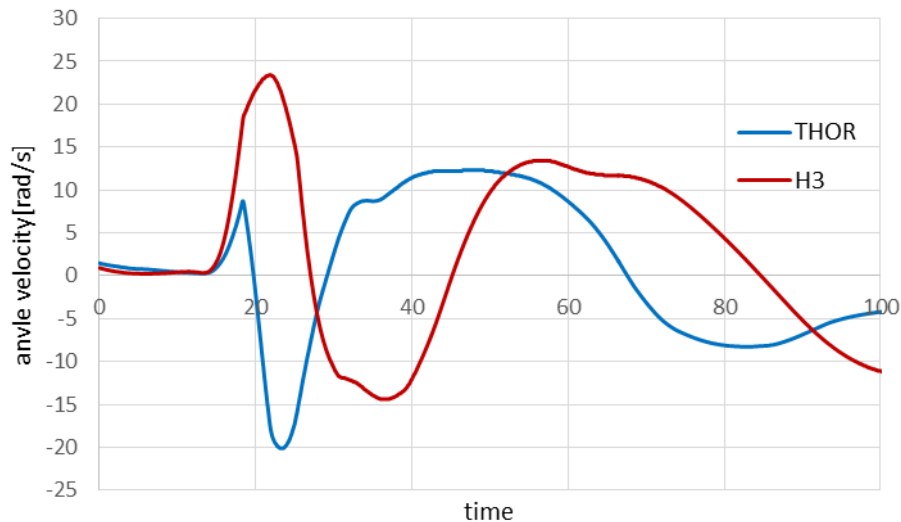


図 5-33 case7 の THOR と Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

5.4 他の入力条件におけるメカニズム

前項までは入力条件が爆風圧 case7 のときのメカニズムを説明した．ここではそれ以外の入力条件として pitch11 を入力条件とした場合の THOR と Hybrid-III の挙動の違いについて説明する．pitch11 は X 軸方向加速度と Z 軸方向加速度共にピーク値は case7 よりも小さい条件である．

表 5-1 pitch11 と case7 の加速度の各軸方向ピーク値

加速度のピーク値	pitch11	case7
X 軸方向成分	360G	867G
Z 軸方向成分	68G	520G

5.4.1 頸椎荷重

まず頸椎荷重については case7 では、THOR と Hybrid-III の頸椎荷重は X 方向加速度単体を入力したときの頸椎荷重と Z 軸方向加速度単体を入力したときの頸椎荷重の和が、もともとの case7 の複合加速度を入力したときの頸椎荷重にほぼ一致し、ダミー間での差は X 軸方向加速度によって生じ、Z 軸方向加速度ではダミー間ではそれほど差は生じないということがわかった．図 5-34 と図 5-35 は pitch-11 のときの両ダミーの各軸方向加速度単体を入力した際の頸椎荷重の和を示したものである．case7 と同様、複合加速度入力時の値は各軸方向成分の値を足したものにほぼ一致している．

