

修士論文

有限要素法を用いた
有人ロケット緊急離脱時における
人体傷害評価及び傷害メカニズム解明
p.1~p.88 完

平成 28 年 2 月 提出

指導教員 酒井 信介 教授

37146173 植田 章裕

目次

第 1 章	序論	9
1.1	研究背景.....	10
1.2	安全技術.....	11
1.3	人体安全に関する取り組み.....	12
1.3.1	自動車業界における取り組み[7].....	12
1.3.2	航空宇宙業界における取り組み.....	12
1.4	先行研究における課題.....	13
1.4.1	多軸度の加速度への対応.....	13
1.4.2	脳傷害について.....	13
1.5	研究の目的.....	14
1.6	本論文の構成.....	14
第 2 章	解析手法	15
2.1	緒言.....	16
2.2	傷害評価手法.....	16
2.2.1	傷害基準.....	16
2.2.2	NASA 搭乗員保護基準.....	17
2.3	解析対象.....	17
2.4	解析モデル.....	18
2.4.1	人体モデル.....	19
2.4.2	シートモデル.....	22
2.4.3	加速度条件.....	23
2.4.3.1	爆風圧到達時.....	23
2.4.3.2	着水時.....	25
2.5	その他解析条件.....	27
2.6	計算精度について.....	27
2.6.1	数値安定性.....	27
2.6.2	アワーグラスコントロール.....	28
2.6.3	エネルギー収支.....	28
第 3 章	人体挙動に関する結果及び考察	29
3.1	緒言.....	30
3.2	傷害基準における評価.....	30
3.3	人体部位ごとにおける傷害メカニズム考察.....	31
3.3.1	全体を通して.....	31

3.3.2	頭部	31
3.3.3	頸部	36
3.3.4	胸部	39
3.3.5	腰部	41
3.4	人体モデルとダミーモデルとの挙動差異	43
3.4.1	マルチボディ解析ダミーモデル	43
3.4.2	衝撃応答の差異及び考察	44
第 4 章	脳傷害に関する結果及び考察	46
4.1	緒言	47
4.2	頭部傷害について	47
4.3	びまん性脳傷害に関する先行研究	48
4.3.1	頭部の回転運動からアプローチ	48
4.3.2	脳におけるひずみからアプローチ	49
4.4	THUMS における人体脳モデル	50
4.5	頭部における傷害評価	51
4.6	考察	51
4.7	BrIC の脳震盪リスクカーブ策定	54
4.8	注意点	56
第 5 章	結論	57
5.1	総括	58
5.2	今後の課題	58
5.2.1	人体モデルの生体忠実性	58
5.2.2	内臓の傷害メカニズム考察	59
5.2.3	宇宙服やシートなど周辺環境の考察	59
5.2.4	加速度条件の精査	59
付 録 A	人体安全性評価における知見	60
A.1	インパクトバイオメカニクス[7]	61
A.1.1	傷害評価	61
A.1.1.1	傷害基準	61
A.1.1.2	傷害スケール	62
A.1.1.3	傷害リスク関数	62
A.1.2	衝突試験	63
A.1.3	コンピュータモデル	64
A.1.4	人体各部の傷害メカニズム	65
A.1.4.1	頭部	65

A.1.4.2	頸部	65
A.1.4.3	胸部	67
A.1.4.4	腰部	67
A.2	主な傷害基準	68
A.2.1	HIC	68
A.2.2	BrIC[27]	69
A.2.3	MPS	71
A.2.4	CSDM	71
A.2.5	NIC	72
A.2.6	Nij	72
A.2.7	Nkm	74
A.2.8	胸たわみ	74
A.2.9	VC	75
A.2.10	腰椎圧縮力	76
A.2.11	TI	76
付 録 B	変形シートにおける傷害評価	77
B.1	緒言	78
B.2	解析モデル	78
B.3	解析結果	79
B.4	考察	80
	参考文献	81
	謝辞	86

図目次

図 1-1	LAS 概略[6]	11
図 2-1	解析モデル	18
図 2-2	THUMS 頭部概要	20
図 2-3	THUMS 胸部概要	20
図 2-4	THUMS 上肢概要(骨部)	20
図 2-5	THUMS 下肢概要(骨部)	21
図 2-6	THUMS 椎骨及び椎間板	21
図 2-7	THUMS 脊椎	21
図 2-8	シートモデル	22
図 2-9	爆風圧想定加速度[25]	24
図 2-10	爆風圧 X 方向加速度	24
図 2-11	爆風圧 Z 軸方向加速度	24
図 2-12	着水実験の状況[26]	25
図 2-13	着水 X 方向加速度	26
図 2-14	着水 Z 方向加速度	26
図 3-1	頭部挙動 (爆風圧 case1, 0.030s)	32
図 3-2	自動車後突における傷害メカニズム[7]	32
図 3-3	爆風圧 case1 頭部回転速度	34
図 3-4	爆風圧 case5 頭部回転速度	34
図 3-5	爆風圧 case7 頭部回転速度	34
図 3-6	爆風圧 case8 頭部回転速度	34
図 3-7	爆風圧 case9 頭部回転速度	34
図 3-8	着水 pitch11 頭部回転速度	34
図 3-9	着水 pitch21 頭部回転速度	34
図 3-10	着水 pitch38 頭部回転速度	34
図 3-11	頭部 Z 軸変位及び BrIC	35
図 3-12	爆風圧 case1 (0.040s)	35
図 3-13	爆風圧 case5 (0.040s)	35
図 3-14	頸部軸力時刻歴	37
図 3-15	頸部モーメント時刻歴	37
図 3-16	頸部挙動 (爆風圧 case1, 0.020s)	37
図 3-17	頸部挙動 (爆風圧 case5, 0.025s)	37
図 3-18	頸部挙動 (爆風圧 case1, 0.040s)	37
図 3-19	頸部挙動 (爆風圧 case5, 0.040s)	37

図 3-20	頸部挙動 (爆風圧 case5, 0.055s).....	37
図 3-21	肋骨における塑性ひずみ(爆風圧 case1, 0.085[s]).....	40
図 3-22	骨盤挙動 (爆風圧 case1, 20ms)	42
図 3-23	ソユーズ宇宙船シート[30].....	42
図 3-24	マルチボディ解析ダミーモデル[5].....	44
図 3-25	頭部 Z 軸変位 (着水 pitch11).....	45
図 3-26	胸部 Z 軸変位 (着水 pitch11).....	45
図 4-1	頭部傷害の分類と傷害基準.....	47
図 4-2	THUMS 脳モデル (右半球).....	50
図 4-3	人体脳略図 (右半球) [43]	50
図 4-4	MPS 分布 (爆風圧 case1, 0.035[s]).....	52
図 4-5	MPS 分布 (爆風圧 case5, 0.035[s]).....	52
図 4-6	MPS 分布 (爆風圧 case7, 0.030[s]).....	52
図 4-7	MPS 分布 (爆風圧 case8, 0.045[s]).....	52
図 4-8	MPS 分布 (爆風圧 case9, 0.025[s]).....	52
図 4-9	MPS 分布 (着水 pitch11, 0.030[s]).....	52
図 4-10	MPS 分布 (着水 pitch21, 0.035[s]).....	52
図 4-11	MPS 分布 (着水 pitch38, 0.085[s]).....	52
図 4-12	脳梁	53
図 4-13	HIC と BrIC における相関.....	54
図 4-14	MPS と BrIC における相関.....	54
図 4-15	BrIC 傷害リスク関数比較.....	55
図 A-1	HIC 傷害リスク関数[30]	63
図 A-2	衝突ダミーマルチボディモデル.....	64
図 A-3	人体有限要素法モデル.....	64
図 A-4	頭部傷害分類.....	65
図 A-5	頸部傷害メカニズム.....	66
図 A-6	胸部傷害メカニズム[7].....	67
図 A-7	頭蓋骨骨折に関する傷害リスク関数[2]	69
図 A-8	BrIC 傷害リスク関数[27].....	70
図 A-9	頸部荷重及びモーメント.....	73
図 A-10	Nij 傷害リスク関数[2].....	73
図 A-11	胸たわみ傷害リスク関数[2]	75
図 B-1	変形シートモデル	79
図 B-2	変形シート解析モデル.....	79
図 B-3	剛体シート (爆風圧 case1, 0.030[s])	80

図 B-4	変形シート (爆風圧 case1, 0.030[s])	80
図 B-5	骨盤上部 Z 軸変位 (爆風圧 case1)	80
図 B-6	骨盤上部 Z 軸変位 (着水 pitch11)	80

表目次

表 2-1	本研究で用いた傷害基準.....	16
表 2-2	NASA 搭乗員保護基準[18].....	17
表 2-3	THUMS 頭部要素.....	20
表 2-4	THUMS 胸部要素.....	20
表 2-5	THUMS 上肢要素.....	20
表 2-6	THUMS 下肢要素.....	21
表 2-7	シートモデル物性.....	22
表 2-8	CFD 解析条件[25].....	23
表 2-9	解析条件.....	27
表 3-1	各解析における傷害基準評価値.....	30
表 3-2	頭部傷害基準評価値.....	31
表 3-3	頭部 Z 軸変位と BrIC.....	35
表 3-4	頸部傷害基準評価値.....	36
表 3-5	胸部傷害基準評価値.....	40
表 3-6	腰部傷害基準評価値.....	41
表 3-7	傷害評価におけるモデル差(1).....	44
表 3-8	傷害評価におけるモデル差(2).....	44
表 4-1	THUMS 脳モデル材料物性.....	50
表 4-2	頭部傷害評価.....	51
表 4-3	BrIC 許容値.....	55
表 4-4	新基準による BrIC 傷害評価.....	55
表 4-5	AIS におけるびまん性脳傷害[45].....	56
表 A-1	Abbreviated Injury Scale.....	62
表 B-1	シートモデル材料物性.....	78
表 B-2	爆風圧 case1 シート比較.....	79
表 B-3	着水 pitch11 シート比較.....	79

第 1 章 序論

1.1 研究背景

1960年代の宇宙開発競争の貢献により有人宇宙輸送システムが確立されて久しいが、有人宇宙輸送ミッションにおいては更なるリスク低減が求められている。飛躍的なリスク低減のためにはロケットの高い信頼性に加えて、宇宙飛行士を破局的なハザードから救命するための打ち上げアポートシステム等の安全化機能が必要となる。しかしながら我が国においてはH3ロケット開発で採用されているような高信頼性開発法の研究は多くなされているのに対して、打ち上げアポートシステム等の安全化機能や定量的安全性評価法に関する研究は殆どなされていないのが現状である。

衝撃加速度に対する人体の応答は自動車業界などで盛んに研究されている。これまでも動物、屍体、ボランティアを用いた様々な試験結果から傷害基準、傷害耐性の策定が進められてきた[1][2]。一方で有人宇宙飛行においては爆発的事象やカプセルの着水によりさらに広範囲に及ぶ加速度条件が想定される。そのため自動車業界における傷害評価の知見を参考にしながら有人宇宙船特有の人体挙動の解明、傷害評価の検討を行うことが安全評価技術の確立には合理的である。

これまでの研究においてはダミーモデルを用いたマルチボディ解析モデルの構築を進めており[3][4]、爆風圧や着水を想定した衝撃加速度に対して特に頭部傷害で厳しい結果となることが分かっている[5]。一方で頭部は妥当性の確認されていない傷害リスク関数が用いられているという問題に加えて、衝突ダミーは人体における脳のような軟組織の応答を調査することが困難である、一軸加速度における衝突試験を主な目的としているといったモデル精度上の課題もある。そこで有人宇宙船で想定される多軸加速度に対して潜在的な生体忠実性の高い人体モデルを用いることで、人体傷害評価及び傷害発生メカニズムの解明を進めることが求められている。

1.2 安全技術

有人宇宙輸送システムの確立に向けてはロケットの高信頼性に加えて搭乗員の安全を確保するための有人宇宙飛行特有の技術の獲得が不可欠である。この安全技術の研究は日本では十分に進んでいないのが現状である。

有人宇宙飛行における特に重要な安全技術として挙げられるのは打ち上げアボートシステム(LAS: Launch Abort System)である。概略を図 1-1 に示す。LAS とは、爆発的事象など緊急の事態が発生した際、搭乗員が乗っているカプセル部分だけをロケットから分離しハザード元から離脱を試みるシステムである。LAS 存在下では、故障の発生によりミッションは喪失しても人命を保護することは可能となる。

LAS ではハザード発生直後におけるアボートモータによる加速や爆風圧の到達に加えてパラシュートを展開したときの減速、カプセルの着水など様々な衝撃が想定され、搭乗員の傷害に繋がらう。本研究では LAS においても特に衝撃が大きい爆風圧の到達時や着水時における人体挙動を研究の対象とする。



図 1-1 LAS 概略[6]

1.3 人体安全に関する取り組み

人体安全に関する研究は航空宇宙業界だけでなく自動車業界でも進行している。ここでは自動車業界や航空宇宙業界における人体安全に対する取り組みを概説する。

1.3.1 自動車業界における取り組み[7]

人体安全性評価は自動車業界において盛んに研究が行われており、ダミーモデルを用いた衝突試験や傷害基準を用いた傷害評価といった手法が確立している。近年では計算技術の発達により車体に加えて衝突ダミーや人体をコンピュータモデルとして再現し、数値シミュレーションにより傷害評価を行うことが可能となっている。こうしたインパクトバイオメカニクスに関する知見の詳細は付録 A で説明している。

1.3.2 航空宇宙業界における取り組み

NASA はスペースシャトルの退役に伴い、カプセル形状である次世代宇宙船 **Orion** の開発を進めており、カプセルの着地などの衝撃に対する定量的な傷害確率評価を目指している[8][9]。Orion 宇宙船は火星や小惑星などへの飛行を主眼に置いた多目的有人宇宙船であり、クルーの保全を中心とした安全な有人宇宙探査船として緊急アポート機能を有することが想定されている[10]。NASA では **BDRC (Brinkley Dynamic Response Criterion)** と呼ばれるバネマスを用いた質点解析[11][12]が傷害評価として古くから用いられているほか、バージニア工科大学では宇宙飛行士を想定したダミーモデルや人体モデルによる詳細解析[13][14]が行われている。

航空宇宙業界においても傷害評価に用いられる手法は自動車業界と共通のものが多い。一方で、航空機の不時着や戦闘機のアポートにおいては人体の上下方向にも大きな衝撃がかかることが分かっており、その特殊な加速度条件に対応して特に脊椎の圧縮荷重による傷害の研究が進められている[15][16]。

1.4 先行研究における課題

これまでの研究[3][4][5]から衝突ダミーを模した LAS シミュレーションモデルによる傷害評価を確立したものの、衝突ダミーにおける傷害評価としては実機試験、解析に関わらずいくつかの課題が挙げられる。

1.4.1 多軸度の加速度への対応

衝突試験において用いられる衝突ダミーは自動車事故を想定して作られたものが多く、主に前突や後突など単軸加速度の試験に用いられる。LAS において想定されるような多軸方向の加速度には十分には対応していないのが現状である。衝突ダミーは前突用として設計された Hybrid-III や後突用として設計された BioRID-II など様々な種類がある。それぞれ挙動は加速度のレベルや方向によって差があり、生体忠実性は特定の条件に特化したものがほとんどである。

1.4.2 脳傷害について

衝突ダミーにおける傷害評価は頭部や頸部などに設置された加速度センサやロードセルによる測定であり、脳や内臓などの軟組織の傷害に関して十分な調査を行うことが困難である。特に脳に関しては LAS を想定したマルチボディ解析において傷害基準 BrIC が特に高い評価値となっており、厳しい評価であることが分かっている[5]。さらに BrIC に関しては許容値に参照された AIS1+における傷害リスク関数の妥当性が確認されていない。

1.5 研究の目的

本研究では 1.4 における課題を解決するために有限要素法人体モデルを用いる。

本研究の目的としては有限要素法を用いた数値シミュレーションにより人体モデルの加速度応答を調べ、LAS 特有の加速度下における搭乗員の傷害評価及び傷害メカニズムの解明を行うことである。衝撃ダミーのシミュレーションモデルを用いた傷害評価はこれまでも行われてきたが[3][4][5]、傷害メカニズムを解明する上では多軸度方向の加速度に対して潜在的な生体忠実性が高く、人体を模したより詳細なモデルでの解析が必要となる。

また、脳傷害に関しては回転運動といったマクロ挙動とひずみレベルといったミクロ挙動の両面を考慮した上で傷害メカニズムを考察する。そして最大主ひずみで整理されたリスクカーブを用いることで、脳震盪傷害データに基づく新たな BrIC 傷害リスク関数を提案する。

1.6 本論文の構成

第 1 章「序論」では本研究を取り組む上での背景と目的を説明した。

第 2 章「解析手法」では本研究における有限要素法モデルの構築法や解析条件など、解析するにあたって用いた手法を説明する。

第 3 章「人体挙動に関する結果及び考察」では解析結果から人体モデルの各部についてマクロ的な挙動を、自動車業界や航空業界における人体安全の知見を用いて考察する。

第 4 章「脳傷害に関する結果及び考察」では解析結果から脳における傷害メカニズムを考察しつつ、新たな傷害リスク関数を提案する。

第 5 章「結論」では本研究における総括及び今後の課題を述べる。

付録 A「人体安全性評価における知見」では本研究に関連するインパクトバイオメカニクスの知見を紹介する。

付録 B「変形シートにおける傷害評価」では人体形状に合わせたシートを用いた解析を行い、剛体シートにおける結果と比較検証を行う。

第 2 章 解析手法

2.1 緒言

本章では人体の衝撃解析に用いた手法を紹介する。本研究では主に汎用非線形動的構造計算ソフトである「LS-DYNA」を用いて有限要素法解析を行う。これにあたり解析に用いた手法や、作成したモデルの詳細を記述する。

2.2 傷害評価手法

2.2.1 傷害基準

インパクトバイオメカニクスにおいては傷害基準や傷害スケールといった指標により傷害リスクや傷害程度の定量化が図られている。傷害の重症度と相関のある物理量を傷害値、またその関数を傷害基準と呼び傷害の判定に利用されている。本研究では傷害評価を行うにあたり、表 2-1 に示される傷害基準を用いた。傷害評価に関する知見については付録 A にて詳細を記述する。

表 2-1 本研究で用いた傷害基準

	傷害基準	因子	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	頸部引張荷重	荷重	椎体骨折 靭帯断裂, 脱臼
	頸部圧縮荷重		
胸部	胸たわみ	変位	肋骨骨折 内蔵損傷
腰部	腰椎圧縮荷重	荷重	腰椎骨折

2.2.2 NASA 搭乗員保護基準

Jeffrey らは NASA におけるカプセル型の有人宇宙飛行の計画で、許容できるリスクは「ノミナル時は AIS1 の傷害確率 4.8%以下、オフノミナル時は AIS1 の傷害確率 19.1%以下」としている[17]. この保護基準に則って Jeffrey らによって提案された傷害基準の許容値[18]を傷害の判定に用いる. ノミナル時とオフノミナル時についての傷害基準として HIC15, BrIC, 頸部引張荷重, 頸部圧縮荷重, 胸たわみ, 腰椎圧縮荷重の許容値を表 2-2 に示す. なお AIS1 とは軽度の傷害を表しており, この傷害スケールといった概念については付録 A を参照されたい. また, ノミナルとは飛行時における正常運用を表し, オフノミナルは爆発的事象やパラシュートの不具合などの異常事態が発生したことを表している.

表 2-2 NASA 搭乗員保護基準[18]

	傷害基準	ノミナル時	オフノミナル時
頭部	HIC15	340	470
	BrIC	0.04	0.07
頸部	頸部引張荷重 [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

2.3 解析対象

解析対象は宇宙船の緊急脱出時における搭乗員および座席である. 搭乗員は標準体型とし, 座席は剛体シートに頭部を保護するためのヘッドレストが備わっている. 座席環境は JAXA が日本自動車研究所(JARI)の協力の下で行ったスレッド試験[19]を参考とした. 加速度条件は LAS における爆風圧到達時やカプセル着水時を想定している. カプセルとシート間のダンパや宇宙服を考慮しないことに加え, 剛体シートを対象としているため傷害評価は過大となることが想定される. しかしながらこれらより解析による評価は安全側であるといえる.

