修士論文

# 有人ロケットにおける 傷害低減部材の導入および 低減メカニズムの解明 p.1~p.101 完

# 37166206 中川恒大

# 平成 30 年 2 月提出 指導教員 泉 聡志 教授

# 内容

第	1	章	序論	
1	. 1	石	开究背景	9
1	. 2	7	安全技術	
1	. 3	)	人体安全に関する取り組み	
	1.3	3.1	自動車業界における取り組み[7]	
	1.3	3.2	航空宇宙業界における取り組み	
1	. 4	5	<b>七行研究における課題</b>	
	1.4	4.1	FEM シートモデルの再現性	
	1.4	4.2	傷害評価を踏まえた傷害低減策	
1	. 5	石	开究の目的	
1	. 6	7	≴論文の構成	
		•		
第	2	章	解析手法	
2	. 1	糸	者言	
2	. 2	ĺ	易害評価手法	
	2.2	2.1	傷害基準	
_	2.2	2.2	NASA 搭乗員保護基準	
2	. 3	角	¥ 析 対象	
2	. 4	角	峰 イモテル	
	2.4	4.1	人体モテル	
	2.4	4.2	シートモアル	
	2.4	4.3	有唑禾件	
C	2.4	+.4 ž	加速及米件 この他報振冬供	
2	. 5	- 1	この他府例未什	
2	.0 2 6	口 「「「」「「」「」「」「」「」」「」」「」」「」」「」」「」」「」」「」」「」	为 術 友 伝 一 、 、 、 、 、 、 、 、 、 、 、 、 、	
	2.6	5.1	気に久足は アワーグラスコントロール	
	2.6	5.3	エネルギー収支	
第	3	章	宇宙船シートに着座した HybridⅢモデルの検証	
3	. 1	糸	者言	
3	. 2	Ē	F現解析概要	
3	. 3	角	释析条件設定	
3	. 4	Ē	再現解析結果と考察	
	3.4	4.1	結果	
			2	

3.4.2	解析の妥当性検証	32
第 4 章	宇宙船シートの安全性設計	35
4.1 緒		36
4.2 突着	き上げ衝撃時の腰部負荷	36
4.3 腰椎	准圧縮荷重低減手法に関する先行研究	37
4.4 人(	本に伝達する衝撃エネルギーを低減するアプローチ(Bracket 設計)	38
4.4.1	設計パラメータ	40
4.4.2	直交表による設計変数設定および作成ケース解析結果	42
4.4.3	RBF 補間	42
4.4.4	MOEA/D 進化計算による設計最適解算出	43
4.4.5	最適 Bracket 使用時の Bracket および人体挙動メカニズムの考察	45
4.4.6	Bracket 改良による傷害低減効果	55
4.5 シー	-トから人体への荷重伝達経路を分散するアプローチ(肘置き設計)	58
4.5.1	設計目的	58
4.5.2	肘置き設置の荷重伝達経路複数化および腰椎圧縮荷重低減効果の検 59	証
4.5.3	肘置き角度設置時の他部位傷害評価	60
4.5.4	肘置き角度変更時の結果比較および差異分析	64
4.5.5	肘置き角度変更時の傷害評価比較	72
第 5 章	結論	74
5.1 総打	舌	75
5.2 今往	後の展望	77
5.2.1	荷重低減策の統合	77
5.2.2	Bracket および肘置きモデルの一般性確保	77
5.2.3	宇宙服やシートなど周辺環境の考察	77
5.2.4	加速度条件の多様性	77
5.2.5	人体各部位の統合的傷害評価	78
付録A	人体安全性評価における知見	79
A.1 イン	ンパクトバイオメカニクス[7]	80
A.1.1	傷害評価	80
A.1.2	衝突試験	82
A.1.3	コンピュータモデル	83
A.1.4	人体各部の傷害メカニズム	84
A.2 主 <sup>7</sup>	な傷害基準	87
A.2.1	HIC	87

A.2.2	BrIC[27]	88			
A.2.3	MPS				
A.2.4	CSDM				
A.2.5	NIC	91			
A.2.6	Nij	91			
A.2.7	Nkm				
A.2.8	胸たわみ				
A.2.9	VC	94			
A.2.10	腰椎圧縮力	95			
A.2.11	TI	95			
参考文献97					
謝辞101					

# 図目次

义	1-1	LAS 概略[6]	10
义	2-1	LAS 環境を想定した有限要素モデル	17
义	2-2	Hybrid3 ダミー人形	18
义	2-3	Hybrid3 有限要素モデル	18
义	2-4	シート有限要素モデル	19
义	2-5	シート基盤有限要素法モデル	19
义	2-6	座部有限要素モデル	20
义	2-7	Bracket 衝撃吸収構造有限要素モデル	20
义	2-8	ベルト有限要素モデル	21
义	2-9	実験におけるダミー着座状態	21
义	2-10	有限要素モデルにおける着座状態	22
义	2-11	突き上げ方向入力加速度	23
义	3-1	押し込み解析前ダミーモデル位置	26
义	3-2	押し込み解析後ダミーモデル位置	27
义	3-3	突き上げ方向入力加速度	28
义	3-4	頭部 z 方向加速度	28
义	3-5	胸部 x 方向加速度	29
义	3-6	胸部 z 方向加速度	29
义	3-7	腰部 x 方向加速度	29
义	3-8	腰部 z 方向加速度	30
义	3-9	頸椎 x 方向荷重	30
义	3-10	頸椎 z 方向荷重	30
义	3-11	腰椎 x 方向荷重	31
义	3-12	腰椎 z 方向荷重	31
义	3-13	再現対象試験(左)と Tabiei らの再現 FEM モデル(右)	33
义	3-14	試験および Tabiei らの解析で使用された入力加速度	33
义	3-15	Tabiei らの解析と本研究の解析の試験再現性比較	34
义	4-1	背骨概形図	37
义	4-2	Bracket 外観図	38
义	4-3	Bracket の塑性変形機能	39
义	4-4	Bracket 既存モデル(左)と自作モデル(右)	39
义	4-5	腰椎 z 方向荷重	40
义	4-6	<b>Bracket</b> 応力ひずみ関係の二直線近似	41
义	4-7	Bracket 破壊判定領域(青部)	44

义	4-8	Bracket 断面力 z 方向荷重	. 46
义	4-9	クッション(尻側) z 方向断面力	. 47
义	4-10	尻 z 方向断面力	. 47
义	4-11	シート前方柱 z 方向断面力	. 48
义	4-12	クッション(太もも側)z 方向断面力	. 49
义	4-13	大腿骨 z 方向断面力	. 49
义	4-14	腰椎 z 方向荷重	. 50
义	4-15	経路1における圧縮部材の圧縮挙動	. 51
义	4-16	頭部三軸合成加速度	. 52
义	4-17	胸部 z 方向加速度	. 53
义	4-18	腰部 z 方向加速度	. 54
义	4-19	頭部 y 方向回転速度	. 55
义	4-20	Bracket の伝達荷重力積と腰椎荷重力積の相関図	. 56
义	4-21	Bracket 断面力ピーク値と腰椎荷重ピーク値の相関図	. 56
义	4-22	Bracket 圧縮量と腰部 z 方向荷重ピーク値の相関図	. 57
义	4-23	Bracket 圧縮量と HIC(傷害値)の相関図	. 57
义	4-24	人体ダミーにおける手(黄)と肘置きの一体化モデル	. 59
义	4-25	腰椎 z 方向荷重	. 60
义	4-26	頭部 z 方向加速度	. 61
义	4-27	頸椎 z 方向荷重	. 62
义	4-28	頸部圧縮局面(90ms)	. 63
义	4-29	頸部引張局面(100ms)	. 63
义	4-30	肩関節 z 方向荷重	. 64
义	4-31	肘置き角度変更による手首からの荷重伝達経路(赤)	. 65
义	4-32	肘置き角度 0°(変更なし)の場合	. 65
义	4-33	肘置き角度 75°の場合	. 66
义	4-34	腰椎 z 方向荷重比較	. 67
义	4-35	肩関節 z 方向荷重	. 67
义	4-36	手首 z 方向荷重	. 68
义	4-37	肘置き z 方向接触力	. 68
义	4-38	頭部 z 方向加速度	. 69
义	4-39	頭部 y 方向回転速度	. 70
义	4-40	頸部圧縮方向荷重	. 70
义	4-41	頸部せん断方向荷重	.71
义	4-42	頭部 y 方向回転加速度	.71
义	4-43	頭部 y 方向回転モーメント発生メカニズム	. 72

义	A-1	HIC 傷害リスク関数[30]	. 82
义	A-2	衝突ダミーマルチボディモデル	. 83
义	A-3	人体有限要素法モデル	. 83
义	A-4	頭部傷害分類	. 84
义	A-5	頸部傷害メカニズム	. 85
义	A-6	胸部傷害メカニズム[7]	. 86
义	A-7	頭蓋骨骨折に関する傷害リスク関数[2]	. 88
义	A-8	BrIC 傷害リスク関数[27]	. 89
义	A-9	頸部荷重及びモーメント	. 92
义	A-10	Nij 傷害リスク関数[2]	. 92
义	A-11	胸たわみ傷害リスク関数[2]	. 94

# 表目次

表	2-1	本研究で用いた傷害基準	. 15
表	2-2	NASA 搭乗員保護基準[18]	. 16
表	2-3	解析条件	. 23
表	4-1	Bracket 設計パラメータ一覧	.41
表	4-2	18 case 解析条件および結果一覧	. 42
表	4-3	進化計算上の腰椎荷重最小化 Bracket 設計パラメータおよび腰椎荷重-	-覧
			. 45
表	4-4	進化計算上の最適解と実際の FEM 解析結果	. 45
表	4-5	ピークタイミングの差	. 50
表	4-6	傷害評価比較	. 52
表	4-7	HIC 算出時の積分区間	. 53
表	4-8	pearson の積率相関係数一覧	. 57
表	4-9	肘置きモデル形状および物性	. 58
表	4-10	肘置きの有無による腰椎圧縮荷重の比較	. 59
表	4-11	肘置き有無による傷害評価結果比較	. 61
表	4-12	肘置き角度変更時傷害評価比較	. 73
表	A-1	Abbreviated Injury Scale	. 81

# 第1章 序論

## 1.1 研究背景

本論文における研究は、JAXA 社会連携講座のもとで行われるものである.

