

# 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

p.1 –p.100 完

2013年2月6日提出

指導教員 酒井 信介 教授

37-126193 栗山 和樹

---

## 目次

---

# 目次

目次 .....	i
目次 .....	ii
図目次 .....	v
表目次 .....	vii
第1章 序論 .....	1
1.1 背景 .....	2
1.1.1 有人宇宙飛行 .....	2
1.1.2 安全技術 .....	2
1.1.3 安全性評価技術の必要性 .....	3
1.2 研究の焦点 .....	5
1.2.1 LAS に関する物理モデル .....	5
1.2.2 先行研究 .....	6
1.2.2.1 NASA における人体安全性評価 .....	6
1.2.2.2 傷害基準を用いた人体安全性評価 .....	7
1.3 研究の目的 .....	7
1.4 本論文の構成 .....	9
第2章 着水にまつわる人体安全の知見 .....	10
2.1 インパクトバイオメカニクス[9] .....	11
2.1.1 インパクトバイオメカニクスとは .....	11
2.1.2 傷害基準 .....	11
2.1.3 傷害のスケール .....	12
2.1.4 傷害リスク関数 .....	12
2.1.5 傷害基準の活用方法 .....	13
2.2 各部傷害メカニズムと傷害基準 .....	15
2.2.1 頸部傷害 .....	15
2.2.1.1 頸部傷害の傷害メカニズム[9] .....	15
2.2.1.2 頸部傷害についての傷害基準 .....	16
2.2.1.3 むち打ち症状の評価 .....	17
2.2.2 背骨傷害 .....	18
2.2.3 BDRC .....	18
2.3 各加速度方向に対する人体安全の取り組み .....	20
2.3.1 +X 方向（自動車の後突条件） .....	20
2.3.1.1 自動車業界での取り組み .....	20
2.3.1.2 後突時の人体挙動メカニズム .....	20

2.3.1.3	後突条件下での傷害評価.....	21
2.3.2	+Z 方向（航空機，アボート条件） .....	21
2.3.2.1	航空業界での取り組み.....	21
2.3.2.2	アボート時の人体挙動メカニズム.....	22
2.3.2.3	アボート条件下での傷害評価.....	23
第 3 章	解析手法 .....	24
3.1	MADYMO.....	25
3.2	解析モデルの構成.....	25
3.2.1	ダミーモデル.....	25
3.2.2	座席環境.....	28
3.2.2.1	座席の形状.....	28
3.2.2.2	ハーネス（ベルト） .....	30
3.2.3	初期の姿勢.....	31
3.2.4	測定した傷害値.....	32
3.3	着水衝撃加速度.....	34
3.3.1	着水シミュレーション[33].....	34
3.3.2	定式による近似.....	36
3.4	解析の条件 .....	38
第 4 章	着水衝撃による傷害の解明.....	39
4.1	緒言 .....	40
4.2	人体挙動の定性的解明.....	40
4.2.1	傷害基準値の参照.....	40
4.2.2	人体挙動メカニズムの解明.....	41
4.2.2.1	頸部の挙動.....	41
4.2.2.2	背骨の挙動.....	46
4.3	座席の改善 .....	49
4.3.1	改善案の提示.....	49
4.3.2	座席改善前後の比較.....	50
4.4	結言 .....	51
第 5 章	着水衝撃に対する人体安全性評価.....	52
5.1	緒言 .....	53
5.2	加速度波形—傷害確率の定式化.....	53
5.2.1	定式化の手法.....	53
5.2.2	応答曲面の作成.....	54
5.2.3	応答曲面作成結果.....	55
5.2.4	加速度波形—傷害確率関係の導出.....	59

5.3	人体安全性評価への応用.....	60
5.3.1	着水条件に対する設計限界線.....	60
5.3.1.1	設計限界線の算出.....	60
5.3.1.2	設計限界線の妥当性.....	63
5.3.2	設計に向けた提言.....	64
5.3.2.1	着水時の加速度方向.....	64
5.3.2.2	加速度ピークまでの時間と減衰係数の関係.....	66
5.3.2.3	加速度ピーク値とピークまでの時間の関係.....	68
5.4	結言.....	70
第6章	結論.....	71
6.1	本研究の結論.....	72
6.2	今後の課題.....	72
6.2.1	回転加速度.....	72
6.2.2	初期条件の考慮.....	72
6.2.3	衝突ダミーの生体忠実性.....	73
6.2.4	その他の要素.....	73
付録	.....	75
付録A	Kriging 法.....	76
A.1	Kriging 法とは.....	76
A.2	Kriging 法のバリエーション.....	77
A.3	Ordinary Kriging 法の定式.....	77
A.4	Ordinary Kriging 法の使用.....	78
A.5	応答曲面の評価.....	80
A.5.1	R <sup>2</sup> .....	80
A.5.2	RAAE.....	80
A.5.3	RMAE.....	80
付録B	応答曲面作成用データ.....	81
B.1	応答曲面作成用データ.....	81
B.2	応答曲面評価用データ.....	84
参考文献	.....	85
謝辞	.....	89

## 图目录

Fig. 1-1 Image of Launch Abort System [3] .....	3
Fig. 1-2 Physical Model related with LAS [4].....	4
Fig. 1-3 Flow of Launch Aborting [4].....	5
Fig. 1-4 Proposed Human Safety Evaluation Method .....	8
Fig. 1-5 Image of Capsule Waterlanding .....	9
Fig. 2-1 Mechanism of Blunt Injury [9].....	11
Fig. 2-2 Example of Injury Risk Curve [10].....	13
Fig. 2-3 Crash Dummy [10].....	14
Fig. 2-4 Coordinates on Human .....	15
Fig. 2-5 Definition of $F_z$ and $M_y$ .....	15
Fig. 2-6 Seat Environment in BDRC method [5].....	19
Fig. 2-7 Mechanism of Neck Injury in Rear Impact Case [9].....	20
Fig. 2-8 Spinal Column [25] .....	22
Fig. 2-9 Mechanism of Spinal Injury in Aborting Case .....	23
Fig. 3-1 MADYMO Analysis Model in This Research .....	26
Fig. 3-2 Wire Model of Dummy .....	27
Fig. 3-3 Spine Modeling .....	27
Fig. 3-4 Characteristic of Seat Contact Force .....	29
Fig. 3-5 Characteristic of Headrest Restraint.....	29
Fig. 3-6 Harness Modeling .....	30
Fig. 3-7 Belt Tightening.....	31
Fig. 3-8 Referred Injury Parameters .....	33
Fig. 3-9 Capsule Axes Definition [33] .....	34
Fig. 3-10 Acceleration Time History Data from the 18-degree Pitch Impact [33].....	35
Fig. 3-11 Acceleration Time History after Approximation .....	36
Fig. 3-12 Coordinates of Capsule and Waterlanding Condition.....	37
Fig. 4-1 Position of Neck Load Cell .....	42
Fig. 4-2 Neck Behavior Comparison .....	43
Fig. 4-3 Neck Behavior Mechanism .....	44
Fig. 4-4 Time History of Upper Neck $F_z$ .....	45
Fig. 4-5 Time History of Upper Neck $M_y$ .....	45
Fig. 4-6 Spine Behavior Comparison.....	46
Fig. 4-7 Lumbar Compression Mechanism 1.....	47
Fig. 4-8 Lumbar Compression Mechanism 2.....	48

Fig. 4-9 Time History Data of Lumbar Compression Force .....	49
Fig. 5-1 Flow of Formulation of Injury Probability .....	53
Fig. 5-2 Response Surface of Lumbar Compression .....	56
Fig. 5-3 Response Surface of BC CF .....	56
Fig. 5-4 Response Surface of BC CE .....	57
Fig. 5-5 Response Surface of Lumbar Compression Force .....	57
Fig. 5-6 Response Surface of BC CF .....	58
Fig. 5-7 Response Surface of BC CE .....	58
Fig. 5-8 Lumbar Injury Probability .....	59
Fig. 5-9 Neck Lower Injury Probability .....	60
Fig. 5-10 Design Limit for Lumbar under Nominal Condition .....	61
Fig. 5-11 Design Limit for Lumbar under Off-nominal Condition .....	61
Fig. 5-12 Design Limit for Neck lower under Nominal Condition .....	62
Fig. 5-13 Design Limit for Neck Lower under Off-nominal Condition .....	62
Fig. 5-14 Off-nominal Design Limit and Off-nominal Plot .....	63
Fig. 5-15 Acceleration Angle .....	64
Fig. 5-16 Effect of Acceleration and Angle to Lumbar Fracture Probability .....	65
Fig. 5-17 Effect of Acceleration and Angle to Neck Lower Fracture Probability .....	65
Fig. 5-18 Acceleration Time History .....	66
Fig. 5-19 Effect of Relation between T and cx, cz to Lumbar Force .....	67
Fig. 5-20 Effect of Relation between T and cx, cz to BC .....	68
Fig. 5-21 Effect of Relation between T and Ax, Az to Lumbar Force .....	69
Fig. 5-22 Effect of Relation between T and Ax, Az to BC .....	69
Fig. A-1 Example of Response Surface by Kriging Method .....	76
Fig. A-2 Flow of Response Surface Generating .....	79

## 表目次

Table 2-1 AIS Example [9] .....	12
Table 2-2 Critical Value of Nij .....	17
Table 2-3 Critical Value of Beam Criterion .....	17
Table 2-4 Parameters in BDRC [5] .....	19
Table 2-5 Injury Risk Based on BDRC [5] .....	19
Table 3-1 Significant Capsule Parameters[33].....	35
Table 3-2 Input Acceleration Parameter's Initial Value .....	36
Table 3-3 Analysis Condition.....	38
Table 4-1 Injury Criteria Applied to Waterlanding Case.....	40
Table 4-2 Effect of Seat Environment Improvement .....	50
Table 5-1 Kriging Method Sampling Point Range.....	54
Table 5-2 Response Surface Parameter.....	55
Table B-1 Response Surface Generating Data.....	81
Table B-2 Response Surface Validation Data .....	84

---

# 第1章 序論

---

## 1.1 背景

### 1.1.1 有人宇宙飛行

本論文における研究は，JAXA 社会連携講座の元で行われるものである。

近年の宇宙技術進展により，ロケットに人を乗せた状態で輸送を行う「有人宇宙輸送システム」開発の機運が世界的に増してきている。例えばアメリカにおいてはアポロ計画をはじめとして，ディスカバリーやチャレンジャーなどといった有人シャトルが開発されてきた。また，旧ソビエトにおいても有人宇宙飛行技術は開発されていた。その技術は現在ロシアに引き継がれ，2014年1月の時点で国際宇宙ステーションに人を輸送しているのはロシアのソユーズのみである。他にも，ヨーロッパや中国においても有人宇宙輸送はすでに実現され，昨今では新興国においても有人宇宙飛行の研究がなされている。このように，有人宇宙飛行技術開発は世界各国で進行している。

昨今の日本においては，H2-A，H2-B，イプシロンロケットなどの無人ロケット開発が主流であった。しかし現在，H3ロケットに有人宇宙輸送システムを搭載することを目指し，有人宇宙輸送に関連した研究が，重点研究として行われている。[1][2]

### 1.1.2 安全技術

有人宇宙飛行技術の開発に向けて必要なことは2点ある。

まず1点目は，高信頼性の獲得である。ロケット自体が壊れやすいのであれば，人を乗せた状態での宇宙飛行はなしえない。したがって，ロケットの信頼度を上昇させる必要がある。この技術は，従来のH2-AやH2-Bといった基幹ロケットの開発とともに技術獲得がなされている。

2点目は，安全技術の獲得である。高信頼性ロケットを開発したとして，どのようなハザードが発生するかは未知な上，想定したハザードに襲われても必ず壊れないとは言えない。そこで，万が一ロケットが機能を喪失したとしても，クルーや地上設備のエンジニアの命は助かるようなシステムを開発することで，人命の喪失率を低下することが可能となる。この安全技術は，有人宇宙輸送システム固有の技術要素であり，現在日本においてあまり研究が進んでいない。したがって，安全技術の獲得は，日本における有人輸送システム開発に向けてきわめて重要な課題だと言える。

以下に，安全技術として代表的なものを2点例示する。



**Fig. 1-1 Image of Launch Abort System [3]**

1点目は、冗長性の含んだシステムである。冗長性を設けていないシステムでは、数ある系のうち1つが故障した瞬間にシステムがダウンしてしまう。そこで、システムに冗長性を持たせることによって、単一の故障によるシステム全体の機能喪失がないような設計にすれば、故障が発生しても、これを許容してミッションを継続することが可能になる。このように、あらかじめ冗長なシステムを設置することによってミッション喪失、ないしクルーの喪失率を減らすことができる。

2点目は、緊急脱出システム（LAS : Launch Abort System）の設置である。概念図を Fig.1-1 に示す。緊急脱出システムとは、万が一の事態が発生した際、クルーが乗っている部分だけロケットから分離するようなシステムのことをいう。LAS 存在下では、故障の発生により人命が脅かされるような事態になっても、クルーが搭乗している部分だけロケットシステムから脱出することができるため、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。

このように、有人宇宙輸送システムを完成させるためには、無人ロケット開発と同様に高信頼性を追求するのみならず、万が一の故障に備えて人命を保護するための「安全技術」の開発が不可欠であると言える。