2.4 解析モデル

本研究において構築したモデルを図 2-1 に示す。解析モデルは人体モデルとシートモデルからなり、シートには LAS において想定される加速度が印加される。なお人体モデルはヘルメットや与圧服は着用していない。またシートモデルには頭部を保護するためのヘッドレストが装備されているものの、ベルトは装備されていない。これは本研究における加速度条件として後面衝撃と突き上げ衝撃が主であり、ベルトによる拘束が人体挙動に与える影響は小さいと考えたからである。なお、本モデルでは視線方向を X 軸正方向、左手方向を Y 軸正方向、身体に対して上方向を Z 軸正方向とした。

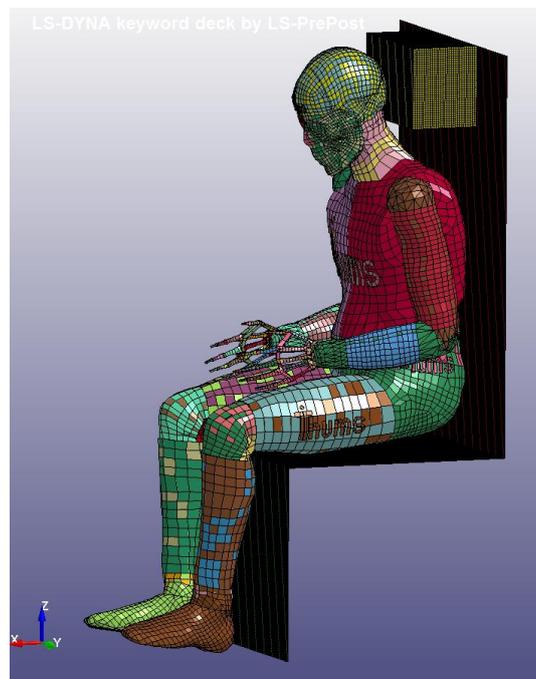


図 2-1 解析モデル

2.4.1 人体モデル

人体モデルは豊田中央研究所が開発した THUMS(Total Human Model for Safety)の Ver.3 における AM50 モデル(米国成人男性の標準体型)のアカデミックパッケージ版を用いた。THUMS は人体の頭部、胴部、関節部などの複雑な構造をモデル化しており、人体各部の材料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[20]。特に THUMS の Ver.3 は骨や腱に加えて脳が詳細にモデル化されている。THUMS は開発時に身体各部位について実証試験が行われており、屍体実験や市場事故におけるデータから様々な検証が行われている[21]。例えば腹部や胸部においては衝突解析からたわみ荷重曲線や骨折箇所などを屍体における衝突試験の結果と比較をすることで妥当性を確認している[22][23]。また屍体だけでなく市場事故における傷害データを活用し、解析モデルが実際の事故を再現するという検証も試みられている[24]。

THUMS の Ver.3 は約 11 万の節点および約 15 万の要素からなる。人体各部位ごとの概略を図 2-2 から図 2-7 及び、表 2-3 から表 2-6 に示す。主に皮膚や皮質骨などをシェル要素で、骨や軟組織をソリッド要素で、筋肉や腱をバー要素で再現している。特に Ver.3 は頭部をよく再現しており、図 2-2 のように眼球や歯などの顔面 Part のほか、脳は大腦、小脳、脳幹などに分かれてそれぞれ灰白質及び白質を文献値から参照された物性により粘弾性体モデルで表現している。また、図 2-6 のように椎骨と複数の Part からなる椎間板によって脊椎は表現されており、これらはそれぞれ周囲の組織とバー要素により結合している。脊椎は 24 の椎骨として頸椎(C1-C7)、胸椎(T1-T12)、腰椎(L1-L5)をモデル化しており、初期姿勢は図 2-7 のように湾曲している。一方で人体の内臓は詳細までモデル化されておらず質量等が合わせこまれた軟組織により模擬されている。

着座姿勢はシートにあわせて設定し、初期貫入が発生しないようにした。また腕の初期位置は JAXA が行ったスレッド試験[19]を参考にし、手を膝上に置くようにした。実際の有人宇宙飛行では搭乗員が与圧服やヘルメットを着用していることが想定されるが、このモデルでは装備していない。

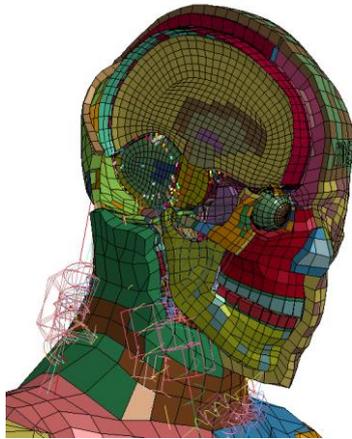


図 2-2 THUMS 頭部概要

表 2-3 THUMS 頭部要素

	要素	部位	要素数
頭部	シェル	頭蓋骨(皮質骨) 皮膚	49700
	ソリッド	頭蓋骨(海面骨) 脳 軟組織	
	バー	筋肉	
	剛体	眼球	
頸部	シェル	椎間板(皮質骨) 靭帯, 皮膚	14600
	ソリッド	椎間板(海面骨) 軟組織, 脊髓	
	バー	筋肉	
	剛体	頸椎	

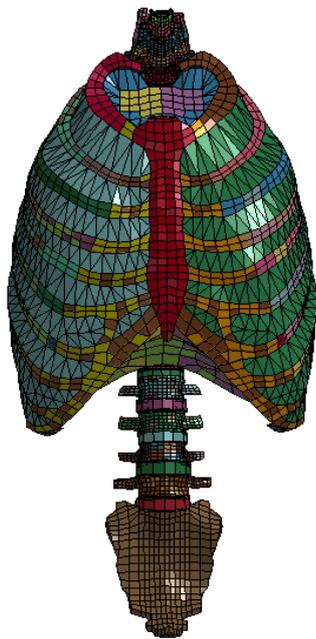


図 2-3 THUMS 胸部概要

表 2-4 THUMS 胸部要素

要素	部位	要素数
シェル	胸骨, 肋骨 (皮質骨) 横隔膜, 皮膚	26500
ソリッド	胸骨, 肋骨 (海面骨) 肋軟骨 心臓, 肺, 軟組織	
バー	靭帯	
剛体	胸椎, 腰椎	



図 2-4 THUMS 上肢概要(骨部)

表 2-5 THUMS 上肢要素

要素	部位	要素数
シェル	上肢骨, 鎖骨, 肩甲骨 (皮質骨) 皮膚 靭帯	7400 (片側)
ソリッド	上肢骨, 鎖骨, 肩甲骨 (海面骨) 軟組織	
バー	靭帯	



図 2-5 THUMS 下肢概要(骨部)

表 2-6 THUMS 下肢要素

要素	部位	要素数
シェル	下肢骨 (皮質骨) 皮膚 靭帯	11300 (片側)
ソリッド	下肢骨 (海面骨) 軟組織	
バー	アキレス腱	

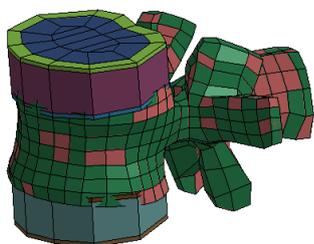


図 2-6 THUMS 椎骨及び椎間板

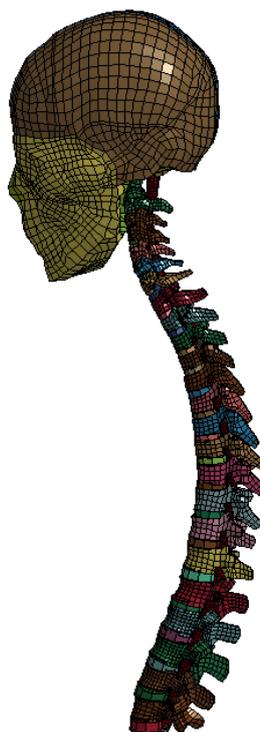


図 2-7 THUMS 脊椎

2.4.2 シートモデル

シートは図 2-8 のように剛体シートに頭部を保護するヘッドレストが備わっている。シート形状は JAXA が行ったスレッド試験[19]を参考とし、力学的考察が行いやすいように垂直座面としてある。スレッド試験においてシートは鋼板で作成されており、ヘッドレストは衝撃吸収材として 3M 社のメモリーフォームが使用されていた。剛体シートはシェル要素に LS-DYNA における物性ライブラリより剛体モデル MAT_020 を付加することでモデル化を行った。ヘッドレストはソリッド要素に低密度ウレタンモデル MAT_057 を付加することでモデル化を行った。それぞれの材料特性を表 2-7 に示す。本研究では背面からの衝撃、座面からの衝撃が主であり、身体拘束の影響は小さいためベルトは設置しなかった。

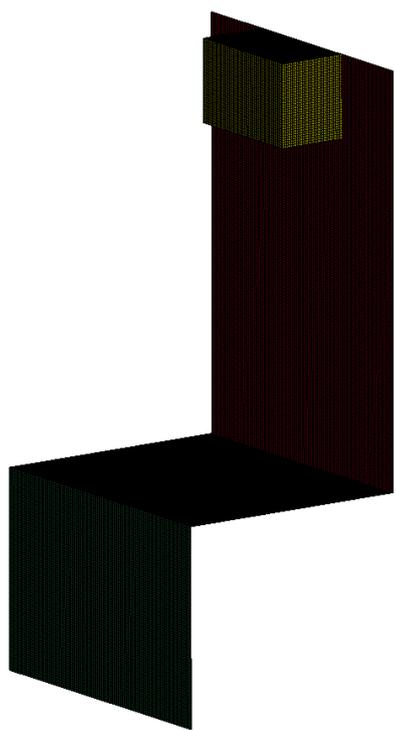


図 2-8 シートモデル

表 2-7 シートモデル物性

	シート	ヘッドレスト
要素タイプ	shell	solid
形状	垂直座面	直方体
密度 [kg/m ³]	-	96
ヤング率 [GPa]	200	1
ポアソン比	0.3	-
物性タイプ	剛体	低密度 フォーム材

2.4.3 加速度条件

作成されたモデルにおいてシートには LAS で想定される加速度を付加する。LAS ではアボートモータによる加速，爆風圧，パラシュート展開，着水など様々な衝撃が想定されているが，本研究では特に爆風圧到達時及び着水時において想定される加速度をシートに印加した。

2.4.3.1 爆風圧到達時

爆風圧到達時における加速度は JAXA において行われた CFD 解析の結果[25]を参考とした。CFD 解析は表 2-8 に示すように爆発規模や飛行速度，アボート時の角度，アボート距離に応じて9ケース行われており，解析結果では図 2-9 のように最大ノルム 100G 以上の加速度がかかっていることが分かる。本研究ではこれらのケースのうち加速度が大きかった case1, case5, case7, case8, case9 について解析を行った。また，爆風による衝撃はアボート時の初期角度に応じてかかると仮定し，case1, case8 は X 軸方向加速度のみ，case5, case7, case9 に関しては初期角度に応じて X 軸方向と Z 軸方向の加速度を印加した。最終的にモデルに入力した加速度条件を図 2-10 図 2-11 に示す。

表 2-8 CFD 解析条件[25]

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

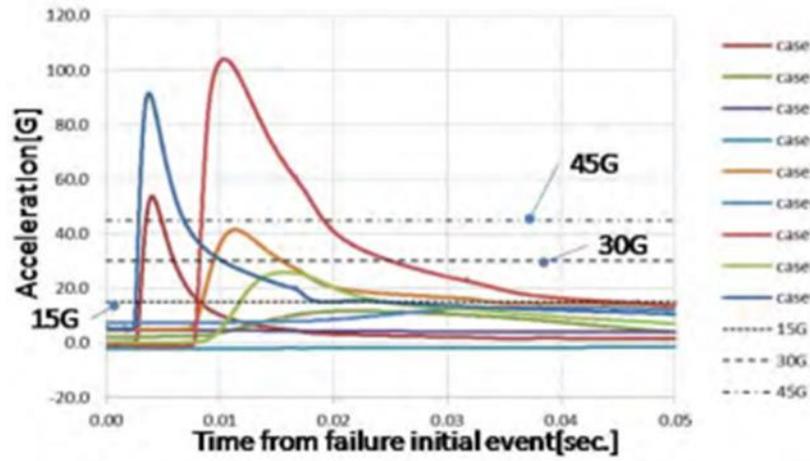


图 2-9 爆風圧想定加速度[25]

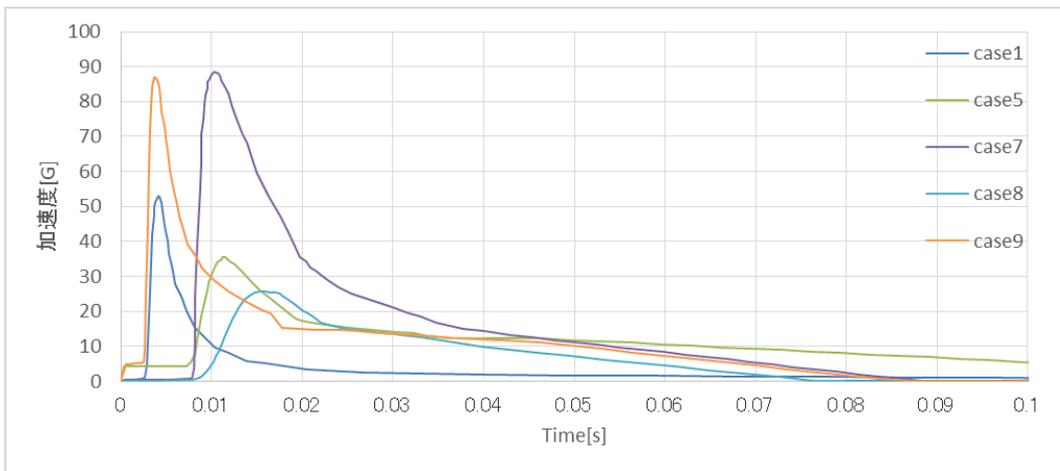


图 2-10 爆風圧 X 方向加速度

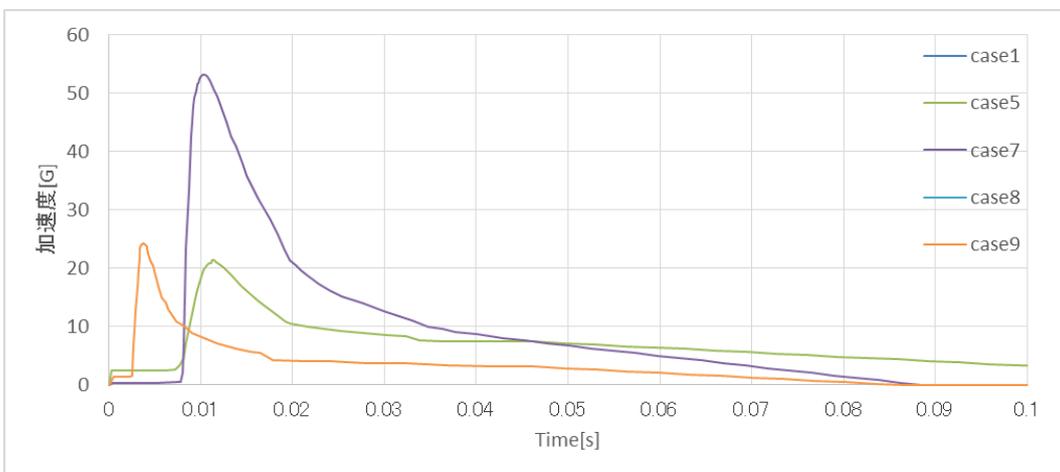


图 2-11 爆風圧 Z 軸方向加速度

2.4.3.2 着水時

着水時における加速度は NASA において行われたカプセル着水実験[26]を参考とした。着水実験の概略を図 2-12 に示す。着水実験はアポロ宇宙船の 1/4 スケールのカプセルを用いて行われ、着水時の鉛直方向速度は 9.1[m/s]、水平方向速度は 9.1[m/s]である。その際にカプセルと水面間のピッチ角(11° , 21° , 38°)によって 3 ケースの加速度が提示されている。最終的にモデルに入力した 3 ケースの加速度を図 2-13 図 2-14 に示す。

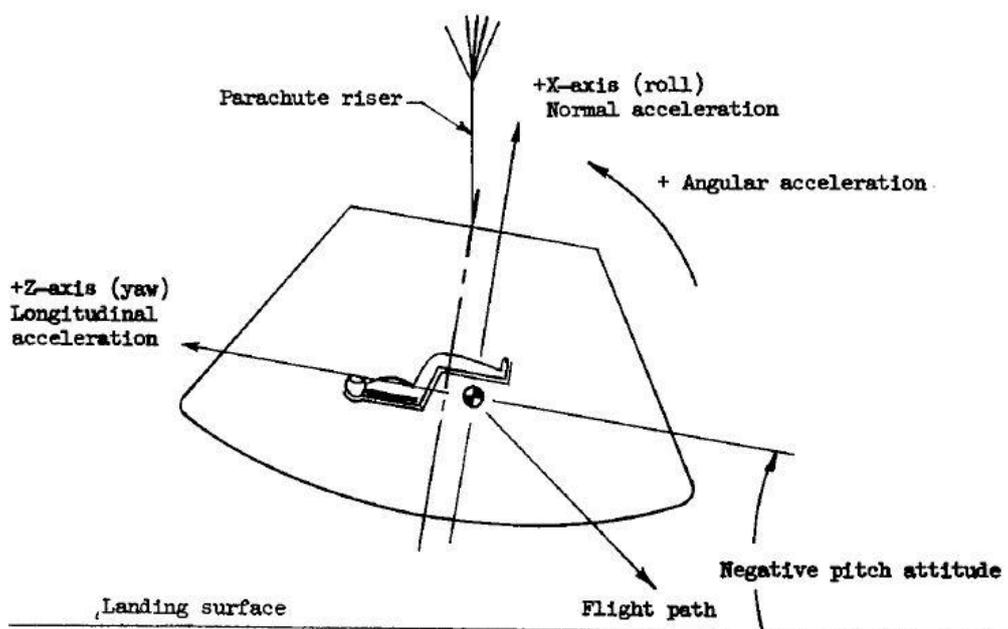


図 2-12 着水実験の状況[26]

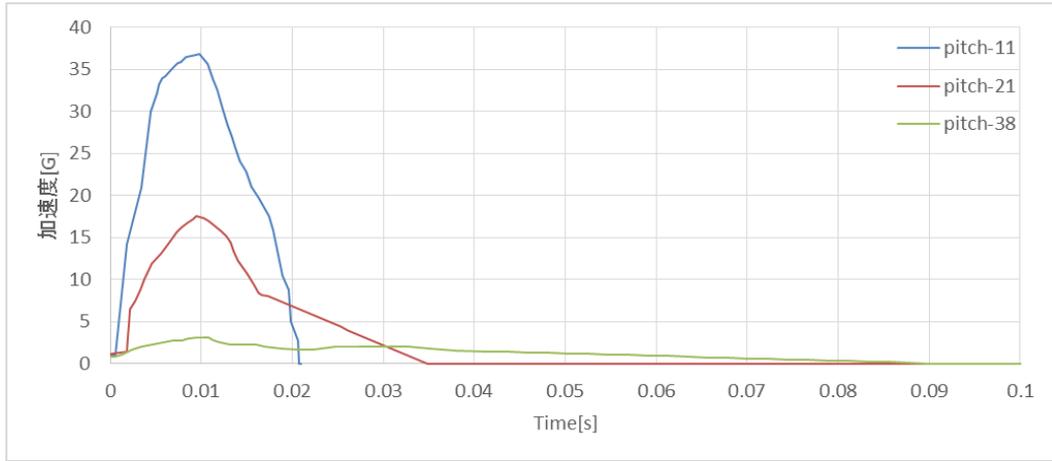


图 2-13 着水 X 方向加速度

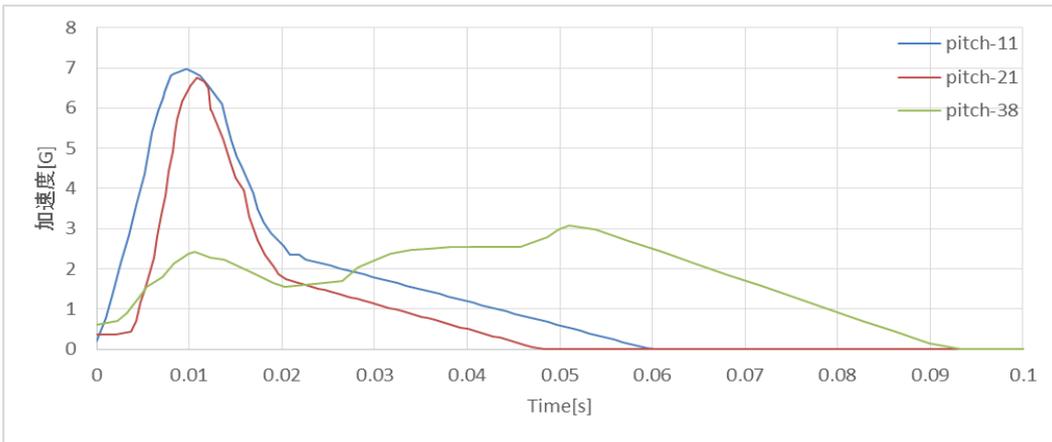


图 2-14 着水 Z 方向加速度

2.5 その他解析条件

解析条件を表 2-9 に示す。本研究の解析には MPP-DYNA ver.971 R7.1.2 が使用された。解析時間は 0.1[s]であるが、2.4.3.1 における爆風圧 case5 と爆風圧 case7 では衝撃速度が大きく計算が不安定になったためそれぞれ 0.08[s]と 0.07[s]で計算を打ち切った。時間増分は数値安定性を保証するためにクーラン条件を満たすよう解析ソフトによって決定される。具体的には(式 2-1)で表される Δt が時間増分となる。

$$\Delta t = 0.9 \times \frac{l}{c} \quad (\text{式 2-1})$$

- l 各要素の代表長さのうちの最小値
- c 要素中を伝播する応力速度

表 2-9 解析条件

ソルバー	MPP-DYNA ver.971 R7.1.2
差分法	陽解法
単位系	ton-mm-sec
時間増分	(式 2-1)における Δt
解析時間	0.1 [s]

