卒業論文

# <u>ロケット緊急離脱システムにおける</u> 人体加速度応答解析 <u>p.1~p.53 完</u>

# <u>平成 26 年 1 月 31 日 提出</u> <u>指導教員 酒井 信介 教授</u> <u>120170 植田 章裕</u>

# 目次

第1章	序論	
1.1 荷	研究背景	
1.2 5	先行研究	9
1.3	目的目的	
1.4 I	LAS システムについて	
1.4.1	緊急離脱について	
1.4.2	LAS システム概要	
1.5 7	本論文の構成	
第2章	解析手法	
2.1 养	诸言	
2.2	マルチボディ解析	
2.3 角	解析モデル	
2.3.1	ダミーモデル	
2.3.2	座席環境	
2.3.3	入力加速度	
2.4	<b>漡害特性値[5]</b>	
2.4.1	HIC 值	
2.4.2	Nij	
2.4.3	胸たわみ	
2.4.4	VC	
2.4.5	腰椎圧縮力	
2.4.6	TI	
<b>舟</b> 5 早	「ホートモータ作動時における人体挙動メガニ	スムの把握21
3.1 Å		
3.2 7		
3.2.1		
3.2.2		
<b>う.</b> う 清 つつ 1		
3.3.1	<b></b>	
3.3.2		
<b>5</b> .4 ±	転平))時(すよどの	

第 4 章	質点解析とマルチボディ解析の比較検討	
4.1 緒	(言	
4.2 解	2祈手法	
4.3 D	Rindex について[2][7]	
4.4 解	2祈結果	
4.4.1	胸部加速度	
4.4.2	傷害クライテリア	
4.5 考	·察	
第 5 章	主要因子の感度評価	
5.1 緒	信	
5.2 設	定パラメータ	
5.3 傷	害クライテリア	
5.3.1	Nij	
5.3.2	胸部荷重	
5.3.3	腰椎圧縮力	
5.4 入	.力加速度の振幅	
5.4.1	解析手法	
5.4.2	解析結果	
5.4.3	考察	
5.5 初	]期貫入量	
5.5.1	解析手法	
5.5.2	解析結果	
5.5.3	考察	
5.6 シ	~一 ト 硬 さ	
5.6.1	解析手法	
5.6.2	解析結果	
5.6.3	考察	
5.7 シ	~一 卜 角度	
5.7.1	解析手法	
5.7.2	シート角度	
5.7.3	考察	
5.8 パ	ペラメータスタディまとめ	

第	6	章	結論	
6	. 1		総括	
6	. 2		今後の展望	
第	7	章	付録	
7	. 1		脛部ベルト比較	
	7.	1.1	解析手法	
	7.	1.2	解析結果	
	7.	.1.3	考察	
参考	与文	て献		
謝辞	辛 <b></b>	•••••		

## 図目次

义	1-1	LAS システムによる緊急離脱	8
义	1-2	緊急離脱の流れ	11
义	1-3	LAS システム外観	12
义	2-1	MADYMO 解析モデル外観	14
义	2-2	Apollo シート外観[3]	15
义	2-3	DRindex の想定するベルト外観[2]	15
义	2-4	x 方向入力加速度	16
义	2-5	z 方向入力加速度	16
义	2-6	頸部への負荷	18
义	3-1	急加速フェーズ(500ms)	22
义	3-2	急加速フェーズ(560ms)	22
义	3-3	急加速フェーズ(640ms)	23
义	3-4	自動車における後突[5]	24
义	3-5	急減速フェーズ(3000ms)	25
义	3-6	急減速フェーズ(3130ms)	26
义	3-7	急減速フェーズ(3220ms)	26
义	4-1	Dynamic Response 法のモデル模式図	29
义	4-2	胸部加速度(急加速フェーズ)	31
义	4-3	胸部加速度(急減速フェーズ)	31
义	5-1	頸部への負荷	34
义	5-2	加速度振幅に対する Nij	36
义	5-3	加速度振幅に対する胸部荷重	36
义	5-4	シート面と初期貫入量	37
义	5-5	初期貫入量に対する Nij	38
义	5-6	初期貫入量に対する胸部荷重	38
义	5-7	急減速(初期貫入量 0[m])	39
义	5-8	胸部荷重時間経過(初期貫入量比較)	40
义	5-9	シート硬さに対する Nij	41
义	5-10	シート硬さに対する胸部荷重	41
义	5-11	進行方向に対するシート角度	42
义	5-12	シート角度に対する Nij	43
义	5-13	シート角度に対する胸部荷重	43
図	5-14	シート角度に対する腰椎圧縮力	44

义	5-15	正方向急減速フェーズ	. 45
义	5-16	負方向急減速フェーズ	. 45
义	5-17	正方向急加速フェーズ	. 46
义	7-1	胸部荷重(脛部ベルト比較)	. 49
义	7-2	脛部ベルトあり(急減速フェーズ)	. 50
义	7-3	頸部ベルトなし(急減速フェーズ)	50

## 表目次

表 4-1	加速度方向と各係数	
表 4-2	<b>DRindex</b> の傷害リスク	
表 4-3	Dynamic Response Limits	
表 4-4	傷害値比較	
表 5-1	各パラメータと傷害値の関係	
表 7-1	TI(脛部ベルト比較)	

# 第1章 序論

#### 1.1 研究背景

現在, JAXA では日本独自の有人宇宙飛行技術の確立に向けた技術研究が進んでいる. そのシステムの一部である有人宇宙船アボートシステム(LAS)は, 致命的なハザード発 生時にクルーをロケットから離脱させ乗員安全性を確保する手段であり,有人ロケット システムを構築する上で欠かすことのできないものである.そして安全な有人ロケット システムの構築において上流段階での安全性確保は不可欠であるため,数値シミュレー ションを中心とした有人安全性評価技術の確立が必要とされている.