近年の宇宙技術進展により、有人宇宙輸送システム開発の機運が増している. 同シス テムにおいては更なるリスク低減が求められている. リスクには二種類あり、ロケット 自体の破壊や爆発につながる恐れのある、強度不十分に起因するリスクと、ロケット搭 乗員に生じる傷害リスクである。前者のリスク低減のためにはロケット自体の故障を引 き起こさないための信頼性設計が、後者のリスク低減のためにはロケット故障の危機時 に宇宙飛行士を救命するための緊急脱出システム等の安全技術が必要となる. しかしな がら我が国においては打ち上げアボ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. システムにおけるリスク低減を ロケットの高信頼性と人体安全性の二つの観点から進めていく必要がある.

人体安全性の向上を目的として、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.これまでにも動物,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人体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様々な衝撃加速度を受けた際のダミー モデル挙動やその傷害の評価を行っている[5].しかし,マルチボディモデルでは体内に おける軟組織の衝撃応答の再現性,広く言えば生体忠実性が高いとは言えず,各部位の 内部に発生する応力やひずみの評価が行えないことから,各人体部位の負荷や変形の観 点で傷害を論じることが難しい.また,LAS環境再現における一般的な課題として,シ ートやダミーのモデル間相互作用を考慮した再現性の確保を行う必要がある.

上記のマルチボディ解析モデルの問題点を解消する方法として,有限要素解析モデル を構築・使用することで,人体各部位ごとの詳細な応力ひずみ評価を加えたより多面的 な挙動・傷害評価が可能になる.ハザード環境下における有限要素解析モデルによる傷 害評価には先行研究があるが,宇宙船シートのモデルを単純な剛体板として扱っており, 再現性が十分に考慮されていない.様々な材質・形状を持つ有限要素シートモデルを用 いた傷害評価およびその安全性設計に関する研究が求められている.

## 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りうる.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ボート機能を 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ボ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 FEM シートモデルの再現性

これまでの研究で構築された LAS シミュレーションモデルでは、その構成要素であ るシートの再現性が確保されているとは言えない.先行研究で使用されたモデルは、剛 体板を張り合わせて作成された単純なモデルであり、シート部材が LAS において発生 するような大きな衝撃を受けた際も変形しないことを意味するが、それは実現象を再現 するには不十分である.また、シートで衝撃を吸収して人体への負荷を軽減させるとい う安全設計の観点からも、自身で衝撃を緩和する機構を持たない剛体シートを用いて LAS シミュレーションモデルを構築することは適当でない.

#### 1.4.2 傷害評価を踏まえた傷害低減策

FEM による LAS 着水時カプセル内環境の再現,および衝撃解析を行った先行研究[4] では、人体傷害メカニズムを応力ひずみの観点から行っているものの、傷害評価にとど まり、傷害値低減のための設計案に活かすことが行われていない.人体安全性向上のた めの LAS 環境構成要素設計案なしに安全技術の確立の目標は達成できない.

## 1.5 研究の目的

本研究の目的は、LAS におけるカプセル着水衝撃時の FEM シミュレーション環境を 構築し搭乗員の衝撃解析および傷害評価を行い、荷重伝達を担うシート部品の設計によ り傷害低減を行うことである.また、傷害低減策が以下に人体の傷害を低減するかのメ カニズムをより明確にし、傷害低減に役立つ設計指針の提案を目指す.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にも行われてきたが[3][4][5]、再現 性の高いシートモデルを用いた LAS 環境下での FEM シミュレーションは事例が少な く、シート設計パラメータを改善する傷害低減手法の提案はされていなかった.

# 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「宇宙船シートに着座した Hybrid III モデルの検証」では LAS 環境下において 有人カプセル内で生じる衝撃現象を FEM で再現する解析を行い,その妥当性を検証す る.

第4章「宇宙船シートの安全性設計」ではシートに傷害低減部品の導入を行い、その際の傷害評価から傷害低減メカニズムを明らかにする.

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.

# 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.

	傷害基準	因子	傷害例
	HIC15	並進加速度	頭蓋骨骨折
百百 立17			脳内血腫
項司)	BrIC	角速度	脳震盪
			びまん性軸索損傷
《百立7	頸部引張荷重	荷重	椎体骨折
項司)	頸部圧縮荷重		靭帯断裂,脱臼
肠立网	胸たわみ	変位	肋骨骨折
间口			内蔵損傷
腰部	腰椎圧縮荷重	荷重	腰椎骨折
肩部	水平肩荷重	荷重	脱臼,肺挫傷

表 2-1 本研究で用いた傷害基準

### 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.

	傷害基準	ノミナル時	オフノミナル時
百百 立7	HIC15	340	470
項司)	BrIC	0.04	0.07
《百 立7	頸部引張荷重 [N]	880	1000
現前)	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
肩部	水平肩荷重 [N]	2700	3300

表 2-2 NASA 搭乗員保護基準[18]

#### 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,座席はテイ・エステック株式会社が作成シートモデルを使用した. 加速度条件等 環境はテイ・エステック株式会社が LAS における爆風圧到達時やカプセル着水時を想 定して行ったスレッド試験を再現している. カプセルとシート間のダンパや宇宙服を考 慮しないことから,傷害評価は過大となることが想定され,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.人体ダミーはシートに着座する形で設置 されているが,実験の初期位置に合わせるためにシートに人体ダミーを押し付ける解析 を事前に行った.なお,本モデルでは視線方向をX軸負方向,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.重力方向はZ軸負方向である.



図 2-1 LAS 環境を想定した有限要素モデル

#### 2.4.1 人体モデル

x x

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost

衝突ダミーとは金属やプラスチックでできた骨格と,それを覆う軟組織を模擬したプ ラスチックや発泡材から作られている人体を模擬したものである.そして,衝突時の運 動が実際の人体と同様になるように生体忠実性に注意を払って設計されている.ダミー には前突用の Hybrid-III, THOR や側突用の ES-2 などがある.本研究では昨年度同様, 成人男性ダミーであり,自動車業界でもよく使われている Hybrid-IIIを選択した. Hybrid-IIIは自動車業界において前面衝突ダミーとして 1970 年代に開発されたものである.前 後方向の衝撃に対する応答性能が高く,現在でも自動車の安全性能評価に利用されてい る.体格によるばらつきを考慮するために 50 パーセンタイル成人男性ダミー(AM50)の 他に 95 パーセンタイル大型男性ダミー(AM95)や,5 パーセンタイル小柄女性ダミー (AF05)などの種類がある.本研究で用いたダミーは AM50(図 2-2)の有限要素モデルで ある(図 2-3). 1960 年代の米国人標準体型に基づいて身長 175cm,体重 77.5kg となって いる.



図 2-2 Hybrid3 ダミー人形

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost



× Z

図 2-3 Hybrid3 有限要素モデル

# 2.4.2 シートモデル

シート全体モデルを図 2-4 で示す.シートの構成要素は基盤(図 2-5),座部(図 2-6), 衝撃吸収ブラケット構造(図 2-7),シートベルト(図 2-8)で構成されている.基盤部材は 鉄材料で,モデル上では剛体拘束されている.物性は下図である.座部は下図のように 板とクッションから成っており,それぞれの物性は下図である.衝撃吸収ブラケット構 造は基盤と座部を接続する役割を果たす.主となる部品はブラケットであり,ブラケッ ト下部が基盤と、ブラケット上部が座部とボルト締結されている.モデル上では下図の ように締結が模擬されている.ブラケット下部ではボルト穴にボルトを通す代わりにブ ラケット側のボルト穴周縁部節点と基盤側のボルト穴中心節点を剛体拘束している.ブ ラケット上部ではボルトモデルが設置されている.図 2-5 の通りシートベルトは四点式 である.

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost



図 2-4 シート有限要素モデル

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost



× Z

۲ کر

図 2-5 シート基盤有限要素法モデル

#### LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost





図 2-6 座部有限要素モデル

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost



׾

図 2-7 Bracket 衝撃吸収構造有限要素モデル

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost



#### ۲ کۆ

図 2-8 ベルト有限要素モデル

# 2.4.3 着座条件

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.またダミーの初期位置はテイ・エステック株式会社が行ったスレッド試験[19]を参考にして設定した.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 2-9 実験におけるダミー着座状態



図 2-10 有限要素モデルにおける着座状態

#### 2.4.4 加速度条件

シートに付加される衝撃加速度は、シートおよび人体を内包するカプセルに付加され る衝撃加速度に基づいて決定される.井上は加速度 LAS 環境下における有人カプセル 衝撃解析を行いカプセルに入力される加速度を算出した[19].テイ・エステック社は上 記の加速度データの中から複数のデータを選び自社でのスレッド試験において入力加 速度条件として使用した.本研究では、同試験で用いられた加速度データのうち突き上 げ方向 (図 2-10 における z 正方向)衝撃を想定した入力加速度を使用した。突き上げ 衝撃はロケットや飛行機といった飛行物体特有の衝撃方向であり、同方向の衝撃解析は 自動車の衝突で見られる前方・後方・側面からの衝突解析に比べ事例が少ない。LAS環 境下では純粋な鉛直方向への衝撃が生じる可能性は低く、水平方向の衝撃が含まれる複 合的な衝撃が生じるが、本研究では鉛直と水平方向の複合加速度を扱うための第一段階 として、基本的な衝撃方向である突き上げ(鉛直)方向の加速度条件に着目する。



図 2-11 突き上げ方向入力加速度

# 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 $\Delta$ tが時間増分となる.

$$\Delta t = 0.9 \times \frac{l}{c} \tag{$\pi 2-1$}$$

- *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

ソルバー	MPP-DYNA ver.971 R7.1.2	
差分法	陽解法	
単位系	kg-mm-ms	
時間増分	(式 2-1)におけるΔt	
解析時間	0.3 [s]	

表 2-3 解析条件

# 2.6 計算精度について

#### 2.6.1 数值安定性

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 宇宙船シートに着座し たHybridⅢモデルの検証

# 3.1 緒言

この章では、LAS 環境を模擬した実験を再現するシミュレーション環境の構築を行い、その再現性を確かめるために実験と解析結果との比較を行う.また、実験と解析の 差異について考察する.

# 3.2 再現解析概要

解析目的は,LAS 環境下での人体衝撃応答を FEM シミュレーションで再現すること である.再現対象はテイ・エステック株式会社が行ったスレッド実験で,その中でも突 き上げ(z 方向上向き)衝撃を模擬した実験である.突き上げ衝撃に焦点を当てる理由は 突き上げ方向がロケット等飛行体に特有の衝撃方向で,既存の自動車衝突に関する研究 では知見が十分でないからである.

# 3.3 解析条件設定

#### 位置条件設定

初期状態を再現するために,実験時に取得したダミー位置座標データを使用した.椅子 に対する人体の初期位置を再現するために,上記データを目的座標としてダミーを椅子 に押し付ける事前解析を行った.