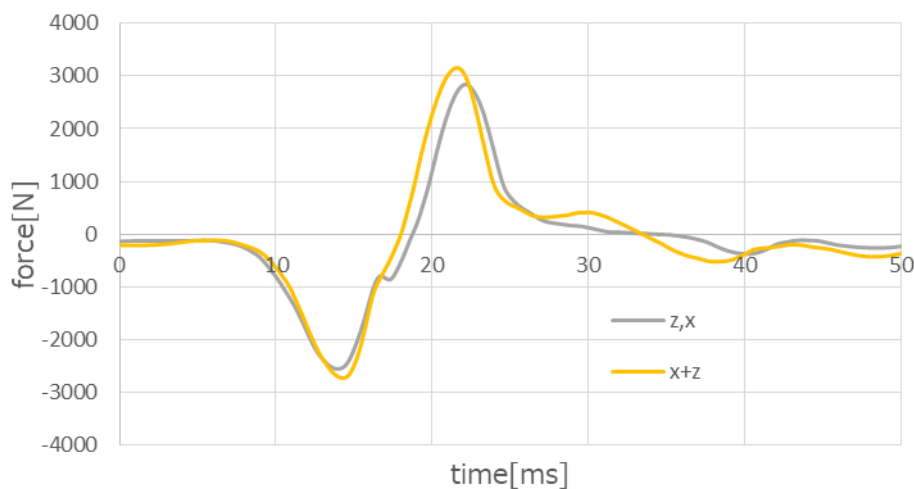


図 5-34 THOR の各軸方向成分単体を入力したときの値の和の時刻歴

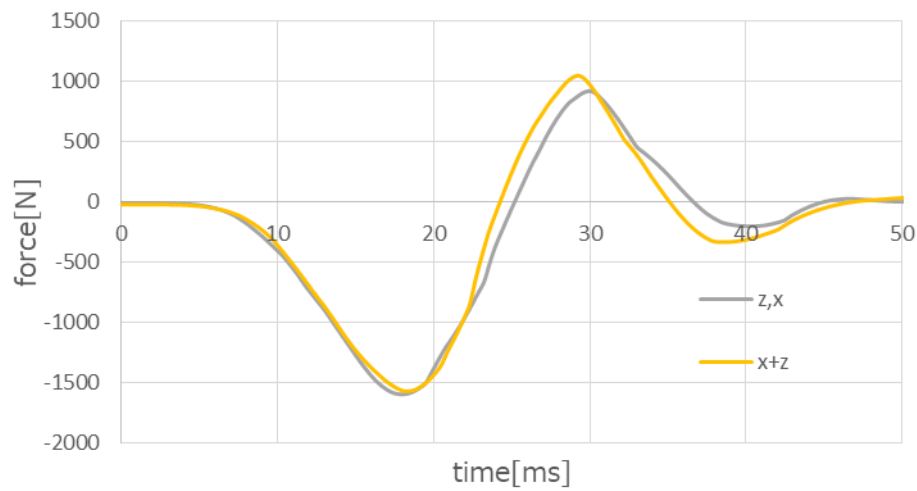


図 5-35 Hybrid-IIIの各軸方向単体を入力したときの値の和の時刻歴

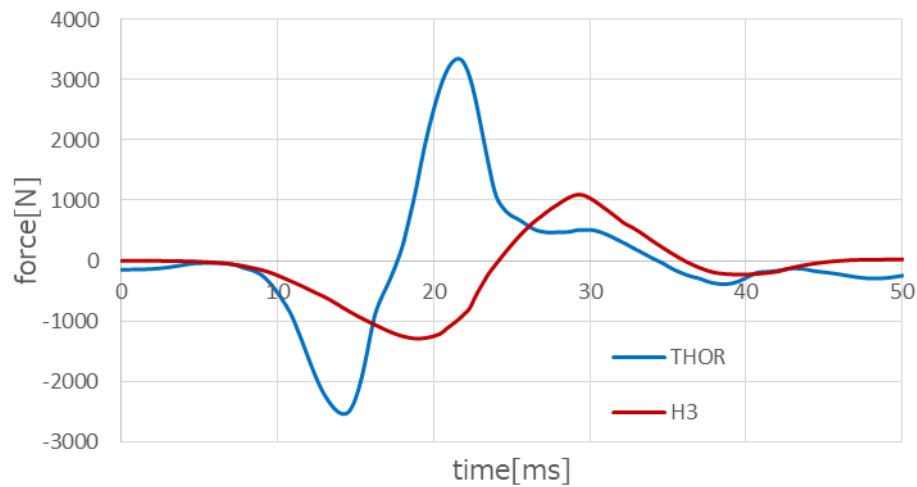


図 5-36 X 軸方向成分単体を入力したときの両ダミーの頸椎荷重

また上の図 5-36 に示したように X 軸方向成分単体を入力した際の圧縮荷重と引張荷重のピーク値や周期の大小関係も **case7** のときと同じ大小関係となっており、Z 軸方向成分単体を入力した際は両ダミーで差がないという点も **case7** と一致している。

5.4.2 BrIC

次に BrIC については, case7 ではメカニズムに差はあったものの BrIC の値自体には両ダミーでの差は小さく, Hybrid-Ⅲの方が THOR より大きくなった. 図 5-38 は pitch11 の両ダミーの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴である. 両ダミーともメカニズムに case7 のときと変化はないと考えられるが, Hybrid-Ⅲの最初の正のピークが 2 回目の正のピークよりも 小さくなっているということが case7 と比較して最も大きな差だといえる. これは case7 と比較して pitch11 は加速度の X 軸方向成分が支配的になっているため, 頭部が頭部衝撃吸収材に衝突した際の摩擦力が小さくなったためである. こうして Hybrid-Ⅲ特有のピーク値が小さくなると THOR の最初の-Y 軸回り方向のピーク値が BrIC の算出に用いられるため BrIC のダミー差は大きくなる.

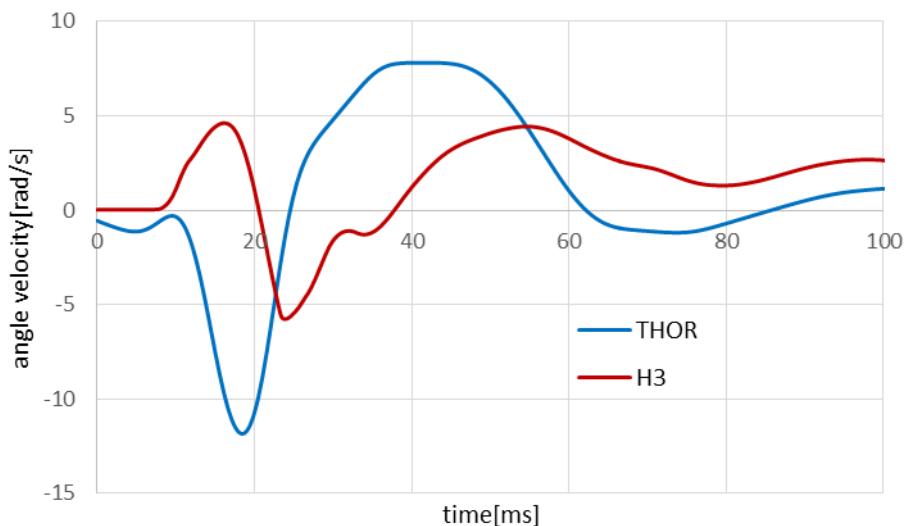


図 5-38 THOR と Hybrid-Ⅲpitch11 のときの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

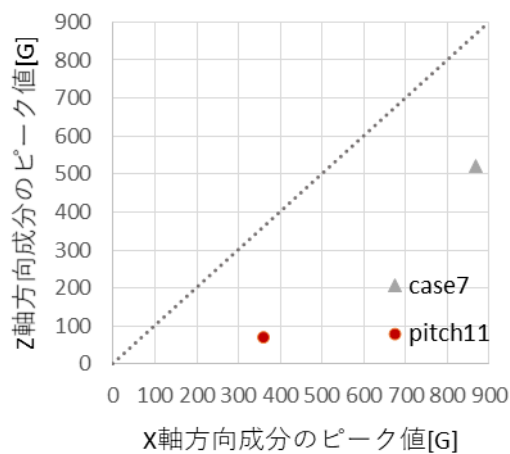


図 5-37 case7 と pitch11 の各軸方向成分のピーク値

5.4.3 入力加速度に対する傾向

case7 と pitch11 の頸椎荷重と BrIC を見てきたが、これらの入力加速度がこれらの傷害値にどのように関連しているのか考える。図 5-39 は今回解析を行った 8 つのケースの X 軸方向成分を横軸、Z 軸方向成分を縦軸にプロットしたものである。