LAS システムの緊急離脱ではアボートモータによる加速,空気力による急減速,衝撃 波の到達,着水の4つの大きな加速度がかかるフェーズがある.本研究においてはその 中でもアボートモータによる加速,またその直後の空気力による急減速の際の人体の挙 動に着目する.有人宇宙船において異常発生時には,高速でハザード源から離脱するた めにLASに非常に大きな加速度がかかり,離脱飛行時における人体の加速度応答はLAS の加速度と座席環境に依存する.そのため人体に印加される加速度によっては大きな荷 重がかかりやすい胸部や損傷しやすい眼球等においてクルーが怪我をする可能性があ る.



図 1-1 LAS システムによる緊急離脱

そこで JAXA では DRindex と呼ばれる人体加速度に対する傷害基準を用いて傷害リ スクを評価している. DRindex は人体を一つの質点として x 軸, y 軸, z 軸方向バネマ スモデルで近似しており,1自由度のばね衝撃吸収システムにおける方程式の解として 導出される. DRindex は数式モデル化されている一方で人体を一つの質点としてモデリ ングしているため,人体の各部位の挙動に関して定性的な解析は十分に行うことができ ない. DRindex における質点解析は設計の上流段階であり,次の段階としてのマルチボ ディ解析においてはさらに詳細な解析が要求され,また DRindex における解析との違い を明らかにした上でその原因を究明していく必要がある.リスク評価の際に人体の各部 位にどういったメカニズムで荷重やモーメントがかかり,各部位にどのような加速度が 印加されるのかという定性的分析は安全評価において一つの課題であり,傷害が発生し うる人体部位の明確化を行うことは非常に有益である.

また有人宇宙船におけるクルーの加速度応答を理解するにあたっては実験を行うだけでは分からないような複雑な加速度が条件として与えられる場合がある. それを解決する一つの手段として数値シミュレーションがある. ダミーモデルによる数値シミュレーションにより人体の各部位の挙動を個別に把握することが可能になり, さらに傷害箇所に関して適切な傷害クライテリアを用いることで, リスクの定量的評価, 設計へのフィードバックが可能となる.

#### 1.2 先行研究

藤本らが行った研究[1]において LAS システムのアボートモータ燃焼時における人体 加速度応答が示されている.これは DRindex を用いた解析であり,胸元の加速度応答と DRindex による傷害評価が行われている.

先行研究における課題としては以下の二つのことが挙げられる.[2]

DRindex は人体を一つの質点としてみなしたモデルであるため傷害評価が容易である一方,傷害箇所の特定が困難であり解析結果を設計に応用することが難しい.

DRindex における解析では各種係数が予め定められており,座席やベルト等の周辺環境による影響を考慮できない.

また、本研究においてはアボートモータ作動時における人体挙動に着目するが、人体 の前後方向の衝撃に関する研究は自動車業界において研究が盛んであり、人体の上下方 向の衝撃に関する研究は航空業界において研究が盛んな分野である.そこで、自動車や 航空機における人体挙動に注目しながら、アボートモータ燃焼時特有の人体挙動につい て見極める必要がある.

#### 1.3 目的

本研究では数値シミュレーションを用いて有人宇宙船のクルーの加速度応答解析を 行い,アボートモータ燃焼時における人体の定性的挙動を調べる.また,マルチボディ 解析と DRindex による解析の比較を行うことにより,両者による人体挙動や傷害判定で どのような違いがあるかを検証しその原因を考察する.さらには各種条件によって人体 の挙動がどう変化するのかを調査し,より一般的な人体加速度応答解析を行うことを目 的とする.

## 1.4 LAS システムについて

#### 1.4.1 緊急離脱について

有人宇宙飛行における緊急離脱の流れを図 1-2 に示す. 致命的なハザード発生時には, まず LAS をロケット本体から切り離し, アボートモータによる急加速でハザード源か らの離脱を試みる. 次に爆風の到達による機体加速度過大が考えられる. 最後にアボー トモータを切り離し, パラシュートを開いて着水, そしてクルー救出という流れとなる. これらのフェーズがすべて成功して乗員の救命が完了することになるが, 本研究で対象 としているのは最初のアボートモータ燃焼時における人体加速度応答である.



図 1-2 緊急離脱の流れ

#### 1.4.2 LAS システム概要

LAS の外観および乗員の向きを図 1-3 に簡単に示す. これは Tractor 型と呼ばれるコンセプトの LAS で他に Pusher 型と呼ばれる種類の LAS も考案されている. [1]

本論文では人体の前後方向を x 軸,人体の上下方向を z 軸と定義する. LAS の進行方向は x 軸方向であるが, z 軸方向にも加速度は印加される.



図 1-3 LAS システム外観

## 1.5 本論文の構成

第1章では研究の背景,先行研究,目的について述べた上で LAS システムの説明を行った.

第2章では本研究のマルチボディ解析に導入した解析手法や,解析対象としたモデルの 詳細について述べる.

第3章では基本モデルにおける解析結果を示し、人体挙動の定性的な考察を行う.