2.6 計算精度について

2.6.1 数値安定性

本研究における解析は陽解法であるため時間刻みに注意する必要がある。本研究では 2.5 で説明したように常にクーラン数が 1 を下回るように設定されており、計算における数値安定性は保証されている。

2.6.2 アワーグラスコントロール

解析時には LS-DYNA の機能であるアワーグラスコントロールを用いてアワーグラスモードを抑制した。アワーグラスコントロールではアワーグラスモードが発生し始めた際に変形を抑制する仮想抗力を発生させることにより計算の精度が低下することを抑えている。解析モデル内におけるソリッド要素では Flanagan-Belytschko の剛性型アワーグラスコントロールを用いて接点変位に比例した抵抗力を発生させている。

2.6.3 エネルギー収支

解析では Part ごとに内部エネルギーを出力した。これは内部エネルギーの高騰がないかチェックすることにより要素の異常変形を監視することができるからである。また、解析終了時には[系全体のエネルギー]と[初期エネルギー]+[外部仕事によるエネルギー]を比較することにより解析に問題が発生していないか確認をしている。

第3章 人体挙動に関する結果 及び考察

3.1 緒言

この章では NASA における有人宇宙飛行の搭乗員保護基準を元に傷害評価を行う。また、各加速度条件に対して人体各部位の挙動を定性的に調査することで傷害メカニズムの解明を行う。さらに、同様の解析におけるダミーモデルの傷害評価との比較検証を行い、結果における差異を考察する。

3.2 傷害基準における評価

表 3-1 に各解析における傷害基準の評価値一覧を示した。ノミナル時の許容値を上回った部分は黄色、オフノミナル時の許容値を上回った部分は赤色で示してある。表 3-1 から一部の加速度条件においては許容値を超過する結果となった。特に BrIC、頸部引張荷重、胸たわみは許容値を超過するケースが多かった。ただし実際の LAS においてはカプセル内のダンパやシートによる衝撃吸収などが胸部や腰部の傷害を、与圧服やヘルメットの着用による拘束が頭部や頸部の傷害を軽減することが予想されるため、こうした条件をモデルとして加えれば傷害値は低減されると考えられる。

表 3-1 各解析における傷害基準評価値

	加速度[G]		頭部		頸部		胸部	腰部
	X 軸	Z 軸	HIC	BrIC	引張荷重 [N]	圧縮荷重 [N]	たわみ [mm]	圧縮荷重 [N]
ノミナル許容値			340	0.040	880	580	25	5800
オフノミナル許容値			470	0.070	1000	1100	32	6500
case1	53.0	0.0	42	0.131	462	78	21	610
case5	35.4	21.3	246	0.317	1069	415	39	5095
case7	88.5	53.2	1416	0.676	1635	239	34	12306
case8	25.8	0.0	362	0.169	687	86	34	852
case9	87.0	24.1	579	0.251	1266	276	38	3556
pitch11	36.7	7.0	314	0.222	1005	151	36	1937
pitch21	17.5	6.7	36	0.152	570	52	20	600
pitch38	3.1	2.4	2	0.065	196	18	5	1570

3.3 人体部位ごとにおける傷害メカニズム考察

3.3.1 全体を通して

本研究における解析ではいずれのケースにおいても背面からの X 軸方向加速度及び座面からの Z 軸方向加速度による衝撃であった。シート及びヘッドレストから人体モデルに対して荷重が入ることを考慮すると全体としては自動車における後突に近い挙動となった。一方で Z 軸方向加速度が比較的大きいケースにおいてはその限りではなく、LAS 特有の座面に沈み込む挙動が観察された。以下に人体各部の挙動について考察を行う。さらに、評価値が特に高い傾向を示した BrIC に関しては第 4 章にてさらに詳細な脳解析を行う。

3.3.2 頭部

頭部の傷害評価は表 3-2 のように HIC より BrIC が厳しい傾向を示した。頭部にかかる荷重はヘッドレストからの荷重と頸部からの荷重に分けられるが、X 軸加速度が大きいほどヘッドレストからの荷重が大きくなり、Z 軸加速度が大きいほど頸部からの荷重が大きくなることが推察される。

表 3-2 頭部傷害基準評価値

	シート加速度[G]		頭部	
	X 軸	Z 軸	HIC	BrIC
ノミナル許容値			340	0.04
オフノミナル許容値			470	0.07
爆風圧 case1	53.0	0.0	42	0.131
爆風圧 case5	35.4	21.3	246	0.317
爆風圧 case7	88.5	53.2	1416	0.676
爆風圧 case8	25.8	0.0	362	0.169
爆風圧 case9	87.0	24.1	579	0.251
着水 pitch11	36.7	7.0	314	0.222
着水 pitch21	17.5	6.7	36	0.152
着水 pitch38	3.1	2.4	2	0.065

HIC による傷害評価では頭部重心の並進加速度により頭蓋傷害や局所的な脳傷害を見ているが、いずれの加速度条件においても図 3-1 のようにヘッドレストへの沈み込みが大きくなる時刻帯で評価値が高くなっている。頭部の並進運動は Z 軸方向加速度が入る場合でも自動車における後突の挙動に近く、頭蓋傷害や局所的な脳傷害を防ぐためには自動車後突と同様ヘッドレストからの反発荷重をいかに抑えるかが重要となる。

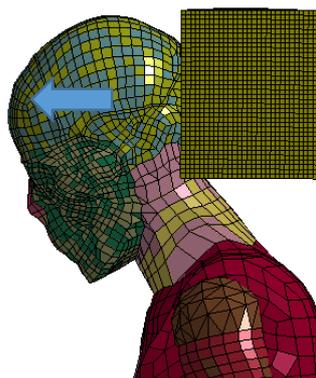


図 3-1 頭部挙動 (爆風圧 case1, 0.030s)

一方で自動車と異なる点としては初期姿勢が挙げられる。自動車の座席では初期姿勢は図 3-2 のように頭部がヘッドレストから離れている場合が多く、頭部の初期位置がヘッドレストに接している宇宙船シートでは自動車後突における挙動と比較してヘッドレストからの衝撃は抑えられる。

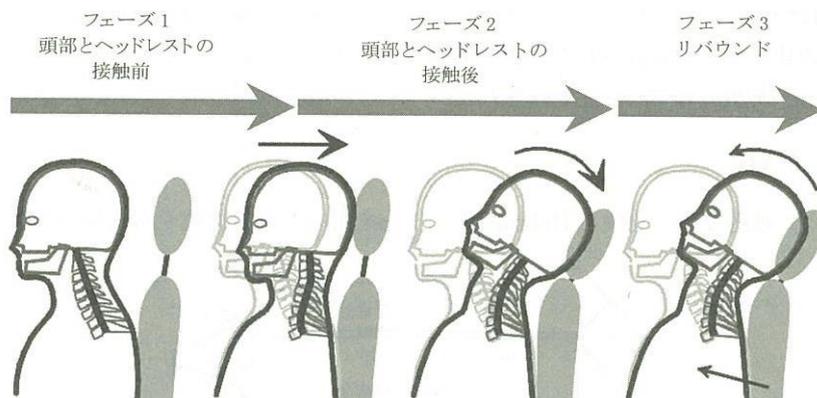


図 3-2 自動車後突における傷害メカニズム[7]

BrIC による傷害評価ではびまん性の脳傷害を見ているが、すべての加速度条件でノミナル時の許容値を上回る結果となった。まず、BrIC が許容値と比較して高い値をとった原因として、頭部の拘束がほとんどされていなかったことが考えられる。実際の LAS の座席環境ではヘルメットや与圧服の着用による頸部の拘束により頭部が自由に動かないことが想定され、BrIC は本研究の結果より低く抑えることが可能である。

BrIC は頭部の角速度によって算出されるが、いずれの加速度条件においても図 3-3 から図 3-10 のように Y 軸まわり(うなづく方向)の角速度が支配的であり、X 軸まわり(首を横に曲げる方向)や Z 軸まわり(首をねじる方向)の角速度はほとんど生じなかった。いずれの場合も頸部の曲げが頭部回転運動の主な原因として考えられるが、これはヘッドレストからの反発だけでなく Z 軸方向挙動も重要となってくる。表 3-3 図 3-11 に頭部 Z 軸方向変位と BrIC の関係を示すが、これより頭部 Z 軸方向変位と BrIC には相関があることが分かる。これは図 3-12 図 3-13 のように頭部が沈み込むほど頸部の曲げが働き、頭部の回転運動に繋がっていると考えられる。なお Z 軸方向変位は表 3-3 に示すように単純な Z 軸方向加速度の大きさだけで決定されるわけではない。X 軸方向加速度が小さい場合にもシート背面の摩擦が小さくなり Z 軸方向変位は大きくなることに注意が必要である。これらを考慮すると衝撃方向を調整して Z 軸方向の変位を小さくする、もしくはヘッドレストと背面を滑らかに接続させて頸部の曲げを小さくするといったことによって BrIC の値を抑えることができると考えられる。

また、BrIC に関しては 2.2.2 における許容値自体が必要以上に厳しい値であることが考えられる。詳細は第 4 章で記述するが、BrIC は AIS4 であるびまん性軸索損傷を主なターゲットとしており、AIS1+の傷害リスク関数は AIS4+の傷害リスク関数を元にスケールリングされたものである[27]。そのため 2.2.2 における許容値は実際の傷害データには基づいておらず、NASA の定めた AIS1 の傷害確率を 4.8%以下に抑えるという基準を BrIC に用いる場合、誤った傷害評価をしてしまう可能性がある。

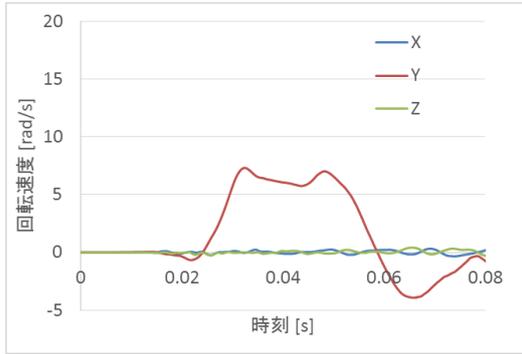


图 3-3 爆風圧 case1 頭部回轉速度

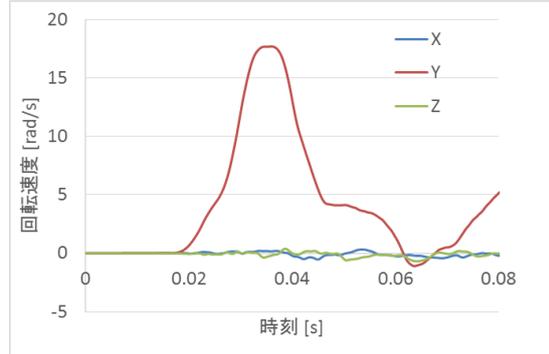


图 3-4 爆風圧 case5 頭部回轉速度

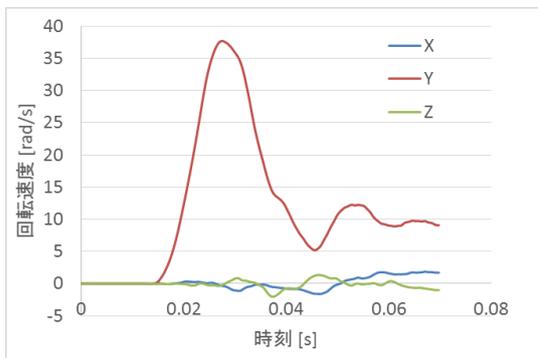


图 3-5 爆風圧 case7 頭部回轉速度

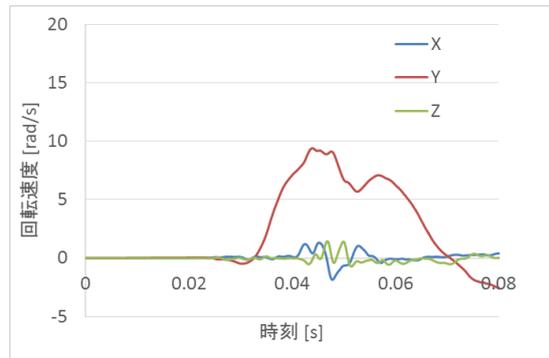


图 3-6 爆風圧 case8 頭部回轉速度

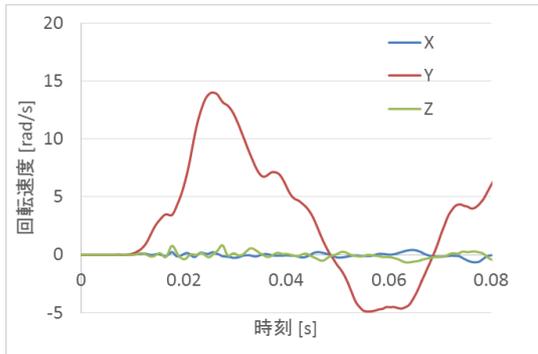


图 3-7 爆風圧 case9 頭部回轉速度

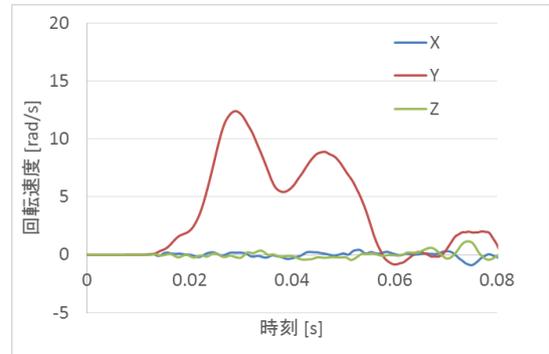


图 3-8 着水 pitch11 頭部回轉速度

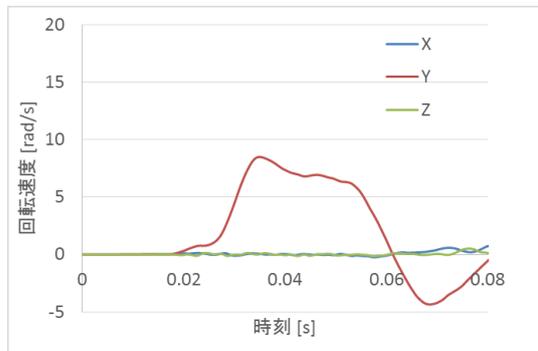


图 3-9 着水 pitch21 頭部回轉速度

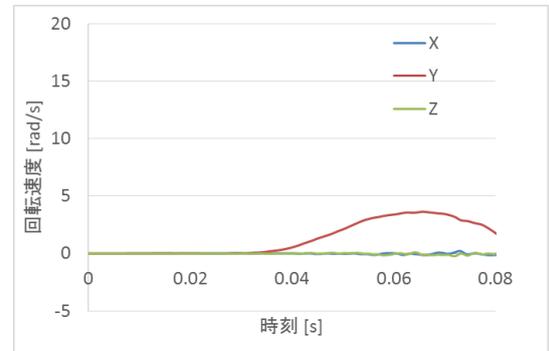


图 3-10 着水 pitch38 頭部回轉速度

表 3-3 頭部 Z 軸変位と BrIC

	シート加速度[G]		変位 [mm]	BrIC []
	X 軸	Z 軸		
爆風圧 case1	53.0	0.0	-15	0.131
爆風圧 case5	35.4	21.3	-97	0.317
爆風圧 case7	88.5	53.2	-175	0.676
爆風圧 case8	25.8	0.0	-16	0.169
爆風圧 case9	87.0	24.1	-77	0.251
着水 pitch11	36.7	7.0	-72	0.222
着水 pitch21	17.5	6.7	-50	0.152
着水 pitch38	3.1	2.4	-48	0.065

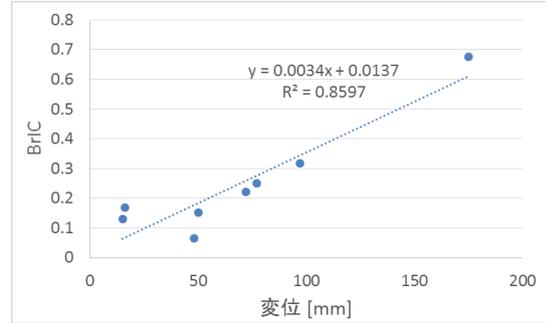


図 3-11 頭部 Z 軸変位及び BrIC

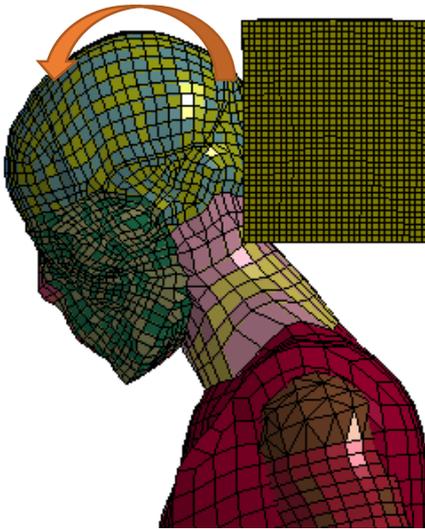


図 3-12 爆風圧 case1 (0.040s)

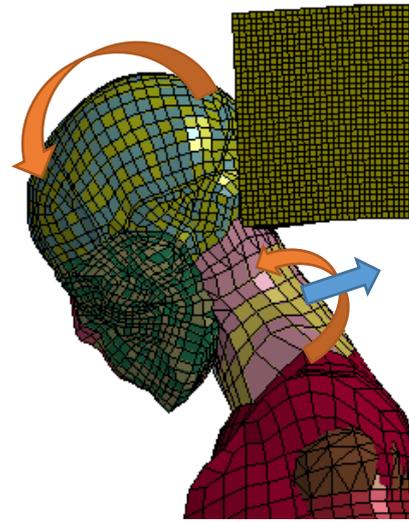


図 3-13 爆風圧 case5 (0.040s)

3.3.3 頸部

頸部の傷害評価は表 3-4 のように圧縮荷重より引張荷重の方が厳しい傾向を示した。頸部の傷害メカニズムは多岐にわたるが本研究における加速度条件では側面からの荷重や軸まわりのねじり等は発生しないため、頸部の挙動は軸方向の引張や圧縮、そして Y 軸まわりの曲げによる組み合わせである。

表 3-4 頸部傷害基準評価値

	加速度[G]		頸部	
	X 軸	Z 軸	引張荷重 [N]	圧縮荷重 [N]
ノミナル許容値			880	580
オフノミナル許容値			1000	1100
爆風圧 case1	53.0	0.0	462	78
爆風圧 case5	35.4	21.3	1069	415
爆風圧 case7	88.5	53.2	1635	239
爆風圧 case8	25.8	0.0	687	86
爆風圧 case9	87.0	24.1	1266	276
着水 pitch11	36.7	7.0	1005	151
着水 pitch21	17.5	6.7	570	52
着水 pitch38	3.1	2.4	196	18

頸部の挙動も図 3-2 に示したような自動車の後突に似ているが、初期姿勢の違いや Z 軸方向の加速度によって挙動が異なる部分がある。特に自動車の後突ではヘッドレストへの衝突までに頸部のせん断変形が発生し、むち打ちなどの原因になると考えられている[7]が、LAS の頸部挙動ではそういったせん断変形が見られないのが特徴である。

爆風圧 case1 と爆風圧 case5 について頸部軸力の時刻暦を図 3-14 に、頸部モーメントの時刻暦を図 3-15 に示す。頸部軸力は図 3-16 や図 3-17 のようにまず頭部がヘッドレストに沈んでいく際に圧縮荷重がかかる。次に図 3-18 や図 3-19 のように頭部がヘッドレストから離れる際に引張荷重がかかる。さらに Z 軸方向加速度がかかるケースではその後にさらに図 3-20 のように圧縮荷重がかかる。特に爆風圧 case5 においては一度目の圧縮荷重より二度目の圧縮荷重の方が大きい。