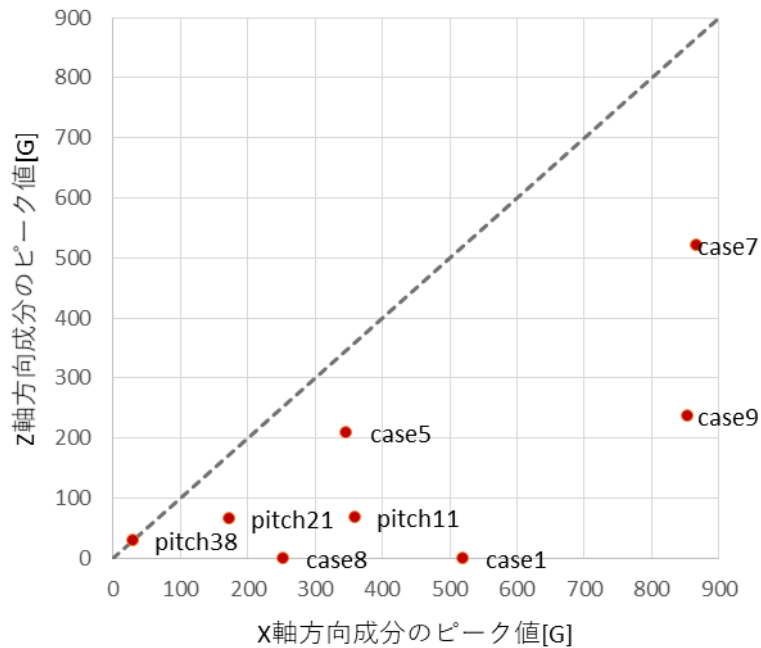


図 5-39 入力加速度の各軸方向成分のピーク値

まずは圧縮荷重と引張荷重のピーク値の違いについて考える。上でも述べたが、THOR と Hybrid-III の頸椎荷重の違いは入力加速度の X 軸方向成分によって生じており、Z 軸方向成分によって引張荷重は発生せず両ダミーには差が出ないということがわかっており、複合加速度入力時の値は各軸方向単体の値の和で表現される。そして、圧縮荷重と引張荷重のピーク値はともに THOR の方が大きな値をとることから、THOR は入力加速度の X 軸方向成分が支配的であり、Hybrid-III は入力加速度の Z 軸方向成分が支配的であるといえる。したがって、入力加速度の X 軸方向成分のピーク値が小さくなれば、圧縮荷重のピーク値の差は小さくなるが、Hybrid-III での Z 軸方向成分によるメカニズムが強くなるため荷重全体に圧縮の傾向が強くなる。また、Z 軸方向成分のピーク値が小さくなると、Z 軸方向成分が支配的である Hybrid-III への影響が強くなる。Z 軸方向成分によるメカニズムでは圧縮荷重のみしか生じないことも踏まえると、頸椎荷重のダミー差について以下の 2 つの予測が立てられる。

- ① 入力加速度の Z 軸方向成分が一定の条件下で、X 軸方向成分のピーク値が小さくなると圧縮荷重のピーク値の差は小さくなり、引張荷重のピーク値の差は大きくなる。
- ② 入力加速度の X 軸方向成分が一定の条件下で、X 軸方向成分のピーク値が小さくなると圧縮荷重のピーク値の差は大きくなり、引張荷重のピーク値の差は小さくなる。

実際に今回解析を行った 8 ケースにおいても case7 と比較して case9 のピーク値は、X 軸方向成分はほぼ変わらず Z 軸方向成分は小さくなっている。そのため、圧縮荷重のピーク値の差は広がり、引張荷重の差は縮まっていることがわかる。しかし、pitch11 と pitch21 のように X 軸方向成分のみが小さくなっているが、頸椎荷重のダミー差は傾向と逆になっている場合もある。これは、Z 軸方向成分のピーク値はほぼ同じだがピークを持つ山の幅が pitch21 と比較して pitch11 の方が大きいいためこのように傾向に反したと考えられる。

次に BrIC(頭部角速度の Y 軸成分)だが、case7 と pitch11 の比較では pitch11 では X 軸方向成分が支配的になり、加速度の複合性が縮まったことで Hybrid-III 特有のピーク値が小さくなり BrIC のダミー差は大きくなった。以下の図 5-40 は case9 の両ダミーの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴である。case9 は X 軸方向成分のピークは case7 とあまり変わらず、Z 軸方向成分のピーク値が case7 よりも小さくなっている条件である。このとき、複合加速度特有のメカニズムが小さくなり、複合加速度のメカニズム支配的である Hybrid-III の初めのピークが小さくなるが、X 軸成分のメカニズムが支配的である THOR にはあまり変化は見られない。ただ、複合性が小さくなるため 1 回目の正方向のピーク値は小さくなる。これにより、X 軸成分によって生じる負の方向のピーク値は大きくなることが予想されるが、case9 は case7 よりも X 軸方向成分も若干小さくなっているので、この影響もあり、負の方向のピークと 2 回目の正の方向のピーク値が case7 のときよりも小さくなったと考えた。また、図 5-41 は case5 の両ダミーの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴である。case5 は Z 軸方向成分のピークは case9 とあまり変わらず、X 軸方向成分のピーク値が case9 よりも小さくなっている条件である。このとき、複合加速度特有のメカニズムが大きくなり、複合加速度のメカニズム支配的である Hybrid-III の初めのピークが大きくなるが、X 軸成分のメカニズムが支配的である THOR のいずれのピーク値も小さくなる。Hybrid-III の負の方向のピークと 2 回目の正のピークはよって X 軸方向成分によって生じるのでこれらのピーク値は小さくなっている。

よって、頭部角速度の Y 軸回り成分について以下の 2 つの予測が立てられる。

- ① ある入力条件に対して Z 軸方向成分のピーク値のみを小さくした場合，その条件のときと比較して 1 回目の Hybrid-Ⅲのピーク値は小さくなる．また，THOR の負の方向のピークと 2 回目の正方向のピークは大きくなる．
- ② ある入力条件に対して X 軸方向成分のピーク値のみを小さくした場合，その条件のときと比較して Hybrid-Ⅲの 1 回目の正方向のピーク値は大きくなり，2 回目の正方向のピーク値は小さくなる．また THOR の全ピーク値は小さくなる．