第4章では質点解析とマルチボディ解析を比較,考察を行う.

第5章では様々な条件における解析結果を示し、人体の傷害傾向について考察を行う. 第6章では本研究を通して得られた結果を総括し、今後の展望について述べる.

また付録にて,脛部ベルトの有無による人体挙動比較を記述する.

# 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.本研究では主に数値シミュレーションソフト「MADYMO」を用いて解析をする.これにあたり解析に用いた手法や,用いたモデルの詳細を記述する.

## 2.2 マルチボディ解析

マルチボディ解析とは、互いに作用しあう複数の剛体に対してどのような力が働きあ い、それぞれがどのような運動をするのかをコンピュータを用いた数値計算によって求 める手法である. MADYMO における解析では、ダミーモデルや主な座席設備等を剛体 でモデリングする一方で、ベルトにのみ有限要素法を導入しており両者を統合した解析 を行うことができる.

本研究においては、入力加速度よりマルチボディ解析を用いて人体挙動の把握、傷害 値の算出、そして傷害の判定という流れによって解析を行う.

#### 2.3 解析モデル

解析に用いた基本モデルを以下に述べる.本研究では様々な条件で解析を行うことに なるが,後のパラメータスタディではこの基本モデルの入力加速度や座席環境を変更し て解析を行うことになる.

#### 2.3.1 ダミーモデル

MADYMO では人体のモデルとして多数の剛体で人体の形状を模擬したダミーモデルを用いて解析を行う. 各剛体はそれぞれジョイントにおける力学的特性や自由度によって人体の関節等の性質が再現されている.本研究では Ellipsoid 型 Hybrid III 50<sup>th</sup> Q

と呼ばれるダミーモデルを用いた. Hybrid III は非常に一般的な衝突試験用ダミーで, 特に人体の前後方向の衝突に対して高い妥当性が保証されているものである. 今回は人 体の前後方向に対する大きな加速度がかかることが想定されるのでこのダミーモデル を用いた. またこのダミーモデルは自動車業界において前突の衝撃解析によく用いられ るものである. [5]

#### 2.3.2 座席環境

MADYMO において設定したシート外観を図 2-1 に示す.座席環境は文献[2][3][4]を 基にシート角度やベルト角度などの形状やベルトのプリテンション力などの特性を疑 似的に設定した.シート形状は Apollo を参考にし,[3] ベルト形状は DRindex で想定 されている座席環境[2] を参考にして、5 点ハーネスを使用している.ベルト剛性は民 間航空機を参考にしたものとなっており、自動車で一般的に用いられているベルトより 伸びにくい特性を示す.[4] シート硬さは自動車の一般的なものを参考にした.また、 脛部にもベルトを設けた.



図 2-1 MADYMO 解析モデル外観







図 2-3 DRindex の想定するベルト外観[2]

#### 2.3.3 入力加速度

MADYMOモデルの x 軸方向と z 軸方向に印加した入力加速度を図 2-4 と図 2-5 に示 す.ただし入力加速度は座席設備等を固定し、ダミーモデルに逆向きの加速度場を与え るという形で実現している.この入力加速度はアボートモータの燃焼時における急加速、 急減速を想定したものである.これは藤本氏論文中[1]で DRindex における解析で与え ている燃焼圧一定の推力プロファイルにおける入力加速度と同じものであるが、解析の 収束のために最初の 0.5[s]に加速度を印加しない時間を設けている.第3章以降の解析 では, 3.0[s]までを急加速フェーズ, 3.0[s]からを急減速フェーズとして区間を分けて解 析を行う.







図 2-5 z 方向入力加速度

## 2.4 傷害特性値[5]

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.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.本研究において用いることになる傷害 特性値を予め以下に記す.

#### 2.4.1 HIC 值

HIC 値(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.脳震盪や頭蓋骨骨折の判定に利用される.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 2-1)

- a(t) 頭部の三軸合成加速度 [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]

#### 2.4.2 Nij

Nij は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. 椎体骨折や脊髄損傷の判定に利用される.

傷害の閾値は1である.

Nij は以下の式で与えられる.

$$Nij = \frac{F_z}{F_{zc}} + \frac{M_y}{M_{zc}}$$
 (式 2-2)

- F. 引張または圧縮の軸力 [N], 図 2-6 の向きが引張
- M, 屈曲または伸展の曲げモーメント [Nm], 図 2-6 の向きが屈曲
- F<sub>zc</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 2-6 頸部への負荷

#### 2.4.3 胸たわみ

胸たわみは胸部の傷害に関してよく用いられる傷害基準であり,胸部圧縮による血管 損傷などの判定に利用される.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.

胸たわみは一般的には胸椎に対する胸骨の変位とされ, MADYMO においてもそのように想定されているが,本研究では5点ハーネスという特殊な形状のベルトを使用しており直接的には胸骨付近にたわみが生じないモデルとなっている.

#### 2.4.4 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. 胸たわみとは異なり高い衝撃速度での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.

$$VC = \frac{d[D(t)]}{dt} \cdot \frac{D(t)}{D_0}$$

(式 2-3)

D(t) 胸部圧縮量 [m]

D<sub>0</sub> 胸部厚さ [m]

#### 2.4.5 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])である. [6]

#### 2.4.6 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.

$$TI = \left| \frac{\sqrt{M_x^2 + M_y^2}}{M_c} \right| + \left| \frac{F_z}{F_c} \right|$$
 (£ 2-4)

- $M_x$  x 軸周りの曲げモーメント [Nm]
- M<sub>y</sub> 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<sub>c</sub>* 35.9 [kN]

# 第3章 アボートモータ作動時 における人体挙動メカニズムの 把握

#### 3.1 緒言

本章では第2章にて設定した基本モデルで解析を行い,アボートモータ燃焼時における人体加速度応答を調べる.解析は急加速フェーズと急減速フェーズに分けて行い,それぞれに関して人体挙動の定性的分析を行う.