### 1.1.3 安全性評価技術の必要性

有人宇宙輸送システムの実現のために、安全性定量的評価技術を前もって開発することは非常に有意である。以下にその理由を2点挙げる。

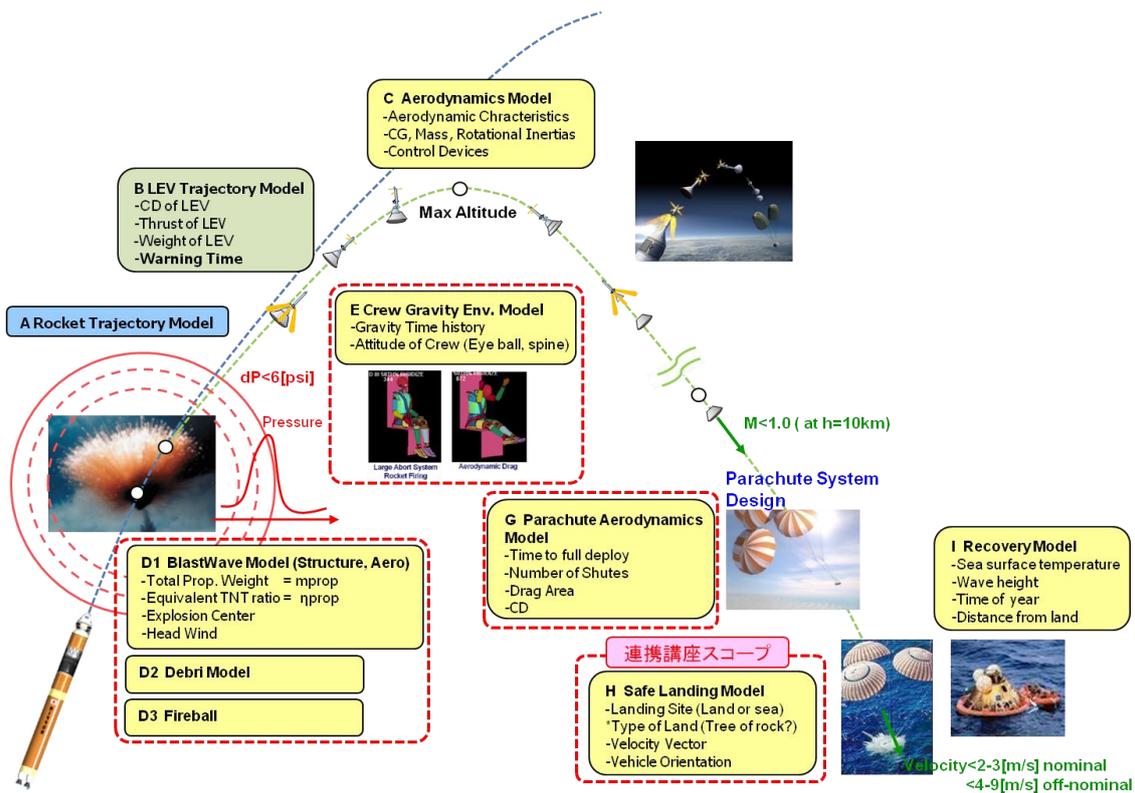


Fig. 1-2 Physical Model related with LAS [4]

1点目は、開発段階から安全の度合いを考慮できることにある。従来行われてきた、安全性評価に先んじてロケット設計を進めるような開発手法では、ロケット打ち上げのトライアンドエラーを繰り返すことによってしか安全の度合いを評価することができなかった。安全性評価技術を事前に確立することで、設計の上流段階で安全性を作り込んだ設計をすることができるため、効率的に有人宇宙輸送システム開発を行うことができる。

2点目は、安全性検証に必要な実験回数を削減できることである。安全性評価技術を前提とした開発を行わないとき、設計にどの程度の安全裕度があるかわからないため、安全性を検証するための実験が不可欠となる。しかし、安全性評価技術をあらかじめ解明することにより、安全性を保障するための実験回数を最小限にすることができる。ロケット開発において実験は莫大なコストがかかることから、実験回数を減らせることによるコスト削減効果は大きい。

以上のように、安全性評価技術を設計段階で開発することは有益であると言える。本研究では、数値シミュレーションを中心とした安全性の定量的評価技術の確立を最終的なゴールと定める。

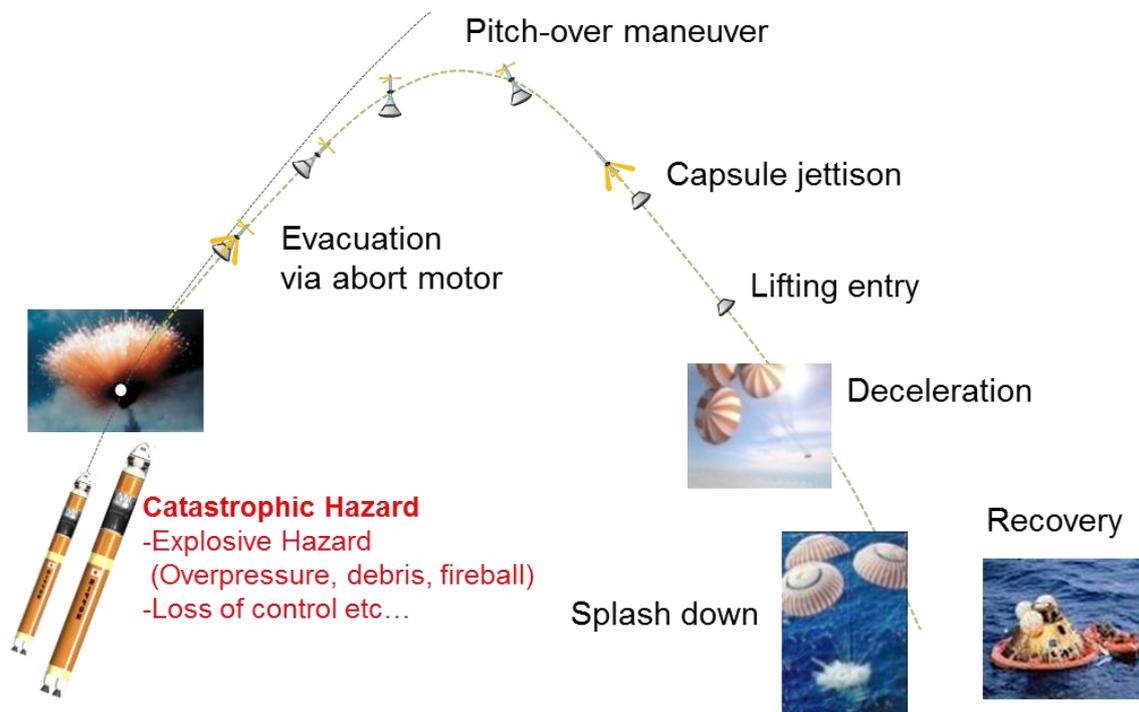


Fig. 1-3 Flow of Launch Aborting [4]

## 1.2 研究の焦点

### 1.2.1 LAS に関する物理モデル

まず、LAS の構造について Fig.1-3 を用いて説明する。

LAS が機能するのは、パッド上、またはロケット発射後に問題が発生したときである。ハザードが発生し、何らかの形で「離脱しないと危険だ」という判断がなされ次第、ロケット先端部分にあるクルー搭乗部位が、上空に向けて射出される。次に、アボートモータを燃焼させることによって、ハザードからの回避を試みる。アボートモータの燃焼が終了したら、最高点付近に達したあと、クルーが搭乗しているカプセル部分だけ切り離される。このカプセル部分が、パラシュートを用いつつ地表へ落下し、最終的に地上に着地、または海上に着水する。

この LAS 開発にあたり、様々な物理モデルを考慮する必要がある。例えば、ハザードとしてパッド上の爆発を考えるのであれば、アボートモータによる LAS の加速は、爆発による爆風に追いつかれないように加速することが望ましい。もしくは追いつかれたとしても、LAS が破壊しない程度に爆風が弱まっていることが求められる。一方で、クルーが安全でいられる程度の加速度でないといけない。この要求に基づいて LAS の加速度プロファイルを決定することから、「爆発モデル」「人体衝撃モデル」両方を考慮しなくてはならない。このように、クルー安全性評価技術を確立には多くの物理モデルが絡み合う。特に本研究で目指す「数値シミュレーションによる安全性の定量的評価技術」の構築のためには、各

フェーズにおいて、対応する物理モデルに基づき、インプットとなる環境変数からアウトプットとして出てくる値を容易に算出できる評価技術であることが望ましいと言える。

本研究では、LAS のカプセル部が着水するときにクルーに加わる衝撃荷重についての人体安全性評価技術を検討する。着水衝撃に対する人体安全性の評価を行うことには、2つの利点がある。

1点目は、着水時に人体を守るための安全要求を、合理的に設定できることである。人体安全性評価技術があれば、人体に対してどの程度の負荷がかかると危険な状態になるかわかるため、人体を安全な状態とするためにどの程度着水速度を落とせばよいか、という安全要求を、根拠をもったものとして設定することが可能となる。

2点目は、人体への負荷を緩和するための座席環境設計に反映できることである。人体安全性評価技術があれば、衝撃に応じて、傷害の発生箇所、その傷害の程度と発生確率がわかる。これを応用して、もっとも傷害が発生しやすいと考えられる箇所を重点的に保護する座席環境を設計することで、傷害発生リスクを低下させることができる。また、着水時の人体挙動がわかっているならば、その人体挙動を座席環境の最適設計によって制御することで、同様に傷害発生リスクを低下させることが可能になると考えられる。

上記の理由より、着水衝撃に対する人体安全性評価技術を、具体的なロケット設計の前に研究することは、非常に有益である。

## 1.2.2 先行研究

人体安全についての研究は宇宙関連業界のみならず、多くの業界で進行している。ここでは、NASA にて行われている人体安全性評価と、自動車業界や航空業界において行われている人体安全性技術について概説する。

### 1.2.2.1 NASA における人体安全性評価

NASA では、Brinkley Dynamic Response Criterion (以下では BDRC と表記) を中心とした人体安全性評価が行われている[5]。BDRC については第2章にて詳説するが、簡潔に述べると、人体を胸部の1質点バネマス系で近似し、その質点に対して衝撃加速度を加えた際の応答を見ることによって安全性を評価する。

BDRC の長所は2点ある。

1点目は、数学モデルで表記されているため、扱いが非常に簡単であることである。BDRC を用いて評価を行うために必要なことは、衝撃によって人体に伝わる加速度のプロファイルを得ることと、振動方程式を数値解析などにより解くことの2点のみである。このことから、BDRC は非常に簡単に扱える人体安全性評価手法であるといえる。

2点目は、ボランティアの実験データに基づいて定められていることである。BDRC は従来頭上方向の衝撃に対して評価を行う手法であった。これを、ボランティアの実験データ

に基づいて全方向に拡張したものが現在用いられている BDRC である。従って、様々な方向に加速度に対して、ボランティアの実験データに基づいた安全評価を行えるため、BDRC は汎用性に長けていることが言える。

一方で、BDRC の短所は、以下の 2 点である。

1 点目は、座席仕様の影響を考慮に入れられない点である。BDRC で解くバネマス方程式のマス、バネ、ダンパの値は、座席の形状によらず一定である。従って、座席環境の変更を行ったとしても、BDRC の評価においては反映されない。そのため NASA では、BDRC を適用することが可能な座席環境に対して制限を設けている。

2 点目は、体部以外の評価が難しいことである。BDRC では、胸部に加速度をさせているため、胸・腹などの体部に対しては妥当な評価を行える。一方、体から伸びている手足や頭部・頸部は、複雑な挙動をするため、BDRC による評価は非常に困難である。

以上を踏まえて、現在 NASA では、BDRC を用いて人体全体に対しておおまかな安全性評価を行うことに加えて、マルチボディ解析や有限要素解析を用いて、傷害リスクが高い個所について詳細な解析を行う、という 2 段階の安全性評価が行われている。[6]

#### 1.2.2.2 傷害基準を用いた人体安全性評価

自動車業界や航空業界など多くの業界において行われている人体安全性評価は、傷害基準を用いて行われている[7][8]。傷害基準とは、傷害の重症度と相関性を持つ物理量である。2 章にて詳説する。

傷害基準を用いた評価のメリットは 2 点ある。

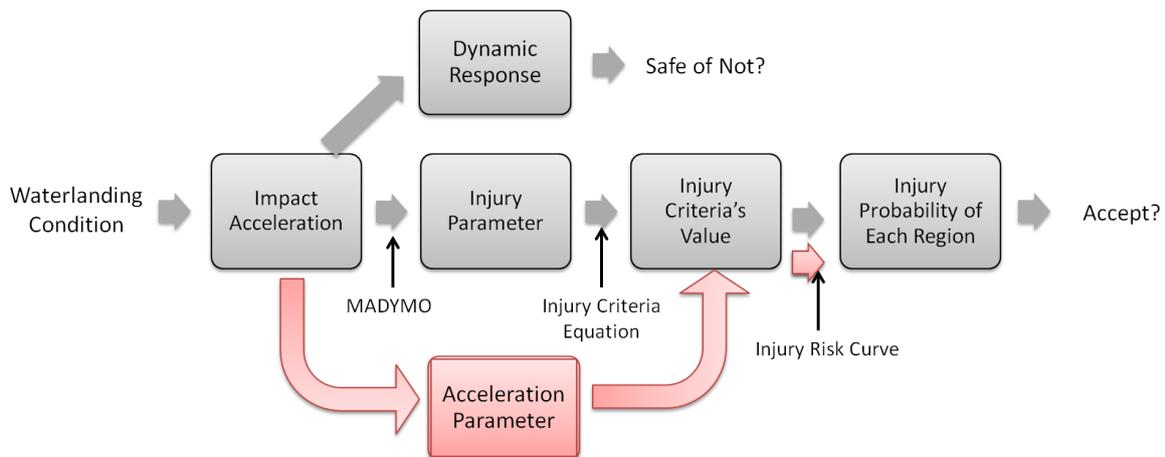
1 点目は、傷害基準が、医学的知見に基づいて決定されていることである。傷害基準は、医学的なバックグラウンドをもとに、傷害の重症度と相関性を持つよう設定されている。そのため、合理的な傷害リスク判定を行うことができる。

2 点目は、座席環境の影響を考慮できることである。傷害基準値は、座席の環境によっても影響を受ける物理量であるため、座席の改善設計などをフィードバックすることができる、という利点がある。

一方で、大きなデメリットとして、傷害基準の値を求めることが困難であることがあげられる。傷害基準は、人体の特定箇所の変位や、そこにかかる負荷の大きさを基に決定される。これを得るには、衝突実験を行うか、座席等情報を反映したシミュレーションを行うことの 2 通りの手段が主たるものである。この 2 通りの手段は、いずれも困難を伴う点で、傷害基準を用いた評価には、非常に手間がかかってしまうことが言える。

### 1.3 研究の目的

前項にて、現在用いられている人体安全の評価方法を 2 つ提示した。



**Fig. 1-4 Proposed Human Safety Evaluation Method**

1つ目は、BDRCによる評価である。この評価方法は、数学モデルであらわされているため簡便である上、適用範囲に富んでいる一方、詳細な評価を行えないというデメリットが存在する。