図 3-1 押し込み解析前ダミーモデル位置



図 3-2 押し込み解析後ダミーモデル位置

#### 入力加速度・重力条件設定

入力加速度の背景も述べる. 先行研究においてカプセル着水解析を行った結果を使用している[19]。着水解析では x 方向、z 方向ともに加速度が生じており、複合的な衝撃加速度が得られた。本研究では、その数ある加速度条件の中から LAS 環境を含む飛行体における代表的衝撃である突き上げ衝撃に焦点を絞る。複合的な加速度から z 方向加速度成分のみを取り出し、解析に使用した. テイ・エステック株式会社内でこの波形をダンパを介した波形に改変し、得られた加速度を実験に使用している。重力加速度は x 軸正方向に入力を行った.

#### 接触条件設定

人体ダミーとシートおよびシートベルトとの接触定義にはペナルティ法を用いる. 接触 する二要素をマスター側, スレーブ側と区別して定義し, スレーブ側要素の節点がマス ター側要素の面に貫入した量に比例した反力をマスター要素側節点, スレーブ要素側節 点に加える. (式 3-1)に基本式を示し, (式 3-2)にソリッド要素, (式 3-3)にシェル要素 における接触反力の算出式を示す.

$$\mathbf{f} = \mathbf{k} \mathbf{l} \mathbf{n} \tag{$\mathbf{\vec{x}} \ 3-1}$$

$$\mathbf{k} = \frac{\mathbf{f}_{\mathrm{si}} \mathbf{K} \mathbf{A}^2}{\mathbf{v}} \tag{\textbf{$\vec{\mathcal{T}}$ 3-2}}$$

$$\mathbf{k} = \frac{\mathbf{f}_{si}\mathbf{K}\mathbf{A}}{\mathbf{L}} \tag{\textbf{$\vec{\mathbf{x}}$ 3-3}}$$

f:接触反力,k:接触ばね剛性,1:接触面貫入量,n:接触面垂直ベクトル,f<sub>si</sub>:ペナ

ルティ係数, K:体積弾性係数, A:接触面積, V:接触要素体積, L:シェル要素の板厚 もしくは対角線長さの値が大きい方

# 3.4 再現解析結果と考察

本研究では人体モデル Hybrid III を用いて解析を行った.実験におけるダミー挙動と解 析結果の比較を行い、挙動差異をもとに再現性を評価する.

#### 3.4.1 結果

実験値と解析結果を比較したグラフを以下に示す.頭部・胸部・腰部加速度,頸椎・ 腰椎荷重をそれぞれ x 方向, z 方向について応答波形を出力している.



(橙:実験値,青:解析値)

図 3-3 突き上げ方向入力加速度



図 3-4 頭部 z 方向加速度



図 3-5 胸部 x 方向加速度



図 3-6 胸部 z 方向加速度



図 3-7 腰部 x 方向加速度



図 3-8 腰部 z 方向加速度







図 3-10 頸椎 z 方向荷重



図 3-11 腰椎 x 方向荷重



図 3-12 腰椎 z 方向荷重

頭部 x 方向加速度に関しては,200ms 付近までは実験値とほぼ一致している.その後 シートと頭部との接触による衝撃が,実験では220ms,解析では240msのタイミングで 生じる.

頭部 z 方向加速度に関しては,実験では 100ms,解析では 90ms のタイミングでピー クが生じている.このピークは椅子からの突き上げ衝撃に際して頭部が椅子に対して相 対的に z の負方向に移動することから生じるものである.ピークタイミングに 10ms ほ どずれが生じているが,ピーク周波数(100ms 程度)およびピーク値はほぼ一致している.

胸部 x 方向加速度に関しては,解析値が実験値よりも一貫して 0.01 から 0.02mm/ms^2 程度正方向に大きい.

胸部 z 方向加速度に関しては, 頭部 z 方向加速度と同様, 実験では 100ms, 解析では 90ms のタイミングでピークが生じている. ピークタイミングに 10ms ほどずれが生じ ているが, ピーク幅(100ms 程度)およびピーク値はほぼ一致している. 腰部 x 方向加速度に関しては,100ms 付近で生じるピーク部分とそれ以外の部分に分けて説明する. ピーク部分ではタイミング(実験では 85ms,解析では 80ms),幅,値について一致が見られるが,それ以外の部分では胸部 x 方向加速度と同様に解析値が実験値よりも一貫して 0.01 から 0.02mm/ms^2 程度正方向に大きい.

腰部 z 方向加速度に関しては、ピークのタイミング、幅、値がほぼ一致している.実験では 220ms において小ピークが見られる.

頸椎 x 方向荷重に関しては、0-200ms において解析値が実験値より一貫して大きい. 頸椎 z 方向荷重に関しては、ピークタイミングが実験および解析ではそれぞれ 100ms,

85ms で, ピーク値が 0.6kN, 0.81kN であった. ピーク幅に関しては一致が見られる.

腰椎 x 方向荷重に関しては, 解析値が実験値より一貫して小さいが, ピークタイミング, 幅は一致している.

腰椎 z 方向荷重に関しては, 腰部 z 方向加速度に関しては, ピークのタイミング, 幅, 値がほぼ一致している.

#### 3.4.2 解析の妥当性検証

実験値と解析値の比較を行うと、全体的な傾向としてz方向の加速度、荷重について はピークのタイミング、幅、値の一致が見られるのに対し、x方向の加速度、荷重につ いてはずれが生じている.この要因としては、実験と解析におけるダミーの初期位置の 違いがあげられる.解析において初期位置の調整は腰の位置(HIP\_POINT の x,y,z 座標) と角度(HIP\_POINT の ry角度)により行っており、各部位の位置を実験データに合わ せているわけではないため、頭部や頸部、胸部の位置に差が生まれている.特に解析で は実験に比べ背中とシートのx方向距離が大きくなっている.解析ではこの初期位置の 差を埋めるために50msほど自然重力(-x方向)状態を作り出し、背中をシートに近づ けて初期位置のかい離を小さくする時間を設けている.以上のように各部位のx方向の 加速度および荷重には実験と解析の間に差異が生じているが、本研究では突き上げ解析 に焦点を当てており、同環境下ではx方向よりもz方向の加速度および荷重が支配的で あるため、突き上げ衝撃時傷害評価の目的で解析結果を扱うのであれば、応答の大きい z方向の再現性が高ければ十分であり、LAS環境下での代表的条件である突き上げ衝撃 時のシステム応答をFEMシミュレーションにより構築したといえる.

また、Tabiei らは LAS 環境下における突き上げ衝撃試験を再現した解析を行い、試験 との結果を比較している[33]。試験に使用されたダミーは Hybrid3 である。突き上げ衝 撃試験に使用された衝撃加速度はピーク値が 20G で、テイ・エステックが実施した衝 撃試験よりもピーク値および力積の点で大きい(図 3-14)。本解析と Tabiei らの解析の試 験再現性比較を行う(図 3-15)。腰部 z 方向加速度に関しては本解析ではピーク値、ピー クタイミング、ピークを構成する波形の時間幅の点で再現対象試験とほぼ一致しており Tabiei らの解析と同等の試験再現性を示している。腰椎圧縮荷重に関しては本解析では 腰部 z 方向加速度と同等の試験再現性を示している一方、Tabiei らの解析では試験結果 と解析結果とのかい離が大きく、結果を掲載していない。また、Tabiei らの研究では、 その他の波形比較も行っているが、加速度成分のうち突き上げ方向衝撃で支配的な z 方 向加速度に関しては本研究の解析の試験再現性が高い。x 方向加速度に関しては同等水 準である。したがって、Tabiei らの研究と比較した際、本研究における再現解析の精度 は同等もしくはそれ以上の水準であると言える。



図 3-13 再現対象試験(左)と Tabiei らの再現 FEM モデル(右)



図 3-14 試験および Tabiei らの解析で使用された入力加速度



図 3-15 Tabiei らの解析と本研究の解析の試験再現性比較

# 第4章 宇宙船シートの安全性設計

# 4.1 緒言

第3章における解析では,LAS環境下での衝撃応答を再現するFEM シミュレーション環境を構築した.本章ではLAS環境を含めた飛行体特有の突き上げ衝撃において深刻な腰部負荷を低減する目的でシートの安全性設計を行う.

# 4.2 突き上げ衝撃時の腰部負荷

突き上げ衝撃を受けた際,人体における荷重伝達経路は座面に近い方から順に尻,腰, 胸,頸,頭という経路である.背骨は腰部から胸部への伝達を担う部位であるため同部 位には軸方向圧縮荷重が発生する[3].この荷重は脊柱のうち胸椎・腰椎にあたる部分に 負荷を発生させ同部位の傷害につながることが航空機における人体傷害事例から知ら れており,腰椎圧縮荷重を傷害値としてその基準が定められている[15].また,荷重伝 達経路において,傷害リスクの高い部位で最も早く荷重伝達が行われる部位は腰部であ るため,この腰部より上部にある頭部,頸部,胸部といった高傷害リスク部位は腰部に おける伝達荷重を小さくすることで負荷を軽減できる.本研究では,この腰椎圧縮荷重 のピーク値を背骨の傷害指標として用いる.以下に背骨の概形図を示す.


図 4-1 背骨概形図

# 4.3 腰椎圧縮荷重低減手法に関する先行研究

・先行研究[3]では、栗山が背骨の直立度合いが腰椎荷重に影響を及ぼすとの見地から、 シートの背もたれ角度を変えて、直立角度を倒して回転させることでエネルギーを分散 させている.この先行研究では、体に加わる衝撃を減らすのではなく、また荷重伝達経 路を単一に限った状態で体に伝わるエネルギーを様々な運動に分散させるというアプ ローチをとっている.本研究では、シート部品を変更することで、体に伝達する衝撃エ ネルギーを減らす手法および荷重伝達経路を分散させる手法を提案する.

# 4.4 人体に伝達する衝撃エネルギーを低減するア

# プローチ(Bracket 設計)

人体に入力される衝撃を軽減する仕組みは、外部から入力される衝撃エネルギーの変換をその仕組みの中で行うが、本研究で扱うシート部品である Bracket(図 4-2)は、入力された外部からの衝撃エネルギーを自身の塑性変形エネルギーに変換することで人体へ伝達するエネルギーを軽減する.

Bracket はシートの基盤となる金属板群とクッション等のシート座部を接続する部品 である. LAS 環境下で起こりうる強い z 正方向の衝撃, すなわち着座している人体を座 面の下から突き上げる衝撃を受けた際は, Bracket は図 4-3 のように塑性変形し衝撃を 和らげる役割を果たす.



図 4-2 Bracket 外観図



図 4-3 Bracket の塑性変形機能

本研究では, Bracket の具体的な設計パラメータを定義し変更を行い, その変更が人 体挙動および負荷にどう影響を与えるのかを考察する.また, rbf 補間法を用いて得た 設計解に対し同一の衝撃を加えたとき,衝撃を受けた人体傷害リスクが低減したかを, ほかの各部傷害値の観点から評価する.