#### 3.2 急加速フェーズ

急加速フェーズとは、2.3.3 で記述した入力加速度データにおける 3.0[s]までの区間で ある.加速度がかかっていない状態から急激に加速をした際に人体がどのような挙動を 示すのかを定性的に調べる.

#### 3.2.1 解析結果

急加速フェーズにおける人体挙動の流れを図 3-1, 図 3-2, 図 3-3 に示す.



図 3-1 急加速フェーズ(500ms)



図 3-2 急加速フェーズ(560ms)



図 3-3 急加速フェーズ(640ms)

- 1. 急加速により全身がシートに押しつけられる(図 3-2)
- 2. ヘッドレストの反力により頭部が押し戻される(図 3-3)

#### 3.2.2 考察

急加速フェーズにおける人体の挙動は自動車における後突と同様の傾向を示している.ただし、自動車における後突と異なる点として頸部のせん断変形が小さいという点が挙げられる.自動車においてはハンドルを握り頭部がヘッドレストから離れた状態が標準姿勢であるため、図 3-4 のように後突の際に頭部がヘッドレストに叩きつけられ、頸部にせん断変形が起こる.[5] それに対して LAS システムにおいてはシートに寝ている態勢になっているため、頭部が勢いよくヘッドレストに叩きつけられることはない. 結果として、LAS システムにおいては自動車の後突で憂慮される頸部のせん断変形が起きにくくさほど危険な動きはしないと考えられる.



図 3-4 自動車における後突[5]

## 3.3 急減速フェーズ

急減速フェーズとは,2.3.3 で記述した入力加速度データにおける 3.0[s]以降の区間である.加速している状態から急激に減速をした際に人体がどのような挙動を示すのかを定性的に調べる.

## 3.3.1 解析結果

急減速フェーズにおける人体挙動の流れを図 3-5 に示す.



図 3-5 急減速フェーズ(3000ms)



図 3-6 急減速フェーズ(3130ms)



図 3-7 急減速フェーズ(3220ms)

- 1. 急減速により全身が前に投げ出される(図 3-6)
- 2. ベルトからの反力により胸部にたわみが生じる(図 3-6)
- 3. 頭部が前に投げ出され頸部に引張荷重が生じる(図 3-7)

#### 3.3.2 考察

急減速フェーズにおける人体の挙動は自動車における前突と同様の傾向を示している.自動車における前突と異なる点としてはハンドルやエアバッグ等の設備がないためと頭部や胸部とそういった設備との衝突がないという点である.ただし,頸部の引張荷 重やベルトからの反力による胸部のたわみはクルーの傷害要因となりうると考えられる.

## 3.4 基本解析まとめ

急加速フェーズにおいては自動車における後突との比較によりさほど危険ではない と考えられる.一方で急減速フェーズにおいては頸部引張荷重や胸部たわみといったク ルーの傷害要因となりうる要素が見られた.

# 第4章 質点解析とマルチボデ イ解析の比較検討

#### 4.1 緒言

本章では基本条件において DRindex による解析とマルチボディ解析の比較検証を行う.これにより,解析の違いが人体挙動や傷害評価にどのような影響を及ぼすのか知ることが可能となる.

#### 4.2 解析手法

MADYMO と DRindex それぞれで解析を行い, 胸部加速度と傷害クライテリアによる 評価の違いを調べる. MADYMO による解析は第2章で説明した基本モデルを用いて行 う.傷害クライテリアは頭部の傷害基準である HIC15, 胸部の傷害値,傷害基準である 胸部荷重,胸たわみ,VC,頸部の傷害基準である Nij,下肢の傷害基準である TI を検 討対象に入れた.初期貫入量は 0.03 [m]とする.また DRindex による解析に関しては 4.3 で説明をする.

#### 4.3 DRindex について[2][7]

DRindex(Dynamic Response index) は, Brinkley によって提唱された人体加速度に対す る傷害評価を行うための手段である. DRindex は人体を一つの質点として x 軸, y 軸, z 軸方向バネマスモデルで近似しており, 1 自由度のばね衝撃吸収システムにおける方程 式の解として導出される.

DRindex の検証方法は次の通りである.まず機体の加速度を Half-Sine で近似し,バネマス振動方程式によって解析される.その結果を人体各部位の加速度や変位,ハーネス荷重,シート荷重等をベースに検証し固有振動数,減衰係数のチューニングを行う. そして DRI モデルにおける人体加速度応答による評価と各試験条件におけるボランテ ィア試験による重症か否かの判断によって, 胸元の加速度応答と各方向の傷害発生確率 との関係性をモデル化している.