2つ目は、傷害基準による評価である。この評価方法は、医学的根拠を持った傷害の指標であるため詳細な評価に有効である反面、導出が困難である。

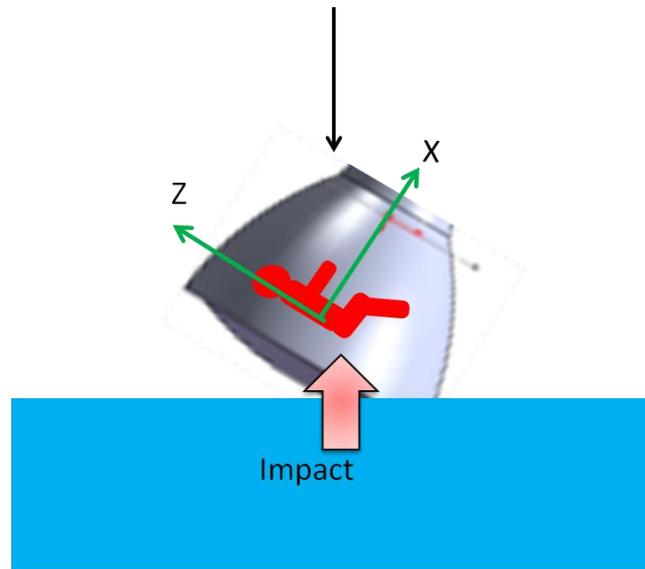
本研究で目指す「数値シミュレーションを中心とした定量的安全性評価」を目指すにあたって、この2手法の良いところを採用したものが望ましい。すなわち、衝撃波形から、ある部位の傷害確率を簡単に求められるような人体安全性評価技術が理想である。

そこで本研究では、着水衝撃による加速度波形を「加速度波形パラメータ」で代表させ、人体各部位の傷害確率を加速度波形パラメータで表すことを考える。これにより Fig.1-4のように、衝撃波形に対して簡単に人体各部位の傷害確率が求められるようになる。また、この関係を逆に利用することで、着水条件などの設計に対するフィードバックを行うことも可能となる。

そのうえで必要な情報は、着水衝撃による人体挙動と傷害発生個所の情報である。ところが、LASのカプセル部が着水するときクルーに印加される衝撃荷重について、Fig.1-5のような方向の衝撃は、他業界ではあまり経験しえないものであるため、どのような挙動をするかについての知見がなく、傷害の発生個所についても未知である。

そこで本研究では、2つの目的を定める。

1つ目の目的は、着水衝撃によって発生する人体傷害を解明することである。この目的を達成するために、マルチボディシミュレーションソフト「MADYMO」を用いる。人を模したダミーモデルに対して着水衝撃の加速度を加えることで、人体の挙動を確認する。このとき、自動車業界や航空業界における知見を利用することで、傷害が発生すると思われる箇所を抽出し、そのメカニズムを解明する。



**Fig. 1-5 Image of Capsule Waterlanding**

その上で2つ目の目的として、着水衝撃に対する安全性の定式化を行う。この目的を達成するために、着水衝撃波形をパラメータで表す。このパラメータを用いて、傷害を負う確率について応答局面を作成することで、着水衝撃波形と傷害確率の関係を明瞭化する。また、この関係を応用することで、着水に対して安全性評価を行う手法を提案し、その妥当性、および今後を見据えた検討事項を考察することを目指す。

## 1.4 本論文の構成

第2章「着水にまつわる人体安全の知見」では、人体衝撃に関する学問であるインパクトバイオメカニクスの概説、および自動車業界や航空業界における人体衝撃のうち、着水衝撃に関連する分野についての知見を紹介する。

第3章「解析手法」においては、本論文で用いるMADYMO解析モデルの構築条件、およびモデルに印加する加速度のプロファイルについて概説する。

第4章「着水衝撃による傷害の解明」においては、自動車業界や航空業界における知見を用いて、着水衝撃が加わった時の人体挙動や傷害箇所を予測する。

第5章「着水衝撃に対する人体安全性評価」においては、着水衝撃波形と傷害基準値の関係を、応答局面を作成することによって導出する。加えて、この応答局面と傷害リスク関数を用いることによって、着水衝撃波形と傷害発生確率の関係を明瞭化する。この関係を応用し、着水に対する設計限界線の提案や、着水条件に関する提言を行う。

最後に、第6章「結論」において、本論文で得られた知見を総括し、今後の研究の方向性について論じる。

---

## 第2章 着水にまつわる人体安全の知見

---

## 2.1 インパクトバイオメカニクス[9]

### 2.1.1 インパクトバイオメカニクスとは

交通事故による傷害を軽減させる手段は、交通制度の改善や、救急知識の普及、衝突防止など多様に存在するが、「傷害コントロール」も傷害を低減させる主要な手段の1つである。傷害コントロールとは、万が一事故が発生してしまった際、人体に伝わる衝撃をなるべく和らげることによって、傷害の重症度を低減しよう、という考え方である。

インパクトバイオメカニクスは、傷害コントロールを実現するための学問であり、衝撃時にどのように人が挙動し、傷害が発生するのか、ということを理解することを目指している。主な研究事項としては以下が挙げられる。

- ・傷害の定義と、その傷害が発生するメカニズム
- ・傷害についてのパラメータ、閾値の定量化
- ・乗員を傷害から守るシステムの開発
- ・人の挙動をまねるような衝突ダミー、シミュレーションモデルの作成

### 2.1.2 傷害基準

傷害は、鋭的傷害と鈍的傷害の二通りに分類される。鋭的傷害はナイフのような鋭的な物体や、弾丸などのような発射物に起因する傷害であり、エネルギーがある1点に集中した結果発生する傷害である。鈍的傷害は、生体が鈍器と接触し、人体の広範囲にわたって影響を受けた結果発生する傷害である。

鈍的傷害は3通りのメカニズムが存在する。(Fig.2-1)

- ✓ 圧迫などにより、組織が弾性的に変形した結果生じる傷害
- ✓ 体内に衝撃波が発生し、粘性抵抗を超えた結果生じる傷害
- ✓ 内部組織が強い慣性力を受けた結果生じる傷害

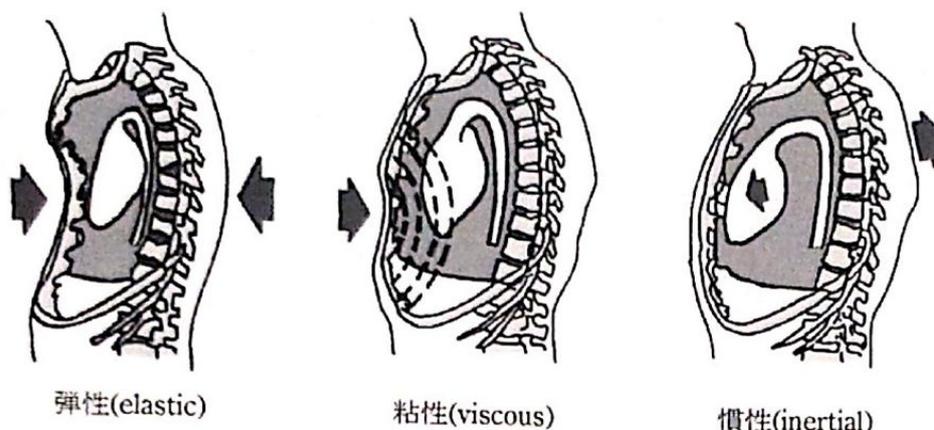


Fig. 2-1 Mechanism of Blunt Injury [9]

ある傷害について評価を行う際、まずこの3種のメカニズムのうちどれに基づいた傷害メカニズムかを特定する。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身体の部位と、その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 Criteria) と言う。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、と定義する。この傷害基準の閾値は傷害耐性と呼ばれる。

### 2.1.3 傷害のスケール

傷害の種類と重症度を数値的に表現するために、傷害スケールという考え方が用いられる。インパクトバイオメカニクスでしばしば用いられるのは、簡易傷害スケール(Abbreviated Injury Scale: AIS)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、長いスパンで見た傷害の結果よりも、その瞬間における傷害自体を評価している。

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Table 2-1に示す。

Table 2-1 AIS Example [9]

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	

### 2.1.4 傷害リスク関数

傷害基準は、定義上は「ある値を超えると一意に傷害が発生する」としているものの、現実には傷害基準と傷害の有無の関係にはばらつきが存在する。従って、傷害基準の値と傷害発生の有無について統計的な処理を行う必要がある。

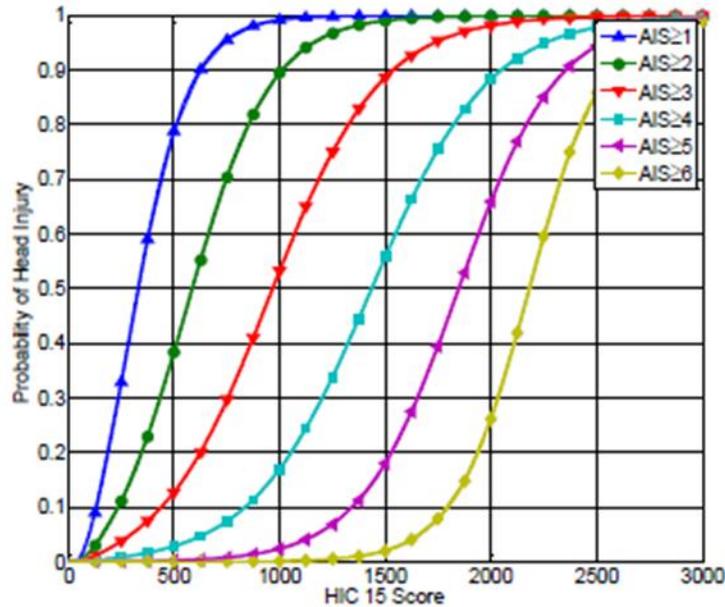


Fig. 2-2 Example of Injury Risk Curve [10]

傷害リスク関数は、傷害が発生する確率を、傷害基準値の関数として表したものである。傷害リスク関数はしばしばワイブル分布やロジスティック分布を用いて近似される。これらの分布のパラメータを求める手法として、最尤推定法がよく用いられている。

Fig.2-2 は、頭がい骨骨折についての傷害基準である HIC 値についての傷害リスク関数である。多くの研究にて傷害リスク関数の推定がなされている。 [11]

### 2.1.5 傷害基準の活用方法

現実問題に対して傷害基準を用いて評価を行うためには、ある衝撃に対して傷害値がどうなるかを知る必要がある。傷害値データを得る手段として主要なものは 2 通りである。

1 つ目は、実験によるものである。事故発生時と同一の衝撃を、実際に人体に加えることによって、傷害値のデータを獲得する。ただし、生きている人間に対して傷害が発生するような衝撃を加えることは、倫理上難しい。そこでしばしば用いられるのが「衝突ダミー」と呼ばれるものである。衝突ダミーの例を Fig.2-3 に示す。

衝突ダミーとは、各部の寸法や質量、質量分布、衝突の結果としての挙動を人間と一致する（この性質は「生体忠実性」と呼ばれる）ように作られた人形である。衝突ダミーには、傷害基準値の計測に必要な傷害値を測定するための測定器が取り付けられている。衝突ダミーを用いることで、ある衝撃が加わった際の傷害基準値を得ることができる。実際に人体から得られる値に近い傷害値が得られる一方、実験が容易に行えないというデメリットが存在する。

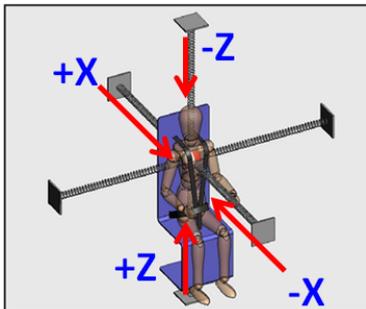


Fig. 2-3 Crash Dummy [10]

なお、衝突ダミーは、衝突方向に応じて複数種類存在する。例えば HybridIII は、自動車の前面衝突、すなわち人体前方への荷重について傷害評価を行うための衝突ダミーである。自動車の前面衝突時は主に頭部・胸部・頸部・脚部に傷害が発生することが知られているため、HybridIII ではこの 4 か所の生体忠実性が、他の衝突ダミーに比べて高くなっている。また、Fig.2-3 のように性別差・体型差を設けたものも存在する。これは、体型・性差による傷害値のバラつき評価に用いるためである。

2 つ目の手段は、コンピュータシミュレーションである。人体や衝突ダミーがモデル化され、数理シミュレーションによって挙動が再現される。実験では得られないパラメータも得ることができるため、人体応答や傷害発生プロセスの理解を深めるのに役立つ。また、安全設計を行うためにも非常に有益である。一方で、あくまでシミュレーションであるため、バリデーションが必須となる。

なお、コンピュータシミュレーションの手段は主に 2 通りである。1 つ目は、マルチボディ解析である。人体、または衝突ダミーを、質点や剛体とジョイントで構成されたものとみなして解析を行う。マルチボディ解析は、計算速度が速く、全身挙動のおおまかな検討を行うのにしばしば用いられる。ソフトウェアとしては MADYMO がしばしば用いられる。2 つ目は有限要素解析である。有限要素解析においては、人体を連続体で近似して挙動の検討を行う。マルチボディ解析に比べて時間はかかるものの、マルチボディ解析よりも生体忠実性を上げているため、ある箇所について詳細に挙動の検討を行うのによく用いられる。ソフトウェアとしては LS-DYNA, THUMS などが挙げられる。



Upward accel.	+Z	eyeballs down
Downward accel.	-Z	eyeballs up
Forward accel.	+X	eyeballs in
Backward accel.	-X	eyeballs out

Fig. 2-4 Coordinates on Human

## 2.2 各部傷害メカニズムと傷害基準

本項では、本研究で注目する頸部と背骨についての傷害メカニズム、傷害基準について概説する。頸部と背骨に注目する理由は2.3において説明する。ここで、事前に人体における座標系を定義する。座標系を Fig.2-4 に示す。なお、力の方向の呼び方として、「その荷重がかかったとき、慣性力で眼球はどちらに動くか」という「eyeballs ~」という言い方をすることがある。

### 2.2.1 頸部傷害

#### 2.2.1.1 頸部傷害の傷害メカニズム[9]

頸部傷害は、頸部に働く軸力と曲げモーメントに起因する。特に両者が同時に作用しているとき、頸部にかかっている頸椎軸方向荷重（以下、これを $F_z$ と呼ぶ）及び前後方向曲げモーメント（以下、これを $M_y$ と呼ぶ。 $M_y > 0$ ：屈曲、 $M_y < 0$ ：伸展と呼ぶ。）の符号によって4つに呼び分けされる。その4つとは、引張 - 屈曲、引張 - 伸展、圧縮 - 屈曲、圧縮 - 伸展という4種類である。なお、 $F_z$ 及び $M_y$ の符号は Fig.2-5 の通りである。