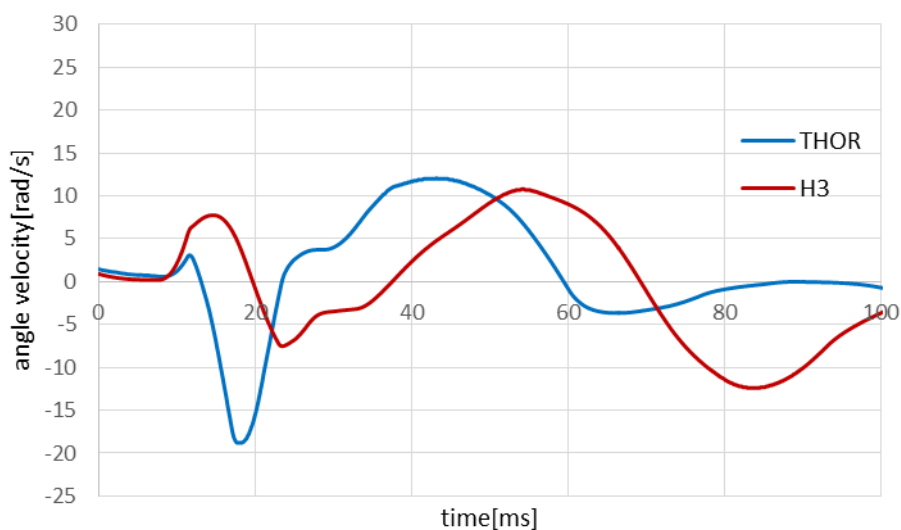


図 5-40 case9 の THOR と Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

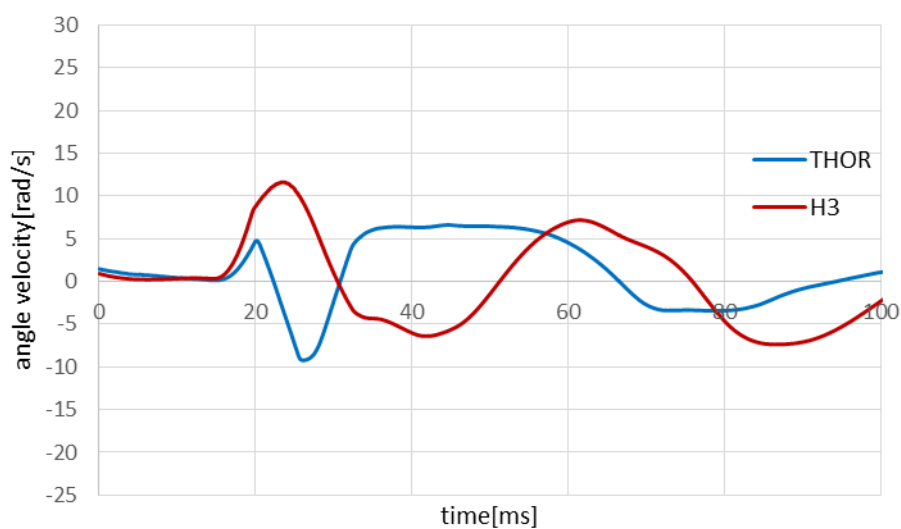


図 5-41 case5 の THOR と Hybrid-Ⅲの頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

第6章

加速度に対する傾向の検証

6.1 緒言

本章では前章の最後に立てた頸椎荷重と BrIC の入力加速度に対する傾向の予測の検証を行う。そして最後には各傷害値に関して使用すべき適切なダミーモデルの提示を行う。

6.2 解析条件

解析モデルについては、4 章で使用したものと同様のものを用い、入力加速度のみ 4 章とは異なるものを使用する。本章で用いる加速度は井上がカプセルの着水解析を行って算出した着水時に起こり得る加速度[4]の中から数種類抽出して解析を行う。井上は着水時の海面とカプセルのピッチ角と垂直速度、水平速度を変数として 63 条件について解析を行ったが、今回は加速度の各軸方向のピーク値にのみ着目して使用する加速度の抽出を行った。ピーク値にのみ着目するため、井上の解析結果では Z 軸方向成分として算出された加速度を、本解析では X 軸方向成分として入力しても波形自体は大きく異ならないので問題はないと判断した。以下の 6 つのケースについて解析を行う。また、今着目している傷害値は頸椎荷重と BrIC のみであるのでこの 2 つの傷害値のみを算出した。

また、解析を行う 6 つのケースについての X 軸方向ピーク値と Z 軸方向ピーク値をそれぞれ横軸と縦軸にプロットしたものを図 6-3 に載せる。参考に 4 章で解析を行ったケースの情報のプロットした。

表 6-1 解析条件

case	Ax		Az	
	ピーク値[G]	元の case	ピーク値[G]	元の case
A	321	Case15 の A'x	93	Case15 の A'z
B	93	Case15 の A'z	93	Case15 の A'z
C	710	Case35 の A'x	93	Case15 の A'z
D	321	Case15 の A'x	321	Case15 の A'x
E	321	Case15 の A'x	11	Case62 の A'z
F	93	Case15 の A'z	321	Case15 の A'x