図 4-1 Dynamic Response 法のモデル模式図

バネマス方程式は以下に示される.

$$\ddot{\delta}(t) + 2 \cdot \zeta \cdot \omega_n \cdot \dot{\delta}(t) + \omega_n^2 \cdot \delta(t) = A(t) \qquad (\vec{\mathfrak{K}} 4-1)$$

- g 重力加速度 [m/s2]
- δ(t) 1点で代表される乗員の身体変位 [m]
- ζ 表 4-1 で表される減衰比 []
- ω<sub>n</sub> 表 4-1 で表される固有角振動数 [/s]
- A(t) シートに印加される軸ごとの加速度 [m/s2]

	Х		Y		Z	
	x<0	x>0	y<0	y>0	z<0	z>0
ω	56.0	62.8	58.0	58.0	47.1	52.9
ζ	0.04	0.2	0.07	0.07	0.24	0.224

表 4-1 加速度方向と各係数

さらに、動的応答の式は以下に示される.

$$DR(t) = \frac{\omega_n^2 \cdot \delta(t)}{g} \tag{₹ 4-2}$$

そして、DRindexの傷害リスク評価は以下の式で表される.

$$\beta(t) = \sqrt{\left(\frac{DR_x(t)}{DR_x^{\lim}}\right)^2 + \left(\frac{DR_y(t)}{DR_y^{\lim}}\right)^2 + \left(\frac{DR_z(t)}{DR_z^{\lim}}\right)^2} \qquad (\vec{x} 4-3)$$

βの最大値が傷害基準として用いられ,傷害の閾値は1である.ここでの各軸の*DR*<sup>im</sup> は表 4-2,表 4-3 に記される通りである.

表 4-2 DRindex	の傷害リスク
---------------	--------

Category	Approximate Risk
Low	0.5%
Medium	5.0%
High	50%

表 4-3 Dy	namic Response	e Limits
----------	----------------	----------

DRlevel	x		У		Z	
	eyeballs out	eyeballs in	eyeballs left	eyeballs right	eyeballs up	eyeballs down
	DRx<0	DRx>0	DRy<0	DRy>0	DRz<0	DRz>0
Low	-28	35	-15	15	-13.4	15.2
Medium	-35	40	-20	20	-16.5	18
High	-46	46	-30	30	-20.4	22.8

## 4.4 解析結果

#### 4.4.1 胸部加速度

MADYMO と DRindex によりそれぞれ胸部加速度を解析して求めた. それぞれの手法 によって得られた胸部加速度を急加速フェーズは図 4-2, 急減速フェーズは図 4-3 に示 した.



#### 4.4.2 傷害クライテリア

MADYMOによって解析した傷害クライテリアとDRindexによる評価の比較を表 4-4 に示した.

MADYMO による解析ではいずれの傷害基準も閾値を大きく下回ったのに対して, DRindex による評価では閾値を超えるという結果になった.

	傷害基準	傷害値	閾値	安全裕度
	HIC15	40	700	17.5
	Nij	0.333	1.0	3.0
	胸部荷重	1113	Ι	-
MADYMO	胸たわみ[mm]	3.15	50	15.9
	VC [m/s]	0.0097	1.0	103.2
	TI	0.250	1.3	5.2
DRindex		1.007	1.0	0.99

表 4-4 傷害値比較

#### 4.5 考察

胸部の加速度応答に関しては MADYMO と DRindex において同様の傾向を示した. ただし、加速度の振幅や波長は想定されている環境が異なるため一致しない. それは DRindex における解析では各係数等が人体や動物による実験や経験に基づき決定され ているが、MADYMO における解析とは人体や座席のモデルが完全に一致しているわけ ではないためだと考えられる.

また,傷害値に関しては MADYMO による解析ではどの値も小さな値となった.つ まり DRindex による解析では安全側の評価が得られることになる.これは DRindex に おける解析において考慮されている傷害として網膜出血や心源性ショックが挙げられ るが,マルチボディ解析においてそれらの傷害が正確に評価されていない可能性がある. さらに,傷害基準によって想定されている要素が今回の解析ではなかったことも傷害値 が低くなった要因の一つと考えられる.具体的には,HIC15や Nijではエアバッグ等に よる衝撃,VCではハンドル等による衝撃がそれぞれ想定されているのに対して今回の モデルではそのようなことは起こり得ない.また,胸たわみは胸椎に対する胸骨の変位 で見られているが,5点ハーネスではこれは直接たわみが発生しない位置である.

# 第5章 主要因子の感度評価

#### 5.1 緒言

本章では、入力加速度や座席環境を変化させた場合に人体の加速度応答に対してどのような影響があるのかを定量的に調べる.

#### 5.2 設定パラメータ

本研究において設定するパラメータは、入力加速度の振幅、初期貫入量、シート硬さ、 シート角度の四つである.これらのパラメータを変化させ、主に第3章で挙げた頸部や 胸部に関する傷害値にどのような増減が見られるかを調査する.

#### 5.3 傷害クライテリア

第3章における基本解析において,傷害につながりうる要素として頸部引張荷重と胸 たわみが挙げられた.本章においては,その傷害リスクを評価するために傷害基準とし てNijと胸部荷重を用いることにする.また,人体に対して上下方向にも大きな加速度 が印加されることが予想されるシート角度については上記二つに加えて腰椎圧縮力も 参考にする.

#### 5.3.1 Nij

Nij は頸部の軸力と曲げモーメントに関する傷害基準であり、椎体骨折や脊髄損傷などの判定に用いられる.

Nij は以下の式で与えられる.

$$Nij = \frac{F_z}{F_{zc}} + \frac{M_y}{M_{zc}} \tag{$\vec{x}$ 5-1}$$

- F<sub>2</sub> 引張または圧縮の軸力,図 5-1の向きが引張
- M, 屈曲または伸展の曲げモーメント,図 5-1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とし,傷 害の閾値は1である.