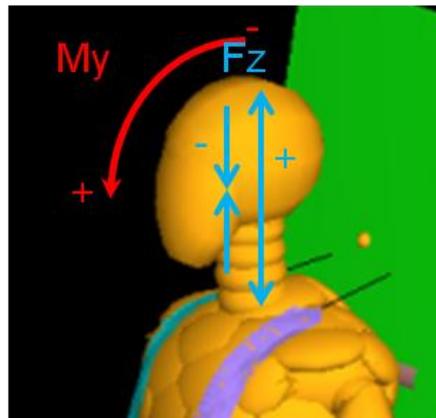


Fig. 2-5 Definition of  $F_z$  and  $M_y$

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。

#### 2.2.1.2 頸部傷害についての傷害基準

以上のメカニズムによって発生する頸部傷害について評価を行う傷害基準として、単純に $F_z, M_y$ のみを用いて評価する方法と、 $F_z, M_y$ の両方を考慮して評価を行う方法がある。特に後者について、以下で $N_{ij}$ と Lower Neck Beam Criterion を紹介する。

##### $\cdot N_{ij}$

$N_{ij}$ は、頸部上部において、前項中で紹介したメカニズムにより傷害が発生するときを用いる傷害基準である。 $N_{ij}$ の算出には、後頭頸にて測定された軸力 $F_z$ と、屈曲/伸展の曲げモーメント $M_y$ を用いる。以下の式で与えられる。

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_c} + \frac{M_y}{M_c} \quad (2.1)$$

ここで、 $F_c, M_c$ は軸力・曲げモーメントの閾値である。閾値は Table2-2 に示すとおりである。また、 $N_{ij}$ における  $i, j$  は引張 (T: Tension) か圧縮 (C: Compression) か、と屈曲 (F: Flexion) か伸展 (E: Extension) か、に対応する。例えば、圧縮 - 伸展メカニズムによる傷害を評価するときには、NCE を用いる、などと言う。この4つの  $N_{ij}$ のうち最大の値が評価に用いられる。自動車業界でしばしば用いられる閾値は1である。また、以下の傷害リスク関数が与えられている[12].

$$P(AIS \geq 2) = \frac{1}{1 + \exp(2.054 - 1.195N_{ij})} \quad (2.2)$$

**Table 2-2 Critical Value of Nij**

	Tension [N]	Compression [N]	Flexion [Nm]	Extension [Nm]
HybridIII 50M	6806	6160	310	135

**・ Lower Neck Beam Criterion**

Lower Neck Beam Criterion (以下 BC と表記) は、 $N_{ij}$  と同様、前項において概説したメカニズムに基づく頸部傷害の評価を行っているが、頸部の下部における傷害を検討しているという点で  $N_{ij}$  と異なっている[13]。導出式は  $N_{ij}$  と同様である。ただし、ここでの  $F_z, M_y$  は第 1 胸椎で測定した値を使用する。また、閾値についても異なった値 (Table 2-3) を使用する。

なお、傷害リスク関数は以下で与えられている。

$$P(AIS \geq 2) = \frac{1}{1 + \exp\left(\frac{1 - BC}{0.19}\right)} \quad (2.3)$$

**Table 2-3 Critical Value of Beam Criterion**

	Tension [N]	Compression [N]	Flexion [Nm]	Extension [Nm]
HybridIII 50M	5660	5430	141	61

**2.2.1.3 むち打ち症状の評価**

自動車業界においてしばしば評価が行われる頸部傷害として、むち打ちがあげられる。むち打ちのメカニズムについては現在も多くの研究が行われているが、現在にいたるまでそのメカニズムは解明されていない。

なお、むち打ちを評価するための傷害基準は多くのものが開発されている。例えば、NIC[14]、Nkm[15]、IV-NIC[16]、NDC[17]などがある。

国内においては、碓らの研究[18]が自動車アセスメント[19]に応用されている。

## 2.2.2 背骨傷害

背骨の傷害は，背骨にかかる圧縮力，またはせん断力を原因として発生する．いずれにおいても，背骨を構成する椎骨において骨折が発生する[20][21]．

背骨の傷害に対する傷害基準としては，背骨に発生する圧縮荷重，またはせん断荷重がそのまま用いられる．背骨の圧縮荷重についての傷害リスク関数は様々なものが考案されているが，以下では，BDRCに策定に用いられたデータを腰椎での圧縮荷重に変換して作成した傷害リスク関数[22]を提示する．このとき， $F_{lumbar}$ の単位は[N]とする．

$$P(AIS \geq 2) = 1 - \exp\left(-\left(\frac{F_{lumbar}}{7570}\right)^{18.5}\right) \quad (2.4)$$

## 2.2.3 BDRC

BDRC (Brinkley Dynamic Response Criterion) とは，Brinkleyにより提唱された人体安全性評価手法である[23]．人体を胸の1質点で代表させて，バネマス方程式を解くことで安全性評価をおこなう手法である．具体的には，以下の手段にのっとる．[5]

1. 機体にかかる加速度のプロファイルを，成分ごとに整理する ( $= A_x(t), A_y(t), A_z(t)$ )
2. 以下のバネマス方程式を成分ごとに解く．ただし，特性値は Table 2-4 の通りである．

$$\begin{aligned} \ddot{x} + 2\zeta\omega_n\dot{x} + \omega_n^2x &= A_x(t) \\ \ddot{y} + 2\zeta\omega_n\dot{y} + \omega_n^2y &= A_y(t) \\ \ddot{z} + 2\zeta\omega_n\dot{z} + \omega_n^2z &= A_z(t) \end{aligned} \quad (2.5)$$

3. 得られた解に対して，以下の式を用いて動的応答を求める．そのうえで，どの瞬間においても式(2.7)の $\beta$ が1よりも小さければ「許容」，そうでなければ「棄却」とする．

$$\begin{aligned} DR_x(t) &= \frac{\omega_n^2x(t)}{g} \\ DR_y(t) &= \frac{\omega_n^2y(t)}{g} \\ DR_z(t) &= \frac{\omega_n^2z(t)}{g} \end{aligned} \quad (2.6)$$

$$\beta(t) = \sqrt{\left(\frac{DR_x(t)}{DR_x^{lim}}\right)^2 + \left(\frac{DR_y(t)}{DR_y^{lim}}\right)^2 + \left(\frac{DR_z(t)}{DR_z^{lim}}\right)^2} \quad (2.7)$$

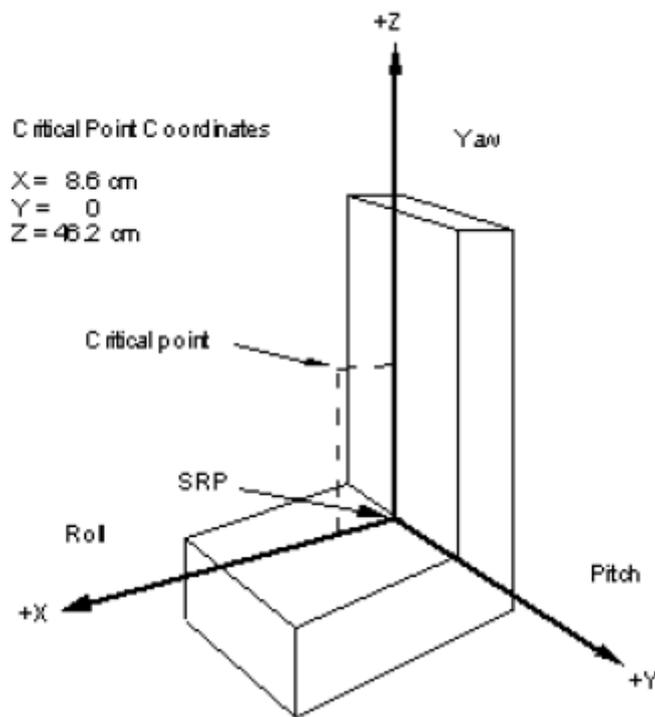


Fig. 2-6 Seat Environment in BDRC method [5]

Table 2-4 Parameters in BDRC [5]

	X		Y		Z	
	Eyeballs out $x < 0$	Eyeballs in $x > 0$	Eyeballs left $y < 0$	Eyeballs right $y > 0$	Eyeballs up $z < 0$	Eyeballs down $z > 0$
$\omega_n$	56.0	62.8	58.0	58.0	47.1	52.9
$\zeta$	0.04	0.2	0.07	0.07	0.24	0.224

Table 2-5 Injury Risk Based on BDRC [5]

Axis	Direction	Low (<0.5%)	Medium (0.5% to 5%)	High (5% to 50%)
X	Eyeballs out	$-28 \leq DR_x < 0$	$-35 \leq DR_x < -28$	$-46 \leq DR_x < -35$
	Eyeballs in	$0 \leq DR_x < 35$	$35 \leq DR_x < 40$	$40 \leq DR_x < 46$
Y	Eyeballs left	$-15 \leq DR_y < 0$	$-20 \leq DR_y < -15$	$-30 \leq DR_y < -20$
	Eyeballs right	$0 \leq DR_y < 15$	$15 \leq DR_y < 20$	$20 \leq DR_y < 30$
Z	Eyeballs up	$-13.4 \leq DR_z < 0$	$-16.5 \leq DR_z < -13.4$	$-20.4 \leq DR_z < -16.5$
	Eyeballs down	$0 \leq DR_z < 15.2$	$15.2 \leq DR_z < 18.0$	$18.0 \leq DR_z < 22.8$

## 2.3 各加速度方向に対する人体安全の取り組み

ここでは、各業界において着目されている衝撃の加速度方向、その加速度が作用することによる人体の基本挙動、傷害箇所をまとめる。特に、本研究で着目する加速度方向は、第1章で提示した通り、+X方向（eyeballs in）、+Z方向（eyeballs down）の加速度の2つである。本項ではこの2方向について扱う。

### 2.3.1 +X方向（自動車の後突条件）

#### 2.3.1.1 自動車業界での取り組み

自動車業界において重視される加速度方向の向きは、以下の3つである。

1つは、前突条件である。これは、自動車同士の衝突や、自動車が走行中に、前方の障害物に激突したときにおこる-X方向（eyeballs out）の加速度を想定した条件である。

2つ目は、側突条件である。これは、自動車の停止中・走行中に、自動車側面から激突されたときに発生する、±Y方向（eyeballs right or left）の加速度を想定した条件である。

3つ目は、後突条件である。これは、自動車が後ろから激突を受けたときに発生する、+X方向（eyeballs in）の加速度を想定した条件である。

以上3条件について、傷害基準に基づいた規定がなされている[24]。ここでは、本研究に關係する+X方向の加速度を想定している、後突条件について概説する。

#### 2.3.1.2 後突時の人体挙動メカニズム

自動車の後突事例において主に注目される箇所は頸部である。Fig.2-7に、自動車後突時の頸部のふるまいを模式化した図を示す。

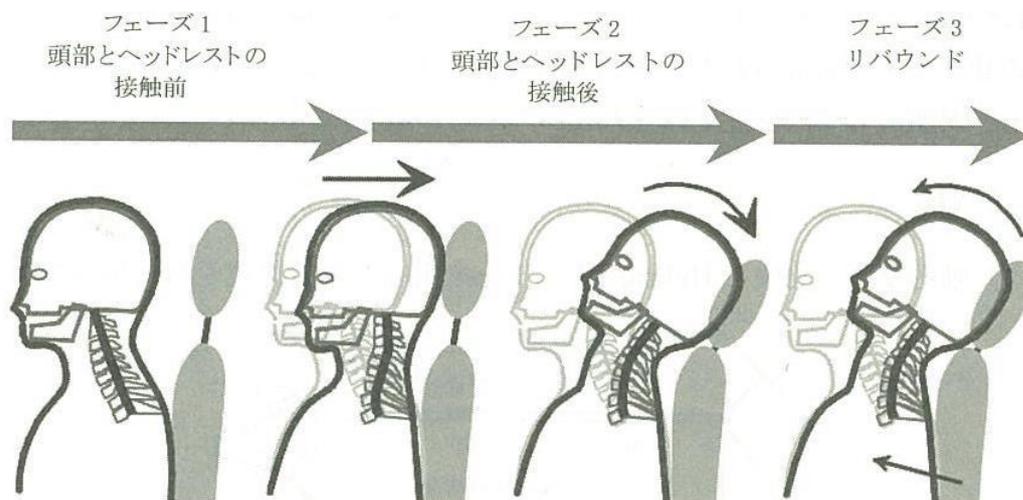


Fig. 2-7 Mechanism of Neck Injury in Rear Impact Case [9]

各々のフェーズについて詳説を行う。

まずフェーズ1にて、人体に後ろから衝撃が加わると、頭部は慣性力により椅子に向けて移動を始める。一方、体部は背もたれからの反力によってほとんど動かない。その結果、頭部のみが後方に移動し、本来であれば前方に傾いている頸部が一部のみ後方に傾いているような形状を取る。この状態はしばしば「頸部のS字変形」と呼ばれる。

次にフェーズ2にて、ヘッドレストの後退とともに頸部の曲げが解放される。このとき、頸を上昇させることによって、頸部の付け根から頭まで全体が後ろにのけぞるような体勢を取る。ヘッドレストの後退が終わった時点でフェーズ2は終了する。

最後に、フェーズ3に移行する。フェーズ3においては、ヘッドレストにたまった弾性エネルギーが解放され、ヘッドレストがリバウンドする。ヘッドレストに押し返される形で頭部が前に押し出される。その結果、頭部から頸部にかけて、前に投げ出されるような挙動をする。

### 2.3.1.3 後突条件下での傷害評価

Fig.2-7の後突条件において、頸部に対する圧縮力・引張力はあまり発生しない。従って、2.2.1.1にて詳説した頸部傷害メカニズムに基づく椎骨などの傷害は発生しにくいことが言える。この理由により、後突条件においては $N_{ij}$ を用いた頸部傷害の評価を行うことはない。