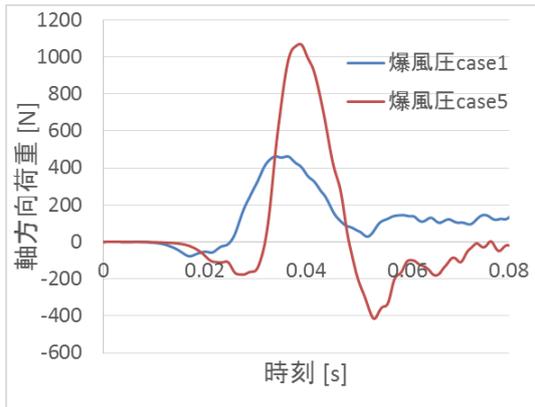


図 3-14 頸部軸力時刻暦

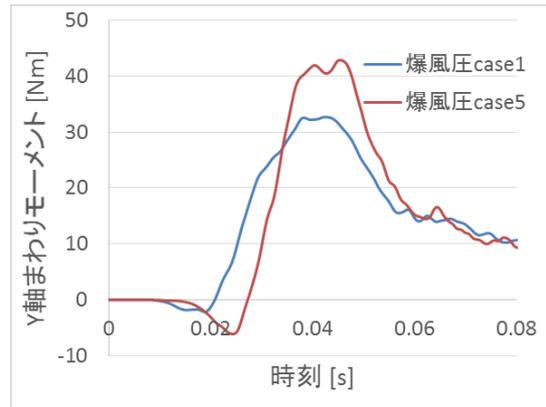


図 3-15 頸部モーメント時刻暦

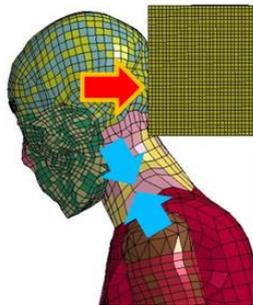


図 3-16 頸部挙動 (爆風圧 case1, 0.020s)

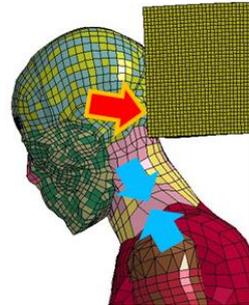


図 3-17 頸部挙動 (爆風圧 case5, 0.025s)

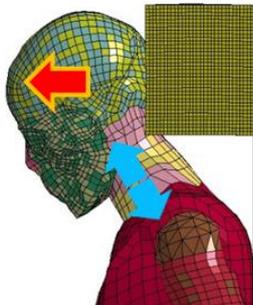


図 3-18 頸部挙動 (爆風圧 case1, 0.040s)

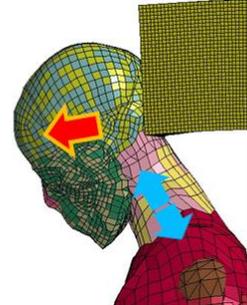


図 3-19 頸部挙動 (爆風圧 case5, 0.040s)

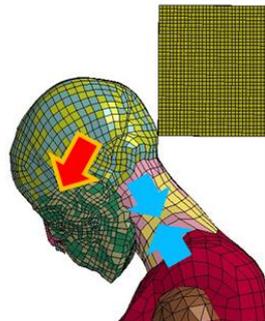


図 3-20 頸部挙動 (爆風圧 case5, 0.055s)

本研究における頸部の挙動は軸方向の引張や圧縮、そして Y 軸まわりの曲げによる組み合わせであるため、傷害メカニズムは A.1.4.2 に沿って説明することができる。まず一度目の圧縮荷重ではモーメントが負であり、圧縮-伸展メカニズムとなる。この際には椎体後部に圧縮荷重がかかるため、考慮すべき傷害は椎体後部の骨折等である。次に頸部には引張荷重がかかるがこの時のモーメントは正であり、引張-屈曲メカニズムとなる。この際には頸部が前方へ過屈曲を起こすため、考慮すべき傷害は脱臼等である。そして二度目の圧縮荷重ではモーメントが正であり、圧縮-屈曲メカニズムとなる。この際には椎体前部に圧縮力がかかることによる椎体前部の骨折のほか、後縦靭帯の断裂等も発生する。

傷害基準の評価値は引張荷重で許容値を超えているため、特に引張荷重に起因する傷害に注意する必要がある。一方で圧縮荷重は評価値が小さいもののピークが二回あり、それぞれで想定される傷害が異なってくる。

また、頸部に関してもヘルメットや与圧服の着用による拘束で傷害基準の評価値は抑えることが可能であると考えられる。

3.3.4 胸部

胸部には傷害の要因として胸部圧縮，胸腔内の粘性負荷，内臓の慣性負荷が考えられる．本研究では胸部の傷害評価は胸椎に対する胸骨の変位として胸たわみの評価を行ったが，表 3-5 のように胸たわみの評価値は許容値と比較して高い場合が多く搭乗員の胸部傷害に繋がらう．胸たわみはシートの X 軸方向加速度による胸部圧迫が原因として考えられるが，爆風圧 case8 の評価値が爆風圧 case1 の評価値より高いことから加速度のピーク値だけでなく持続時間が重要なパラメータになってくる．

また，THUMS においては骨の破壊が定義されており，肋骨においては塑性ひずみ 0.018 で骨折判定が行われ要素が削除される．図 3-21 は爆風圧 case1 における塑性ひずみであり，赤丸部分ではすでに破壊フラグが立っており要素が削除されている．爆風圧 case1 においては左第 11 肋骨，左第 12 肋骨，右第 12 肋骨が骨折判定となっており，これは AIS2 の傷害に相当する．一方で爆風圧 case1 は胸たわみが許容値を下回っており，胸部の 1 点におけるたわみでは正しく傷害を判定できない可能性があることが示された．

さらに胸部の傷害としては肋骨骨折のほかに内臓の損傷等も考えられるが THUMS の Ver.3 では内臓が詳細まで模擬されていないため内臓傷害に関する評価は行わなかった．胸たわみは許容値と比較して高い傾向を示しているので搭乗員には内臓傷害が発生する可能性があると考えられ，今後は内臓の詳細解析が求められる．

表 3-5 胸部傷害基準評価値

	加速度[G]		胸部
	X 軸	Z 軸	たわみ [mm]
ノミナル許容値			25
オフノミナル許容値			32
爆風圧 case1	53.0	0.0	21
爆風圧 case5	35.4	21.3	39
爆風圧 case7	88.5	53.2	34
爆風圧 case8	25.8	0.0	34
爆風圧 case9	87.0	24.1	38
着水 pitch11	36.7	7.0	36
着水 pitch21	17.5	6.7	20
着水 pitch38	3.1	2.4	5

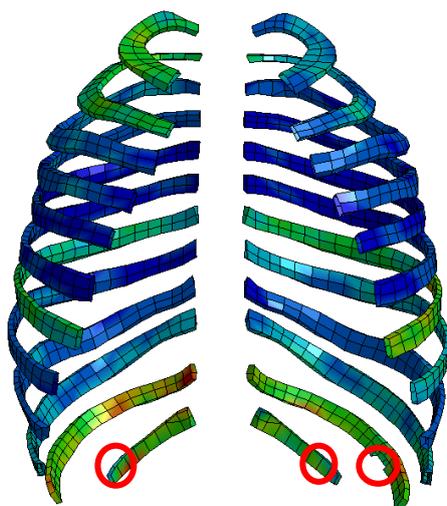


図 3-21 肋骨における塑性ひずみ(爆風圧 case1, 0.085[s])

3.3.5 腰部

腰部では腰椎に圧縮荷重がかかることにより腰椎の骨折が発することが指摘されている[28][29]。本研究でも表 3-6 に示すように Z 軸方向加速度が大きい条件では圧縮荷重が高い値を示した。一方で X 軸方向加速度のみである爆風圧 case1 や爆風圧 case8 でも一定の圧縮荷重がかかることや着水 pitch11 と着水 pitch21 で異なる評価値となったため、X 軸方向加速度も腰椎の圧縮荷重と関係があると考えられる。図 3-22 は爆風圧 case1 における骨盤の軌跡であるが、大腿部と接続する骨盤下部の要素は(X 方向変位, Z 方向変位)が(-8.4 [mm], -1.1 [mm])であるのに対して、脊椎と接続する骨盤上部の要素は変位が(2.6 [mm], 2.5 [mm])と反対方向に移動している。骨盤が大きく変形することはないので湾曲した骨盤がシート背面に押し付けられた際に回転運動が発生しており、大腿部から入力された X 軸方向荷重が骨盤を通して脊椎に Z 軸方向荷重として入力されていることが考えられる。これに関してはソユーズ宇宙船では図 3-23 のようにシートの角度をきつくしており[30]、シートの改良や拘束によって腰椎への圧縮荷重を減らし、傷害リスクを低減することが可能である。

表 3-6 腰部傷害基準評価値

	加速度[G]		腰部
	X 軸	Z 軸	圧縮荷重 [N]
ノミナル許容値			5800
オフノミナル許容値			6500
爆風圧 case1	53.0	0.0	610
爆風圧 case5	35.4	21.3	5095
爆風圧 case7	88.5	53.2	12306
爆風圧 case8	25.8	0.0	852
爆風圧 case9	87.0	24.1	3556
着水 pitch11	36.7	7.0	1937
着水 pitch21	17.5	6.7	600
着水 pitch38	3.1	2.4	1570

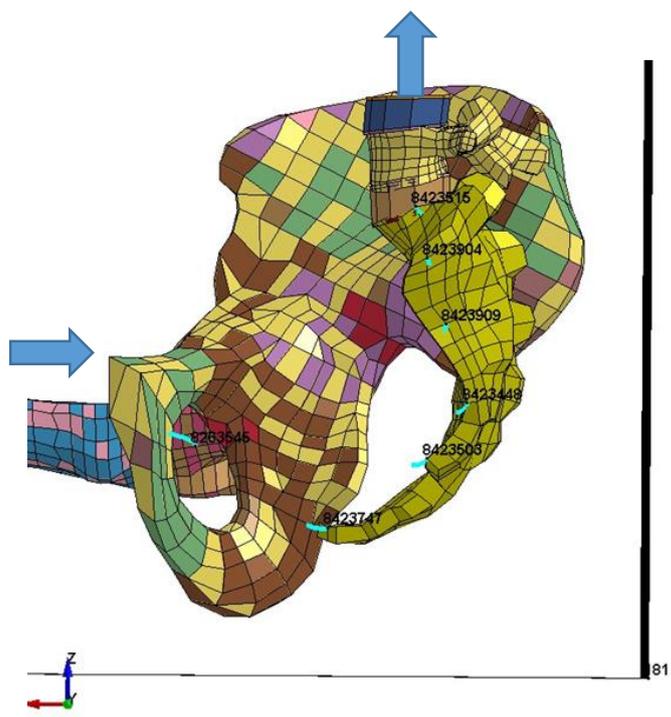


図 3-22 骨盤挙動 (爆風圧 case1, 20ms)



図 3-23 ソユーズ宇宙船シート[30]

3.4 人体モデルとダミーモデルとの挙動差異

本研究では人体モデル THUMS を用いて解析を行ったが、人体挙動とダミー挙動の比較のためにマルチボディ解析ダミーモデル[5]を用いて挙動差異を検証した。解析条件としては異なるものの解析対象は同一であり、シートは JAXA が行ったスレッド試験における剛体シートを模擬しており、加速度条件は爆風圧到達時、着水時を想定している。

3.4.1 マルチボディ解析ダミーモデル

解析モデルを図 3-24 に示す。モデルはマルチボディ解析ソフトである MADYMO を用いて作成された。MADYMO は自動車の衝突シミュレーションや人体ダミーを用いた傷害予測に利用される汎用ソフトであり、マルチボディ解析のほかにベルトやエアバッグといった要素については有限要素解析を行い、マルチボディと有限要素解析の連成解析することが可能である。本研究における人体モデル挙動との比較にはダミーモデルとして ellipsoid 型 Hybrid-III の AM50 モデルを用いた。Hybrid-III は衝突試験に用いられる衝突ダミーの一種であり、特に前突の際の頭部や頸部で生体忠実性が高いとされている。MADYMO における Hybrid-III モデルも実機を楕円体の剛体モデルを組み合わせで再現したものとなっており、挙動は実機との間で合わせこまれている。ダミー姿勢は人体モデルと同様に垂直座面に合わせて座らせた上で手を膝上に配置している。

シートモデルは平面サーフェスを用いた剛体模擬とし、頭部には衝撃吸収材模擬としてヘッドレストを設置してある。ベルトは 5 点式ベルトを設置してあり、物性は一般的な自動車用のものである。入力加速度は LAS において爆風到達時と着水時に想定されているものであり、シート背面からの後面衝撃とシート座面からの突き上げ衝撃である。ただし、実際の解析ではシートを空間に固定し、ダミーモデル及びベルトに逆方向の加速度場を印加することにより加速度条件を実現している。

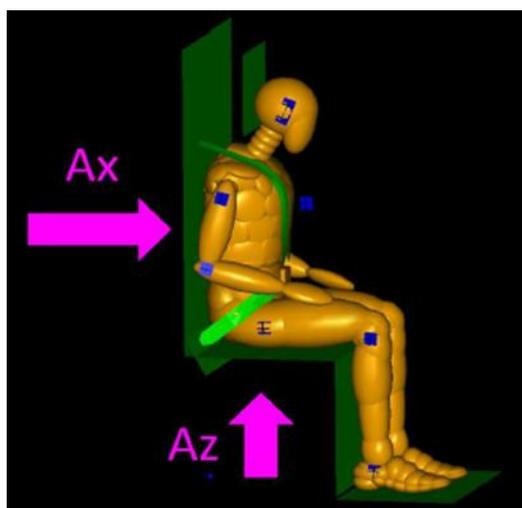


図 3-24 マルチボディ解析ダミーモデル[5]

3.4.2 衝撃応答の差異及び考察

表 3-7 表 3-8 に加速度条件として爆風圧 case1 と着水 pitch11 を用いた場合の傷害基準の評価値を示す。評価値としては大きく傾向が異なったのは頸部圧縮荷重, 胸たわみ, 腰椎圧縮荷重である。人体モデルではダミーモデルと比較して頸部圧縮荷重や腰椎圧縮荷重が小さい傾向を示したのに対して, 胸たわみでは逆に大きくなる傾向を示した。

こうした衝撃応答の差異の要因として考えられることには人体と衝撃ダミーの剛性の差がある。衝突ダミーは繰り返しの衝突実験に耐えた上で試験結果の反復性も備えていなければならない, ある程度の強度が必要となる。また, Hybrid-III は Z 方向の応答について, 生体忠実性が低いことが指摘されており[18], 特に LAS のような特殊な加速度条件下では一軸加速度条件下より傷害評価に大きく影響を及ぼす可能性がある。

表 3-7 傷害評価におけるモデル差(1)

爆風圧 case1		THUMS	Hybrid-III
頭部	HIC	42	33
	BrIC	0.131	0.166
頸部	引張荷重 [N]	462	495
	圧縮荷重 [N]	78	652
胸部	たわみ [mm]	21	7
腰椎	圧縮荷重 [N]	610	3602

爆風圧 case1 (X 軸のみ 53.0 [G])

表 3-8 傷害評価におけるモデル差(2)

着水 pitch11		THUMS	Hybrid-III
頭部	HIC	314	166
	BrIC	0.222	0.380
頸部	引張荷重 [N]	1005	728
	圧縮荷重 [N]	151	1513
胸部	たわみ [mm]	36	14
腰椎	圧縮荷重 [N]	1937	5270

着水 pitch11 (X 軸 36.7 [G], Z 軸 7.0 [G])

図 3-25 は着水 pitch11 における頭部 Z 軸方向変位であり，図 3-26 は着水 pitch11 における胸部 Z 軸方向変位である．ダミーモデルと比較して人体モデルでは Z 軸方向加速度に対する応答が大きい．人体モデルにおいて脊椎は 24 の椎骨によって再現され，脊椎が湾曲することによって座面方向に沈むことが可能であるが，ダミーモデルでは胸椎と腰椎の間にあるジョイントなどの自由度が限られており，さらに胸周りのリブによって胸部の曲げは制限される．こうした自由度の少なさがシート座面からの衝撃を十分に吸収できず，大きな圧縮荷重へと繋がったと考えられる．

また，Hybrid-III における胸たわみは前突におけるシートベルトからの荷重やエアバッグからの衝撃を対象としている．背面からの衝撃では大きな荷重を受けるのは背中にある胸椎であり，前面の胸郭が十分に変位しなかった可能性がある．

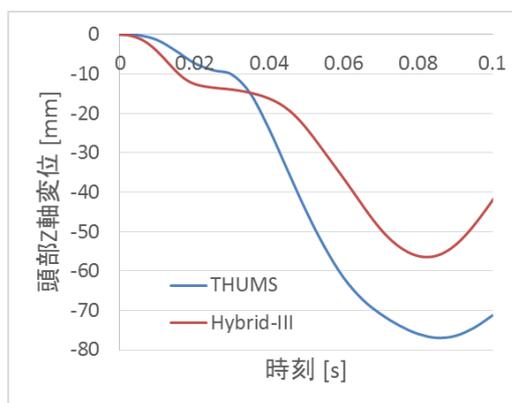


図 3-25 頭部 Z 軸変位 (着水 pitch11)

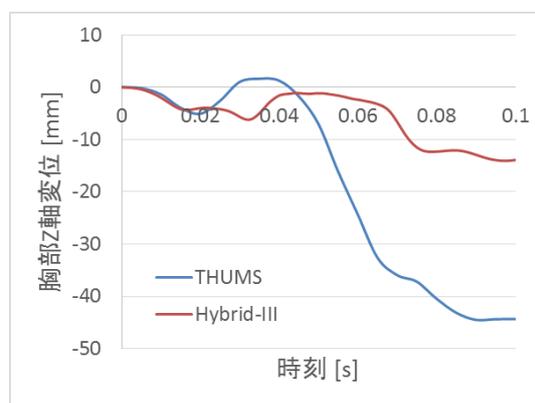


図 3-26 胸部 Z 軸変位 (着水 pitch11)

第4章 脳傷害に関する結果及び考察

4.1 緒言

第3章における解析では BrIC の評価値が特に高い傾向を示した。この章では特にびまん性の脳傷害について THUMS 頭部モデルの回転運動や脳内におけるひずみ評価から考察を重ねるとともに、脳震盪の傷害データに基づく BrIC の新たな傷害リスク関数を提案する。

4.2 頭部傷害について

頭部傷害の分類を図 4-1 に示す。頭部傷害は大きく分けて頭蓋傷害と脳傷害に分類されるが、脳傷害はさらに局所性のものとびまん性のものに分類される。本研究で高い評価値を示した BrIC は特にびまん性の脳傷害をよく判定するとされる[27]。びまん性脳傷害の例としては脳震盪(AIS1-3)やびまん性軸索損傷(AIS4-5)が挙げられるが、特にびまん性軸索損傷は高次脳機能障害を誘発するとして近年注目を浴びている[31]。

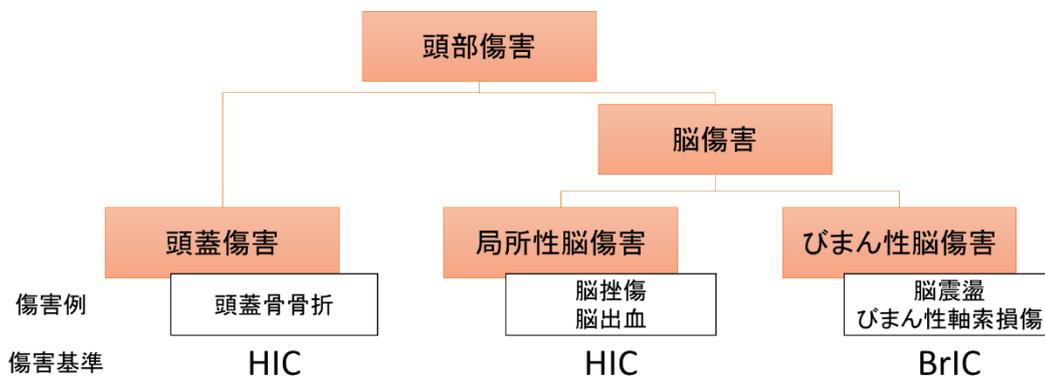


図 4-1 頭部傷害の分類と傷害基準

びまん性軸索損傷(DAI: Diffuse Axonal Injury)とは脳内の神経細胞の軸索が損傷する重度の神経損傷であり、病理形態学的変化を残す点で脳震盪とは異なり、その1つの臨床像として昏睡が6時間以上継続するものである[32]。傷害メカニズムとしては衝撃が頭部に加わり、脳組織への回転運動による慣性力が働き、神経軸索が損傷することにより生じる[33]。交通事故で多発することが指摘されている[34]が、脳CT画像では脳圧迫所見のみられない正常像となることもある[35]ため見逃されやすいとされ、近年診断基準の策定が進められるとともに臨床研究が活発化している。インパクトバイオメカニクスの分野においてもびまん性軸索損傷の傷害判定のための研究が進んでいる。

4.3 びまん性脳傷害に関する先行研究

4.3.1 頭部の回転運動からアプローチ

頭部の傷害基準は長らく HIC が用いられてきた。一方で HIC は頭部の並進加速度から算出されるため頭部の回転運動から起因する傷害の判定は十分ではないとされ、Takhounts ら[27][36][37]によってその補完的な傷害基準として BrIC が提案された。BrIC は頭部重心の回転速度から(式 4-1)のように定められる傷害基準であり、動物実験と頭部 FEM 解析の結果から特にびまん性軸索損傷をターゲットとした AIS4+ のリスクカーブが(式 4-2)のように策定されている。

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{cx}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{cy}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{cz}}\right)^2} \quad (\text{式 4-1})$$

$$P(AIS4+) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1.204}\right)^{2.84}} \quad (\text{式 4-2})$$

$\omega_x, \omega_y, \omega_z$ 頭部重心の回転速度成分

$\omega_{cx}, \omega_{cy}, \omega_{cz}$ 重み付けの定数であり順に 66.3, 55.8, 41.5 [rad/s]

また、BrIC の AIS4+ 以外の傷害リスク関数は同じくびまん性軸索損傷の判定のための傷害基準である CSDM(Cumulative Strain Damage Measure)と同様に傷害確率 50%となるような HIC の値を参考に定められている。具体的には AIS1+ の傷害リスク関数は、(式 4-3)のように AIS1+ の傷害確率が 50%となる HIC の値と AIS4+ の傷害確率が 50%となる HIC の値の比率を用いてスケーリングしている。

$$HIC(AIS1+, 50\%) = \beta_{14} \times HIC(AIS4+, 50\%)$$

$$\beta_{14} = 0.1003$$

$$P(AIS1+) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1.204 \times \beta_{14}}\right)^{2.84}} \quad (\text{式 4-3})$$

BrIC におけるメリット

- HIC では判定が困難な頭部傷害を拾い上げることができる.
- 頭部回転速度は衝突ダミーを用いたスレッド試験で測定が容易である.