本研究では頸部引張荷重を見たいので、主にNTFとNTEを用いる.



図 5-1 頸部への負荷

#### 5.3.2 胸部荷重

胸たわみは胸部の傷害に関してよく用いられる傷害基準であり,胸部圧縮による血管 損傷などの判定に用いられる.胸たわみは一般的には胸椎に対する胸骨の変位とされ MADYMOにおいてもそのように想定されているが,本研究では5点ハーネスという特 殊な形状のベルトを使用しており直接的には胸骨付近にたわみが生じないモデルとな っている.したがって本研究においては胸たわみのかわりに胸部荷重を用いて定量的な 分析を行った.

胸たわみの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 である.

#### 5.3.3 腰椎圧縮力

シート角度を変えたときに限り、Nij、胸部荷重に加えて腰椎にかかる圧縮力も参考 にする.これはシートの角度を変えることにより加速度の方向が変わり、基本条件では ほとんど考慮されていなかった人体に対して上下方向の加速度が印加されるためであ る.また腰椎圧縮力とした根拠は人体の上下方向の加速度に対する研究が盛んに行われ ている航空業界において腰椎圧縮力が傷害値として用いられていることによる.これは 背骨の圧縮破壊等を考慮した傷害基準である.傷害の閾値は腰上重量の19.9倍であり、 Hybrid III の場合 1757[lb](約 7800[N])である.[6]

#### 5.4 入力加速度の振幅

#### 5.4.1 解析手法

入力加速度の振幅を基本条件の 0.5 倍から 1.5 倍まで変化させ、それによって各種傷害値がどのように変化するのかを調べる.

#### 5.4.2 解析結果

入力加速度の振幅を変化させたときの Nij と胸部荷重の様子をそれぞれ図 5-2 と図 5-3 に示す.

入力加速度が大きくなると Nij と胸部荷重いずれも大きくなる傾向を示した.



図 5-2 加速度振幅に対する Nij



図 5-3 加速度振幅に対する胸部荷重

## 5.4.3 考察

入力加速度が大きくなると Nij と胸部荷重はいずれも大きくなる傾向を示した.入力 加速度が大きくなるとそれに従って人体の各部位の加速度も大きくなると考えられる のでこれは当然の結果であるといえる.

## 5.5 初期貫入量

#### 5.5.1 解析手法

初期貫入量を 0[m]から 0.06[m]まで変化させ、それによって各種傷害値がどのように 変化するのかを調べる.

ここで初期貫入量とは、初期条件においてダミーモデルがシートのx軸方向にどれだけ沈みこんでいるかを示す量である.初期貫入量が大きいとベルトがきついことを表しており、一方で初期貫入量が小さいとベルトがゆるいことを表している.



図 5-4 シート面と初期貫入量

#### 5.5.2 解析結果

初期貫入量を変化させたときの Nij と胸部荷重をそれぞれ図 5-5 と図 5-6 に示す. Nij は主に NTE に関して初期貫入量が小さいと大きな値をとる傾向を示したが, 初期 貫入量が 0[m]と 0.006[m]の解析では値が大きく下がった.

胸部荷重は初期貫入量が大きくても小さくても大きな値となった.



図 5-5 初期貫入量に対する Nij



図 5-6 初期貫入量に対する胸部荷重

#### 5.5.3 考察

初期貫入量が 0[m]と 0.006[m]の解析では左肩のベルトが外れているのが確認された. この様子を図 5-7 に示す.ベルトが外れた要因として,第一に初期貫入量が小さくベル トがゆるかったということが挙げられる.次に急減速の直前に急加速をしているという 入力加速度の特性が挙げられ,急加速により体がシートに押しつけられベルトが一時的 にゆるくなっていたということが考えられる.

初期貫入量が0[m]と0.006[m]の解析でNijの値が下がったのはベルトが外れ胸部が前 に出たことにより頸部の曲げモーメントが小さくなったからだと考えられる.ただし左 肩ベルトが外れたことにより胸部右側や腹部の負荷が増大すること,頭部等の船内設備 への衝突等が予想され非常に危険な状態である.



図 5-7 急減速(初期貫入量 0[m])

胸部荷重に関しては初期貫入量が小さい場合にも大きい場合にも大きな値となった. 初期貫入量が異なる場合において胸部荷重の時間経過を図 5-8 に示した.初期貫入量が 小さい場合はベルトがゆるい状態を表しているので,急減速した際にダミーモデルは大 きな加速度でベルトに受け止められることになる.その結果ベルトからの反力が瞬間的 に非常に大きくなるため,胸部荷重が大きくなると考えられる.また,初期貫入量が大きい場合はベルトがきつい状態を表しているので,ベルトによって常に体が圧迫されている.その結果胸部荷重が大きくなると考えられる.



図 5-8 胸部荷重時間経過(初期貫入量比較)

#### 5.6 シート硬さ

#### 5.6.1 解析手法

シート硬さを基本条件の 0.1 倍から 10 倍まで変化させ、それによって各種傷害値が どのように変化するのかを調べる. MADYMO 側で変化させるのは load, unload, hysteresis の値である.

#### 5.6.2 解析結果

シート硬さを変化させたときの Nij と胸部荷重をそれぞれ図 5-9 と図 5-10 に示す. Nij はシート硬さとの関係性は見られなかった.また,胸部荷重はシート硬さが小さい場合に大きくなる傾向を示した.