一方、むち打ちはしばしば発生するため、 $N_{IC}$ や $N_{km}$ といった、むち打ちに関連した傷害基準が主に参照される。

## 2.3.2 +Z方向（航空機、アボート条件）

### 2.3.2.1 航空業界での取り組み

自動車は水平面に動く機械であるため、人体に与えられる衝撃の大半は±X、±Y方向の加速度方向である。しかし、航空機は3次元的に動くため、その次第ではない。航空機においてハザードと考える+Z方向（eyeballs down）の加速度を受ける状況の例として、以下の2つを概説する。

1つ目は旅客機などの航空機に不慮の事態が発生し、海上に着水するようなケースが該当する。このとき、航空機は腹の部分で着水するため、乗客・乗組員に対しては頭上（+Z方向、eyeballs down）方向への荷重を受ける。

2つ目は、戦闘機などにおけるアボートケースである。戦闘機に対して何かしらの事態が発生した時、座席と乗員のみを上方に射出させるような形でアボートが行われる。このとき、座席を上を打ち上げるような衝撃を座席に与えないといけない。この打ち上げのタイミングにおいて、乗員は頭上方向への荷重を受ける。

これらのようなケースを、以下では簡単に「アボート条件」と呼称することにする。

### 2.3.2.2 アボート時の人体挙動メカニズム

アボート条件で傷害が発生すると言われているのは背骨である。以下で人体挙動の概説にあたり、Fig.2-8 に背骨の概形を示す。

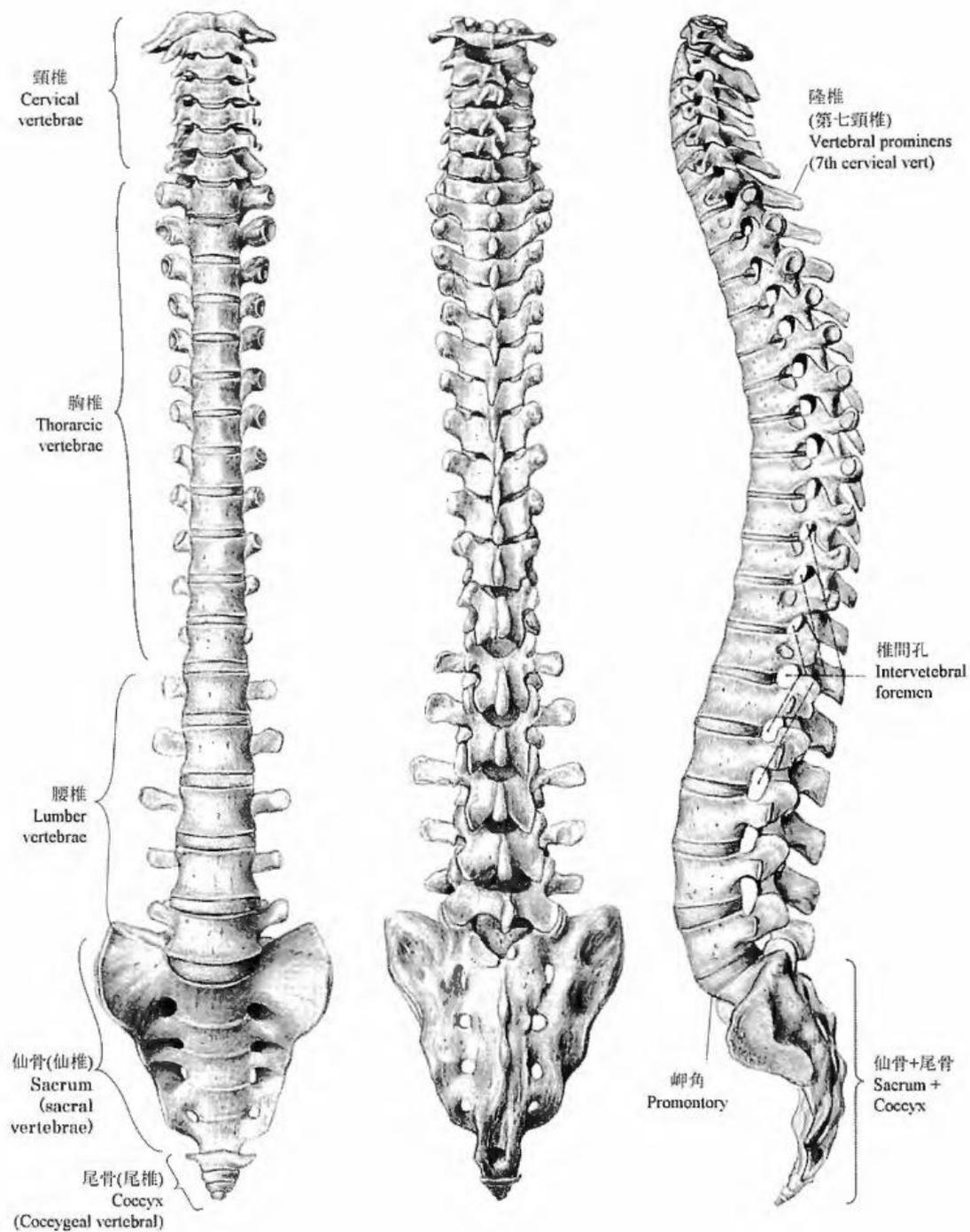
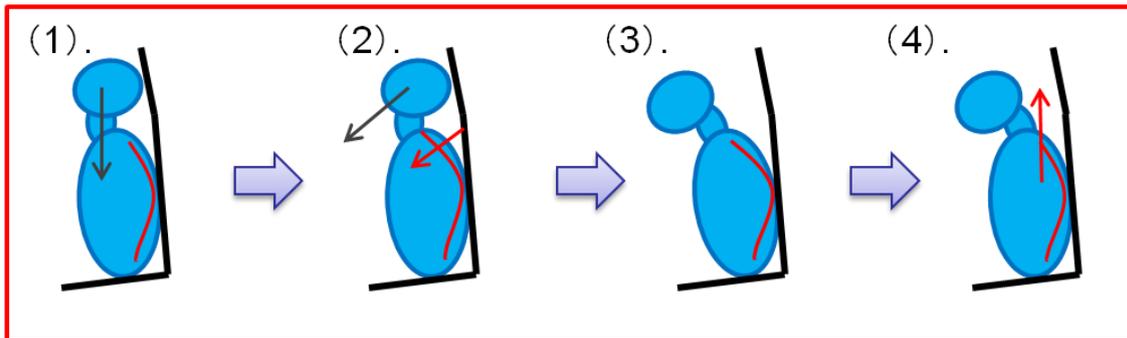


Fig. 2-8 Spinal Column [25]

left: a front view, middle: a rear view, and right: a right view



**Fig. 2-9 Mechanism of Spinal Injury in Aborting Case**

ここで注目すべきは、胸椎周辺の形状である。胸椎は、人体後方に対して凸な形状をとっている。このようになっている理由としては、人間が直立する上でバランスをとるのに都合が良いからである。

さて、この背骨に対して+Z方向の荷重がかかったときの挙動を概説する。以下に模式図を示す。大まかには以下の流れに従う。

1. 頭部に慣性力がかかる。このとき、この慣性力が、背骨に対して前屈させるようなモーメントとなる。その結果、背骨が前に倒れる。
2. 背骨が前に倒れるのに伴い、頭部も前方に投げ出される。
3. 背骨の前屈運動が、(多くの場合取り付けられている)肩のシートベルトによって阻害され、最終的に停止する。このとき、背骨には曲げのエネルギーが蓄積する。
4. 前段階にて蓄積した背骨の曲げエネルギーを解放するべく、背骨が少しずつもとに戻る。

### 2.3.2.3 アボート条件下での傷害評価

アボート条件においては、前項にて概説したメカニズムに基づき、背骨に対する圧縮荷重が発生する。これが背骨における傷害の原因となる。

航空業界における背骨に対する耐性値として、例えば FAA (Federal Aviation Administration) においては、1500[lb]が用いられる[26]。他の団体、規定においても同じ程度の値がしばしば用いられている。

---

## 第3章 解析手法

---

## 3.1 MADYMO

本研究では、マルチボディシミュレーションソフト「MADYMO」を使用する。MADYMOは、「MAtheMaticAl DYnamic MOdel」の略称で、TASS社によって開発されている。自動車業界においてしばしば用いられるソフトウェアであり、特徴としては以下が挙げられる。

- ✓ ライブラリに多くの衝突ダミーが含まれている
- ✓ ライブラリに、タイヤ、エアバッグ、ベルトといった自動車の構成要素が含まれている
- ✓ FEM要素も連成が可能なマルチボディ解析ソフトである
- ✓ 他のソフトウェアに比べて、計算速度の点で優れている
- ✓ ダミー全体に対しておおまかな挙動を確認するのに利用される

MADYMOの理論などは[27]に表記されている。

## 3.2 解析モデルの構成

MADYMOにおいて構築した解析用座席・ダミーモデルの図をFig.3-1に示す。また、人体ダミーをワイヤーで表現した図をFig.3-2として示す。概要を以下に詳説する。

### 3.2.1 ダミーモデル

本研究で用いる解析モデルでは、衝突ダミーとしてBioRID IIのfacet型モデルを用いた。BioRID IIは、自動車業界において後突事例の解析を行う際、実験に用いられる衝突ダミーである。汎用的に用いられる衝突ダミー「Hybrid III」をベースに作成されているものの、その大きな特徴は、頸椎から腰椎にかけての24本の椎骨を再現していることである。これにより、後突発生時にしばしば傷害が発生する頸部について、他の衝突ダミーよりも優れた生体忠実性をもって評価を行うことができる。

MADYMO上では、facet型のダミーモデルで構築されている。facet型とは、外形をメッシュで作成した上で、そのメッシュを完全に固定して剛体とした物体によって形成されているモデルである。MADYMOのBioRID II facetモデルは、96個のfacetでできた剛体によって構成されていて、およそ80の自由度を持つ。

BioRID IIの背骨のモデルについて、各々の椎骨はfacetで表現されている。椎骨同士は、回転自由度1のみを持つrevolute jointによってつながっていて、前後に傾く運動のみ可能となっている。背筋などの筋肉による影響は、revolute jointの特性で表現されている。体部表面はいくつかに分かれて構成されていて、各々が、高さを一とする椎骨とplanar joint（並進自由度2）でつながっていて、体部にかかった荷重はこれによって椎骨に伝達するようになっている。また、頭部にはupper neck load cellが、一番上の胸椎にはlower neck load cellが、

bracket joint (自由度 0) によってつながれている。頸部の上部・下部にかかる荷重・モーメントの測定は、この bracket joint の作用力・作用モーメントの値をもってなされている。[28]