パラメータ設計を簡単にするため、本研究ではテイ・エステック社の作成した既存の Bracket モデルを自作の Bracket モデルに代替した.変更点は形状であるが、ほかのシー ト部材との接続や塑性変形機能という制約を超えない程度に変更を加えている. LAS 環 境下における自作モデルの機能再現性を検証するために既存モデルと自作モデルの比 較を行った.図 4-4 は上記の二つのモデルを使用した衝撃解析結果を、腰椎 z 方向荷重 について比較したものである.波形はほぼ同等で、特にピーク値、ピーク幅、タイミン グの一致度が高いため、再現性は確保されていると言える.



図 4-4 Bracket 既存モデル(左)と自作モデル(右)



図 4-5 腰椎 z 方向荷重

### 4.4.1 設計パラメータ

Bracket 設計パラメータは無数に存在するため選択を行う必要があり,選択したパラ メータとその選定基準を述べる.

設計パラメータは形状に関するパラメータと物性に関するパラメータの二つに大き く分類される.

形状に関するパラメータは以下の3つを選んだ.

一幅(h), 厚さ(t)

本研究で使用するブラケットは一般のブラケット同様塑性変形を行うが、その変形方向 に関しては設置のされ方からz方向(鉛直方向)である.突き上げ衝撃時ブラケットに はz方向に大きな断面力が生じており、この断面力がブラケットの塑性ひずみの増大に つながる.したがって本研究ではこの断面力の大小に寄与する断面積にかかわるパラメ ータ幅(h)と厚さ(t)を設計パラメータとして選択する.

一湾曲部曲率(r)

一般的に Bracket は塑性変形させる場所をあらかじめ想定して設計される.本研究で用 いる Bracket ではこの湾曲部であり,LAS 環境下で起こりうる大きな突き上げ衝撃に際 しては同部に応力集中が発生する.応力集中部は塑性変形がいち早く生じる場所であり その後の Bracket 全体の塑性変形挙動にも影響を及ぼすと考えられる.したがって,本 研究では湾曲部の形状を決定する因子である曲率半径(r)を設計パラメータとして選択 する.

一他の形状パラメータについて

本研究で選択する設計パラメータ以外にも Bracket の形状を決定する因子は存在する.

・高さ(ストローク)

・ブラケット上板下板の距離

これらは寸法の制約により今回は取り上げないものとする.

物性に関するパラメータは以下の二つを選んだ.パラメータの単純化のため応力ひず みの関係は二直線近似を用いて表現する.

一降伏点(Yield Point)

Bracket の機能である塑性変形にかかわる指標であり、また加工を行い制御可能な物性であることから選択した.

一塑性変形域における変形特性(Slope in Plastic Deformation)

塑性変形域の応力とひずみの関係を表す. すなわち二直線近似下では塑性変形域の直線の傾きを示す(図 4-6). 塑性変形時の Bracket 挙動に影響を及ぼすパラメータであるため選択した.



図 4-6 Bracket 応力ひずみ関係の二直線近似

また選択した設計パラメータの閾値および水準を表 4-1 のように設定した. 設定の根拠として以下がある.

一加工の制約

鉄鋼材料の降伏点に関しては熱処理を行うことで制御することが可能である.JIS 規格 において

一寸法の制約

Bracket 単体の設計パラメータは、その接触部材や周辺部材の制約を受けるものである. 厚さや幅といった形状に関するパラメータはその制約を受ける.

制御因子	水準1	水準2	水準3
r[mm]	5	8.125	11.25
t[mm]	1	1.5	2
h[mm]	60	100	
Yield Point[Mpa]	300	400	500
Slope in Plastic Deformation[Gpa]	0.25	1	4.5

表 4-1 Bracket 設計パラメータ一覧

## 4.4.2 直交表による設計変数設定および作成ケース解析

### 結果

4.4.1 で示した5種類(3水準4因子,2水準1因子)のパラメータを変数として扱う. 本研究ではこの5変数の組み合わせを直交表を用いて18組決定した後,同数のBracket モデルを作成し,各 Bracket を使用した解析を実行した.直交表に基づく組み合わせお よびその解析結果は表 4-2 である.5変数はすべて独立と仮定している.

直交表	r	t	h	YP	SPD	腰椎荷重(負は圧縮)[kN]
1	2	2	1	3	3	-1.583279
2	3	1	1	3	2	-1.65606
3	1	2	2	3	1	-1.5853
4	2	1	2	3	1	-1.72171
5	1	2	1	1	3	-1.5535
6	1	3	2	3	2	-1.631
7	2	1	2	1	3	-1.48052
8	3	3	1	1	1	-1.5231
9	3	2	2	1	2	-1.698634
10	1	1	1	1	1	-1.21321
11	1	1	1	2	2	-1.28943
12	1	3	2	2	3	-1.49136
13	3	2	2	2	1	-1.55103
14	3	1	2	2	3	-1.55575
15	2	2	1	2	2	-1.57287
16	2	3	1	2	1	-1.47667
17	2	3	2	1	2	-1.56998
18	3	3	1	3	3	-1.44775

表 4-2 18case 解析条件および結果一覧

# 4.4.3 RBF 補間

4.4.2 で求めた 18case の離散的な結果を連続的に表現するため放射基底関数(Radial Basis Function)を用いて補間する. RBF 補間は散布数値データの補間方法の一種で,式 4-1 で定義される.

基底関数は複数の種類があるが本研究では指数関数(式 4-3)を用いる. 重みづけ変数

は散布データの数だけ存在する.補間の精度はサンプルデータの数が増加するほど高くなる.本研究では 4.4.4 で述べる進化計算上の最適解の解析実行の度にサンプル点を増やして RBF 補間を行い,精度を向上させている.

$$f(x) = \sum_{i}^{N} \omega_{i} \emptyset(x, x_{i})$$
 (式 4-1)

N:サンプル数

ω: 重みづけ変数

$$\emptyset(x, x_i) = \emptyset(|x - c|) \qquad ( \vec{x} 4-2)$$

c:中心点座標

$$\phi(x) = \exp(-\beta |x|) \qquad ( \vec{x} 4-3 )$$

**β**:正実数

### 4.4.4 MOEA/D 進化計算による設計最適解算出

4.4.3 で行った RBF 補間から得られる応答曲面において, その曲面上の最適解(本研究 では腰椎荷重を最小化する点)を求めるため, 最適化問題に有用な方法である進化計算 を用いる.本研究では,進化型多目的最適化アルゴリズムの一種である MOEA/D(Multi Objective Evolutionary Algorithm based on Decomposition)を用いる[20].本研究では多目的 でなく単目的(腰椎荷重最小化)での使用だが,今後他部位の傷害値の最小化が新しく 目的に加わることを想定してこの手法を用いた.また,応答曲面上の点を網羅的に計算 し最適解を探索する方法は設計変数(本研究では5ケース)が今後増えていく可能性を 考えると莫大な計算量となるため使用しなかった.進化計算を行う際に設けた設定は以 下である.

・18case のサンプル点を親(第0世代)とする.

・世代は 250 世代までで、1 世代 40 個体(以後「パラメータの組み合わせ」の意味で「個体」という言葉を用いる).

・第 n+1 世代の 40 個体は第 n 世代の交叉個体のうち上位 20 個体および突然変異 20 個体から成る.

・250世代の計10000個体から腰椎荷重を最小化する個体を選択し、進化計算上の最

適解とする。

・ブラケットの破断, 塑性崩壊を考慮した破壊制約条件

破壊制約条件について説明する。Bracket が塑性変形する際、変形が極端に大きくな ると塑性崩壊あるいは破断が生じる。この現象に至る Bracket は機能上問題があるため 除外する必要がある。その現象到達の判定基準を本解析では破壊制約条件と定義し、そ の基準は、Bracket 湾曲部および中央平面部(図 4-7 青部)が瞬間的にでも全領域で降伏 するかどうかとする。この破壊制約条件に到達した、すなわち湾曲部および中央平面部 の全領域が降伏した Bracket は最適解候補から除外するものとする。



図 4-7 Bracket 破壊判定領域(青部)

破壊制約条件の設定背景は,Bracket の湾曲部およびその間の平面全体が引張変形を 受け降伏すると塑性崩壊に至るという仮定である。この仮基準を設定した根拠を述べる。 結論から述べると、この仮基準は根拠を有する二基準の中間に位置するものでありその 妥当性が担保される。

まず一つ目の基準について述べる。一般的な塑性崩壊の定義としては物体断面の全領 域が降伏した段階で生じるというものがあるが、本研究で扱う Bracket は全断面降伏後 の圧縮変形により衝撃の吸収を行うため、全断面降伏の段階で塑性崩壊と判定してしま うと Bracket 本来の機能を果たす前の段階でその Bracket を除外することになる。一度 きりの塑性変形を行うことで衝撃を吸収するという Bracket の機能の特性を考慮すると、 半永久的に使用する構造物に適用することを前提に定義されている塑性崩壊の基準を Bracket に適用することは適切ではない。したがって、Bracket の破壊条件は一般的な塑 性崩壊の基準よりも緩く設定することは不自然ではない。

次に二つ目の基準について述べる。試験で実際に使用された Bracket は SAPH という 種類の鋼材を使用しており、塑性域での応力ひずみ曲線は塑性ひずみの値が 0.22 で上 限を迎える。この値まで曲線が定義されているのであれば、破断が生じるのは塑性ひず みが少なくとも 0.22 以上である場合である。この曲線はあくまでも静荷重負荷時の関 係性を示すものだが、衝撃荷重では同様の曲線が定義できない以上、動的荷重にもこの 曲線の関係が適用できるものと仮定する。この曲線から導かれる破断条件は、Bracket の 全領域の塑性ひずみが常に 0.22 を下回るのであれば破断しないというものである。こ の条件を本研究で扱った解析ケースに適用したところ、すべてのケースにおいて破断し ないという判定が生じた。基準としては根拠があるが、本研究に適用するにはかなり緩 い基準となった。 上記の二基準はどちらも根拠を有するが、一方は厳しすぎ、他方は緩すぎで本研究に 適用するには適当ではない。したがって本研究ではその中間の基準を採用している。

また、他の領域でも降伏は生じるが、圧縮による降伏であり、塑性崩壊および破断に は至らないため、同領域での降伏は考慮しない。

進化計算で得られた最適解条件は実際にその条件で解析を行う.得られた結果をサン プル点に加え,再び RBF 補間,進化計算,進化計算上の最適解の解析実行を行う.こ れを 5 回反復し,計 23case(直交表により作成した 18case と補間および進化計算を経 て得た 5case)の解析結果を得た.本研究ではその 23case の中で腰椎荷重が最小となる Bracket を最適解とみなす。算出して得られた最適解は表 4-3 に示す.