BrIC におけるデメリット

- AIS4 であるびまん性軸索損傷の傷害データを元に傷害リスク関数が策定されており, 軽度の傷害に対してのスケーリングの根拠が不足している. 特に AIS1+の傷害リスク関数は実際の傷害データに基づいていないにも関わらず 2.2.2 の傷害許容値として参照されている.

4.3.2 脳におけるひずみからアプローチ

びまん性軸索損傷は脳組織の変形によるひずみやひずみ速度から起因する神経軸索の損傷や機能障害によって発症する.

中楯らは Tau タンパク質および β -APP の免疫染色および蛍光観察から, 軸索輸送機能に障害をきたすひずみ閾値を 0.22 と推定している[38]. また, 西本らは蛍光抗体法による観察から脳組織のひずみと神経細胞の損傷の特徴を明らかにしており, ひずみ 0.3 から軸索の断裂, ひずみ 0.4 では毛細血管の神経線維への圧迫と侵入, ひずみ 0.5 では軸索の断裂に加えて細胞核の壊死が発生するとしている[39].

さらに近年では計算技術の発達により, コンピュータモデルによって脳のひずみ分布を調べることが可能となり, 数値解析により脳内のミクロな傷害メカニズムの解明に向けた研究が進められている. ひずみを用いた傷害基準としては最大主ひずみを用いた MPS(Maximum Principal Strain)があり, びまん性の脳傷害を議論する際にしばしば用いられる[27]. Jacobo らはサル実験とサル頭部 FEM 解析の結果から MPS における脳震盪のリスクカーブを作成しており, 傷害リスク関数は(式 4-4)で表される[40].

$$P(\text{Concussion}) = \frac{1}{1 + \exp\left(-\frac{\ln(\text{MPS}) + 1.44}{\exp(-0.74)}\right)} \quad (\text{式 4-4})$$

MPS におけるメリット

- 傷害の直接的なメカニズムである軸索の損傷を議論することができる.
- 傷害データに基づいて整理された脳震盪の傷害リスク関数が存在する.

MPS におけるデメリット

- 衝突ダミーで測定することが困難である.

4.4 THUMS における人体脳モデル

人体モデル THUMS においても Ver.3 より脳の構造がモデル化されており、大きく大脳、小脳、脳幹に分けることができる。THUMS の脳モデルを図 4-2 に、実際の脳の概略図を図 4-3 に示す。THUMS の脳における物性は粘弾性モデルで表現されており外側と内側で別のパートに分け脳における灰白質と白質を再現している。外側の灰白質を表す部分及び内側の白質を表す部分の物性を表 4-1 に示す。一方で THUMS の脳における灰白質と白質の境界は実際とは異なり滑らかに接続されてはおらず、境界の角の部分でひずみが大きくなる可能性は否定できない。脳の内部における応力やひずみは妥当性検証が困難であるが屍体実験と THUMS における圧力や加速度による比較検証[41]が行われている。

実際の脳では表層を占める灰白質は神経細胞の細胞体が存在している部位であり、内側の白質には有髄神経線維が分布している。神経線維は脳内で縦横無尽に分布しているが、特に脳幹や左右の大脳半球をつなぐ脳梁の白質に多数分布している[42]。

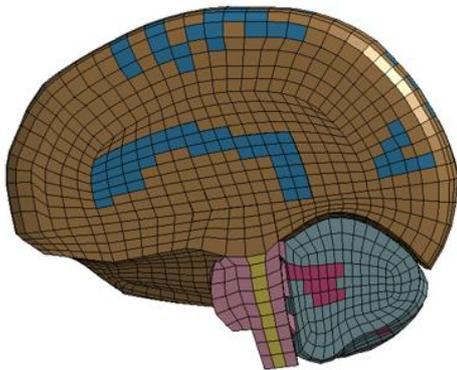


図 4-2 THUMS 脳モデル (右半球)

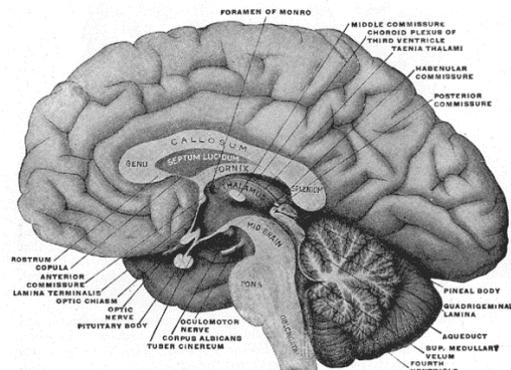


図 4-3 人体脳略図 (右半球) [43]

表 4-1 THUMS 脳モデル材料物性

	灰白質 (外側)	白質 (内側)
物性モデル	粘弾性体 (MAT_006)	
密度 [g/cm ³]	1.0	1.0
体積弾性係数 [Mpa]	2160	2190
せん断係数 [Mpa]	0.0125	0.0100

4.5 頭部における傷害評価

本研究における頭部解析結果を表 4-2 に示す。2.2.2 におけるノミナル時の許容値を超過した評価値を黄色、オフノミナル時の許容値を超過した評価値を赤色で記してある。これより HIC と比較して BrIC は許容値を大きく超過している。ただし BrIC はびまん性軸索損傷の閾値とされる 1 はいずれも下回っている。

表 4-2 頭部傷害評価

	加速度 [G]		HIC		BrIC		MPS	
	X 軸	Z 軸	評価値	時刻 [ms]	評価値	時刻 [ms]	評価値	時刻 [ms]
ノミナル許容値			340		0.040			
オフノミナル許容値			470		0.070			
爆風圧 case1	53.0	0.0	42	19.5-34.5	0.131	32.5	0.106	33.4
爆風圧 case5	35.4	21.3	246	22.6-36.2	0.317	36.0	0.191	34.6
爆風圧 case7	88.5	53.2	1416	18.5-30.2	0.676	27.5	0.433	27.6
爆風圧 case8	25.8	0.0	362	33.8-48.8	0.169	43.9	0.121	44.1
爆風圧 case9	87.0	24.1	579	14.6-28.4	0.251	25.7	0.159	26.3
着水 pitch11	36.7	7.0	314	17.5-30.3	0.222	29.0	0.150	29.5
着水 pitch21	17.5	6.7	36	22.7-37.7	0.152	35.0	0.105	35.7
着水 pitch38	3.1	2.4	2	55.5-70.5	0.065	65.8	0.026	86.1

4.6 考察

それぞれの加速度条件において最大主ひずみが極大となった時刻付近のコンター図を図 4-4 から図 4-11 に示す。白丸はひずみが最大となった要素を表すが、加速度条件に関わらず同様の部分のひずみが大きくなっている。いずれもヘッドレストへの沈み込みが大きくなっている時刻にひずみが極大を迎えており、ヘッドレストへの衝撃時に体積弾性係数の大きい灰白質に圧迫されたことが原因として考えられる。また、高ひずみ領域が周状に分布しているのは頭部回転運動に起因するせん断力が原因として考えられる。

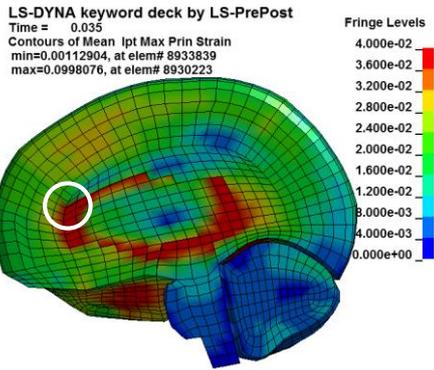


图 4-4 MPS 分布 (爆風圧 case1, 0.035[s])

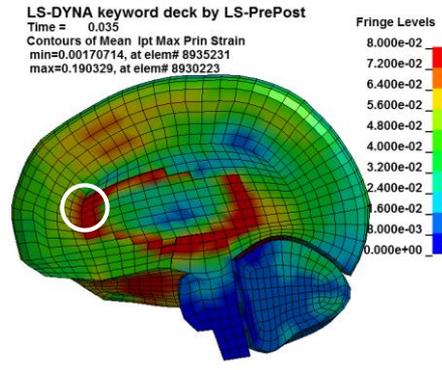


图 4-5 MPS 分布 (爆風圧 case5, 0.035[s])

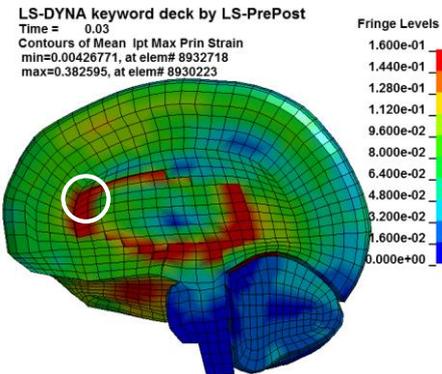


图 4-6 MPS 分布 (爆風圧 case7, 0.030[s])

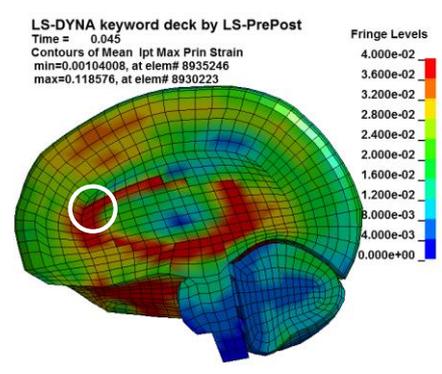


图 4-7 MPS 分布 (爆風圧 case8, 0.045[s])

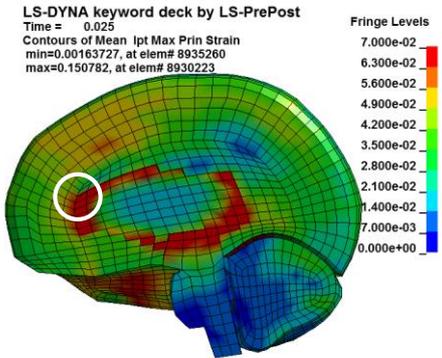


图 4-8 MPS 分布 (爆風圧 case9, 0.025[s])

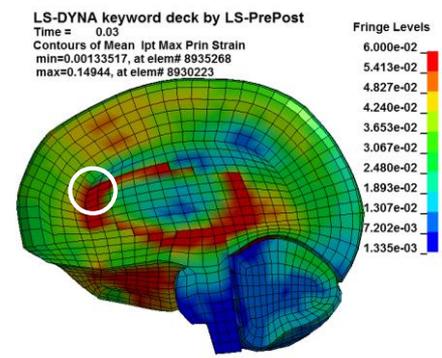


图 4-9 MPS 分布 (着水 pitch11, 0.030[s])

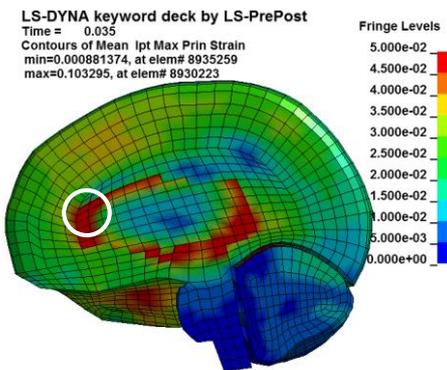


图 4-10 MPS 分布 (着水 pitch21, 0.035[s])

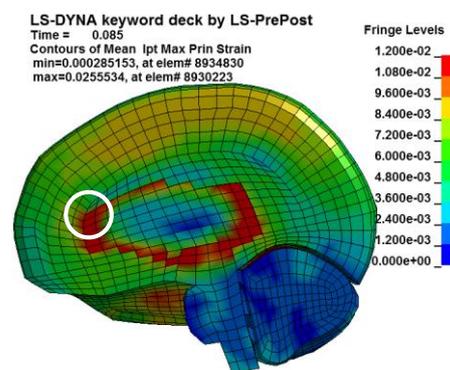


图 4-11 MPS 分布 (着水 pitch38, 0.085[s])

ひずみが高い領域は実際の脳では図 4-12 のように脳梁と呼ばれる部位であり，左右の脳半球を結ぶ神経線維が集まっている部分である．この領域のひずみレベルが高いことはひずみにより軸索に異常が発生するというミクロな傷害メカニズムと一致する．特に脳梁前部は記憶や思考を司る前頭前野を結ぶ軸索，脳梁中部は運動を司る運動野を結ぶ軸索，後部は視覚を司る視覚野を結ぶ軸索が多数分布している．びまん性軸索損傷では脳梁と吻側脳幹における局所的病変が神経病理学的パターンとされており[44]，特に脳梁における病変はびまん性軸索損傷の gradeII と関連付けられる[42]．

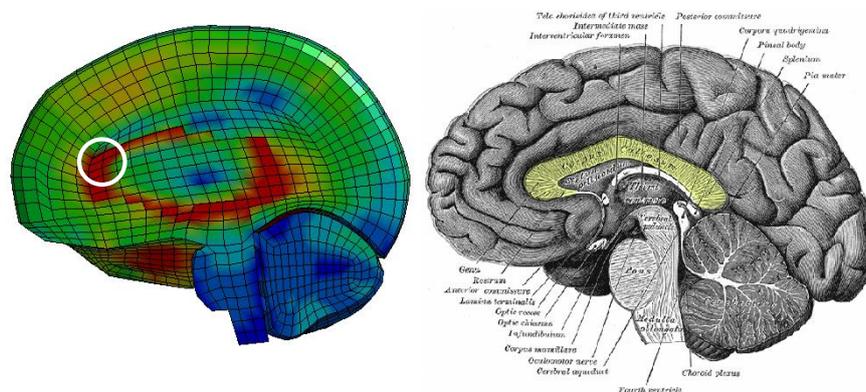


図 4-12 脳梁

左図は爆風圧 case1, 35ms 時における最大主ひずみ分布

右図における黄色の部分為脳梁[43]

また，図 4-13 は HIC と BrIC の評価値の相関を表しており，図 4-14 は MPS と BrIC の評価値の相関を表す．加速度スケールの大きさに従って傷害基準の評価値は大きくなる傾向にあるが，特に MPS と BrIC は(式 4-5)に示される高い相関関係を示した．これにより頭部の回転運動と脳内における慣性力に起因するひずみとの関係性が明らかにされた．MPS と BrIC の間にある高い相関関係を考慮すると，傷害評価において必ずしも脳のひずみレベルを調査する必要はなく，衝突ダミー等で測定できる BrIC による評価で脳震盪のような軽度のびまん性脳傷害も判定することが可能であると言える．

$$BrIC = 1.566 \times MPS - 0.0048 \quad (\text{式 4-5})$$

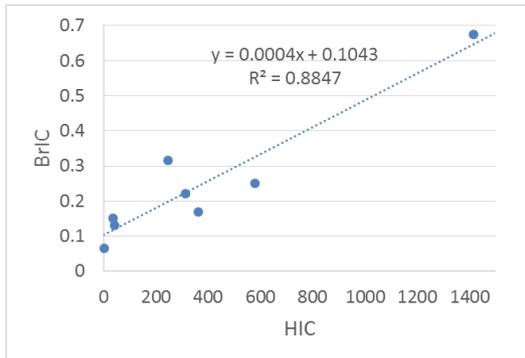


図 4-13 HIC と BrIC における相関

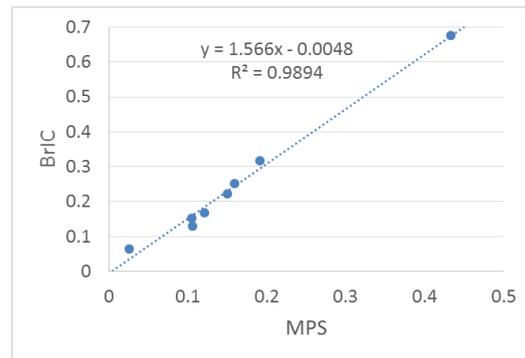


図 4-14 MPS と BrIC における相関

4.7 BrIC の脳震盪リスクカーブ策定

BrIC は衝突ダミーにおける測定が容易である等のメリットがある一方で軽度の傷害リスク関数についてはスケーリングの根拠が必ずしも十分とは言えない。さらに傷害データに基づかない BrIC の AIS1+傷害リスク関数は 2.2.2 の許容値で参照されている。そこで本研究では 4.6 で明らかにされた MPS と BrIC 間の相関と 4.3.2 で概説した MPS で整理された傷害データに基づく傷害リスク関数から新たに BrIC による脳震盪リスクカーブを提案する。

BrIC における新たな傷害リスク関数は(式 4-4)及び(式 4-5)から

$$P(\text{Concussion}) = \frac{1}{1 + \frac{0.125}{(\text{BrIC} + 0.0048)^{2.096}}} \quad (\text{式 4-6})$$

となる。

BrIC の AIS1+及び AIS2+における傷害リスク関数と本研究で新たに提案した傷害リスク関数を図 4-15 に示す。新たな BrIC の傷害リスク関数を用いて 2.2.2 における許容値を更新すると表 4-3 のようになる。ノミナル時における BrIC の許容値は 0.04 から 0.084 に、オフノミナル時における BrIC の許容値は 0.07 から 0.181 に増えることになる。この許容値に沿って表 4-2 における BrIC を更新したものを表 4-4 に示す。これにより BrIC に関してはリスクを許容できるケースが広がることになる。