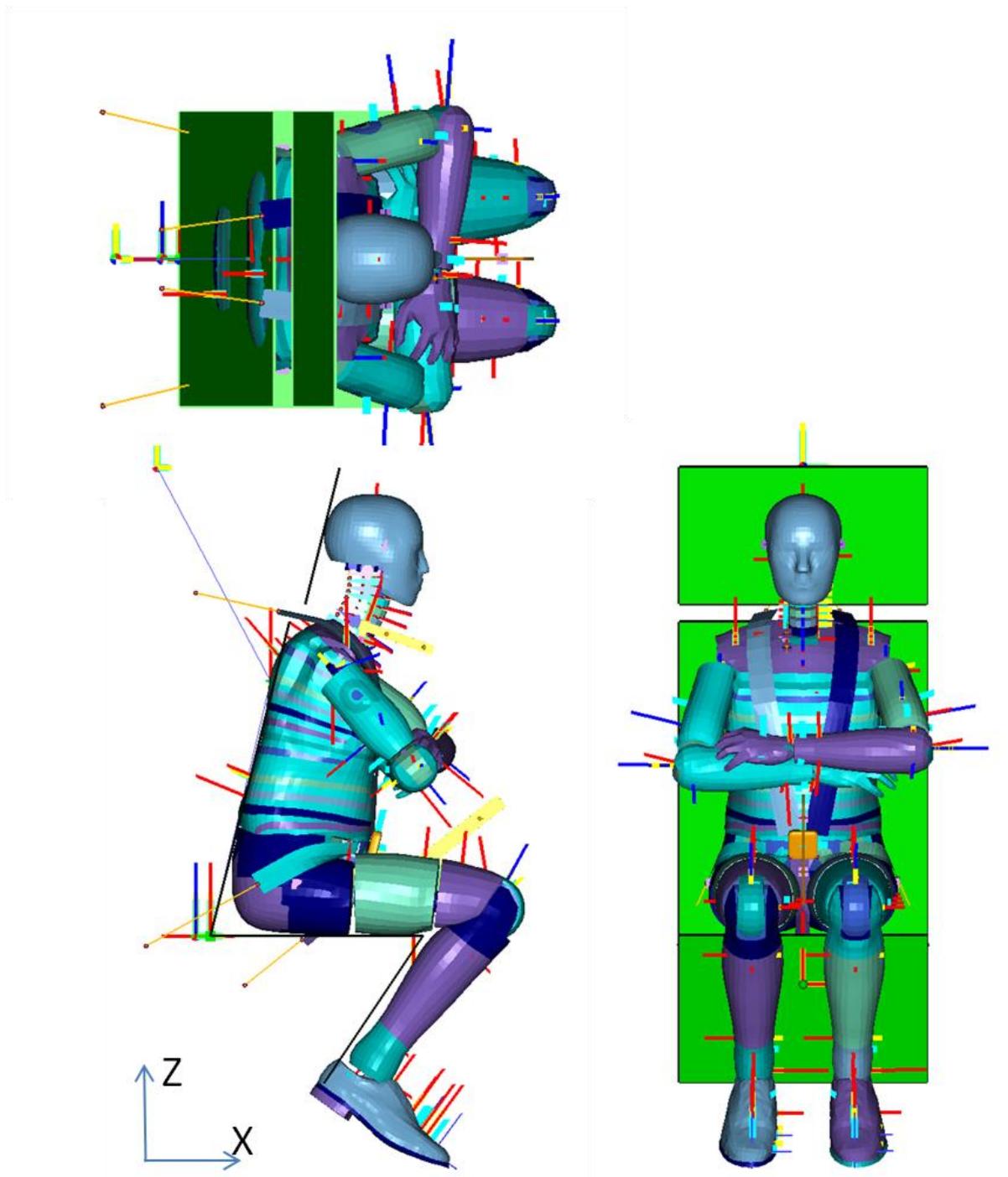
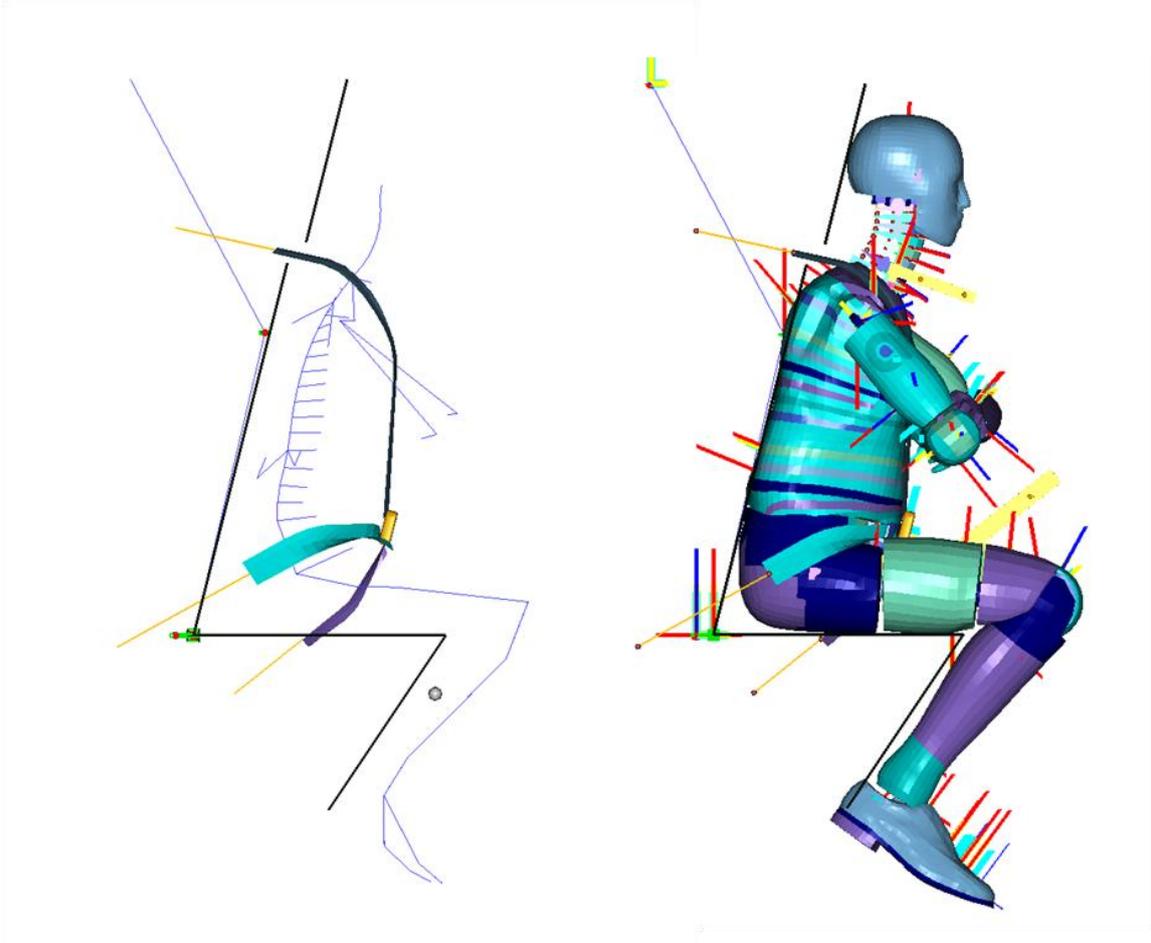
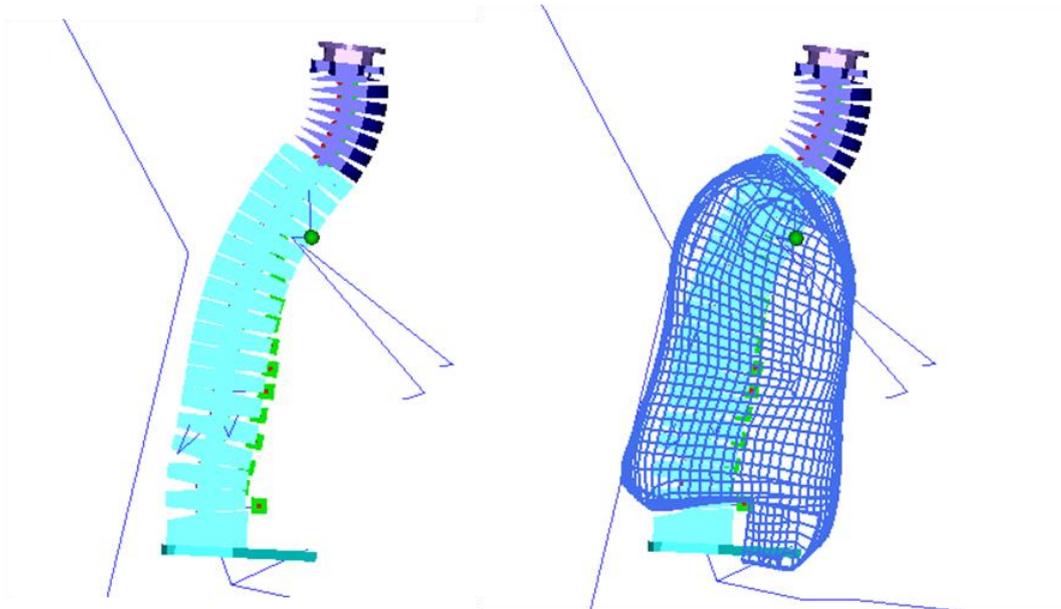


Fig. 3-1 MADYMO Analysis Model in This Research



**Fig. 3-2 Wire Model of Dummy**



**Fig. 3-3 Spine Modeling**

また、腕は主に手首 2 自由度、肘 2 自由度を持っている。下半身は足の付け根が 3 自由度、膝が 2 自由度、足首 3 自由度、つま先 2 自由度、靴 2 自由度を持つ。頭部は自由度を持たない。以上の 3 か所は HybridIII という汎用ダミーモデルのものを採用している。

以上で構成された MADYMO 上での BioRID II の動作は、ライブラリの時点ですでに合わせこみが行われている。個々の部位に対する主な合わせこみ内容は、背骨に対するスレッド試験の応答や、頭部の落下衝撃試験の応答などである。全体としての挙動のバリデーションは、自動車の後突試験と合わせこまれている。詳細は[29][30]に記載されている。

ダミーモデルとして BioRID II を選択した理由は以下の通りである。

本研究で考える着水衝撃は、+X 方向の加速度と+Z 方向の加速度を発生させる。ここで、第 2 章において言及した通り、+X 方向の加速度に対しては主に頸部が、+Z 方向の加速度に対しては主に胸椎から腰椎までの背骨に損傷が発生することが知られている。しかし、頸部、背骨の両方に対して生体忠実性を持つダミーモデルは MADYMO のダミーモデルライブラリには存在していなかった。そこで、特に複雑な挙動を示す頸部について生体忠実性を持つダミーモデルであることを求めたため、BioRID II を選択した。

### 3.2.2 座席環境

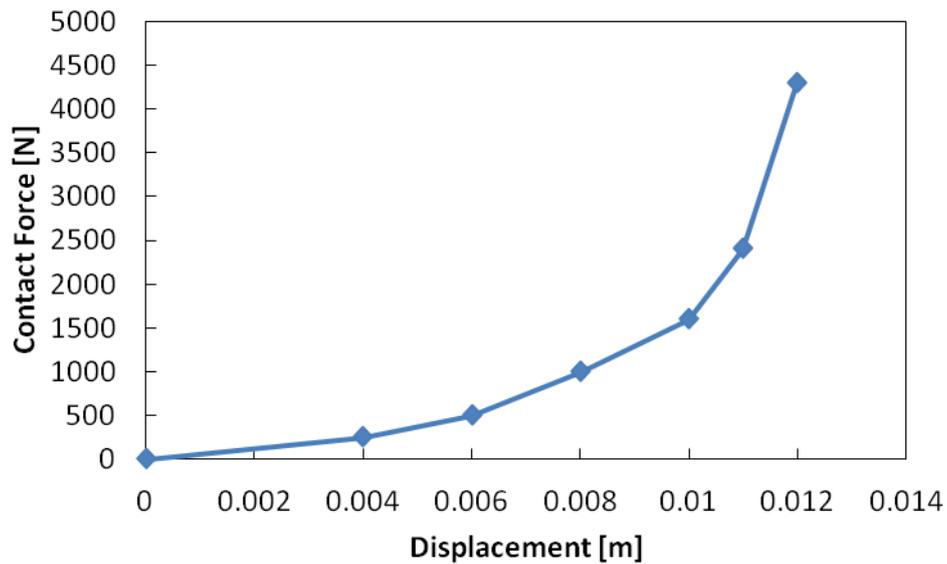
座席環境については、MADYMO 上で再現が可能である限り、文献[5][31]に従うものを作成した。

#### 3.2.2.1 座席の形状

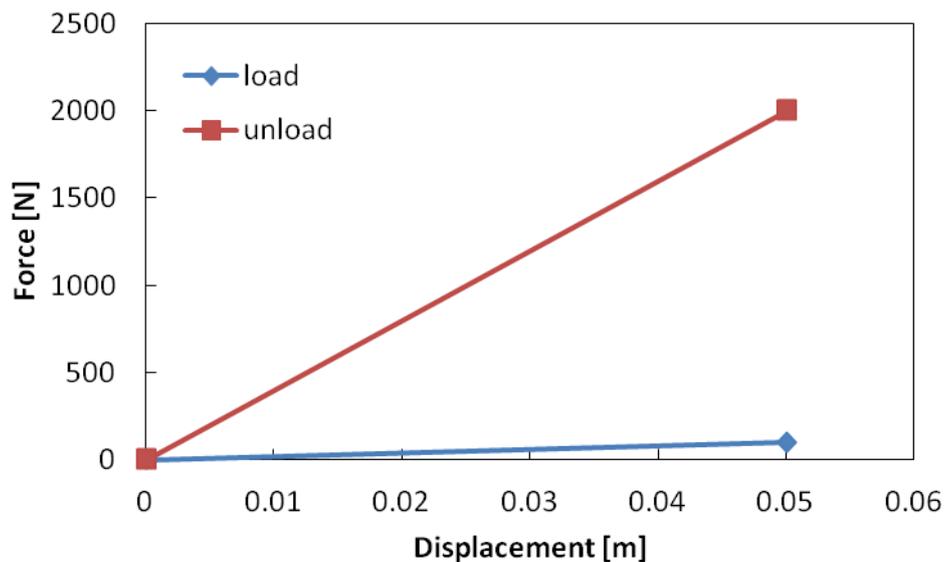
MADYMO 上に構築した座席は、以下の要件を満たすよう作成した。

- ✓ 背もたれ部分と腰かけ部分のなす角度がおよそ  $15^{\circ}$  となるようにした
- ✓ 腰かけ部分と脚部分のなす角度は適切な値を選択した。
- ✓ ヘッドレスト部分は、背もたれ部分の傾きと同じになるようにした。ただし、位置としては背もたれ部分よりも人体による方向に移動させた。

次に、座席とダミーに働く接触力について、貫入量と接触反力の関係として用いたものを Fig.3-4 に示す。これは、文献値を用いた[32]。なお、接触反力は剛体を構成している facet のメッシュ節点のうち、座席を表すサーフェスに最も貫入している節点の貫入量に応じて決定される。その接触反力は、サーフェスに貫入している全ての節点に分配されるようになっている。 [27]



**Fig. 3-4 Characteristic of Seat Contact Force**



**Fig. 3-5 Characteristic of Headrest Restraint**

また、ヘッドレストのジョイントとしては translational joint（並進自由度 1）を採用した。これは、X 軸方向に平行移動するようになっている。このようにした理由は、revolute joint では頭の動きに追従するようなヘッドレストを実現できなかったためである。ジョイントのレストレイント特性を Fig.3-5 に示す。本来は実データに基づいた特性値・ジョイントを採用すべきであったが、本研究では便宜上この様な処置を取った。

### 3.2.2.2 ハーネス（ベルト）

ハーネスとして、5点ハーネスを採用した。Fig.3-6に示す。5点ハーネスとは、肩の後ろから胸部に沿って張られたベルト2本、腰の後ろから骨盤に沿って張られたベルト2本、腰の下から股に沿って張られたベルトの合計5本のベルトで構成されたベルトシステムである。MADYMO上でベルトは、membrane要素で構成された有限要素モデルとしてモデリングがなされている。本解析モデルにおいては、幅を4点の節点で表現している。文献[5][31]で与えられていないベルトの特性値（ベルトの線密度、バックルの物性値など）は、MADYMOのサンプルファイルにて与えられているものとした。サンプルファイルにおけるベルトの物性値は、実際に用いられている値とのことだったのでこれを用いた。

なお、上記文献[5]中で「A value of 45 N (10 lbf) was chosen to ensure elimination of slack.」という規定があるが、このようにベルトの張力をMADYMO上で再現するのは不可能であった。そこで、以下の手順を踏んだ。まず、MADYMOの機能を用いて、衝突ダミーに対してベルトのフィッティングを行った。その後、ベルトを張るのに用いた座席側のベルトポイントを、座席系からX軸方向に-30mm変位させた。このようにして、張力を強めたベルトを張って緩みを抜く、ということを疑似的に再現した。(Fig.3-7)