図 5-9 シート硬さに対する Nij



図 5-10 シート硬さに対する胸部荷重

#### 5.6.3 考察

シート硬さが小さいと胸部荷重が大きくなる傾向が確認された.ダミーモデルはシートとベルトに挟まれているため、シートが柔らかくなると反動が大きくなり結果として ベルトからの反力が大きくなったと考えられる.

#### 5.7 シート角度

#### 5.7.1 解析手法

シート角度を-0.6[rad]から 0.6[rad]まで変化させ、それによって各種傷害値がどうよう に変化するのかを調べる.シート角度を正の方向に回転させた様子を図 5-11 に示す. この解析では、シートの角度を変えることにより加速度の方向が変わり、基本条件では ほとんど考慮されていなかった人体に対して上下方向の加速度が印加されることが予 想される.



図 5-11 進行方向に対するシート角度

#### 5.7.2 シート角度

シート角度を変えたときの Nij と胸部荷重をそれぞれ図 5-12 と図 5-13 に示す.

Nij はシート角度が負方向であるとき NTF(引張屈曲)が大きくなり、シート角度が正 方向であるとき NTE(引張伸展)が大きくなった.

胸部荷重はシート角度との関連性は認められなかった.

![](_page_42_Figure_0.jpeg)

図 5-12 シート角度に対する Nij

![](_page_42_Figure_2.jpeg)

図 5-13 シート角度に対する胸部荷重

次に、シート角度を変えたときの腰椎圧縮力を図 5-14 に示す.

シート角度が負方向であるとき急減速フェーズで腰椎圧縮力が大きくなり、シート角度が正方向であるとき急加速フェーズで腰椎圧縮力が大きくなった.

![](_page_43_Figure_0.jpeg)

図 5-14 シート角度に対する腰椎圧縮力

#### 5.7.3 考察

シート角度が正の場合は NTE(引張伸展)が大きく,シート角度が負の場合は NTF(引 張屈曲)が大きくなることが確認された.ここでシート角度が正負それぞれの様子を図 5-15 と図 5-16 に示す.ただし,急減速であるため加速度の主成分は進行方向とは逆で あることに注意する必要がある.これらの図より,頸部に対する負荷はシート角度が正 の場合は引張伸展であるのに対して,シート角度が負の場合は引張屈曲であることが分 かり Nij の傾向と一致する.頸部は自由度が高く複雑な動きをするため,加速度の変化 に対して特に注意が必要な部位だと言える.

![](_page_44_Figure_0.jpeg)

図 5-15 正方向急減速フェーズ

![](_page_44_Figure_2.jpeg)

図 5-16 負方向急減速フェーズ

腰椎圧縮力に関してはシート角度が正の場合は急加速フェーズにて、シート角度が負の場合には急減速フェーズにて大きな値をとることが図 5-14 より確認された.シート 角度が正の場合の急加速フェーズを図 5-17 に示す.正角度急加速,負角度急減速いず れも人体に対して上方向の加速度がかかっており、腰椎の圧縮力が大きくなったのは臀 部がシート面に押しつけられているからだと考えられる.

![](_page_45_Picture_0.jpeg)

図 5-17 正方向急加速フェーズ

# 5.8 パラメータスタディまとめ

入力加速度の振幅,初期貫入量,シート硬さ,シート角度の四つの条件を変化させた際の傷害の傾向を表 5-1 に示す.

入力加速度	Nij	振幅が大きくなるとNijは大きくなる		
振幅	胸部荷重	振幅が大きくなると胸部荷重は大きくなる		
初期貫入量	Nij	初期貫入量が小さいとNijは大きくなる		
	胸部荷重	初期貫入量が大きすぎても小さすぎても胸部荷重は大きくなる		
シート硬さ	Nij	_		
	胸部荷重	シート硬さが小さいと胸部荷重は大きくなる		
シート角度	Nij	シート角度が負で屈曲、シート角度が正で伸展		
	胸部荷重	_		
	腰椎圧縮力	シート角度が大きくても小さくても腰椎圧縮力は大きくなる		

表 5-1 各パラメータと傷害値の関係

# 第6章 結論

#### 6.1 総括

本論文では LAS システムのアボートモータ燃焼時における人体加速度応答を定性的 に明らかにした上で、様々なパラメータを設定し入力加速度や座席環境が変わった際に 人体の挙動がどのように変化するのか解析した.その結果、入力加速度の振幅、初期貫 入量、シート硬さ、シート角度に対して人体の挙動が受ける影響を考え、傷害リスクを 相対的に評価することができた.傷害が起きやすくなるのは、入力加速度の振幅が大き くなった場合、初期貫入量に関しては大きすぎる場合も小さすぎる場合も、そしてシー ト硬さは小さい場合、さらにシート角度は正でも負でも大きい角度をとった場合である ことが解析によって示された.

また,先行研究における DRindex による解析結果と比較検証し,胸部加速度や解析結 果の傷害値の違いについて論じた.胸部加速度に関しては比較的似た傾向を示したが, 傷害値に関してはマルチボディ解析による方が小さくなる傾向を示した.

#### 6.2 今後の展望

本研究では数値シミュレーションを中心として議論を進めてきたが、今後は可能な範囲において実験を用いて妥当性を検証することが必要とされる.その上で爆風等による 複雑な入力加速度に対する数値シミュレーションを進めていくことが将来的には考えられる.