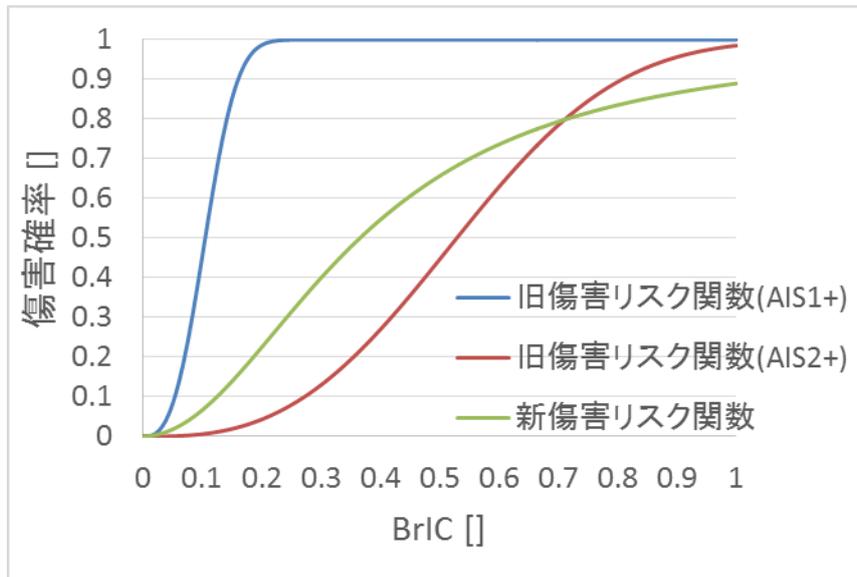


図 4-15 BrIC 傷害リスク関数比較

表 4-3 BrIC 許容値

	旧基準	新基準
ノミナル許容値	0.04	0.084
オフノミナル許容値	0.07	0.181

表 4-4 新基準による BrIC 傷害評価

	加速度 [G]		BrIC	
	X 軸	Z 軸	評価値	時刻 [ms]
ノミナル許容値			0.084	
オフノミナル許容値			0.181	
爆風圧 case1	53.0	0.0	0.131	32.5
爆風圧 case5	35.4	21.3	0.317	36.0
爆風圧 case7	88.5	53.2	0.676	27.5
爆風圧 case8	25.8	0.0	0.169	43.9
爆風圧 case9	87.0	24.1	0.251	25.7
着水 pitch11	36.7	7.0	0.222	29.0
着水 pitch21	17.5	6.7	0.152	35.0
着水 pitch38	3.1	2.4	0.065	65.8

4.8 注意点

本研究において提示した傷害リスク関数における脳震盪と AIS1 における脳震盪はいずれも軽度の脳震盪であるが定義が一致しないことに注意する必要がある。AIS における基準は表 4-5 に示すように AIS1 では意識消失のない脳震盪とされている[45]。

表 4-5 AIS におけるびまん性脳傷害[45]

	傷害の程度
AIS1	脳震盪 (意識消失なし)
AIS2	脳震盪 (1 時間未満の意識消失)
AIS3	脳震盪 (1 時間以上 6 時間未満の意識消失)
AIS4	びまん性軸索損傷 (6 時間以上 24 時間未満の意識消失)
AIS5	びまん性軸索損傷 (24 時間以上の意識消失)

一方で提案した傷害リスク関数での脳震盪基準はサルを用いた衝撃試験で下記 3 つのうちいずれかが発生したら脳震盪とみなしている[40]。

- 衝撃後少なくとも 20 秒間、瞬目(Blink)反射の断続的な消失
- 衝撃後少なくとも 20 秒間、呼吸の停止
- 第二レベルの血圧低下

すなわち、4.7 で策定した傷害リスク関数を用いることは AIS1 の傷害リスクではなく、サル実験の脳震盪基準による判定で傷害リスクを評価することになる。これは病状から AIS1 と AIS2 の間程度であると考えられる。

また、(式 4-4)における傷害リスク関数はサルにおける傷害データを用いている。ヒトにおける脳のひずみ分布とサルにおける脳のひずみ分布は頭部形状の違い等から異なると考えられるが、脳のひずみに対する組織の損傷メカニズムは同じであると考えられる。よって本研究では軸索が損傷を起こすひずみの閾値はヒトとサルで同じであるという仮定の下で議論を進めた。

第 5 章 結論

5.1 総括

本研究では人体モデル THUMS を用いて LAS における搭乗員の有限要素法シミュレーションモデルを構築した。座席は剛体シートに衝撃吸収のためのヘッドレストが付加されたもので入力加速度は LAS における爆風圧到達時と着水時を想定している。人体の頭部、頸部、胸部、腰部について傷害基準と関連付けながら傷害メカニズムを解明した。シート背面からの衝撃が主であるため、人体モデルは自動車の後突に近い挙動を示したが、頭部の回転や頸部の軸力において人体が座面に沈み込むことに起因する LAS 特有の傷害メカニズムが見られた。傷害評価としては BrIC、頸部引張荷重、胸たわみが許容値と比較して高い傾向を示し、それぞれびまん性脳傷害、脱臼等、内臓傷害に繋がりを明らかにした。また、人体モデルとダミーモデルにおける挙動の比較を行い、人体モデルにおいては脊椎の自由度が大きく全体として柔らかい傾向が確認された。そして傷害評価としては胸たわみが人体モデルで大きく、頸部圧縮荷重や腰椎圧縮荷重ではダミーモデルが大きな評価値を示した。

さらにびまん性脳傷害に関しては THUMS の脳モデルを用いたひずみ解析によりミクロな傷害メカニズムからも考察を行った。そしていずれの解析結果においても脳梁においてひずみレベルが高くなっていることが示され、脳梁を通る軸索異常により脳傷害へと繋がることを確認した。また、回転運動から算出される BrIC と脳内のひずみレベルに相関があることを明らかにした上で、脳震盪の傷害評価においても衝突ダミーで容易に測定できる BrIC で十分評価可能であり、必ずしもひずみレベルまで考慮する必要はないことを示した。さらに、脳震盪の傷害データに基づく BrIC の新たな傷害リスク関数を提案した。

5.2 今後の課題

本研究では未だ検討されていない事項や今後に向けて解決すべき課題が残されている。

5.2.1 人体モデルの生体忠実性

本研究で用いた人体モデル THUMS は人体各部の物性は文献値に基づいており、屍体実験等から妥当性が検証されている[21][22][23][24][41]。一方で LAS において想定される加速度域でのボランティア試験は倫理的な問題から現実的ではなく、多軸度高加速度域での人体モデルの生体忠実性を直接検証することは困難である。

また、筋肉を硬直させるなどのアクティブな筋肉特性や血管をモデル化するための流体連成機能が備われば屍体の応答ではなく生体の応答を再現することが可能となり、より高い生体忠実性が実現すると考えられる。

5.2.2 内臓の傷害メカニズム考察

本研究における傷害評価では胸たわみが高い評価値を示したが、THUMS の Ver.3 は内臓の詳細を模擬しておらず傷害メカニズムの解明が困難であった。多軸度の加速度と内臓傷害の関係性を明らかにすることは有人宇宙飛行における安全性評価手法を確立する上で重要な課題である。

5.2.3 宇宙服やシートなど周辺環境の考察

本研究におけるモデルには実際の有人宇宙飛行とは異なる環境が存在する。まず、搭乗員が着用するヘルメットや与圧服を考慮していないほか、シートはより衝撃を吸収する素材であると考えられる。これらの環境は搭乗員の傷害を軽減すると考えられるが傷害メカニズムや傷害評価にどの程度影響するのは分かっていない。今後は与圧服や宇宙船シートのモデリングを行う必要がある。

5.2.4 加速度条件の精査

本研究では爆風圧到達時や着水時についていくつかのケースで解析を行ったが、これらは LAS において発生するすべての加速度を網羅しているとは言い難い。着水時の入力加速度は 3 パターンのみであったが、速度やピッチ角によっては様々な加速度が考えられるほか実際には回転加速度がかかることが分かっている。特に回転加速度に関しては知見が多くなく、人体の傷害に与える影響がどの程度であるか知ることは有人宇宙飛行における安全性評価手法を確立する上で重要な課題である。

付録 A 人体安全性評価における知見

A.1 インパクトバイオメカニクス[7]

インパクトバイオメカニクスは衝撃時の人体応答の解明と傷害リスクの低減を目的とする学問である。その分野には、傷害のメカニズムの解明、衝撃応答を求めることに加えて傷害の分類や対応する傷害閾値の定量化、保護システムの開発、衝撃時にヒトと同様の応答を示す衝突ダミーやコンピュータモデルの開発なども含まれる。この章ではそうした衝突安全に関する知見を紹介する。

A.1.1 傷害評価

A.1.1.1 傷害基準

ある傷害についてリスク評価を行う際、まず傷害が生じる身体部位とそのメカニズムを特定する。傷害メカニズムが分かれば、その傷害に関係すると考えられる物理量が特定できる。この物理量は傷害値(**Injury Parameter**)と呼ばれ、しばしば人体部位の加速度や荷重、モーメント、たわみといった、実験などによる測定が容易な物理量が採用される。そして、これらの物理量を利用して、傷害の重症度と相関があるような関数を作成する。この関数を傷害基準(**Injury Criterion**)と言う。傷害基準は市場事故のデータや動物実験のデータを用いて統計的に定められる。傷害基準値がある値を超えるようなケースにおいては傷害が発生する、と判定できる。この傷害基準の閾値は傷害耐性(**Injury Tolerance**)といい、ある重症度レベルに対応する傷害値を傷害基準値(**IARV: Injury Assessment Reference Value**)と呼ばれる。傷害基準は傷害メカニズムに応じて様々なものが存在するが、主要なものを A.2 に別途記述する。

A.1.1.2 傷害スケール

傷害の重症度を定量的に表現するために、インパクトバイオメカニクスにおいては傷害スケールという考え方が用いられる。傷害評価においてよく用いられるのは、簡易傷害スケール(AIS: Abbreviated Injury Scale)と呼ばれる傷害スケールである。AISは、解剖学的部位、傷害内容、その重症度に応じて、傷害の結果よりも傷害自体を評価するものであり、機能障害、後遺症については指標の数値に影響しない。

AISでは、傷害の重症度を1~6でスコア付けしている。人体部位によるAISの例を表A-1に示す。またAISは一ヶ所の傷害に対するコードであり、複数箇所受傷する多発外傷を評価する場合にはしばしば傷害度スコア(ISS: Injury Severity Score)が用いられる。

表 A-1 Abbreviated Injury Scale

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

A.1.1.3 傷害リスク関数

実際の傷害においては身体負荷と傷害の発生有無は体格などの要因によってばらつきが存在する。したがって、傷害の重症度と傷害基準との関係は統計学的な考察に基づき、傷害リスク関数と呼ばれるリスクカーブによって表現する。

傷害リスク関数は傷害が発生する確率を傷害値の関数として表したものであり、インパクトバイオメカニクスではワイブル累積分布関数がよく用いられる。関数の具体的なパラメータは最尤推定法によって求められることが多い。

図 A-1 は傷害基準の HIC についての傷害リスク関数の一例であり、AIS ごとに HIC の評価値に対応する傷害確率が算出可能となっている[30].

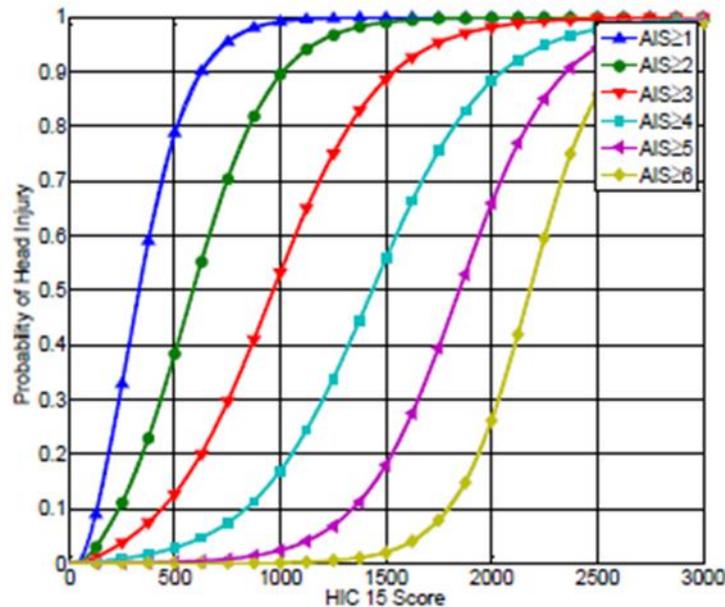


図 A-1 HIC 傷害リスク関数[30]

A.1.2 衝突試験

自動車業界では事故時の人体の力学的応答や、傷害メカニズムを研究するために数多くの衝突試験が行われてきた。供試体としてはボランティア、屍体、動物、衝突ダミーが考えられるが、倫理的な制限などから現在一般的に試験に用いられるのは衝突ダミーである。

衝突ダミーは金属またはプラスチックの骨格とそれを覆うプラスチックまたは発泡材などの機械材料により人体を模擬したものである。これらは形状、寸法、質量が人体に合わせてあり、衝突時の応答が人体と同様になるように作られている。ダミーと人体の応答の相関の高さは生体忠実性と呼ばれ、衝突ダミーにおいて重要とされる要件のひとつである。また衝突ダミーは繰り返し試験で使用され、同一の応答を示す反復性や再現性も重視される。傷害評価はダミーの各部に搭載された加速度、荷重、たわみなどのセンサによる計測によって行われる。

ダミーには衝撃方向に応じてさまざまな種類があり、前面衝突用の Hybrid-III や側面衝突用の ES-2 など試験で印加される加速度に応じたものが使用される。また標準体型以外にも性別差や体型差を設けたものが存在する。

A.1.3 コンピュータモデル

安全性評価においては実機による衝突試験のほかにコンピュータモデルを用いた数値シミュレーションも行われている。数値解析は実機では得られない力学的データを得られるほかコスト面においても有利といった特徴をもち、衝突現象の効率的な理解と予測に貢献している。一方でモデルの精度はモデル化の仮定に強く依存するため検証が大きな意義をもつ。図 A-2 に衝突ダミーのマルチボディモデルを、図 A-3 に人体の有限要素法モデルを示す。乗員の運動解析は広くマルチボディ解析が用いられてきたが、近年では計算技術の発達とともに有限要素法解析も広く使われている。

マルチボディ解析は衝突時の挙動を剛体の運動として記述する。解析対象は衝突ダミーであることが多く、モデル化では関節のみ自由度をもち他の部位は剛体としてみなしている。マルチボディ解析ソフトである MADYMO には衝突解析用のシートベルトモデルや傷害値の出力機能が備わっており、乗員の傷害リスクを評価することが可能である。

有限要素法解析では衝突ダミーとともに人体も解析対象となり、計算コストは大きいもののマルチボディ解析と比べてより詳細な解析が可能である。特に人体モデルではダミーモデルと比較して潜在的な生体忠実性が高く、骨折や軟組織の損傷も評価することができるため解剖学に基づいた詳細な傷害メカニズムの解明に用いられている。人体モデルの例としては豊田中央研究所によって開発された THUMS がある。THUMS は人体の CT スキャンデータをもとにモデル化されており、人体各部の材料特性は文献値を参照した上で、屍体実験を中心として妥当性の検証が行われている。現在では有限要素法による人体モデルは衝突ダミーでは評価が困難な項目の補完や詳細な傷害メカニズムの検討に用いられている。

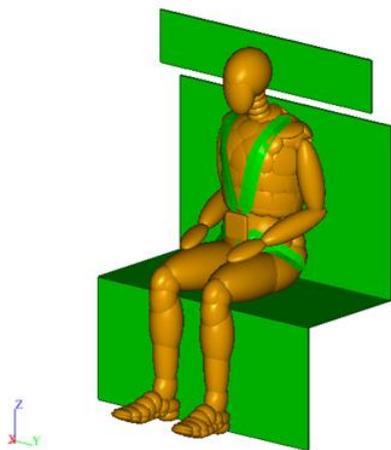


図 A-2 衝突ダミーマルチボディモデル

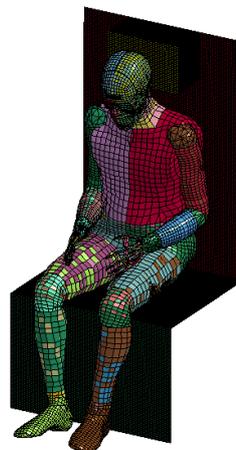


図 A-3 人体有限要素法モデル

A.1.4 人体各部の傷害メカニズム

A.1.4.1 頭部

頭部における傷害の分類を図 A-4 に示す。頭部の傷害メカニズムは大きく接触傷害メカニズムと慣性傷害メカニズムに分けられる。接触傷害メカニズムは接触の衝撃によるもので、頭蓋骨骨折などの頭蓋傷害を引き起こす。慣性傷害メカニズムは並進や回転の運動によるもので、特に並進慣性荷重は血腫といった局所性の脳傷害を引き起こすのに対して回転慣性荷重は脳震盪といったびまん性脳傷害を引き起こす。

頭部の傷害判定には古くから HIC(Head Injury Criterion)が用いられている。HIC は頭部重心の三軸合成加速度から算出される傷害基準であり、多くの研究にて傷害データに基づき統計的に傷害リスク関数の推定がなされている。また、近年では HIC での判定が困難とされているびまん性の脳傷害を対象として頭部重心の角速度から算出される傷害基準として BrIC(Brain Injury Criterion)が提案されている[27][36][37]。

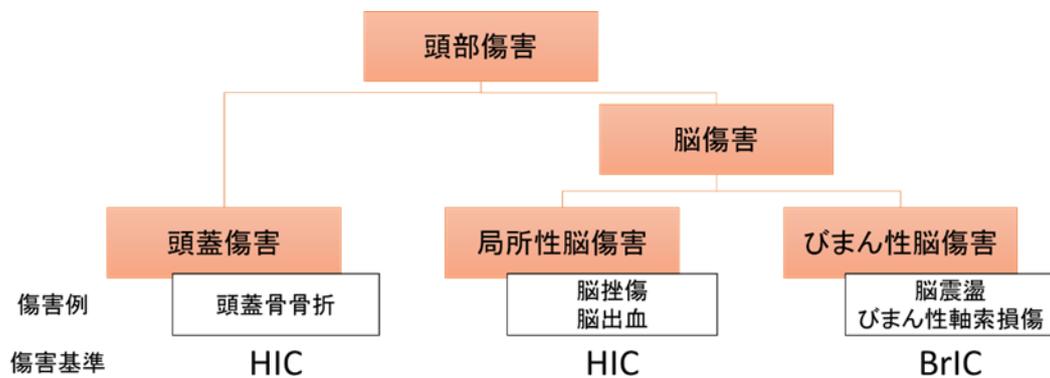


図 A-4 頭部傷害分類

A.1.4.2 頸部

頸椎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。ここでは軸力(引張, 圧縮)と曲げモーメント(屈曲, 伸展)からなる四つの傷害メカニズム引張-屈曲, 引張-伸展, 圧縮-屈曲, 圧縮-伸展について述べる。ただし、軸力は図 A-5 の正方向を引張, 図 A-5 の負方向を圧縮とし、曲げモーメントは図 A-5 の正方向(うなづく向き)を屈曲, 図 A-5 の負方向(のけぞる向き)を伸展とする。

まず引張-屈曲メカニズムは、頭部が上方に投げ出されることに起因して、頸部に対して引張荷重が働きつつ前方に倒れこむことにより傷害が発生するときのメカニズムである。このとき、頸部は前方に過屈曲してしまい、頸部上部において脱臼症状が発生する、などの傷害が起こる。

次に引張-伸展メカニズムは、頸部が、頭部からの引張を受けながら、うしろにのけぞるような荷重を受けたときに傷害が発生するときのメカニズムである。例としては、顎を突き上げるような荷重を受けたときが想定できる。このとき、ハングマン骨折と呼ばれる骨折が生じると指摘されている。

さらに、圧縮-屈曲メカニズムは、頭部が下向きの荷重を受ける一方、頸部は前方に倒れるようなモーメントを受けているときに発生する傷害のメカニズムである。例としては、頸部が屈曲している状態で頭上から荷重を受けるときである。このとき、椎体前部が圧縮力を受けるため、椎体が骨折することがある。また、脱臼や後縦靭帯の断裂も発生しうる。

最後に、圧縮-伸展メカニズムは、頭部が下向きの荷重を受けつつ後ろにのけぞるような体勢になっているときに傷害が発生するときのメカニズムである。このときは圧縮-屈曲メカニズムの逆で、椎体の後部に骨折が発生することがある。

ただしこれらは頸部の負荷を単純化しており、実際はこの限りではない。特に頸部の横方向の曲げやねじりが加わると傷害メカニズムはさらに複雑化する。

傷害の判定は引張荷重や圧縮荷重によって直接評価することがあるほか、前突時のエアバッグへの衝突を考慮した N_{ij} 、後突時に発生するむち打ち損傷などを対象とした NIC など条件に応じて様々なものが存在する。

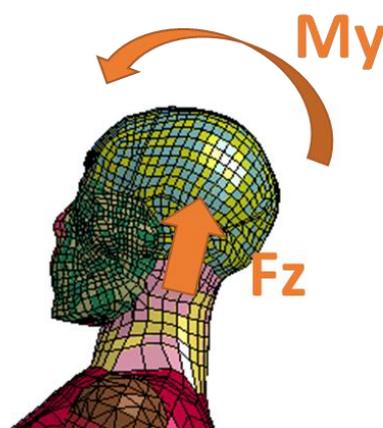


図 A-5 頸部傷害メカニズム

A.1.4.3 胸部

胸部の傷害は図 A-6 のように胸部圧縮，胸腔内の粘性負荷，内臓の慣性負荷などの要因による。胸部圧縮による傷害は直接的な挫傷や打撲，そして肋骨や内臓の損傷がある。粘性負荷による傷害は挫傷や破裂のほか心室細動がある。慣性負荷による傷害は血管の破裂が考えられる。

胸部における傷害基準は加速度や胸のたわみによる評価が行われてきた。動物実験から高い衝撃速度では胸たわみでは適切に傷害を判定できないことが示されており，圧縮速度と圧縮量を考慮した VC が考案されている。近年では有限要素法を用いた人体モデル解析により直接内臓のひずみや圧力分布から傷害評価を行うことも可能となっている[22]。

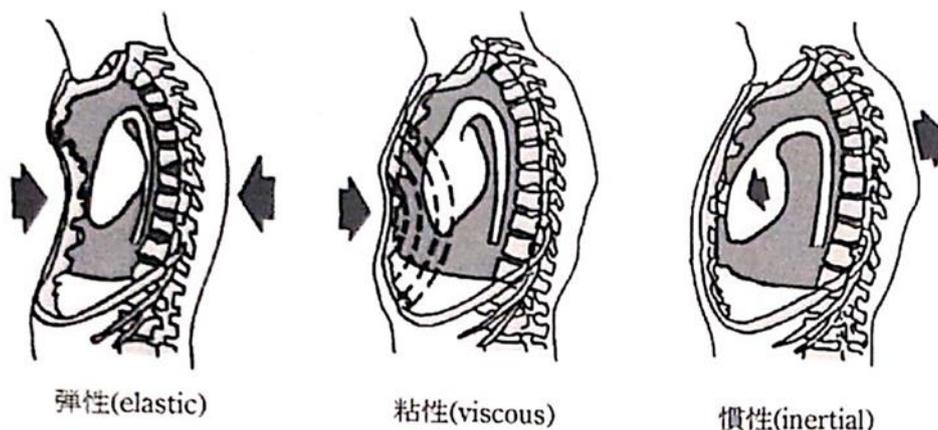


図 A-6 胸部傷害メカニズム[7]

A.1.4.4 腰部

腰椎における傷害は人体の上下方向(eyeballs up or down)にも大きな衝撃が想定される航空業界において研究されてきた。腰椎における傷害は圧縮荷重やせん断荷重による椎骨の骨折が考えられている[28][29]。傷害基準も腰椎の圧縮荷重が傷害評価に用いられている[15][16]。

A.2 主な傷害基準

インパクトバイオメカニクスに基づいて定められた傷害の重症度と相関のある物理量を傷害値, またその関数を傷害基準と呼び傷害の判定に利用される[7]. 代表的なものには頭部に関する HIC 値, 頸部に関する Nij, 胸部に関する胸たわみや VC, 下肢に関する TI などが存在する. 傷害基準に対して傷害の生じる閾値を傷害耐性と呼び, これを用いて傷害が生じない設計の検討が行われる. また, 傷害基準に対してリスクカーブを適用して傷害確率の算出することも可能である. 本論文で登場するものも含め, 衝突安全の分野においてしばしば用いられる傷害基準を以下に記す.