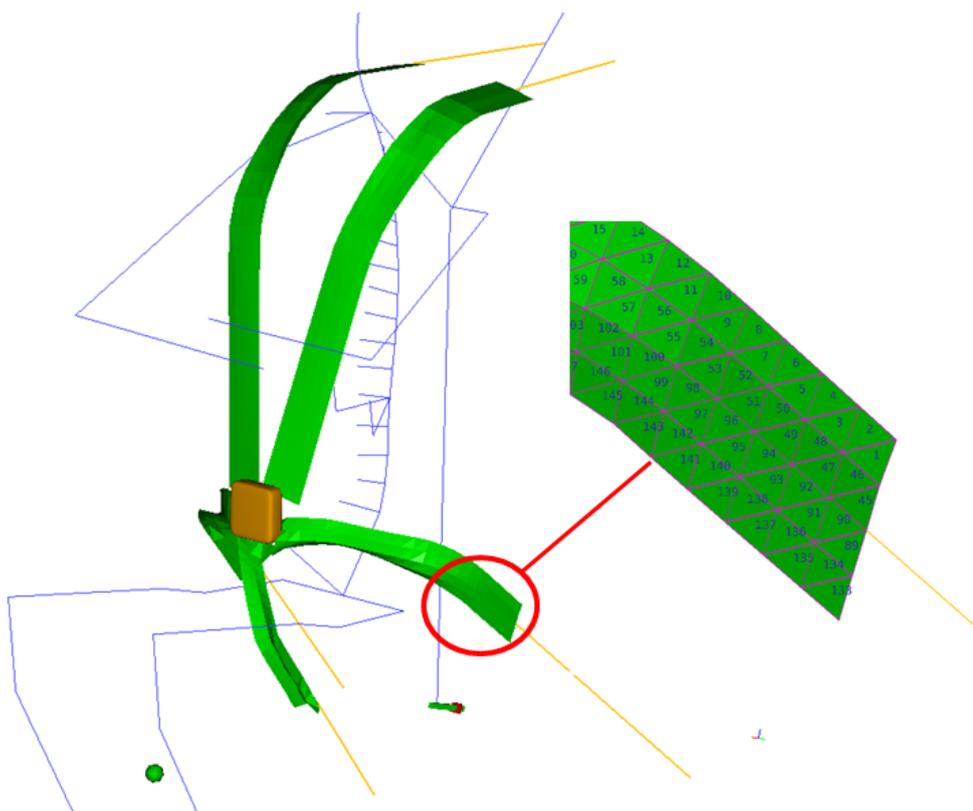
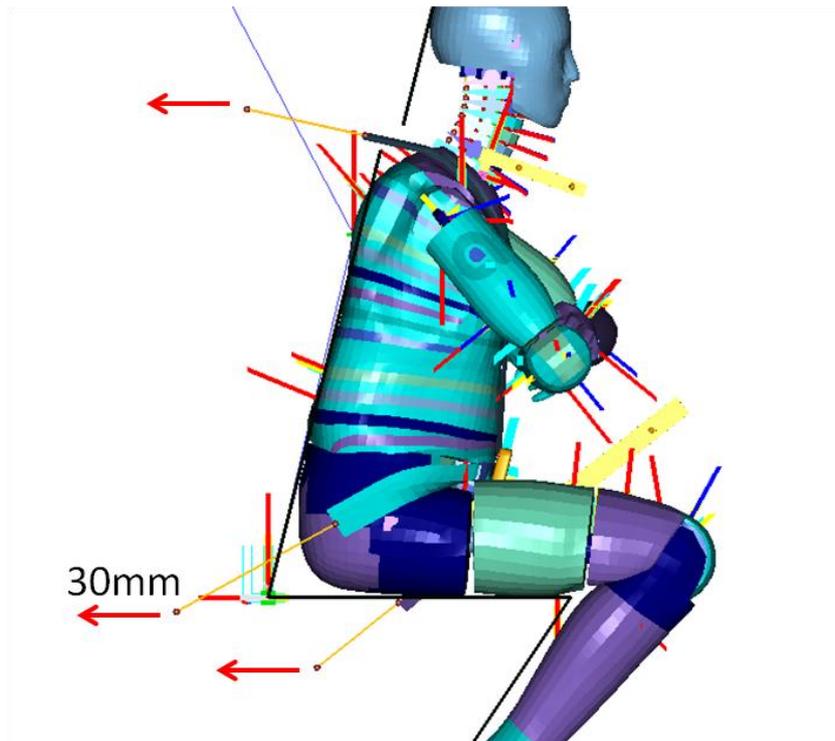


Fig. 3-6 Harness Modeling



**Fig. 3-7 Belt Tightening**

### 3.2.3 初期の姿勢

ダミーの初期の姿勢は以下のように定めた。

- ✓ 頭はヘッドレストとわずかに接触しているようにクルー頸部の角度を調整した。この理由について、カプセル落下の際、クルーは上を向いて寝そべるような体勢を取っている。このとき、あえてヘッドレストから頭部が離れるようにはせず、頭がヘッドレストに乗せてリラックスした状態であることが考えられる。そこで、初期状態では頭部がヘッドレストにくっついている状態にする必要があったため、頭部とヘッドレストをわずかに接触した状態にした。
- ✓ 背中では背もたれにくっつくよう、背骨を伸展させた。この理由も頭部と同様で、カプセル落下にて背もたれにもたれるような体勢をとっていると考えられるためである。
- ✓ 腕は組んだ状態とした。この理由は、腕を伸ばした状態で解析を行うと、背もたれと座席の接触によって腕が激しく変動するためである。激しく変動した結果、まれにシミュレーション上で腕のみが遠方に飛び去る自体が発生した。本研究では、これを防ぐため、あらかじめ腕を組んだ状態にすることで、背もたれと腕が接触しないようにした。

### 3.2.4 測定した傷害値

解析において測定を行った傷害値を以下に列挙する。(Fig.3-8)

#### 頸部：

- ✓ 上部・下部における前後方向せん断力 $F_x$ (CFC1000)
- ✓ 上部・下部における軸方向引張・圧縮力 $F_z$ (CFC1000)
- ✓ 上部・下部における前後方向曲げモーメント $M_y$ (CFC600)

なお、頸部上部・頸部下部位はそれぞれ upper neck load cell 及び lower neck load cell で測定されている。

- ✓ NIC 値(CFC60)

これは MADYMO の機能で自動的に計測されるため、この値を参照している。

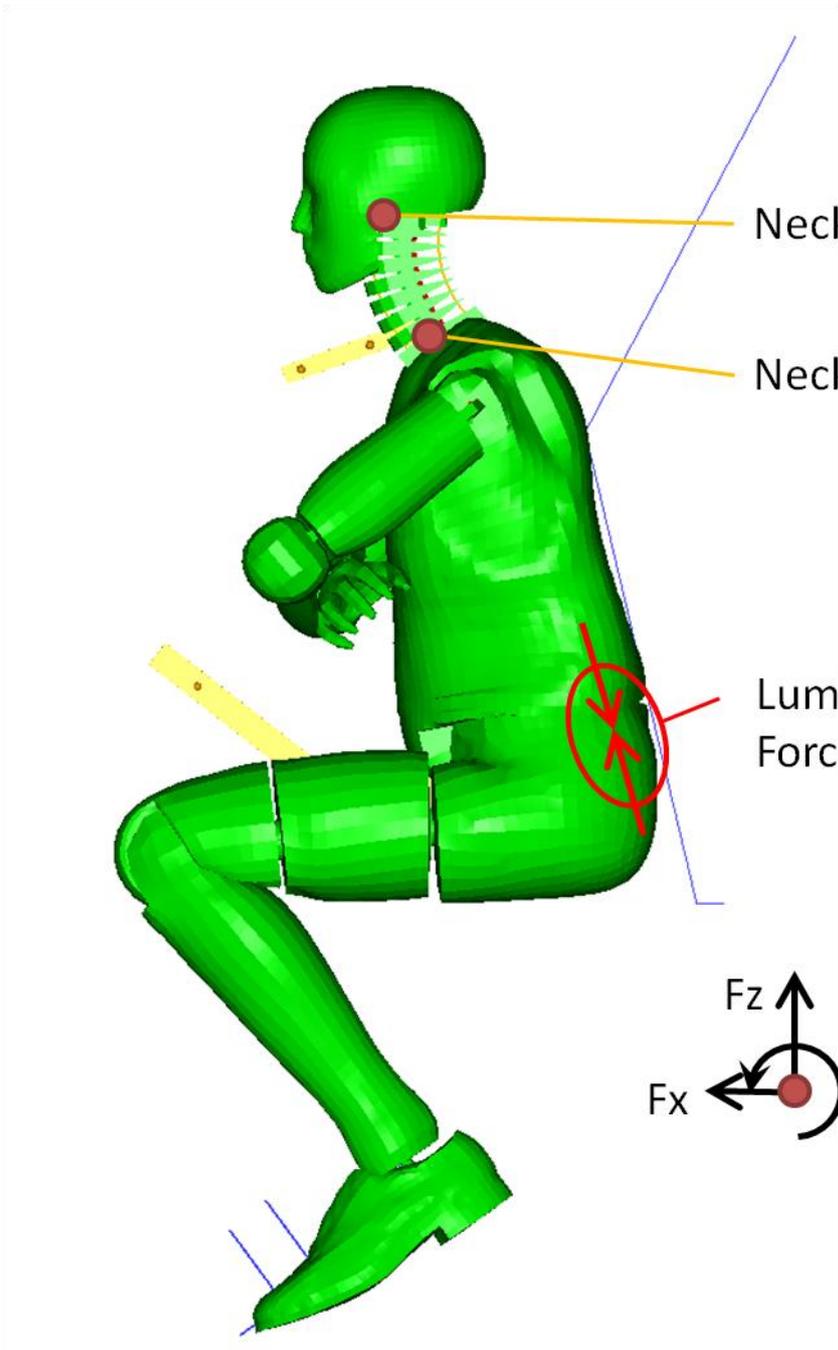
#### 腰椎：

- ✓ L5/L4 間ジョイントの Z 方向作用力（以下ではこれを腰椎荷重、特に負の値のとき、その絶対値を腰椎圧縮荷重と呼ぶ）

BioRID II では一部の他モデルと異なり、腰椎の下部において背骨軸方向荷重を求めるための load cell が存在しない。従って、MADYMO の機能によって腰椎にかかる圧縮力を計算することはできなかつたため、腰椎関節を構成するジョイントにかかる軸方向作用力をもって圧縮荷重とした。なお、L5/L4 間ジョイントとは、一番下の腰椎椎骨(L5)と、その1つ上の腰椎椎骨(L4)の間にあるジョイントをさす。

#### 他：

BioRID II の機能に、頭部の傷害値を測定する機能、及び傷害基準値へと変換する機能が備わっていた。これを用いて頭部の傷害基準値を求めた。



**Fig. 3-8 Referred Injury Parameters**

### 3.3 着水衝撃加速度

#### 3.3.1 着水シミュレーション[33]

MADYMO 上に印加する加速度として，着水シミュレーション[33]によって得られた結果を用いる．このシミュレーションでは，過去に NASA で行われたスケール実験[34]を，LS-DYNA を用いて再現している．

なお，この結果は，オフノミナルを想定した着水シミュレーションにより得られたものである．着水におけるオフノミナルについて説明する．本来カプセルは着水にいたる途中で，パラシュートを3つ展開して落下・減速を行う．このパラシュート3つの内1つが何かしらの理由で展開しなかったときを落下時における「ワースト・ケース」と定め，この時の落下条件を，着水におけるオフノミナル条件と定義する．

本研究で想定するカプセルの形状や仕様，および本研究でベースにした，着水によって機体に対して与えられる加速度のグラフを以下に示す．このとき，落下速度は 31.3[ft/s]，着水時ピッチ角は  $18^\circ$  である．

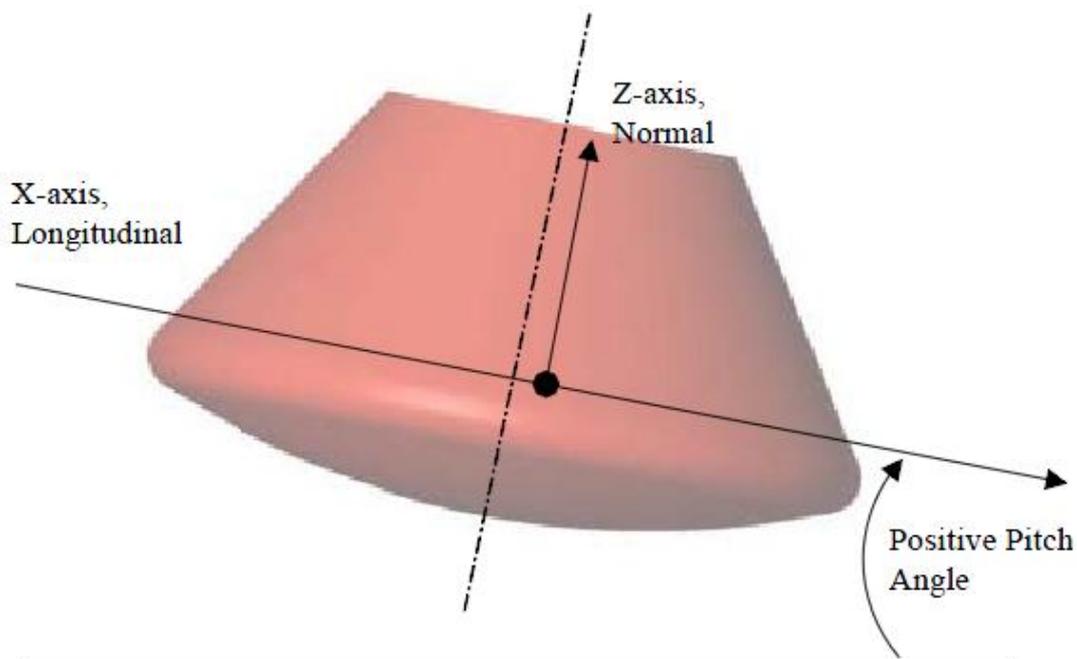
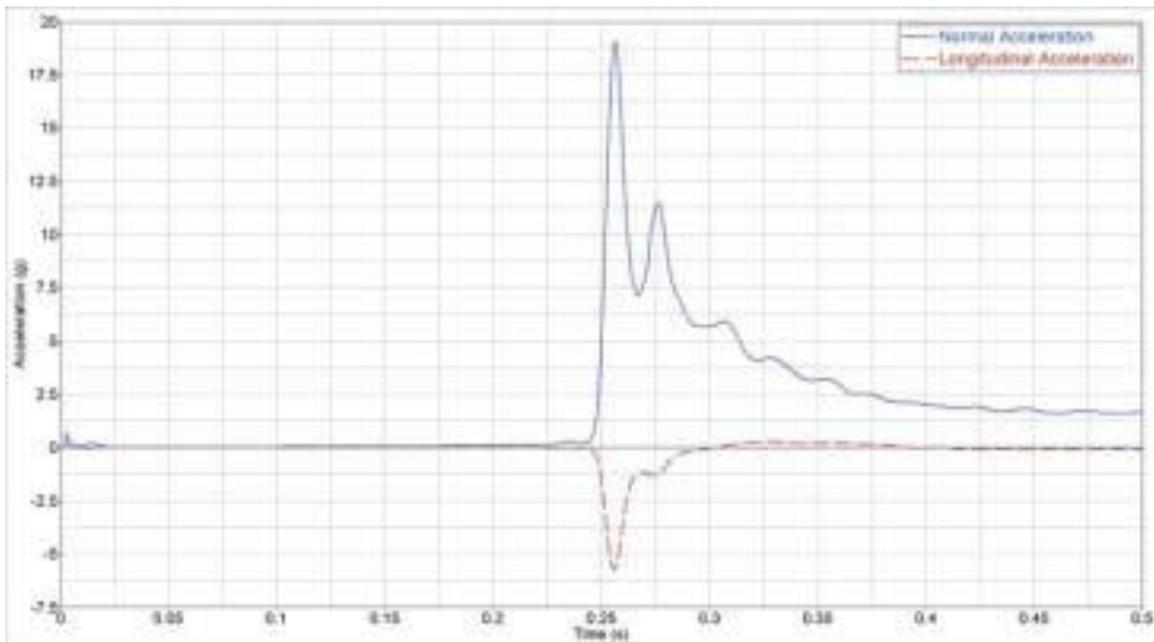