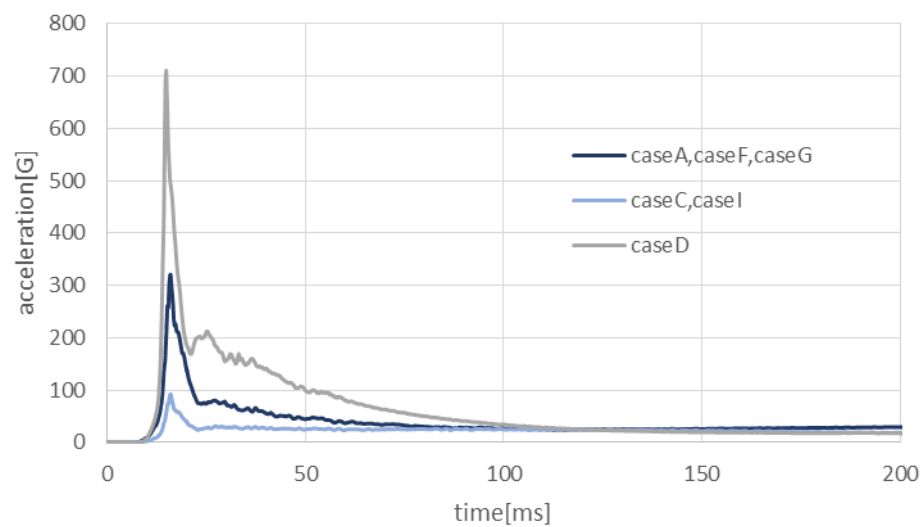


図 6-1 入力加速度の X 軸方向成分

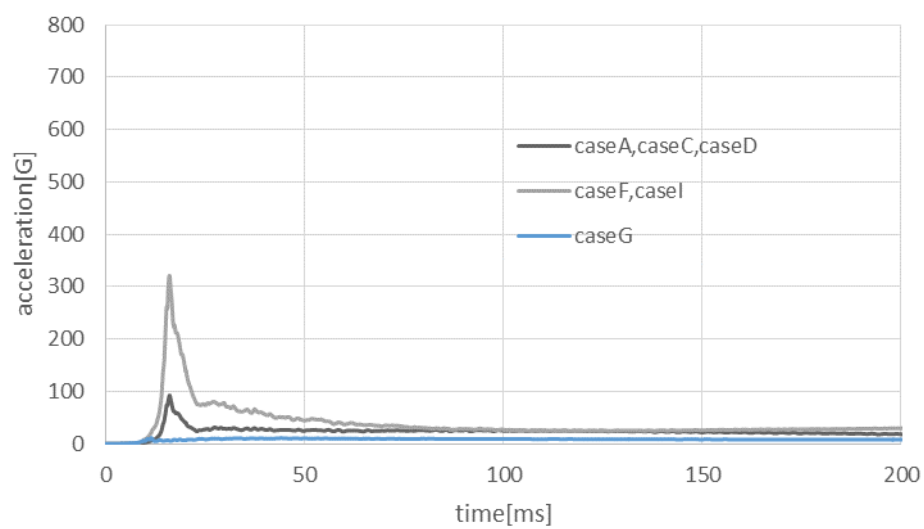


図 6-2 入力加速度の Z 軸方向成分

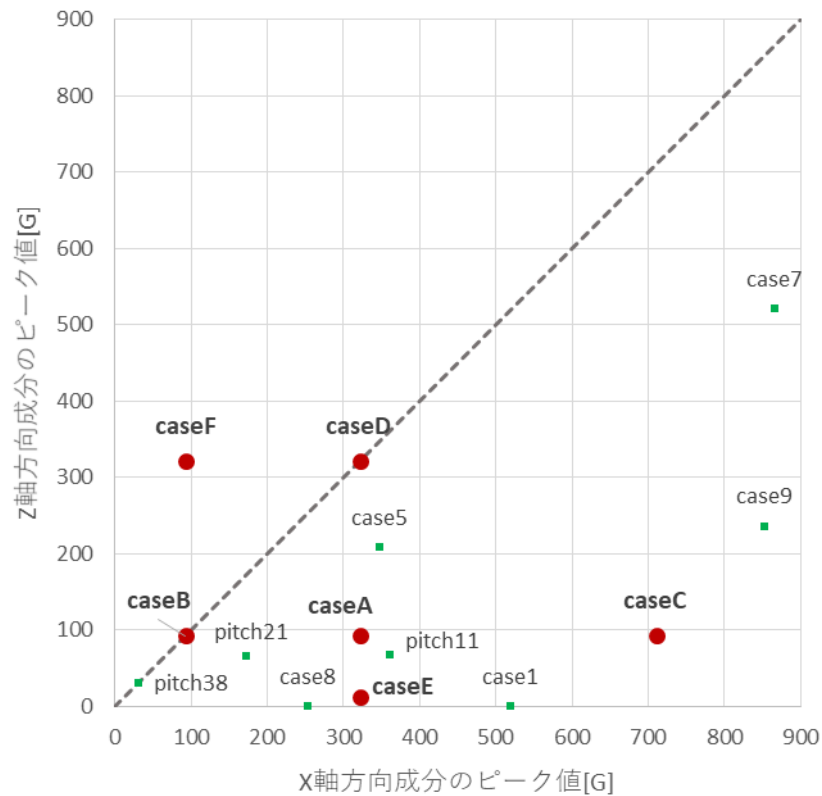


図 6-3 各条件の各軸方向ピーク値の関係

caseA は井上の解析にける Case15 に相当する．この caseA を基準にして，加速度の Z 軸方向成分を固定して，X 軸方向成分を変化させた場合が caseB と caseC であり，X 軸方向成分を固定し Z 軸方向成分を変化させた場合が caseD と caseE に相当する．caseF は参考程度に，Z 軸方向成分が支配的になった場合を行う．

6.3 解析結果

THOR と Hybrid-III の頸椎圧縮荷重と頸椎引張荷重のピーク値と Hybrid-III に対する THOR の相対誤差を以下の表 6-2, 表 6-3 に示す. 引張荷重の斜線はダミーには常に圧縮荷重しか発生しなかったことを表す. 相対誤差の行の赤く塗った値は caseA の値より小さくなったことを表し, 青く塗った値は caseA の値よりも大きくなったことを表す.

caseB, caseD では引張荷重は発生しなかったため, 相対誤差を求めることはできないが差は広がったといえるので青で塗りつぶした.

また BrIC に関して THOR と Hybrid-III の頭部角速度の Y 軸回り成分の 0[ms] から 80[ms] の時刻歴を図 6-4 から図 6-9 に示す.

表 6-2 各条件下での頸椎圧縮荷重とその比

case	A	B	C	D	E	F
THOR の頸椎 圧縮荷重[N]	1537.43	604.52	3286.83	2291.75	1138.38	1301.67
Hybrid-III の頸椎 圧縮荷重[N]	794.20	350.59	1404.57	1761.56	586.05	895.47
Hybrid-III に対する THOR の相対誤差	0.936	0.724	1.340	0.301	0.942	0.454

表 6-3 各条件下での頸椎引張荷重とその比

case	A	B	C	D	E	F
THOR の頸椎 引張荷重[N]	1390.34	77.26	3380.14	1077.41	1574.82	
Hybrid-III の頸椎 引張荷重[N]	282.59		842.73		360.46	
Hybrid-III に対する THOR の相対誤差	3.920		3.011		3.369	

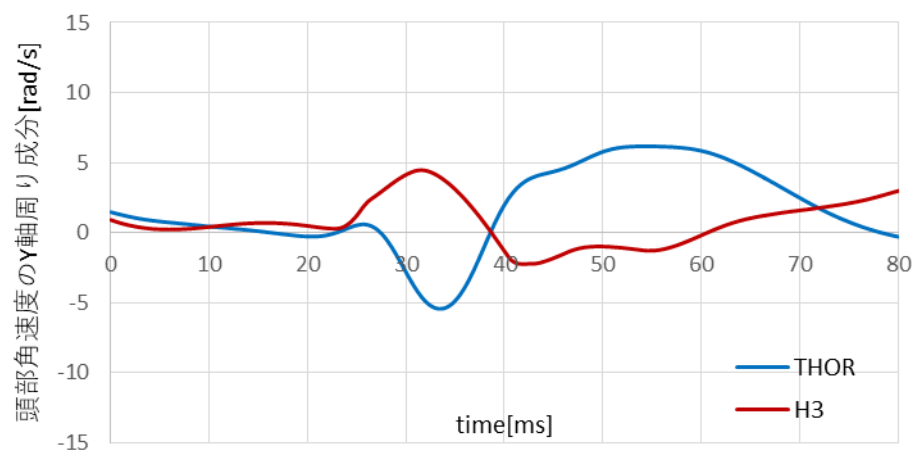


図 6-4 caseA の THOR と Hybrid-III の頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