表 4-3 進化計算上の腰椎荷重最小化 Bracket 設計パラメータおよび腰椎荷重一覧

最適解_GE	r	t	h	YP	SPD	腰椎荷重[kN]	降伏領域面積比率
制約なし	5.00E+00	1.00E+00	6.01E+01	3.09E+02	2.31E+00	0.958535612	0.464151613
制約有	5.00E+00	1.00E+00	6.00E+01	3.81E+02	2.39E+00	1.069789885	0.379924527

表 4-4 進化計算上の最適解と実際の FEM 解析結果

	腰椎荷重	降伏領域面積比率
制約有最適解_GE	1.06979	0.379925
制約有最適解_解析	1.20271	0.394544

### 4.4.5 最適 Bracket 使用時の Bracket および人体挙動メカ

### ニズムの考察

4.4.4 の進化計算により得た,腰椎荷重を最小化する設計パラメータを持つ Bracket モ デルを作成し解析を行う. Bracket 変更に伴う人体挙動メカニズムの変化を見るため, 最適解ではない Bracket モデル(劣解)を使用した場合との結果比較および差異考察を 行う.

シート基板から腰椎までの荷重伝達経路に沿って各部位の荷重及び挙動をみる.シー ト基板から腰椎までの荷重伝達経路は二種類ある.一つはシート基板から Bracket を介 し座面(クッション)に伝わり,尻の筋肉,骨盤を通して腰椎につながる経路で,もう 一つはシート基板からシート前方(膝側)の支柱,座面(クッション),太もも,大腿 骨,骨盤を通して腰椎に伝わる経路である.前者を経路1,後者を経路2として説明を 行う.

まずは経路1の伝達経路の部位に着目する.最適解および劣解の場合の比較とともに

経路間で荷重が伝達されているかの検証も行う.

#### [Bracket]

Bracket 断面力は最適解, 劣解共に 80ms 付近までは同様の推移をするが, それ以降は 異なる. 最適解では圧縮荷重の増加が緩やかになり, 110ms 付近まで 1.3kN 近傍を推移 し, 110ms 以後は減少する. 一方劣解では 80ms 以後も圧縮荷重の増加を保ち, 100ms でピークに達したあとは一貫したペースで減少する. この差異は断面要素の応力状態か ら生じている. 応力コンター図を比較すると, 最適解では 85ms において既に断面要素 の半分以上が塑性域にあり, 95~115ms では断面の全要素で降伏していることが観察で きる. この降伏は Bracket 断面における z 方向圧縮応力の増大が原因である. 降伏後 20~30ms の応力推移がほぼ一定の値をとるが, これは塑性ひずみが小さくかつ塑性域で のひずみに対する応力の感度が小さいためである. 劣解では, 85ms 付近から断面要素 で塑性域に達する要素が生じるものの, 断面のすべてが塑性域に到達することはなく, この断面力変化は弾性域での z 方向圧縮変形によるものである. そのため Bracket の z 方向圧縮量と z 方向断面力には比例関係が見られる.



図 4-8 Bracket 断面力 z 方向荷重

#### 【クッション】

クッション(尻側)のz方向断面力はBracketの断面力と比して,最適解,劣解のどち らの場合でも衝撃波形の幅はほぼ等しく80ms付近の荷重の増加が緩やかになる点も同 じである.最適解の場合ではピークの値が異なる.このピーク差異の理由は二つ考えら れる.一つはシート前方柱からの一部の荷重伝達が生じたこと,もう一つはクッション に接触する剛性の低い人体の尻がバウンドすることで余計な接触力が生じたことであ

る.シート前方柱については経路2で詳述する.



図 4-9 クッション(尻側) z 方向断面力

【尻】

尻のz方向断面力はクッション(尻側)のz方向断面力と比して,最適解,劣解のどち らの場合でも衝撃波形のピーク値,タイミング,衝撃幅がほぼ等しい.クッションから 尻に荷重が過不足なく伝達しているとみなせる.



図 4-10 尻 z 方向断面力

次に経路2における伝達経路の部位に着目する.

【シート前方柱】

シート前方柱のz方向断面力は,最適解と劣解の場合で,衝撃波形のピーク値,タイミ ング,幅はほぼ等しい.相違点としては100ms付近でピークに達した後,最適解の場合 の方が劣解の場合よりも荷重の減少が緩やかに生じている.この理由は,最適解では経 路1の伝達運動量減少分を経路2で補うからである.ピーク前ではBracketのz方向圧 縮変形がまだ初期段階で伝達運動量の差は大きくないため運動量の埋め合わせは生じ ない.Bracket 圧縮変形が拡大し人体部位の速度に差が生じ始めるピーク後に経路2に よる運動量の埋め合わせが生じるものと考えられる.



図 4-11 シート前方柱 z 方向断面力

【クッション(太もも側)】

クッション(太もも側)のz方向断面力は,最適解,劣解のどちらの場合でも衝撃波形 のピーク値,タイミング,衝撃幅がほぼ等しい.またシート前方柱のz方向断面力と比 して,波形の概形,ピークタイミングおよび衝撃幅はほぼ等しいが,ピーク値がシート 前方柱では 3kN だったのがクッション(太もも)では 2kN 弱と大きく減少している. この原因として,クッションと前方柱の間の座面部材の運動量増加に減少分が使われた ことが挙げられる.



図 4-12 クッション(太もも側) z 方向断面力

【大腿骨】

大腿骨の z 方向断面力は最適解, 劣解のどちらの場合でも衝撃波形のピーク値, タイミング, 衝撃幅がほぼ等しい. またシート前方柱の z 方向断面力と比して, 波形の概形, ピークタイミングおよび衝撃幅はほぼ等しいが, ピーク値がクッション(太もも側)では 1.9kN だったのがクッション(太もも側)では 0.5kN 弱と大きく減少している.



図 4-13 大腿骨 z 方向断面力

次に経路1,2の合流点であり,傷害評価対象部位である腰椎に目を向ける. 【腰椎】 腰椎 z 方向荷重について最適解の場合と劣解の場合を比べると,85ms までは同様の推移をするが,85ms 以降は異なる.最適解の場合では圧縮荷重の増加が緩やかになり,120ms でピークを生じ,その後減少していく.減少の推移は劣解と一致している.一方劣解では,85ms 以降も圧縮荷重増加のペースが落ちず,90ms で小ピークを迎えた後95ms で再び増加に転じ,105ms 付近でピークを迎える.二つの波形は,衝撃時間幅はほぼ同じだがピーク値および力積は最適解の方が小さく,タイミングは最適解の方が遅い.



#### 図 4-14 腰椎 z 方向荷重

シート基盤から腰椎までの荷重伝達経路1,2における荷重推移をみてきたが,最適 解における腰椎荷重の低減に寄与している経路は,力積およびピーク値の観点から経路 1である.経路1では伝達荷重の積分値である力積およびピーク値が一貫して最適解の 方が小さかったのに対し,経路2では伝達荷重の積分値である力積およびピーク値が一 貫して劣解の方が小さい.荷重の伝達先である腰椎荷重においては,最適解のほうが力 積,運動量の値は小さくなる.この大小関係を生み出す原因は経路1に見出される.

以上で腰椎荷重は経路1からの伝達荷重が主であり、その影響でピーク値が低減する ことを述べたが、腰椎荷重の波形はそれまでの経路1の伝達荷重と異なる.相違点は以 下の二点である.

・劣解では90ms付近で第一ピークが発生する.

・ピークタイミングが遅くなる.

表 4-5 ピークタイミングの差

最大ピークタイ	ミング[ms]
腰椎以前の伝達荷重	腰椎荷重

最適解	98	122.1
劣解	102	109.9

この理由は Bracket の塑性変形により Bracket の剛性が急激に変化し,経路1の部位に おいて圧縮変形の優先順位が変化したからだと考えられる.以下に Bracket が全断面降 伏による圧縮変形を引き起こす case における,変形経路1における圧縮変形部位のz方 向圧縮量グラフ(図 4-13)を載せる.この各部位の挙動は最適解やその他の Bracket 使用 時でも見られるものである.ここではその傾向が最も顕著な case のグラフを使用する. 圧縮挙動の推移を順を追ってみていくと,まず70ms 付近で剛性の低い尻が圧縮変形を 始める.その後 80ms 付近から次に剛性の低い腰椎が急激に圧縮を開始するも,90ms(図 4-13 青縦線)で圧縮ピークに達する.同タイミングで尻も圧縮ピークに達する.この理 由は同時刻において今まで最も剛性の高かった Bracket が塑性変形を始めたことで急激 に剛性が低下し,尻や腰椎よりも変形の優先度が高くなったからである.その後 Bracket はz方向圧縮変形を拡大し,110ms(図 4-13 緑縦線)で圧縮が終了する.この瞬間 Bracket の剛性は再び高くなり,尻,腰椎の順に圧縮が始まり,120ms(図 4-13 赤縦線)でピーク を迎える.以上が経路1における各部位圧縮挙動であり,腰椎荷重波形と経路1の伝達 荷重波形の差異発生理由である.



図 4-15 経路1における圧縮部材の圧縮挙動

次に最適解と劣解の場合の傷害評価比較を行う.

表 4-6 より頭部・頸部・腰部すべての傷害指標について最適解の場合に傷害値が小さく, 傷害リスクの低減が見られた.腰椎荷重の低減理由は既に述べたので,以下では頭部お よび頸部の傷害指標低減理由について考察する.

傷害指標	最適解	劣解
HIC15	7.269	8.302
BrIC	0.149513	0.152562
頸部引張荷重[kN](※)	0.123446	0.132827
頸部圧縮荷重[kN]	0.68282	0.69432
腰椎荷重[kN]	1.20271	1.51449

表 4-6 傷害評価比較

HIC は頭部の傷害指標であり、(式 A-1)で計算される.

HIC 値には t2-t1 の上限値を変えた複数の指標がある.本研究では t2-t1<15ms の条件を 満たす HIC15 の値を傷害評価に用いる.表より,HIC15 の値は最適解の場合では劣解 の場合に比べ 12.4%の低減が見られた.この差異は算出に用いられる頭部三軸合成加速 度の差異から生じる.以下に頭部三軸合成加速度のグラフを載せる.