また本研究で用いたダミーモデルは Hybrid III であったが、実際の有人宇宙飛行にお いては宇宙服を着用していることが想定され、Hybrid III とは関節の特性等が変わって くる.宇宙服に関するデータが不足しているため本研究では解析ができなかったが、宇 宙服の特性等を調査し、それを解析モデルに反映させて研究を進めることができれば有 用であると思う.

この他に、マルチボディ解析においては胸たわみの代わりに胸部荷重を用いるなど解 析をする上で制約があった.今後有限要素法を用いた解析を行うことができれば、人体 の各部位におけるより詳細な挙動を分析することが可能になると考えられる.

# 第7章 付録

## 7.1 脛部ベルト比較

本研究においては MADYMO モデルの脛部にベルトを設けたが、ベルトがある場合 とない場合で人体の挙動にどのような違いがあるのか比較検証した.

#### 7.1.1 解析手法

解析モデルは第2章で説明した基本モデルと基本モデルから脛部ベルトを外したモデルである.初期貫入量は0.042[m]とする.両者を急減速フェーズにおいて解析し、下肢傷害基準であるTIと胸部荷重を用いて比較検証する.

#### 7.1.2 解析結果

TIの値の比較を表 7-1 に示した. ベルトを着けたときは四か所の TI はいずれも閾値 を下回ったが、ベルトを着けていないときは左右の上脛部にて TI が閾値を上回ること が確認された.

	ベルトあり	ベルトなし	傷害の閾値
TIUpL	0.223	1.511	1.3
TILowL	0.250	0.570	1.3
TIUpR	0.222	1.550	1.3
TILowR	0.249	0.609	1.3

表 7-1 TI(脛部ベルト比較)

胸部荷重の時間経過を図 7-1 に示す. 胸部荷重に関しても脛部ベルトがないほうが大きな値がでる結果となった.

![](_page_48_Figure_1.jpeg)

図 7-1 胸部荷重(脛部ベルト比較)

#### 7.1.3 考察

脛部ベルトがある場合とない場合の急減速時における様子をそれぞれ図 7-2 と図 7-3 に示す. 脛部ベルトがないと下肢が前に投げ出され膝が伸びきっているのが確認で きる. 上脛部の TI が閾値を超えたのは膝が伸びきった際に関節に大きな曲げモーメン トがかかったからだと考えられる.

また胸部荷重に関しては、下肢が前に投げ出された際に胸部を含む人体全体が前方に 引っ張られ、その影響でベルトからの反力が大きくなったと考えられる.

![](_page_49_Picture_3.jpeg)

図 7-2 脛部ベルトあり(急減速フェーズ)

![](_page_49_Picture_5.jpeg)

図 7-3 頸部ベルトなし(急減速フェーズ)

# 参考文献

- [1] 藤本圭一郎,谷直樹,和田英一,山西伸宏:有人宇宙船アボートシステムの爆発ハ ザード離脱解析, 2012.
- [2] Jeffrey T. Somers, Dustin Gohmert, James W. Brinkley : Application of the Brinkley Dynamic Response Criterion to Spacecraft Transient Dynamic Events, 2013.
- [3] Apollo Operations Handbook Volume 1 Spacecraft Description, 1969.
- [4] SAE Aerospace : AS8043B Restraint Systems for Civil Aircraft
- [5] 水野幸治:自動車の衝突安全,名古屋大学出版会,2012.
- [6] Nathan L. Wright : ASSESSMENT OF CARGO SPACE SEATING PERFORMANCE APPLICABLE TO PAVE HAWK AND BLACK HAWK AIRCRAFT DURING HELICOPTER MISHAPS, 2012.
- [7] James W. Brinkley : Personnel protection concepts for advanced escape system design, 1984.
- [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, 2008.

# 謝辞

本研究は酒井信介教授のもとで進められました。酒井教授には一年間ご多忙の中多く の指導や助言をいただきました。無事論文を執筆できたこと深く感謝いたします。

また、泉准教授からは研究を進めるにあたって的確な助言を多数いただきました。本 当にありがとうございました。

本研究はJAXA との社会連携講座の一環として行われました。JAXA の藤本様には学術的な知識やデータを多数いただき研究を進める上で多くの支援をいただきました。論 文執筆やスライド作成に至るまでアドバイスをいただき最後までお世話になりっぱな しでした。本当にありがとうございました。

また、研究会等において未熟な自分に対してご指摘、ご意見下さった JAXA の方々、 および関連会社の方々には深く感謝いたします。

研究室に和やかな雰囲気を作ってくださり、研究のみならず様々なアドバイスをいた だいた田中助教、波田野助教ありがとうございました。また同じく安全性評価の研究を 進めていた M2 の栗山さんには困った時どんな相談にも乗ってくださいました。本当に ありがとうございました。

研究室の雰囲気はとてもよく、優しい先輩方には研究生活や院試勉強において多くの 助けをいただきました。また同期の B4 と過ごした一年間はとても楽しいものでした。 本当にありがとうございました。またこれからもよろしくお願いします。

そして支えてくれた家族、仲良くしてくれた友人に多大な感謝を送ります。さらに普 段の生活で楽しい時間を提供してくれた寮の皆にはお世話になりました。いろいろ語り 合ったりゲームしたり4年間かけがえのないものとなりました。

最後にこの論文を書き上げる上でお世話になったすべての皆様に感謝を申し上げ、簡 単ではありますが以上をもって謝辞とさせていただきます。

52

# 以上

# p.1~p.53 完

![](_page_52_Figure_2.jpeg)