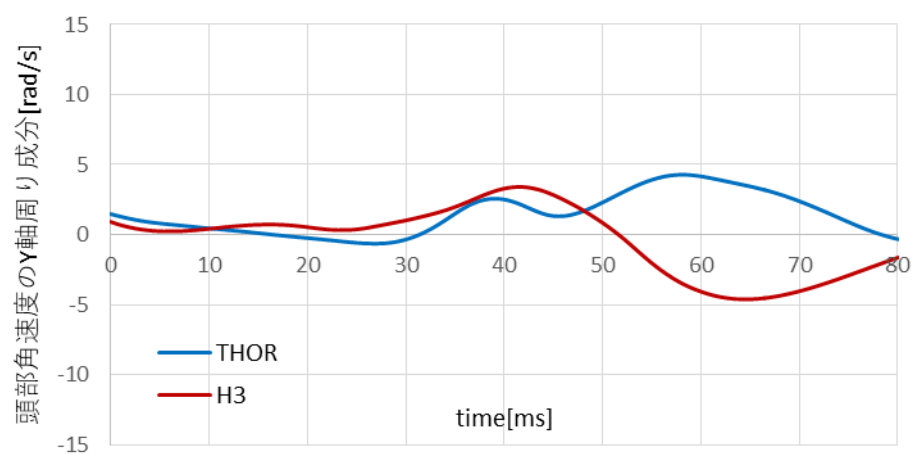


図 6-5 caseB の THOR と Hybrid-III の頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

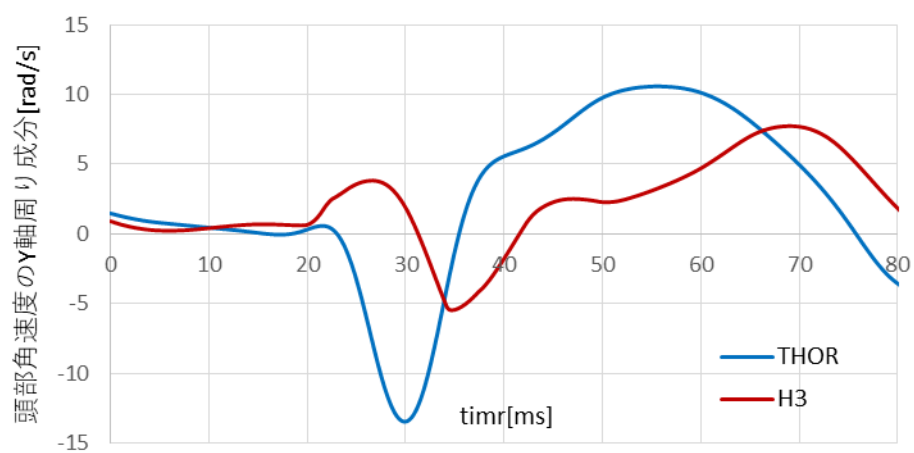


図 6-6 caseC の THOR と Hybrid-III の頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

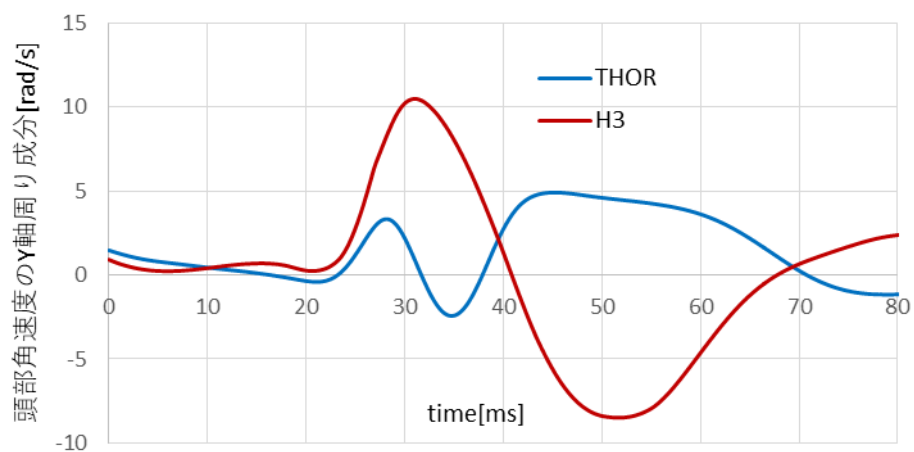


図 6-7 caseD の THOR と Hybrid-III の頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

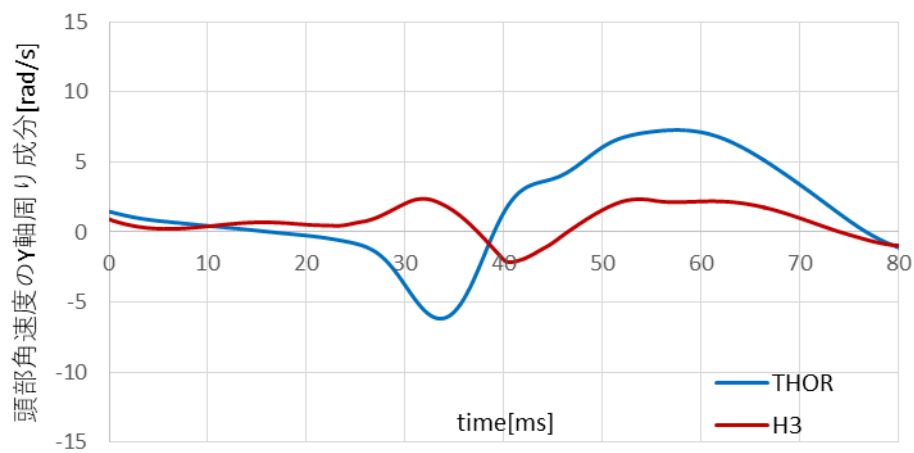


図 6-8 caseE の THOR と Hybrid-III の頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