図 4-16 頭部三軸合成加速度

	t1[ms]	t2[ms]
最適解	82.62	97.38
劣解	82.71	97.48

表 4-7 HIC 算出時の積分区間

同グラフは加速度ピーク及びその前後の 20ms の期間における加速度推移を示したもの である.最適解および劣解の場合のグラフを比較すると,80~85ms においては同様の推 移をするが,85ms 以降は異なる.最適解の場合では,87ms でピークを迎えた後加速度 の減少が大きく生じ 90ms 過ぎから 0.10mm/ms^2 の近傍で推移し,95ms 以降は劣解の 場合と同様の変化をする.一方で,劣解の場合は,88ms でピークを迎えた後加速度の 減少は緩やかに行われる.HIC においては,この期間の波形の積分値が算出に用いられ るため,同期間波形の差異の原因を考察することには意義がある.積分区間を表 4-7 に 示す

原因は最適解では Bracket 圧縮変形が生じており、体がシートに沿ってずり落ちる形となり人体各部位の z 方向加速度が緩和されるからである.この波形の差異が始まるタイ ミングと Bracket の z 方向圧縮変形が始まるタイミングがほぼ等しい.同様の加速度緩 和効果は他の部位の z 方向加速度にもみられる(図 4-15,図 4-16).



図 4-17 胸部 z 方向加速度





頸椎荷重は頸部傷害評価のための指標である.表より,最適解の場合では劣解の場合 に比べて頸椎圧縮荷重の値は1.66%の低減,頸椎引張荷重の値は7.06%の低減が見られ た.この原因はBracketを通過する荷重伝達経路を伝わってきた荷重の値が低減されて いたからである.

**BrIC** は脳傷害評価のための指標であり,(式 A-3)で算出される.表より,最適解の場合では劣解の場合に比べて **BrIC** の値は 2.00%の低減が見られた.

式より, BrIC は三軸方向の頭部の回転速度から算出されるが, 垂直突き上げ衝撃では y 方向回転速度が支配的である.この y 方向の回転速度グラフでは最適解と劣解の間にわ ずかなピーク値の差があり,これが BrIC の値の差異につながる.この原因として, 最 適解の場合では頸椎圧縮荷重ピークが小さく,頭部がうなずく方向のモーメントが低減 し,それが頭部 y 方向回転加速度の減少につながったからだと考えられる.



図 4-19 頭部 y 方向回転速度

## 4.4.6 Bracket 改良による傷害低減効果

以上より,突き上げ衝撃時のシート基板と座面を接続する Bracket の z 方向塑性変形 が各人体部位の傷害低減に寄与することを示した.

腰部の傷害値である腰椎荷重の低減は,Bracketからの伝達荷重の低減(力積および ピーク値の観点)によって生じるものであり,また腰椎荷重のピークタイミングは Bracket の剛性変化により腰椎の圧縮タイミングがずれるために生じることを示した. 以下に,直交表に基づく18caseの解析結果と進化計算解の5case分の解析結果をプロッ トし,Bracketによる伝達荷重と腰椎荷重の力積およびピーク値の相関を示すグラフを 載せる.相関の強さを示す pearsonの積率相関係数も付記する.両者ともに絶対値が0.7 以上であり強い相関があるという結論が得られた.また,伝達荷重の低減は腰椎だけで なく,さらに体上部の伝達先である頸椎の荷重の低減にも寄与する.

また、各変数間の相関を確認する際には散布図行列可視化ツール iSPM[34]を使用した。



図 4-20 Bracket の伝達荷重力積と腰椎荷重力積の相関図



図 4-21 Bracket 断面力ピーク値と腰椎荷重ピーク値の相関図

頭部の傷害値の低減は Bracket の圧縮変形による加速度緩和により生じることを示し た. 圧縮量が大きくなるほど加速度ピークおよび傷害値の低減につながることを示す相 関図を以下に載せる.一つ目は Bracket 圧縮量と腰部加速度の関係をプロットしたもの であり pearson の積率相関係数は 0.7 以上で強い相関があることを示している.二つ目 は Bracket 圧縮量と頭部の傷害移指標である HIC の関係をプロットしたものであり pearson の積率相関係数は相関があることを示している.ただし,圧縮量の増加は塑性 変形量を増やすことであり,Bracket における塑性領域を拡大し全断面降伏を促進する ことになるが,全断面降伏における塑性ひずみの拡大は塑性崩壊,破断につながる恐れ があるため破壊の制約条件を満たす範囲内で bracket 設計を行う必要がある.相関係数 の一覧を表 4-7 にまとめる.



図 4-22 Bracket 圧縮量と腰部 z 方向荷重ピーク値の相関図



図 4-23 Bracket 圧縮量と HIC(傷害値)の相関図

図番号	pearson の積率相関係数
図 4-18	0.737829
図 4-19	0.798574
図 4-20	-0.82459
図 4-21	-0.65955

表 4-8 pearson の積率相関係数一覧

# 4.5 シートから人体への荷重伝達経路を分散する

# アプローチ(肘置き設計)

突き上げ衝撃時に腰椎荷重を軽減するためのアプローチの一つに,人体への荷重伝達 経路を複数にし各部位に負荷を分散させるというものがある.既存の宇宙船シートに着 座している人体には,シート座面から尻,腰,胸,頸という経路で上半身に荷重が伝達 されていた.本研究では肘置きをシートに付加することにより,既存の伝達経路の他に 肘置きから腕,肩,頸という経路荷重を加え,複数の経路から上半身に荷重を伝達する 解析を行う.またその結果から腰椎の負荷低減効果の検証および他部位の傷害への影響 の考察を行う.

## 4.5.1 設計目的

肘置きの設計目的は荷重伝達経路の複数化による腰椎荷重軽減である. 肘置きの形状 および物性を表 4-8 に示す. 肘置きの設置位置は以下である. グリップを握ることを想 定しモデルを作成. グリップのシミュレーション上での模擬は人体ダミーモデルの手に あたるパートを剛体とみなし, 剛体モデルである肘置きと一体化させることにより行う (図 4-24).

	肘置きモデル	
要素	要素 solid	
形状	直方体	
密度[kg/m^3]	7.89E+03	
ヤング率[GPa]	206	
ポアソン比	0.28	
要素物性	剛体	

表 4-9 肘置きモデル形状および物性



図 4-24 人体ダミーにおける手(黄)と肘置きの一体化モデル

肘置き以外の初期条件は再現解析と同様で,Bracket に関しては 4.4 で述べた 18case の中から case10 で使用した Bracket を選択した.

4.5.2 肘置き設置の荷重伝達経路複数化および腰椎圧縮

## 荷重低減効果の検証

4.5.1 で設定した解析の実行結果から肘置きの有無が腰椎圧縮荷重に及ぼす影響を考察する.まず,腰椎 z 方向圧縮荷重ピーク値の絶対値は肘置き有の場合の方が小さくなっており,圧縮荷重の低減が見られる(表 4-10).また,腰椎 z 方向圧縮荷重と肩関節部 z 方向圧縮荷重の時刻歴応答グラフ(図 4-25)からは,以下の二点が読み取れる.

肘置き	時間[ms]	腰椎圧縮荷重 peak[kN]
なし	122.4	1.21321
あり	105.7	0.96711

表 4-10 肘置きの有無による腰椎圧縮荷重の比較



図 4-25 腰椎 z 方向荷重

・90ms 付近において腰椎 z 方向引張荷重ピークが生じ,同時期に肩関節部 z 方向圧縮 荷重がピークを迎えている

・105ms 付近において腰椎 z 方向圧縮荷重のピークが生じ,同時期に肩関節部 z 方向圧縮荷重が 0 になり,若干の引張荷重(0.05kN 程度)が生じる.

この二点から,90ms では突き上げ衝撃に伴う荷重伝達が肘置きから腕,肩を通る経路 で,105ms では荷重伝達がシート座面から尻,腰,胸を通る経路で行われていることが わかる.

90ms における腰椎の引張荷重発生のメカニズムは、肘置きから腕、肩への荷重伝達 が行われる際、腰椎は肩からの荷重入力で加速度を得た上半身と座面からの突き上げ衝 撃をまだ受けていない下半身の間で引っ張られる形になっているからだと考えられる.

次に, 105ms 付近において肘置き有の場合で腰椎 z 方向圧縮荷重のピークが生じる. このピークは,一度突き上げられた胴部が加速した座面と再び接触することにより生じ るものである.

### 4.5.3 肘置き角度設置時の他部位傷害評価

4.5.2 では肘置きを設置したシートを用いて突き上げ衝撃解析を行い,荷重伝達経路の複数化により腰椎圧縮荷重のピーク値すなわち腰椎の傷害リスクが低減することを示した.4.5.3 では頭部や頸部などの他部位の傷害評価および傷害値が増大した部位についてはその原因を考察する.以下は全傷害評価結果である(表 4-11).

傷害指標	肘置き有	肘置き無
HIC15	16.01	6.755
BrIC	0.182478	0.153339
頸部引張荷重[kN]	0.312391	0.15133
頸部圧縮荷重[kN]	-1.16124	-0.676843
腰椎荷重[kN]	0.96711	1.21321

表 4-11 肘置き有無による傷害評価結果比較

頭部の負荷に関しては、肘置き有の場合のほうが大きい.頭部傷害指標 HIC の算出 に用いられる頭部加速度*a*<sub>z</sub>を見る.肘置き有の場合では、90ms でピークが生じており、 肘置き無の場合と比べてピーク値が大きい.ピークは 93ms で迎え,値は 0.211mm/ms^2 である.これは肘置きからの衝撃伝達により腕から肩が強制的に突き上げられ、その挙 動が頭部および胸部に伝達するからである.また、ダミーモデルにおける肩から胸にか けての接続構造には z 方向の自由度がなく、肩由来の衝撃は緩和されることなく頸部お よび胸部に伝達されるため、加速度ピーク値が伝達経路を通過する際に減少しない.肘 置き無の場合は 90ms 以降は Bracket の塑性変形が始まり荷重伝達が緩和されるので、 加速度の伸びが止まり Bracket の塑性変形が始まり荷重伝達が緩和されるので、 なくに頭部速度が増していき、シート速度に達する.



図 4-26 頭部 z 方向加速度

頸部の傷害に関して, 頸椎 z 方向荷重の時刻応答グラフを肘置き有無の 2 ケースで比 較する. 頸部荷重に関しては, 肘置き有の場合の圧縮と引張のピーク値が双方とも大き い(図 4-27). これは頭部回転加速度および速度の増加につながり, 脳傷害指標である BrIC の値を増大させる要因となる. 肘置き無の場合では圧縮挙動のみだが, 肘置き有 の場合では圧縮挙動から引張挙動への変化が見られる. この違いを人体挙動の観点から 見る. 肘置き有の場合では, 頸部が肩からの荷重伝達を受けて突き上げられ, 突き上げ による肘および肩からの伝達荷重と頭部の慣性力を受け頸部には圧縮が生じる(図 4-28). その際肩以下の上半身(胴部)は頸部の挙動に追い付かず, z の負方向に慣性力 が働き, 突き上げられた頭部との間で頸部が引き伸ばされる(図 4-29). 一方肘置き無の 場合では, 荷重の伝達経路はシート座面から尻に入力されより位置が上の部位に順に伝 わっていく経路しかなく, 頸部は胸部の突き上げを受け圧縮するのみで胴部を引っ張る 局面はない.