A.2.1 HIC

HIC (Head Injury Criterion)は頭部に関する傷害基準であり, 頭部の三軸合成加速度によって求められる. HIC の評価値には積分値が用いられているため, 単純な加速度のピークだけではなく加速度の持続時間も重要となってくる. 古くから自動車業界においては屍体頭部の落下実験などから統計的にリスクカーブが定められ, 頭蓋骨骨折等の判定に利用されている. HIC15 と HIC36 があるが, 近年では頭蓋骨骨折と相関が高いとされる HIC15 が用いられることが多い.

傷害の閾値として HIC15 は 700, HIC36 は 1000 がしばしば用いられる.

HIC 値は以下の式で与えられる.

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

$a(t)$ 頭部重心の三軸合成加速度 [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 $t_2 - t_1 < 15$ [ms], HIC36 で $t_2 - t_1 < 36$ [ms]

図 A-7 は頭蓋骨骨折(AIS2)の判定に用いられる傷害リスク関数であり, (式 A-2)のように正規表現の累積分布関数で表される[2].

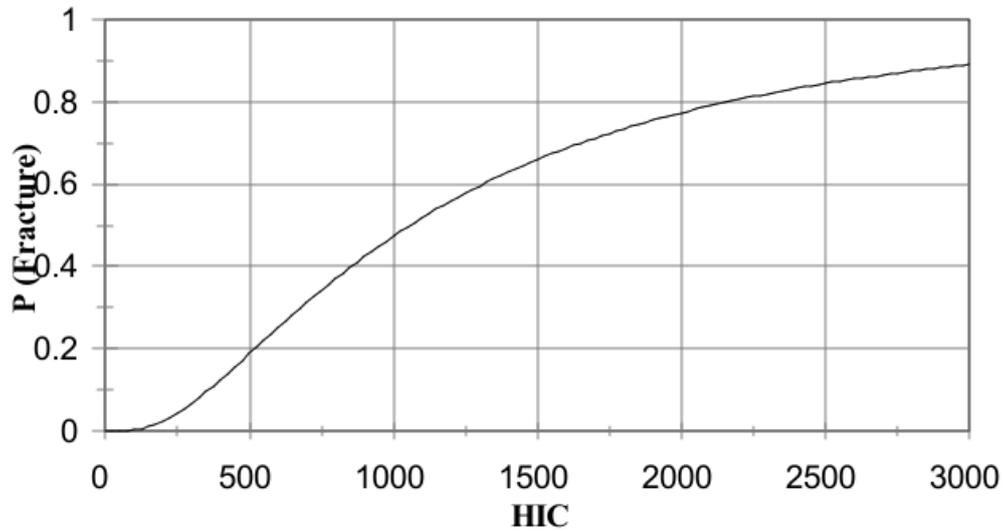


図 A-7 頭蓋骨骨折に関する傷害リスク関数[2]

$$P(\text{fracture}) = N\left(\frac{\ln(\text{HIC}) - \mu}{\sigma}\right) \quad (\text{式 A-2})$$

ただし $\mu = 6.96352, \sigma = 0.84664$

A.2.2 BrIC[27]

BrIC (Brain Injury Criterion)は頭部に関する傷害基準であり、頭部の回転速度によって求められる。HIC では判定できない回転運動による脳全体の損傷程度を評価するために近年発展し、びまん性脳傷害の判定に利用される。図 A-8 に BrIC の傷害リスク関数を示す。ただし実際の人体の傷害データが少なく、AIS 1+, 2+, 3+, 5+におけるリスクカーブはすべて AIS4+のリスクカーブを元にスケールされたものであり、そのうち妥当性の検証が行われたものは AIS2+の傷害リスク関数のみである。

BrIC は以下の式で与えられる。

$$\text{BrIC} = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{cx}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{cy}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{cz}}\right)^2} \quad (\text{式 A-3})$$

$\omega_x, \omega_y, \omega_z$ 頭部重心の回転速度成分

$\omega_{cx}, \omega_{cy}, \omega_{cz}$ 重み付けの定数であり順に 66.3, 55.8, 41.5 [rad/s]

BrIC の傷害リスク関数はびまん性軸索損傷の傷害データに基づいており、AIS 1+, 2+, 3+, 5+におけるリスクカーブはすべて AIS4+のリスクカーブを元にして CSDM の傷害リスク関数と同様の方法で定められた。これは HIC の値を元にしたスケーリングであり、各 AIS における傷害確率 50%となる HIC の値を参考としている。例えば AIS2+の傷害リスク関数は(式 A-4)のように決定される。また、AIS2+の傷害リスク関数だけはアメリカンフットボールの傷害データを元に検証が行われている。

$$P(AIS4+) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1.204}\right)^{2.84}}$$

$$HIC(AIS2+, 50\%) = \beta_{24} \times HIC(AIS4+, 50\%)$$

$$\beta_{24} = 0.5003$$

$$P(AIS2+) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1.204 \times \beta_{24}}\right)^{2.84}} \quad (\text{式 A-4})$$

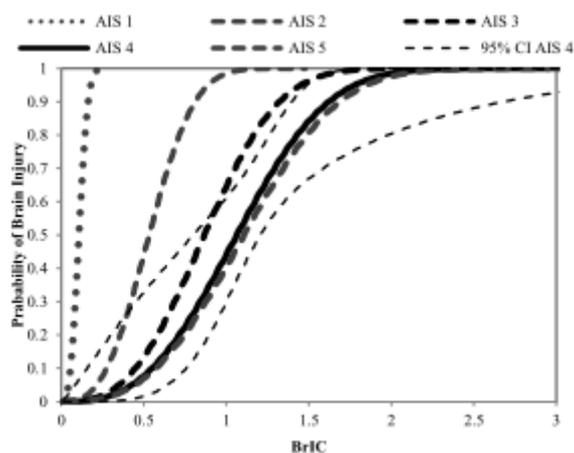


図 A-8 BrIC 傷害リスク関数[27]

$$\begin{aligned}
P(AIS1+) &= 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0.120}\right)^{2.84}} \\
P(AIS2+) &= 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0.602}\right)^{2.84}} \\
P(AIS3+) &= 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0.987}\right)^{2.84}} \\
P(AIS4+) &= 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1.204}\right)^{2.84}} \\
P(AIS5+) &= 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1.252}\right)^{2.84}}
\end{aligned}
\tag{式 A-5}$$

A.2.3 MPS

MPS(Max Principal Strain)は頭部に関する傷害基準であり、脳の最大主ひずみの最大値を評価値とする。近年では精巧な人体のコンピュータモデルの登場とともに外傷性脳損傷(TBI: Traumatic Brain Injury)の発症メカニズムを解明するために脳の応力やひずみと傷害の関係性が研究されている。MPS は実際の人体やダミーモデルによるスレッド試験ではなく、数値シミュレーション上における脳傷害の評価に用いられる。

A.2.4 CSDM

CSDM(Cumulative Strain Damage Measure)は脳の最大主ひずみの分布から算出される傷害基準であり、MPS と同様に数値シミュレーション上における脳傷害の評価に用いられる。CSDM は TBI の中でも特に重篤な傷害(AIS4)であるびまん性軸索損傷(DAI: Diffuse Axonal Injury)を主な対象としており、CSDM=0.49 で AIS4+の傷害確率が 50%であるとされる[27]。脳において一度でも最大主ひずみが 0.25 を超過した要素を damaged element と定義し、脳全体の体積のうちの damaged element の体積割合を最終的な CSDM の評価値とする。

A.2.5 NIC

NIC は頸部に関する傷害基準であり，胸椎と頭部重心の相対速度と相対加速度によって求められる．NIC は後突時における頸部のせん断変形による脊柱管の脊髄液の急激な圧力変化を考慮しており，むち打ち損傷等の判定に利用される．NIC による評価が可能なのはヘッドレストに頭部が接触するまでの時間である．

むち打ち損傷(AIS1)の傷害閾値は $15[m^2/s^2]$ である．

NIC は以下の式で与えられる．

$$NIC = 0.2 \times a + v^2 \quad (\text{式 A-6})$$

a 胸椎 T1 と後頭頰関節の間の水平方向相対加速度 $[m/s^2]$

v 胸椎 T1 と後頭頰関節の間の水平方向相対速度 $[m/s]$

A.2.6 Nij

Nij は前突時を想定した頸部に関する傷害基準であり，頸部の軸力と曲げモーメントによって求められる．エアバッグの展開による衝撃も考慮しており椎体骨折や脊髄損傷の判定に利用される．Nij の傷害リスク関数としては図 A-10 が提案されている[2]．

傷害の閾値は 1 である．

Nij は以下の式で与えられる．

$$Nij = \frac{F_z}{F_{zc}} + \frac{M_y}{M_{zc}} \quad (\text{式 A-7})$$

F_z 引張または圧縮の軸力 $[N]$ ，図 A-9 の正の向きが引張

M_y 屈曲または伸展の曲げモーメント $[Nm]$ ，図 A-9 の正の向きが屈曲

F_{zc} 引張，圧縮に関わらず $3600 [N]$

M_{zc} 屈曲に対して $410 [Nm]$ ，伸展に対して $125 [Nm]$

引張屈曲(NTF),引張伸展(NTE),圧縮屈曲(NCF),圧縮伸展(NCE)の最大値を Nij とする．

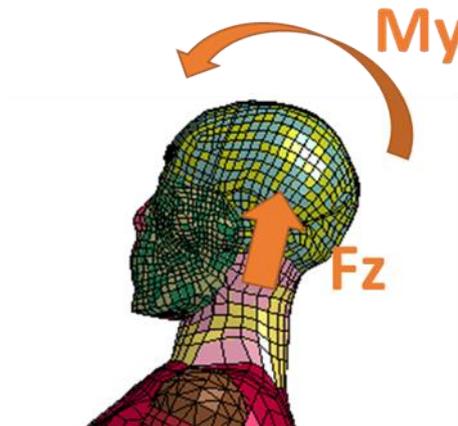


図 A-9 頸部荷重及びモーメント

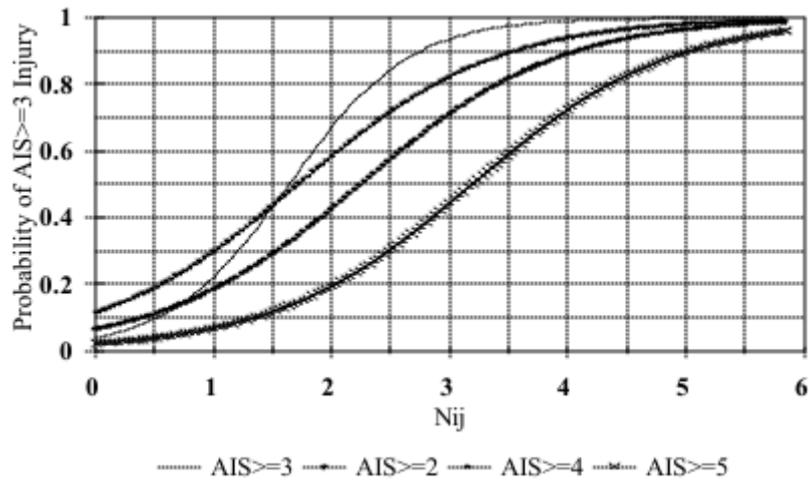


図 A-10 Nij 傷害リスク関数[2]

$$P(AIS2+) = \frac{1}{1 + e^{2.054 - 1.195Nij}}$$

$$P(AIS3+) = \frac{1}{1 + e^{3.227 - 1.195Nij}}$$

$$P(AIS4+) = \frac{1}{1 + e^{2.693 - 1.195Nij}}$$

$$P(AIS5+) = \frac{1}{1 + e^{3.817 - 1.195Nij}}$$

(式 A-8)

A.2.7 Nkm

Nkm は後突時を想定した頸部に関する傷害基準であり，頸部のせん断力と曲げモーメントによって求められる．自動車の後突時における傷害では頸部のせん断が重要な因子となっており，椎間関節の傷害と関連があるとされる．傷害の閾値は 1 である．

Nkm は以下の式で与えられる．

$$N_{km} = \frac{F_x}{F_{xc}} + \frac{M_y}{M_{yc}} \quad (\text{式 A-9})$$

F_x せん断力[N]，向きは前方もしくは後方

M_y 屈曲または伸展の曲げモーメント [Nm]，図 A-9 の正の向きが屈曲

F_{xc} 定数 [N]，AIS1 においては前方，後方ともに 845[N]

M_{yc} 定数 [Nm]，AIS1 においては屈曲で 88.1[Nm]，伸展で 47.5[Nm]

A.2.8 胸たわみ

胸たわみは胸部の傷害に関して用いられる傷害基準であり，胸椎に対する胸骨の相対変位として求められる．傷害評価としては胸部圧縮による血管損傷などの判定に利用される．しばしば傷害の閾値はエアバッグによる分布荷重では 63mm，ベルトによる局所的な荷重では 50mm が用いられる．図 A-11 は 63 ケースのダミー試験から算出された胸たわみの傷害リスク関数である[2]．ただし胸たわみは高い衝撃速度に対しては傷害リスクを適切に算出できないことがある[7]．

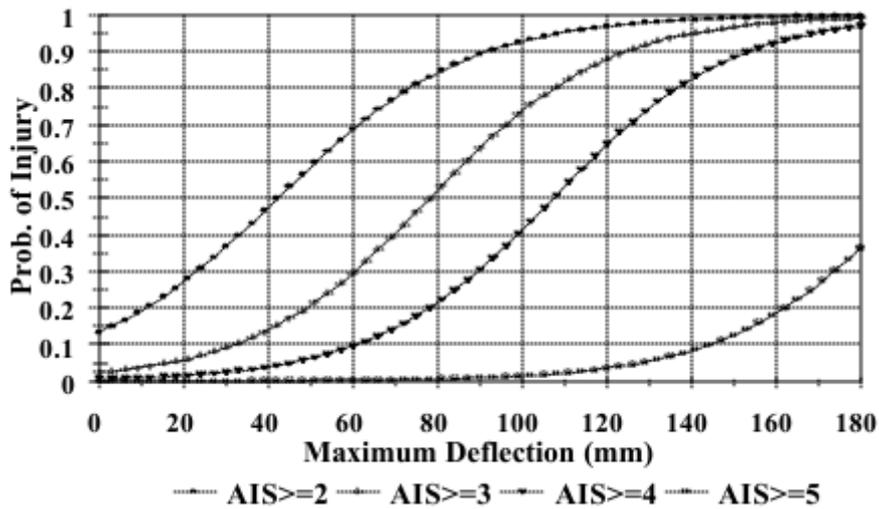


図 A-11 胸たわみ傷害リスク関数[2]

$$\begin{aligned}
 P(AIS2+) &= \frac{1}{1 + e^{1.8706 - 0.04439Def[mm]}} \\
 P(AIS3+) &= \frac{1}{1 + e^{3.7124 - 0.0475Def[mm]}} \\
 P(AIS4+) &= \frac{1}{1 + e^{5.0952 - 0.0475Def[mm]}} \\
 P(AIS5+) &= \frac{1}{1 + e^{8.8274 - 0.0459Def[mm]}}
 \end{aligned}
 \tag{式 A-10}$$

A.2.9 VC

VC(Viscous Criterion)は胸部に関する傷害基準であり，胸部の圧縮量と圧縮速度によって求められる．圧縮速度を考慮しているため，胸たわみとは異なり高い衝撃速度においても傷害評価が可能である．

傷害の閾値は 1m/s が用いられる．

VC は以下の式で与えられる．

$$VC = \frac{d[D(t)]}{dt} \cdot \frac{D(t)}{D_0}
 \tag{式 A-11}$$

$D(t)$ 胸部圧縮量 [m]

D_0 胸部厚さ [m]

A.2.10 腰椎圧縮力

腰椎圧縮力は主に航空業界において用いられる傷害基準で、背骨の圧縮破壊の判定に利用される。傷害の閾値は腰上重量の 19.9 倍であり、ダミーモデル Hybrid III の場合 1757[lb](およそ 7800[N])となる[16]。また、戦闘機の緊急脱出における BDRC を元にした腰椎圧縮力の傷害リスク関数を以下に示す[18]。

$$P(AIS1+) = 10^{-2 + \frac{Fz[N]-5080}{1.03}} \quad (\text{式 A-12})$$

A.2.11 TI

TI(Tibia Index)は下肢に関する傷害基準であり、脛骨に対する軸力と曲げモーメントから求められる。脛骨の骨折判定に利用される。左右の下肢に対して上脛部と下脛部の計四か所で TI は算出される。

TI のばらつきを考慮して許容値として 1.3 が用いられる。

TI は以下の式で与えられる。

$$TI = \left| \frac{\sqrt{M_x^2 + M_y^2}}{M_c} \right| + \left| \frac{F_z}{F_c} \right| \quad (\text{式 A-13})$$

M_x x 軸周りの曲げモーメント [Nm]

M_y y 軸周りの曲げモーメント [Nm]

F_z 脛骨圧縮力 [kN]

M_c 225 [Nm]

F_c 35.9 [kN]

付録 B 変形シートにおける傷 害評価

B.1 緒言

本研究では剛体シートを用いて解析を行ったが、実際の有人宇宙飛行においては衝撃を和らげるシートが装備されることが想定される。特にソユーズ宇宙船においては搭乗員ごとに石膏で型をとり一人ずつ体型に合ったシートを作成することで衝撃を和らげる工夫をしている[30]。本章では THUMS の姿勢に合わせたシートを作成し傷害評価を行い、剛体シートとの比較検証を行う。

B.2 解析モデル

解析手法はシートを除いて第2章の通りである。よってここではシートモデルにおける変更点のみ述べる。

シートモデルの形状を図 B-1 に示す。シートモデルは垂直座面に座らせた THUMS モデルの体型に合うように作成されており、初期姿勢においては図 B-2 のように頭部から下肢上部までの部分がちょうど収まるようになっている。シートモデルの材料物性を表 B-1 に示す。これは第2章におけるヘッドレストのものを流用したものである。シートモデルは形状を人体モデルに合わせてある一方で、姿勢やシートの材料物性は衝撃を緩和するために最適化されたものではない。