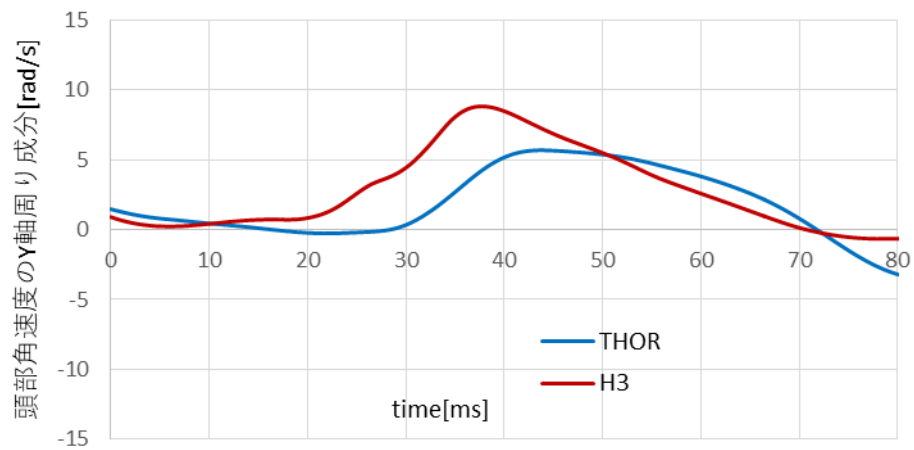


図 6-9 caseF の THOR と Hybrid-III の頭部角速度の Y 軸回り成分の時刻歴

6.4 考察

まずは頸椎圧縮荷重について説明する．表 6-4 は各条件において，入力加速度の各軸方向ピーク値が caseA と比較してどのように変化したかと，頸椎圧縮荷重と頸椎引張荷重の相対誤差が caseA と比較してどのように変化するかをまとめたものである．X 軸成分のピーク値を小さくすると圧縮荷重のダミー間の誤差は縮まり，引張荷重のダミー間の誤差は広がる．逆に，X 軸成分のピーク値を大きくすると圧縮荷重のダミー間の誤差は広がり，引張荷重のダミー間の誤差は縮まる．また，Z 軸方向成分のピーク値を小さくすると圧縮荷重のダミー間の誤差は広がり，引張荷重のダミー間の誤差は縮まる．逆に，Z 軸方向成分のピーク値を大きくすると圧縮荷重のダミー間の誤差は縮まり，引張荷重のダミー間の誤差は広がる．

caseF では両ダミーとも常に圧縮荷重が生じ，引張荷重は発生しなかった．また，ダミー差は caseA よりも小さくなり非常に Z 軸単体を入力した場合の挙動に似ている．しかし，caseD よりかは誤差が大きくなっており，図 6-3 の点線よりも左上の Z 軸方向成分が支配的である領域においては，加速度の Z 軸成分単体を入力した際に各ダミーで特有のメカニズムがはたらいっていることが予想される．この論文ではその考察は省略する．

以上より，X 軸方向成分が支配的である領域においては，5 章で立てた予測と一致していることがわかった．

表 6-4 頸椎荷重の入力加速度による傾向

case	B	C	D	E
X 軸方向成分	小	大	変化なし	変化なし
Z 軸方向成分	変化なし	変化なし	大	小
圧縮荷重の相対誤差	小	大	小	大
引張荷重の相対誤差	大	小	大	小

次に BrIC の考察に移るが，まずは X 軸成分を変化させた場合について考える．caseC と caseA の比較をすると予測の通り，Hybrid-Ⅲの 1 回目のピーク値が大きくなるが，X 軸方向成分が小さくなったことにより 2 回目の正方向のピークは小さくなっている．また，THOR も予測の通り，全ピーク値が小さくなっている．よってダミー差は小さくなっている．

しかし caseA と caseC を比較すると，THOR は予測通りであるが Hybrid-Ⅲの複合加速度特有メカニズムによって生じるピーク値は caseA と caseC ではあまり変わらない．よって，caseC のような加速度のピーク値が 100G 程度の条件ではこの予測は当てはまらない．

次に Z 軸方向成分を変化させた場合について考える。caseD, caseA, caseE の順に Hybrid-III の 1 回目のピーク値は小さくなり、THOR の負の方向のピークと 2 回目の正方向のピークは大きくなっており、立てた予測に合致している。ダミー差に関しては caseA のときのダミー差と比較して、caseD では Hybrid-III の値が THOR の値よりも大きくなることによりダミー差は広がり、caseE では THOR の値が Hybrid-III の値よりも大きくなることによってダミー差は大きくなっている。

caseF では Z 軸方向成分が支配的になり、複合性によるメカニズムのみしか生じないため、Hybrid-III の方が大きな値をとっていることがわかるが、ほかの条件に関しても検討が必要である。

よって各軸方向ピーク値が 100G よりも大きいような条件においては BrIC(頭部角速度の Y 軸回り成分)については入力過速度 n 各軸方向成分のピーク値変化させた場合の傾向について以下の表のようにまとめることができる。また、表の最下段は各軸方向のピーク値を変化させたときに、各ダミーの BrIC がどのように変化していくかを示した。

表 6-5 BrIC の入力加速度による傾向

		X 軸方向成分小	Z 軸方向成分小
複合成分によるピーク	THOR	大	
	Hybrid-III	大	小
負の方向のピークと 2 回目の正方向のピーク	THOR	大	大
	Hybrid-III	小	
ダミーの大小関係		Hybrid-III > THOR	THOR > Hybrid-III

4 章の考察では入力加速度の各軸方向のピーク値が大きい場合は Hybrid-III、X 軸方向成分が支配的な場合は THOR を使用すべきという結論がでた。しかし本節の結果である、X 軸方向成分を小さくすると Hybrid-III の方が THOR よりも BrIC が大きくなるという結論とこのときは THUMS の値のほうが THOR・Hybrid-III の値よりも大きいということをあわせて考えると、Z 軸方向成分が支配的であるときは Hybrid-III のほうが THUMS の値に近くなるということがいえる。

よって BrIC の評価には入力加速度の X 軸方向成分が支配的なときは THOR、Z 軸方向成分が支配的であるときは Hybrid-III を使用するのが適切である。