図 4-27 頸椎 z 方向荷重



図 4-28 頸部圧縮局面(90ms)

黒:頸部にかかる力

緑:頭にかかる慣性力(頸部の系)

青:肘置きからの反力



図 4-29 頸部引張局面(100ms)

黒:頸部にかかる力

黄:胴部の慣性力(頸部の系)

傷害評価項目には載せなかったが,肩の負荷に関する議論を,肩関節z方向荷重の時 刻歴応答グラフを参照して行う.肘置きの有無による応答比較を図 4-28 に示す.肘置 き無の場合では,座面から突き上げられる胴部から受けるz正方向の力と,肩関節から 見てz負方向に働く腕部の慣性力により,肩関節は引張荷重を受ける.腕部の質量はそ れほど大きくなく,LAS環境下でも重大な引張荷重は生じない.一方,肘置き有の場合 では,肘置きから腕,肩を通る経路で荷重伝達が発生し肩関節にはz方向圧縮荷重が生 じる.ピーク値は 1.89kN である.肩関節に関する傷害基準は,自動車における側面衝 突を想定した水平方向荷重に関するものがある[18].しかし,本研究は突き上げ衝撃を 対象としているため,解析結果では肩荷重の鉛直方向成分が支配的で,水平方向成分の みを考慮するのでは不十分である.仮にこの傷害基準を肩関節における鉛直方向荷重と して使用することが可能ならば,本解析結果は nominal の傷害基準を満たし,最も軽度 な傷害である AIS1 が生じる可能性が 5%以下と言える.



図 4-30 肩関節 z 方向荷重

### 4.5.4 肘置き角度変更時の結果比較および差異分析

4.5.3 では肘置きの設置により頭部および頸部の傷害値が増大, すなわち傷害リスクの上昇が生じることを示した. 4.5.4 では肘置きの設置角度を変更し, 人体挙動および 傷害値の比較を行う.

4.5.3 での傷害値の増加は頭部および頸部で見られた.その原因は,肘置きから腕,肩 への荷重伝達で,肩の衝撃加速度が大きくなり,肩と頸部の接続部分には Hybrid3 ダミ ーの機構では z 方向の変形自由度はないため(人体でいうと接続部分は肩関節,肩甲骨, 鎖骨にあたる),頸部および頭部の突き上げが激しくなるためである.

この原因は肩に入力される z 方向衝撃加速度を減少させることで解消され、その方法 は様々なものが考えられるが、本研究ではグリップを握らせた状態で肘置き角度を変更 し、手首からの荷重伝達経路を増やすことで、伝達荷重のピーク値を分散させるアプロ ーチを選択する(図 4-31).



図 4-31 肘置き角度変更による手首からの荷重伝達経路(赤)

角度の変更は,紙面垂直方向に下腕を回転することで行う. 肘置きは下腕との距離を保 ちながら移動させる. 角度は0°(変更なし),45°,75°(ダミー機構上限界)の3種類を 設定する.





図 4-33 肘置き角度 75°の場合

まず,腰椎負荷および荷重伝達経路の考察を行う. 肘置き角度 75°の場合では,60ms から 120ms にかけて腰椎 z 方向荷重が引張荷重となっている(図 4-34). また,腰椎引張 荷重が生じている期間中肩関節の z 方向荷重は圧縮荷重である(図 4-35). このことから 人体における荷重伝達が腕,肩,頸の経路で一貫して行われていることがわかる. さら に手首における z 方向荷重が肩関節 z 方向荷重の波形(図 4-36)とほぼ等しく,肘置きか らの入力荷重が0 に近いことから(図 4-37),75°の場合では,手首から肩への荷重伝達 経路が主経路となっていることがわかる. 肘置き角度 0°,45°の場合では,80ms から 100ms 付近にかけて肩関節 z 方向荷重が圧縮ピークであり,100ms から 115ms にかけて 腰椎 z 方向荷重が圧縮ピークを迎えることから,人体における荷重伝達がまずは腕,肩, 頸の経路で,次に尻,腰,胸の経路で順に行われていることがわかる.



図 4-34 腰椎 z 方向荷重比較



図 4-35 肩関節 z 方向荷重



図 4-36 手首 z 方向荷重



図 4-37 肘置き z 方向接触力

次に頭部,頸部の傷害評価を行う.頭部傷害指標の HIC および頸部傷害指標の頸椎 引張・圧縮荷重は 75°,0°,45°の順に小さく,脳傷害指標の BrIC は 75°,45°, 0°の順で小さかった.この傷害値の変化について考察する.

HIC は付録 A.2.1 の式より算出され,三軸合成加速度a(t)の主成分である $a_z$ を取り出して比較する(図 4-38). 0°,45°の場合では,80ms付近からの急激な加速度増加が見られるが,75°では80ms以前になだらかな加速度増加が見られる.この原因として財置きからの荷重伝達が始まるタイミングが75°の場合では早く,徐々に行われたため

に頸部, 頭部の突き上げが早いタイミングで緩やかに行われたからだと考えられる. 肩 関節 z 荷重を見ると, 腕, 肩の経路を介して行われる荷重伝達が 75°の場合では 60ms 付近からなだらかに立ち上がっているのに対し, 0°, 45°の場合では 80ms 付近から急 激に立ち上がっていることがわかる. 人体が早いタイミングから徐々に加速度を増加さ せていく形で速度を蓄積していれば大きな加速度ピークを生じさせなくてもシートの 移動速度に達することが可能であり, 75°の場合の解析結果はその実例と言える. この なだらかな肩 z 方向荷重の立ち上がりは, 剛体モデルである肘置きに肘が接触する際に 生じる z 方向衝撃力が小さく, グリップからの荷重伝達が 50ms から徐々に行われるた めに生じる.



図 4-38 頭部 z 方向加速度

頸椎荷重は、どの場合においてもまず圧縮荷重が生じ、その後に引張荷重が生じている. ピーク値は 75°で最も小さいが、その理由は HIC における考察同様、荷重の立ち上がりが早くなだらかだからである.

BrIC は付録 A.2.2 の式より算出される.  $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ の三成分のうち本解析において支 配的な角速度成分は $\omega_y$ である(図 4-39).  $\omega_y$ グラフは正値の場合でダミー頭部がのけぞ る回転方向の速度,負値の場合でダミー頭部が頷く回転方向の速度を示している. BrIC ピークは, $\omega_y$ グラフにおける 100ms 前後の負のピークに対応している. $\omega_y$ グラフでは, ピークの値が 75°最小,0°で最大となっている.75°における $\omega_y$ ピーク低減の原因は 頸部圧縮荷重の低減(図 4-40)と,頸部せん断荷重の低減である(図 4-41).この二要因が 頭部 y 方向回転モーメントのピーク減少すなわち頭部 y 方向角加速度減少(図 4-42)を もたらし, $\omega_y$ 減少につながる.



図 4-39 頭部 y 方向回転速度



図 4-40 頸部圧縮方向荷重



図 4-41 頸部せん断方向荷重



図 4-42 頭部 y 方向回転加速度



図 4-43 頭部 y 方向回転モーメント発生メカニズム

以上より, 肘置きの角度の変更を行うことで, グリップからの荷重伝達経路が増え, グリップからの荷重伝達が肘置きからの荷重伝達よりも早くなだらかに行われるよう になる.その際, 肩および頸部における荷重の立ち上がりが緩やかになり徐々に運動量 が増加し,大きな荷重ピークを生じることなく一定の運動量に達することが可能となる. 同時に頭部, 頸部の加速度も緩やかな荷重伝達により同部の速度増大が徐々に行われる ため,大きな加速度ピークを生じることなく一定の速度に到達することが可能になる. 頸部・頸部の加速度ピーク値, 頸部荷重の減少は傷害値の低減につながる.

# 4.5.5 肘置き角度変更時の傷害評価比較

ロードパスが経由する部位の傷害評価を肘置き角度0°、45°、75°の場合で比較する(表 4-11)。表中では肘置きを設置しない場合の傷害値と比べで大きい数値を赤く表示し、また、三つの肘置き角度の場合の中で、最小となった傷害値を青塗りして表示している。

角度変更時、特に75°の場合において、肩を除く各傷害値の低減が見られる。この 原因は4.5.4 で考察したように、主ロードパスが手首から肩に至る経路で、グリップの 固定により衝撃伝達が緩やかに行われ徐々に運動量および速度が増加するために、傷
害値の算出に使用される加速度および荷重のピーク値が小さく抑えられるからであ る。また、肘置き無の場合と比べ、肘置き有の三つの場合では腰椎圧縮荷重、BrIC を 除く各指標で傷害値が増大した。このことは、肘置きの角度を変更しても設置した肘 置きによって生じる肩由来の衝撃が頭部および頸部に与える影響を抑えることができ ず、同設計パラメータ変更による傷害値低減には限界があることを示している。

angle[°]	0	45	75	無
HIC	26.96	37.67	12.74	9.356
BrIC	0.182478	0.136274	0.119111	0.153339
頸椎引張[kN]	0.312391	0.522091	0.149077	0.15133
頸椎圧縮[kN]	-1.16124	-1.63022	-0.96863	-0.67684
肩圧縮[kN]	1.89036	2.91457	2.38374	0
腰椎圧縮[kN](※)	-0.96711	-0.66276	-0.49611	-1.21321

表 4-12 肘置き角度変更時傷害評価比較

(※): 0-160msの期間における最小値をとる。160ms以降にも腰椎圧縮は生じるが、0-160msにおいてシートから人体への衝撃伝達はほぼ終了しており、0-160msにおける ピークを上回る圧縮荷重は生じないため省略する。



# 5.1 総括

本研究では人体 FEM モデル HYBRID3 を用い,LAS 環境を模擬した人体衝撃実験の 有限要素法シミュレーションモデルを構築した.座席は先行研究で使用されていた剛体 シートではなくクッションやウレタン部材モデルを設置した再現性の高いシートを使 用した.入力加速度はLAS における着水時の突き上げ衝撃を想定している.また,衝 撃時の人体傷害低減を行うため,既存の荷重伝達経路で荷重を低減する方針と新規の荷 重伝達経路を作り出し荷重を分散する方針のもと,それぞれの方針に沿った部材の改良, 設置をモデル上で行い,その傷害低減効果を検証し,その低減メカニズムを解明した. 以下ではそのメカニズムに基づく傷害低減部材の設計指針を述べる.