表 B-1 シートモデル材料物性

要素タイプ	solid
密度 [kg/m ³]	96
ヤング率 [GPa]	1
ポアソン比	-
物性タイプ	低密度フォーム材

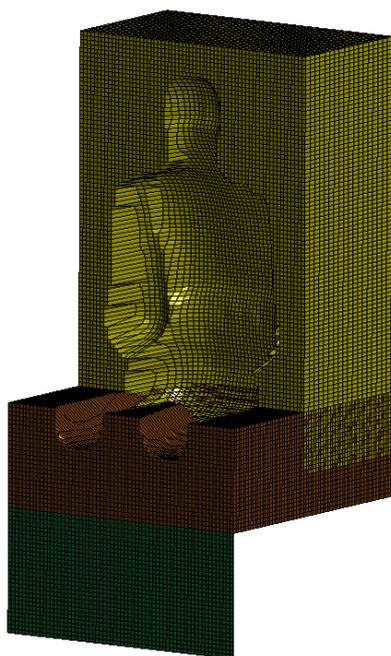


図 B-1 変形シートモデル

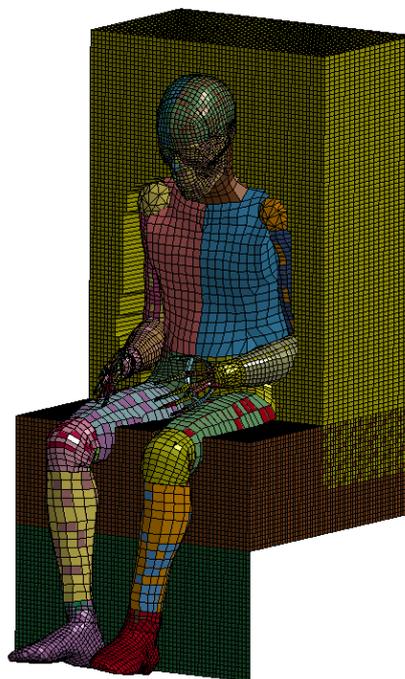


図 B-2 変形シート解析モデル

B.3 解析結果

爆風圧 case1 における傷害評価を表 B-2 に、着水 pitch11 における傷害評価を表 B-3 に示す。傷害基準における評価値は頸部引張荷重や胸たわみでは大きく低下したものの、頭部や頸部、腰部の圧縮荷重では評価値がむしろ上昇した。

表 B-2 爆風圧 case1 シート比較

爆風圧 case1		RIGID	SOFT
頭部	HIC	42	93
	BrIC	0.131	0.210
頸部	引張荷重 [N]	462	176
	圧縮荷重 [N]	78	242
胸部	たわみ [mm]	21	13
腰部	圧縮荷重 [N]	610	1248

表 B-3 着水 pitch11 シート比較

着水 pitch11		RIGID	SOFT
頭部	HIC	314	371
	BrIC	0.222	0.388
頸部	引張荷重 [N]	1005	139
	圧縮荷重 [N]	151	360
胸部	たわみ [mm]	36	20
腰部	圧縮荷重 [N]	1937	3272

B.4 考察

剛体シートと変形シートの挙動として最も大きな違いは胴体の沈み込みである。図 B-3 図 B-4 にそれぞれのシートにおける爆風圧 case1 の 0.030[s]時を示す。変形シートは 0.030[s]では胴体が大きく沈み込んでいる一方で頭部がシートからすでに離れはじめている。このため、長い時間ヘッドレストに接し保護されたまま遷移する剛体シートの場合と比較して頭部の傷害値が高くなった可能性がある。また、図 B-5 図 B-6 は骨盤上部の Z 軸変位時刻歴である。剛体シートと比較して変形シートは変位が大きい。これはシート形状が臀部に沿っているため、3.3.5 と同様のメカニズムで骨盤がシートに沿って移動し脊椎に荷重を入力していると考えられる。これらの傷害リスクは座面の角度やシートの材料物性の工夫等で改善することが可能である。また傷害リスクが高まった箇所がある一方で、頸部引張荷重や胸たわみは胴体にかかる荷重が分散したことにより傷害リスクが大きく低減された。

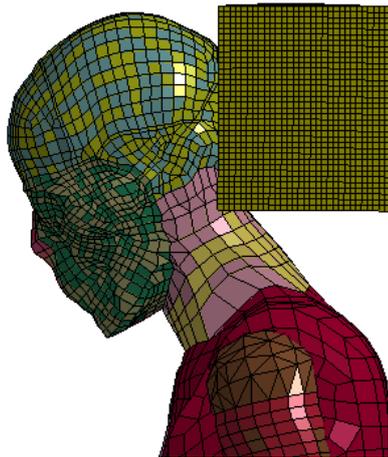


図 B-3 剛体シート (爆風圧 case1, 0.030[s])

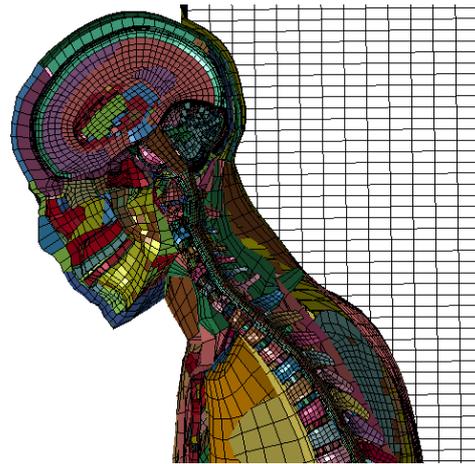


図 B-4 変形シート (爆風圧 case1, 0.030[s])

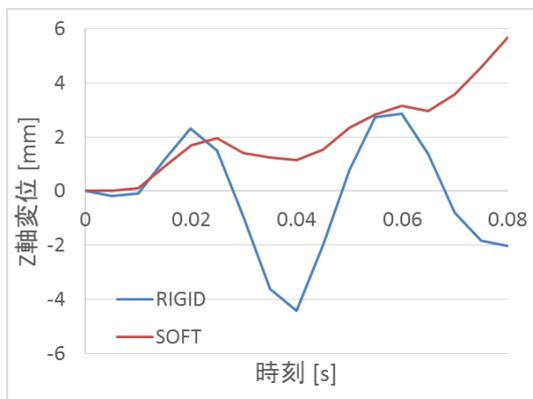


図 B-5 骨盤上部 Z 軸変位 (爆風圧 case1)

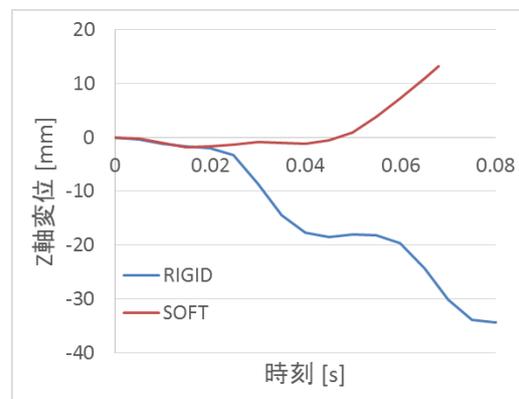


図 B-6 骨盤上部 Z 軸変位 (着水 pitch11)

参考文献

- [1] Harold J Mertz, Priya Prasad, Annette L Irwin, “Injury Risk Curves for Children and Adults in Frontal and Rear Collisions,” SAE Technical Paper 973318, 1997.
- [2] Rolf Eppinger, Emily Sun, Faris Bandak, Mark Haffner, Nopporn Khaewpong, Matt Maltese, Shashi Kuppa, Thuvan Nguyen, Erik Takhounts, Rabih Tannous, Anna Zhang, Roger Saul, “Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems–II,” National Highway Traffic Safety Administration, 1999.
- [3] 栗山和樹, “修士論文「有人ロケットの緊急脱出カプセル着水時における人体安全性評価」”, 2014.
- [4] 植田章裕, “卒業論文「ロケット緊急離脱システムにおける人体加速度応答解析」”, 2014.
- [5] 今泉俊介, “卒業論文「人体ダミーのマルチボディ解析に基づく有人ロケット緊急離脱時の傷害評価」”, 2015.
- [6] John Davidson, Jennifer Madsen, Ryan Proud, D Merrit, David Raney, Dean Sparks, Paul Kenyon, Richard Burt, Mike McFarland, “Crew Exploration Vehicle ascent abort overview,” AIAA Modeling and Simulation Technologies Conference, Hilton Head, SC., 2007.
- [7] 水野幸治, “自動車の衝突安全”, 名古屋大学出版会, 2012.
- [8] Charles Lawrence, Edwin L Fasanella, Ala Tabiei, James W Brinkley, David M Shemwell, “The use of a vehicle acceleration exposure limit model and a finite element crash test dummy model to evaluate the risk of injuries during Orion crew module landings,” NASA/TM-2008-215198, 2008.
- [9] NASA, <http://www.nasa.gov/exploration/systems/orion/about/index.html>, “Orion Overview,” 参照 2016-1-29.
- [10] NASA Headquarters, “NESC2010 technical update,” National Aeronautics and Space Administration Langley Research Center Hampton, VA 23681, 2010.
- [11] James W Brinkley, “Personnel protection concepts for advanced escape system design,” AIR FORCE AEROSPACE MEDICAL RESEARCH LAB WRIGHT-PATTERSON AFB OHIO, AGARD Conference Proceedings no. 371, 1984.
- [12] Jeffrey T Somers, Dustin Gohmert, James W Brinkley, “Application of the Brinkley Dynamic Response Criterion to Spacecraft Transient Dynamic Events,” NASA/TM-2013-217380, 2013.
- [13] Kerry A Danelson, John H Bolte, Joel D Stitzel, “Assessing astronaut injury potential from suit connectors using a human body finite element model,” Aviation, space, and environmental medicine, 82 (2) , pp. 79–86, 2011.
- [14] Jacob B Putnam, Costin D Untaroiu, “Investigation of Human Kinematics and Risk of

- Injury during a Vertical Impact using Dummy and Human Finite Element Models,” Ohio State University Injury Biomechanics Symposium, 2013.
- [15] FEDERAL AVIATION REGULATIONS, Sec. 25.562 - Emergency landing dynamic conditions, 1988.
- [16] Nathan L Wright, “Assessment of Cargo Space Seating Performance Applicable to Pave Hawk and Black Hawk Aircraft During Helicopter Mishaps,” AIR FORCE RESEARCH LAB WRIGHT-PATTERSON AFB OH HUMAN PERFORMANCE WING (711TH) HUMAN EFFECTIVENESS DIRECTORATE/WARFIGHTER INTERFACE DIVISION, AFRL-RH-WP-TR-2012-0103, 2012.
- [17] Jeffrey T Somers, Richard Scheuring, Bradley Granderson, Jeffrey Jones, Nathaniel Newby, Michael Gernhardt, “Defining NASA Risk Guidelines for Capsule-based Spacecraft Occupant Injuries Resulting from Launch, Abort, and Landing,” NASA/TM-2014-217383, 2014.
- [18] Jeffrey T Somers, Nathaniel Newby, Charles Lawrence, Richard DeWeese, David Moorcroft, Shean Phelps, “Investigation of the THOR anthropomorphic test device for predicting occupant injuries during spacecraft launch aborts and landing,” frontiers in BIOENGINEERING AND BIOTECHNOLOGY vol.2 Article4, pp1, 2014.
- [19] 清田浩嗣, “Hybrid-III ダミーを用いた有人宇宙船運用想定 of 衝撃試験”, 一般財団法人 日本自動車研究所, 2014.
- [20] CAE ソリューション : 株式会社 JSOL, <http://cae.jsol.co.jp/product/struct/thums/>, “THUMS -バーチャル人体モデル-,” 参照 2016-1-29.
- [21] 岩本正美, 三木一生, “人体 FEM モデルの開発と衝突傷害解析”, 精密工学会誌 Vol. 71, pp. 423-426, 2005.
- [22] Kenji Shigeta, Yuichi Kitagawa, Tsuyoshi Yasuki, “Development of next generation human FE model capable of organ injury prediction,” Proceedings of the 21st International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles. Stuttgart, Germany, June 15th–18th, 09-0111, 2009.
- [23] 渡辺功, “実用性を重視した人体全身 FEM モデルの開発”, 豊田中央研究所 R&D レビュー Vol. 36, pp. 17-24, 2001.
- [24] 木佐貫義勝, 佐久間茂, 三木一生, 松岡章雄, 長谷川純爾, 吉田伸一, 菊池厚躬, 河野元嗣, “人体全身モデル THUMS による交通事故傷害の再現”, 豊田中央研究所 R&D レビュー Vol. 36, pp. 36-41, 2002.
- [25] 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.
- [26] Sandy M. Stubbs, “DYNAMIC MODEL INVESTIGATION OF WATER PRESSURES

- AND ACCELERATIONS ENCOUNTERED DURING LANDINGS OF THE APOLLO SPACECRAFT,” NASA TN D-3980, 1967.
- [27] Erik G Takhounts, Matthew J Craig, Kevin Moorhouse, Joe McFadden, Vikas Hasija, “Development of brain injury criteria (BrIC),” *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 57, pp. 243-266, 2013.
- [28] R Cameron, Karin A Rafaels, Robert S Salzar, Marina Carboni, Richard W Kent, Michael D Lloyd, Scott Lucas, Kevin Meyerhoff, Chris Planchak, Andrew Damon, Gregory T Bass, “Thoracic and lumbar spinal impact tolerance,” *Accident Analysis & Prevention* 40.2 , pp. 487-495, 2008.
- [29] Narayan Yoganandan, Mike WJ Arun, Brian D Stemper, Frank A Pintar, Dennis J Maiman, “Biomechanics of human thoracolumbar spinal column trauma from vertical impact loading,” *Annals of advances in automotive medicine* 57, pp. 155, 2013.
- [30] Erin Caldwell, Michael Gernhardt, Jeffrey T. Somers, Diane Younker, Nathaniel Newby, “EVIDENCE REPORT: RISK OF INJURY DUE TO DYNAMIC LOADS,” HUMAN RESEARCH PROGRAM HUMAN HEALTH AND COUNTERMEASURES ELEMENT, Lyndon B Johnson Space Center, 2012.
- [31] 上久保毅, “びまん性軸索損傷における高次脳機能障害 (特集 高次脳機能障害 /びまん性軸索損傷),” *臨床精神医学*, Vol. 35, No. 2, pp. 167-176, 2006.
- [32] 藤原敏, 柳田泰義, 西村明儒, “脳損傷の生成機序に関する研究の進歩について,” *日本法医学雑誌* 47, pp. 387-397, 1993.
- [33] Douglas H Smith, David F Meaney, “Axonal damage in traumatic brain injury,” *The neuroscientist*, Vol. 6, No 6, pp. 483-495, 2000.
- [34] JH Adams, DI Graham, TA Gennarelli, WL Maxwell, “Diffuse axonal injury in non-missile head injury,” *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, Vol. 54, pp. 481-483, 1991.
- [35] Lion Levi, Joseph N Guilburd, Anshel Lemberger, Jean F Soustiel, Moshe Feinsod, “Diffuse axonal injury: analysis of 100 patients with radiological signs,” *Neurosurgery*, Vol. 27, No. 3, pp. 429-432, 1990.
- [36] Erik G Takhounts, Vikas Hasija, Stephen A Ridella, Steve Rowson, Stefan M Duma, “Kinematic rotational brain injury criterion (BRIC),” *Proceedings of the 22nd Enhanced Safety of Vehicles Conference*, 11-0263, 2011.
- [37] Erik G Takhounts, Stephen A Ridella, Vikas Hasija, Rabih E Tannous, J Quinn Campbell, Dan Malone, Kerry Danelson, Joel Stitzel, Steve Rowson, Stefan Duma, “Investigation of traumatic brain injuries using the next generation of simulated injury monitor (SIMon) finite element head model,” *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 52, pp. 1-31, 2008.
- [38] 中楯浩康, 佐藤尚樹, 青村茂, 角田陽, “衝撃ひずみを負荷した培養脳神経細胞

- における軸索輸送の損傷閾値”，日本機械学会 2015 年度年次大会講演論文集，No. 15-1，2015.
- [39] 西本哲也，望月康廣，“脳組織染色による脳実質の圧縮ひずみと細胞損傷の関係”，日本機械学会論文集，Vol. 81，No. 822，13-00729，2015.
- [40] Jacobo Antona-Makoshi, Johan Davidsson, Susumu Ejima, Koshiro Ono, Karin Brolin, Kenji Anata, “Correlation of Global Head and Brain Tissue Injury Criteria to Experimental Concussion derived from Monkey Head Trauma Experiments,” IRCOBI Conference 2013, IRC-13-55, pp. 509-522, 2013.
- [41] Masami Iwamoto, Yuko Nakahira, Atsutaka Tamura, Hideyuki Kimpara, Isao Watanabe, Kazuo Miki, “Development of advanced human models in THUMS,” 6th European LS-DYNA Users' Conference, pp. 47-56, 2007.
- [42] Erin D Bigler, “The lesion (s) in traumatic brain injury: Implications for clinical neuropsychology,” Archives of Clinical Neuropsychology, Vol. 16, No. 2, pp. 95-131, 2001.
- [43] Henry Gray, “Anatomy of the Human Body,” Lea and Febiger, 1918.
- [44] Thomas A Gennarelli, Lawrence E Thibault, J Hume Adams, David I Graham, Carson J Thompson, Robert P Marcincin, “Diffuse axonal injury and traumatic coma in the primate,” Annals of neurology, Vol. 12, No. 6, pp. 564-574, 1982.
- [45] AAAM, “Abbreviated Injury Scale 2005 update 2008”, Barrington Illinois, Association for the Advancement of Automotive Medicine, 2008.

謝辞

本研究は指導教員である酒井信介教授の下で進められました。酒井教授のご指導によりこうして無事論文を書き上げられたことを深く感謝いたします。酒井教授は困ったとき相談に行くといつも絶妙なバランス感覚で私を最善の一手へと導いてくださいました。また、国内外問わず様々な場所で研究発表の機会をくださりこの3年間で多くの貴重な経験ができました。本当にありがとうございました。

泉教授には研究会などで多くのアドバイスをいただきました。また、何かと学生を気にかけてくださり研究生活をサポートしてもらいました。厚くお礼申し上げます。

本研究を進めるにあたり JAXA の藤本様には3年間に渡りお世話になりました。研究の進め方から発表資料の作成まで多くのご指導ありがとうございました。思えばこの3年間研究のことに關しては頼りっぱなしでした。また、研究会の後に飲みに誘ってくださるなど楽しい時間も多く共有することができました。本当にありがとうございました。

テイエステック社の田辺様と沼尻様にはダミーモデルや衝突安全に関する助言をいただきました。テイエステック社を見学した際には衝突試験を生で見させていただくなど大変お世話になりました。また東京モーターショーのチケットありがとうございます。貴社のブースを含め楽しませてもらいました。心より感謝申し上げます。

自動車研究所のハコボ様と佐藤様からは脳傷害に関する知見や THUMS に関するノウハウを学ばせてもらいました。吸収した背景知識はこの論文にも多く反映されています。心より感謝申し上げます。

JSOL 株式会社の功刀様と千代延様には解析ソフト LS-DYNA を使用するにあたりご指導をいただきました。ここに感謝の意を表します。

研究室では多くの方にお世話になりました。波田野助教は研究のアドバイスだけでなく、研究室の環境をいつも気にかけてくださいました。高本さんには LS-DYNA のインストールなど計算機関連でお世話になったばかりでなく研究会においても鋭いツッコミをいただきました。有人宇宙班の井上君と斎藤君は一年間有人宇宙に関する研究を一緒に行い苦楽を共にしました。

そして隣で話し相手となってくれた館君、マイペースながらポテンシャルを秘めた中

田君, M2 のムードメーカーであった橋本君, 実家にお邪魔するなどたくさんお世話になった村上君, 見た目も中身も頼りがいのある吉村君, 3 年間仲良くしてくれてありがとう.

さらに偉大な先輩方, 優秀な後輩達, 皆様のおかげで楽しい研究生生活を送れました. 本当にありがとうございました. これからもどうぞよろしくお願いします.

さらに私を支えてくださった両親や友人, 有益な時間も無益な時間も生み出してくれた家の PC, 最後までこれといった不具合もなく仕事を全うしてくれた研究室の PC, 厳しい衝撃試験に何度も耐えてくれた THUMS 君に心より感謝申し上げます.

最後に改めて私とこの論文に関わったすべての方に感謝を込めて.

2016 年 2 月
植田章裕

以上

p.1~p.88 完

平成 28 年 2 月 提出

指導教員 酒井 信介 教授

37146173 植田 章裕