6.5 使用ダミーの判断基準

4 章の考察と本章の考察を踏まえ，傷害値ごとに使用するべきダミーモデルの判断基準を提示する．

表 6-6 各傷害値に対する使用すべきダミーモデル

傷害値	使用ダミー
HIC	Hybrid-III(ピーク値が小さいときはどちらでもよい)
BrIC	入力加速度の Z 軸方向成分が支配的なときは Hybrid-III 入力加速度の X 軸方向成分が支配的なときは THOR
頸椎圧縮荷重	Hybrid-III(ただし Z 軸成分が支配的になるとダミー差は小さくなっていく)
頸椎引張荷重	Hybrid-III(ただし X 軸成分が支配的になるとダミー差は小さくなっていく)
胸たわみ	THOR
腰椎圧縮荷重	どちらのダミーでもよい

第7章 結論

7.1 総括

本研究では LAS で想定される特有の加速度が乗員にかかる際の人体安全評価に用いる THOR と Hybrid-III の 2 種類のダミーモデルについて爆風圧到達時と着水時にかかると思われる加速度下での算出される傷害値の差について検証し、各傷害値ごとに使用に相応しいダミーモデルの提示を行った。その際、有限要素法解析によって算出された THUMS の傷害値が最も人体の挙動に近いとし、THUMS の値に近い値を算出したダミーモデルを使用に相応しいダミーモデルとした。

次に、THOR と Hybrid-III で傷害値の差が特に大きかった頸椎圧縮荷重、頸椎引張荷重と BrIC について傷害メカニズムの解明を行った。メカニズムを解明する中で、入力加速度の各軸方向ピーク値に応じて THOR と Hybrid-III で算出される傷害値の差についてのある予測を立てた。

そして、その予測を検証すべく着水時に想定されるまた別の加速度を入力加速度として使用しその予測が正しいことを確認し、最終的な各傷害値に関する使用に適切なダミーモデルの判断基準を作成した。

7.2 今後の展望

本研究で使用した解析モデルはシートが剛体であり、与圧服、ヘルメット、シートベルトの影響を考慮していないため、実現象とは異なった挙動を示している可能性がある。今後より詳細な人体の安全評価を行っていく場合にはこれらの要素も解析モデルに組み込んで解析を行っていく必要がある。

また、本研究では THUMS の有限要素法解析の挙動が人体に最も近い挙動を示すとして判断の基準を行った。しかし、本研究では算出された THUMS の傷害値を使用し THUMS の傷害メカニズムまでは確認していない。そのため、マルチボディ解析においてより THUMS と近い解析モデルを構築するためには THUMS の傷害メカニズムとの比較も必要不可欠となるだろう。

参考文献

- [1]. 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
- [2]. 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
- [3]. 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
- [4]. 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
- [5]. 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
- [6]. Sandy, M. Stubbs, ” DYNAMIC MODEL INVESTIGATION OF WATER
PRESSURES AND ACCELERATIONS ENCOUNTERED DURING LANDINGS
OF THE APOLLO SPACECRAFT”, NASA TN D-3980, 1967
- [7]. 水野幸治, ” 自動車の衝突安全”, 名古屋大学出版会, 2012
- [8]. Erik, G., Matthew, J., Kelvin, M., and Joe, M., ”Development of Brain Injury
Criteria (BrIC)”, Stapp Car Crash Journal, Vol. 57, 2013
- [9]. 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
- [10]. 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
- [11]. “MADYMO Theory Manual” VERSION 7.5 TASS, 2014
- [12]. “THOR CERTIFICATION MANUAL”Revision 2005.2 NHTSA, 2005
- [13]. “MADYMO Quality Report” ,R7.5, TASS, 2014
- [14]. The University of MAINE, “Facilities and Equipment – Hybrid III
Anthoropomorphic Test Dummies”
<http://umaine.edu/irr/facilities-and-equipment/atd/> (accessed 2018-01-17)
- [15]. Shams T,Rangarajan N, McDonald J, Wang Y, Platten G, Spade C, Pope P,
Haffner M, “Development of THOR NT : Enhancement of THOR alpha-the NHTSA
advanced frontal dummy”, NHTSA, 2005

- [16]. 宮田 健太郎, ”卒業論文「有人ロケット緊急離脱時の人体傷害メカニズムの解明と傷害評価の高精度化」”, 2017
- [17]. 植田 章裕, ”修士論文「有限要素法を用いた有人ロケット緊急脱出時における人体傷害評価及び傷害メカニズムの解明」”, 2016
- [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]. 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”

謝辞

本研究は、酒井信介教授のご指導の下で行われました。酒井教授には、本年度が最終年度ということで本当にご多忙の中1年間にわたり多くのご指導や助言をいただき、このように論文を執筆できたことに心より感謝申し上げます。

泉聡志教授には研究会の場での助言をはじめ、研究室生活を送る上で多くの助言をいただきました。深く感謝申し上げます。

本研究はJAXAとの社会連携講座の一環として行われました。JAXA 藤本様には、研究に関して様々のご指導をいただきました。ご多忙の中、休日や深夜まで電話での長時間の相談に乗っていただきました。藤本様のご協力なしでは、この論文を作成することはできませんでした。厚く御礼申し上げます。

テイ・エステック株式会社の田辺様、沼尻様には主に社会連携講座研究会において研究に関して多くの助言をいただきました。心より感謝いたします。

波田野助教には研究会での助言だけでなく、研究生生活を送るに当たり多くのサポートをしていただきました。深く感謝申し上げます。

また、研究室の先輩方には研究に関するアドバイスにだけでなく、研究室の環境の整備や研究室のイベントの企画など、先輩方のおかげで充実した研究生生活を送ることができました。本当にありがとうございました。特に、1年間人体安全評価の研究を行ったM2の中川さんには、お忙しい中多くの助言をいただき本当にお世話になりました。心より感謝しております。

研究室同期の皆と過ごしたこの1年間は本当に楽しいものでした。一緒にご飯を食べたり、情報の共有をしたり、時には戦いあったり、走りあったり非常に充実した毎日を送ることができました。ありがとうございました。

最後に本論文を執筆するに当たり、お世話になった全ての皆様に感謝と御礼を申し上げます。簡単ではありますが謝辞とさせていただきます。

以上

有人ロケットの緊急脱出時における
人体傷害メカニズムの解明と
最適ダミーモデルの判断手法の開発

平成 30 年 2 月 5 日 提出
指導教員 酒井 信介 教授
160214 高橋 彬