・既存の荷重伝達経路における荷重を低減するアプローチ(Bracket 設計指針) 本研究では、荷重伝達経路のダンピング要素である Bracket での伝達荷重低減および圧 縮量増大が人体傷害低減に寄与することを示した. それを踏まえた設計指針が以下であ る.

突き上げ衝撃時の荷重伝達経路は様々なシート部材を通過する. その部材に対し改良 を加え伝達荷重の低減を行うことを目的として,その部材の一つである Bracket に本研 究では着目した. 伝達荷重低減のためには,圧縮による塑性域をなるべく広範囲に,か つ,圧縮変形期間を長くして,伝達荷重の立ち上がり(増加度合い)をなだらかにかつ 長期にわたるように設計することが望ましい. 伝達経路上の腰椎および頸椎の圧縮荷重 は低減する. また,塑性変形による衝撃方向の圧縮量を大きくすることで,腰や尻と いった荷重伝達を受けた部位の加速度増加が緩和される. 加速度波形はピークが小さく 裾野の広い波形となる. ピークの減少により HIC や BrIC といった傷害部位の加速度お よび速度を基に算出される傷害指標は低減する.

・伝達経路を増やすアプローチ(肘置き設計指針)

本研究では肘置きモデルを設置することで,荷重伝達経路の分散による腰椎荷重低減効 果を得,かつ,作成された伝達経路において漸増的な荷重伝達が人体部位の加速度 緩和をもたらし,頭部および頚部の傷害値が低減することを示した.このメカニズムを 踏まえた設計指針が以下である.

荷重伝達経路は様々な候補があるが、本研究では腕部を通る荷重伝達経路を選択し、 その方法の一つとして肘置きがある. 複数の経路における荷重伝達のピークのタイミン グをずらすような設計および伝達経路における荷重が漸増していく機構があると望ま しい. さらに肘置きは角度をつけグリップを握らせることにより肘からの荷重伝達だけ でなく手首からの荷重伝達が増え, 更なる伝達経路の増加と荷重伝達ピークの分散が可 能になる. 以上より LAS における突き上げ衝撃時の傷害低減のための二つのアプローチの具体 案および低減効果を検証し,同アプローチの傷害低減部材設計指針としての有用性を示 した.

# 5.2 今後の展望

本研究では未だ検討されていない事項や今後発展させるべき項目が残されている.

#### 5.2.1 荷重低減策の統合

本研究では、荷重伝達経路が一つの場合における最適解 Bracket を肘置き設置モデル に使用した.しかし、Bracket と肘置きはお互いの荷重伝達に影響を与えあうため、そ れぞれを別個にではなく同時に最適化するべきである.

## 5.2.2 Bracket および肘置きモデルの一般性確保

本研究で扱った Bracket および肘置きモデルは、シート本体の寸法に適合するために 制約を受けており、多くの検討可能な設計変数を除外して設計されている。例えば Bracket であれば圧縮量に効いてくると考えられるストロークの長さをはじめとする形 状のパラメータ、肘置きであれば設置位置や材質、形状のパラメータである。これらの パラメータを可能な限り考慮した様々な Bracket に対し、塑性域分布と傷害値、圧縮量 と傷害値の相関を明らかにすることが本研究の結論を一般化することにつながる。

## 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かは分かっていない.今後は与圧服やヘ ルメットのモデリングを行う必要がある.

#### 5.2.4 加速度条件の多様性

本研究では着水時を想定した衝撃解析を行ったが、これは 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一種類のみであった 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.

# 5.2.5 人体各部位の統合的傷害評価

本研究では衝撃解析結果に対し人体各部位の傷害評価を行ったが,各部位の傷害値は 独立して評価を行った.しかし,人体安全は各部位の傷害をトータルで軽減することが 求められており,そのための評価指標および手法が必要である.本研究の例で言えば, 肘置き設置により腰部の傷害リスクは低減するが,頭部および頸部の傷害リスクは増加 するため,各部位独立の傷害評価であれば結論はでるが,人体全体の傷害リスクを軽減 したかどうかの議論が現状では難しい.その議論で使える指標の開発および評価実績の 確保が今後の課題と言える.

# 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.

A A I Abbieviated injury search				
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	脊椎損傷を伴わない軽度な骨	
		線状骨折	折	
3	重症	1-6 時間の意識喪失	神経根損傷を伴う椎間板損傷	
		陥没骨折		
4	重篤	6-24 時間の意識喪失	不完全脊椎麻痺	
		開放骨折		
5	瀕死	24 時間を超える意識喪失	四肢麻痺	
		100cc 以上の頭蓋内血腫		
6		即死		

表 A-1 Abbreviated Injury Scale

#### 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[21].



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[22][23][24].



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 ずく向き)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, 脱臼や後縦靱帯の断裂も発 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 Nij,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[31].



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][32].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.

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

a(t) 頭部重心の三軸合成加速度 [G]

t<sub>1</sub> 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]

$$P(fracture) = N\left(\frac{ln(HIC) - \mu}{\sigma}\right) \qquad ( \vec{\mathfrak{x}} \text{ A-2})$$

ただしμ = 6.96352, σ = 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リングされたものであり、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.

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

 $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ 

頭部重心の回転速度成分

*ω<sub>cx</sub>, ω<sub>cy</sub>, ω<sub>cz</sub>* 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.

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

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

$$\beta_{24} = 0.5003$$

$$P(AIS2 +) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1.204\times\beta_{12}}\right)^{2.84}}$$

$$(\vec{x} A-4)$$

$$P(AIS2 +) = 1 - e^{-(1.204 \times p_{24})}$$



$$P(AIS1 +) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0.120}\right)^{2.84}}$$

$$P(AIS2 +) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0.602}\right)^{2.84}}$$

$$P(AIS3 +) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0.987}\right)^{2.84}}$$

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

$$P(AIS5 +) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1.252}\right)^{2.84}}$$

#### 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[22]. 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.

$$NIC = 0.2 \times a + v^2 \tag{$\tilde{A}-6$}$$

a 胸椎 T1 と後頭頬関節の間の水平方向相対加速度 [m/s^2]

v 胸椎 T1 と後頭頬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.

$$Nij = \frac{F_z}{F_{zc}} + \frac{M_y}{M_{zc}} \tag{$\vec{\textbf{x}}$ A-7}$$

F. 引張または圧縮の軸力 [N], 図 A-9 の正の向きが引張

M、 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<sub>x</sub> 引張, 圧縮に関わらず 3600 [N]

M<sub>zc</sub> 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-10 Nij 傷害リスク関数[2]

 $P(AIS2 +) = \frac{1}{1 + e^{2.054 - 1.195Nij}}$   $P(AIS3 +) = \frac{1}{1 + e^{3.227 - 1.969Nij}}$   $P(AIS4 +) = \frac{1}{1 + e^{2.693 - 1.195Nij}}$   $P(AIS5 +) = \frac{1}{1 + e^{3.817 - 1.195Nij}}$ 

#### 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.

$$N_{km} = \frac{F_x}{F_{xc}} + \frac{M_y}{M_{yc}} \tag{$\vec{\textbf{x}}$ A-9}$$

 $F_x$  せん断力[N],向きは前方もしくは後方

M<sub>v</sub> 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<sub>xc</sub> 定数 [N], AIS1 においては前方,後方ともに 845[N]

M<sub>vc</sub> 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].



$$P(AIS2 +) = \frac{1}{1 + e^{1.8706 - 0.04439Def[mm]}}$$

$$P(AIS3 +) = \frac{1}{1 + e^{3.7124 - 0.0475Def[mm]}}$$

$$P(AIS4 +) = \frac{1}{1 + e^{5.0952 - 0.0475Def[mm]}}$$

$$P(AIS5 +) = \frac{1}{1 + e^{8.8274 - 0.0459Def[mm]}}$$

## 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.

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

D(t) 胸部圧縮量 [m]

#### D<sub>0</sub> 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].

$$P(AIS1 +) = 10^{-2 + \frac{Fz[N] - 5080}{1.03}}$$
 (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.

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

- $M_x$  x 軸周りの曲げモーメント [Nm]
- $M_v$  y 軸周りの曲げモーメント [Nm]
- F<sub>z</sub> 脛骨圧縮力 [kN]
- *M*<sub>c</sub> 225 [Nm]
- $F_c$  35.9 [kN]



- [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] 井上駿之介,"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.
- [20] Zhang, Q., & Li, H. (2007). MOEA/D: A multiobjective evolutionary algorithm based on decomposition. *IEEE Transactions on evolutionary computation*, *11*(6), 712-731.
- [21] 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.
- [22] 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.
- [23] 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.
- [24] 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.
- [25] 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.

- [26] 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.
- [27] Sandy M. Stubbs, "DYNAMIC MODEL INVESTIGATION OF WATER PRESSURES AND ACCELERATIONS ENCOUNTERED DURING LANDINGS OF THE APOLLO SPACECRAFT," NASA TN D-3980, 1967.
- [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] JH Adams, DI Graham, TA Gennarelli, WL Maxwell, "Diffuse axonal injury in nonmissile head injury," Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry, Vol. 54, pp. 481-483, 1991.
- [30] 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.
- [31] 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.
- [32] 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.
- [33] Tabiei, A. L., Charles Lawrence, and Edwin L. Fasanella. "Validation of finite element crash test dummy models for predicting orion crew member injuries during a simulated vehicle landing." 2009.
- [34] A. Oyama, "Design innovation with multiobjective design exploration," http://flab.eng.isas.jaxa.jp/monozukuri/mode/english/index.html, 2011.

# 謝辞

本研究は指導教員である泉聡志教授の下で進められました.泉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.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.

酒井教授には実質的に研究の指導をして頂き、何度も打ち合わせで適切な助言や知識 を頂きました。大変お世話になりました.連携講座やテイエステック社への見学等、様々 な場に同行させていただき、大変良い経験となりました。ありがとうございました.

本研究を進めるにあたり JAXA の藤本様には2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.

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.

JSOL 株式会社の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.

航空宇宙工学専攻の渡辺毅特任助教には補間や進化計算といった最適化の手法についてご指導いただきました.研究に関する質問にも乗っていただき大変感謝しております.ありがとうございました.本研究では iSPM のソフトを提供していただき、変数間の相関を確認する作業を効率的に進めることができました。考察を進めるうえで大変役に立ちました。

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.研究室の同期のみなさん,2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.

最後に,私を支えてくださった両親や友人を含め,私の修士学生生活で関わった方々 に心より感謝申し上げます.

> 2018年2月 中川恒大

# 以上

# <u>p.1~p.101</u> 完