Fig. 3-9 Capsule Axes Definition [33]

**Table 3-1 Significant Capsule Parameters[33]**

Parameter	¼ Scale Model	Full-Scale Vehicle
Mass	4.18 slugs	267.3 slugs
Diameter, max	37.9 in	151.5 in
Height	21.5 in	86.2 in
Moment of Inertia:		
Ixx	3.01 slug ft <sup>2</sup>	3080 slug ft <sup>2</sup>
Iyy	3.80 slug ft <sup>2</sup>	3890 slug ft <sup>2</sup>
Izz	4.01 slug ft <sup>2</sup>	4100 slug ft <sup>2</sup>



**Fig. 3-10 Acceleration Time History Data from the 18-degree Pitch Impact [33]**

### 3.3.2 定式による近似

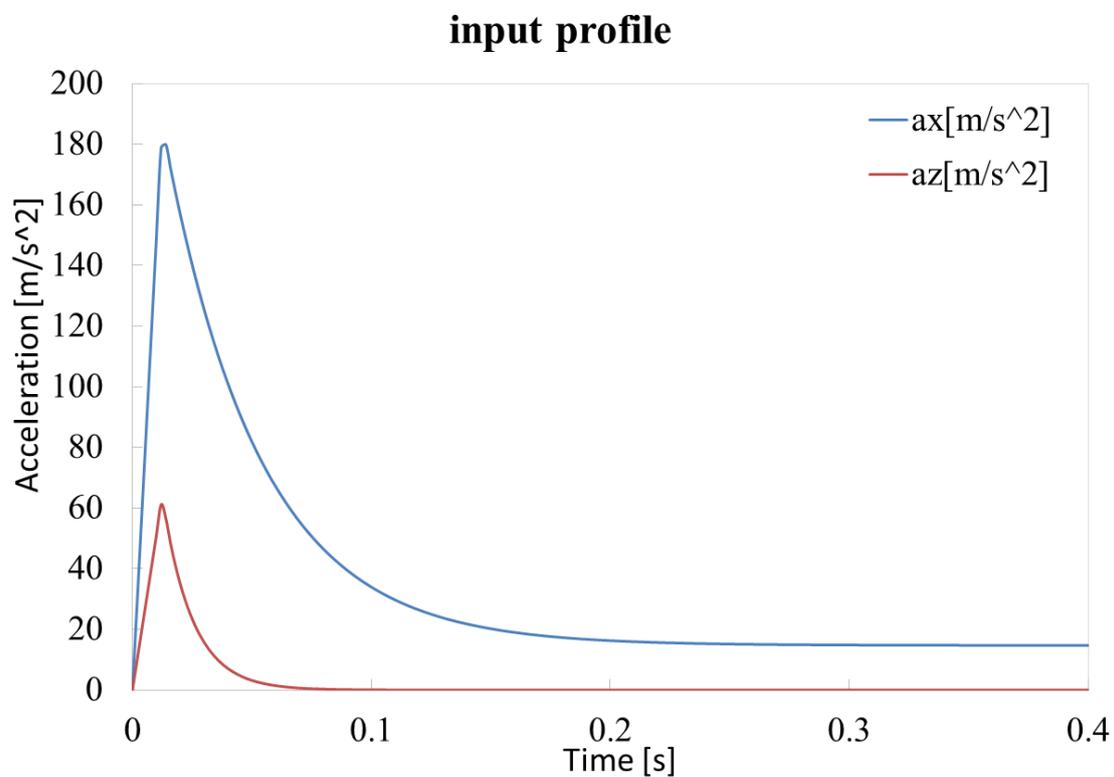
本研究でダミーに加速度を印加するにあたって、以下の式を用いて、機体加速度を近似した。

$$\mathbf{a}_x(\mathbf{t}) = \begin{cases} \frac{\mathbf{A}_x \mathbf{t}}{\mathbf{T}} & (\mathbf{t} < \mathbf{T}) \\ (\mathbf{A}_x - \mathbf{A}_{fx}) \mathbf{e}^{-(\mathbf{t}-\mathbf{T})c_x} + \mathbf{A}_{fx} & (\mathbf{t} > \mathbf{T}) \end{cases} \quad (3.1).$$

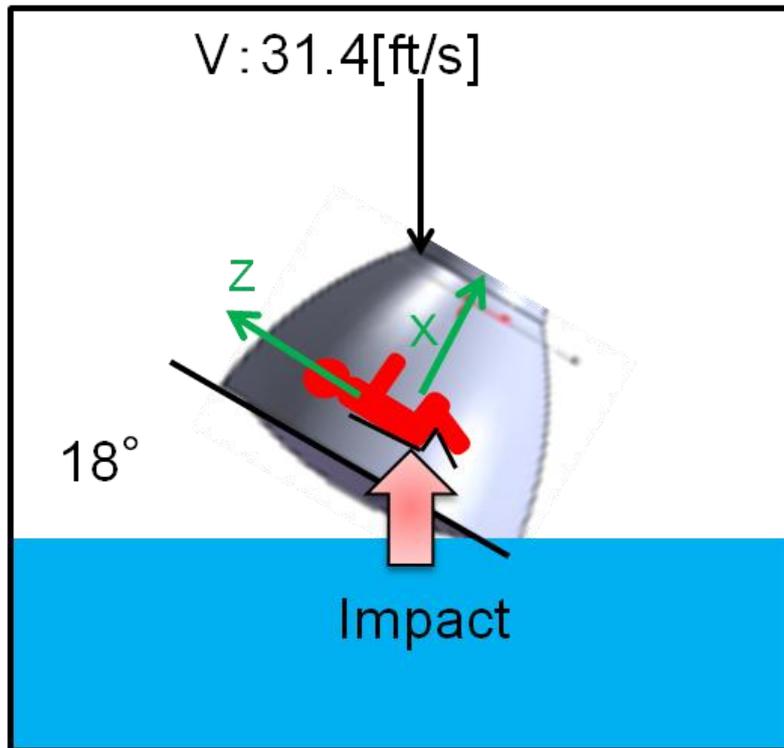
$$\mathbf{a}_z(\mathbf{t}) = \begin{cases} \frac{\mathbf{A}_z \mathbf{t}}{\mathbf{T}} & (\mathbf{t} < \mathbf{T}) \\ \mathbf{A}_z \mathbf{e}^{-(\mathbf{t}-\mathbf{T})c_z} & (\mathbf{t} > \mathbf{T}) \end{cases} \quad (3.2).$$

**Table 3-2 Input Acceleration Parameter's Reference Value**

$A_x$ [G]	$A_z$ [G]	$c_x$ [ $s^{-1}$ ]	$c_z$ [ $s^{-1}$ ]	$T$ [ms]	$A_{fx}$ [G]
19.0	6.5	25	80	12.5	1.5



**Fig. 3-11 Acceleration Time History after Approximation**



**Fig. 3-12 Coordinates of Capsule and Waterlanding Condition**

いずれの方向の加速度変化も、ピークを迎えるまでは比例的に上昇していき、迎えた後は指数関数的に減衰するようなものとなっている。また、x方向のみ終端加速度が存在しているが、これは着水後に沈み込んでいる様子を想定している。パラメータの意味合いは以下の通りである。

- ✓  $A_x, A_z$  : 各方向の加速度ピーク値
- ✓  $c_x, c_z$  : 各方向の加速度減衰係数
- ✓ T : 加速度ピークまでの時間
- ✓  $A_{fx}$  : x方向加速度の終端値

なお、これ以後、この6つのパラメータのことを「加速度波形パラメータ」と定義し、ここで近似に用いた各パラメータの値 (Table 3-2) を、以下では参照値と呼ぶ。

### 3.4 解析の条件

本解析では、座席を固定し、人体全体に対して慣性力をかけることで、座席系での解析を行う。

また、以下に、本研究で解析を行う条件をまとめる。

**Table 3-3 Analysis Condition**

MADYMO Version	7.4.2
Numerical Integration Method	Modified Euler Method
Time Step	5.0E-6 [s]
Analysis Time	t=0.0~0.40 [s]

---

## 第4章 着水衝撃による傷害の解明

---

## 4.1 緒言

本章では、次章にて着水衝撃と傷害確率の定式化を行うに当たって、着水衝撃によって人体がどのように挙動するかを定性的にまとめ、傷害発生メカニズムを予測する。その結果より、着水衝撃を考えるとときに注目すべき箇所を特定する。

また、解明した傷害発生メカニズムに基づいて座席の仕様を変化させることで、メカニズムの妥当性を示すとともに、座席の仕様に関する提言を行う。

## 4.2 人体挙動の定性的解明

ここでは、着水衝撃に対して人体挙動がどうなるのか、また、どの箇所において傷害が発生するかを、傷害基準の閾値との比較・人体メカニズムの考察という2つの観点から解明する。前者については、2章にて概説した傷害基準の値を参照する。後者については、2章にて触れた自動車後突条件、航空機アボート条件の2条件における人体挙動メカニズムと比較することによって達成する。

### 4.2.1 傷害基準値の参照

MADYMOを用いて解析し、第2章にて紹介した傷害基準の算出を行った。解析モデルは第3章に表記のものをそのまま用いた。また、参照する傷害基準としては、腰椎圧縮荷重、及びNij, BC, およびMADYMO上で算出される頭部の傷害基準とした。なお、頸部の傷害基準Nij, BCのうち、軸方向に圧縮がかかっているもののみを対象とした。これは、着水衝撃による背骨・頸部軸方向の荷重は、明らかに引張方向ではなく圧縮方向だからである。

MADYMOにて解析を行った結果、頭部の傷害基準値は閾値を大きく下回っていた。一方、頸部・背骨については、傷害基準値及び傷害基準値を傷害リスク関数に代入して得られた傷害確率の値を、Table 4-1に示す。

Table 4-1 Injury Criteria Applied to Waterlanding Case

	Lumbar Compression Force	BC CF	BC CE	Nij CF	Nij CE
Simulation Value	10586.5346 [N]	0.32865	0.635792	0.41761	0.34217
P(AIS ≥ 2)	1	0.088501	0.116609	0.174372	0.161771

この結果について、頸部の上部・下部と腰椎いずれにおいても傷害確率が 10%以上となっている様子が見て取れる。NASA において AIS2 以上の傷害の許容傷害確率は、オフノミナル条件でも 4%と定められていることを考えると、この値は大きい。この結果より、頭部では傷害は発生せず、腰椎・頸部の上部と下部全てにおいて傷害が発生しうると考えられる。

次章の議論にて、これを人体挙動メカニズムという面から解明していく。

## 4.2.2 人体挙動メカニズムの解明

本項では、頸部の上部・下部及び腰椎において傷害が発生する理由を、人体挙動のメカニズムから解明する。そのために、自動車後突条件、航空機アボート条件における人体挙動の比較を行う。

これに当たり、構築モデルに、加速度条件のうち、+X 方向の加速度のみを与えたときと、+Z 方向の加速度のみを与えたときの 2 パターンの解析を追加で行う。前者は自動車後突条件に、後者は航空機アボート条件と加速度方向が一致している。構築モデルに +X 方向のみ、及び +Z 方向のみ加速度を印加した時、2 章にて紹介した挙動と似たような挙動を示すかどうか確認する。

次に、一方の加速度方向のみに対して加速度を加えたときと、両方向の加速度を加えたときを比較する。これにより、着水衝撃特有の人体挙動メカニズムの解明を試みる。

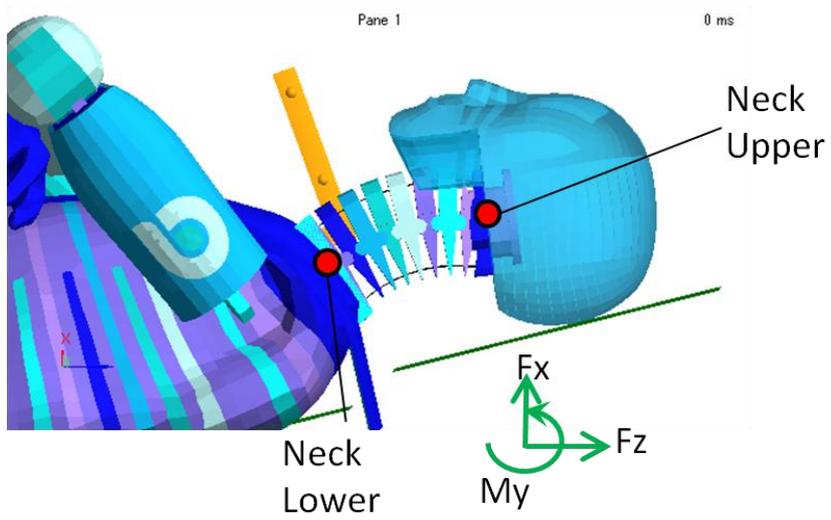
### 4.2.2.1 頸部の挙動

頸部の人体挙動メカニズムを解明するにあたって、+X 方向加速度のみ与えたものと、+X 方向・+Z 方向両方の加速度を与えたものの挙動を比較した。これは、+X 方向加速度のみ与えたときの人体挙動は、自動車後突条件と類似した結果が得られると予測されるため、自動車後突条件と同様頸部の傷害発生の予測に有用だと考えたためである。結果を Fig.4-2 に示す。

Fig.4-2 の結果について、まず、+X 方向加速度のみをかけた場合は、概ね自動車後突条件と同様の挙動をしていると言える。以下に詳述する。

まず  $t=20[\text{ms}]$ にて、ヘッドレストとともに頭部が画像下方向へと移動を始める。このとき体部は動かないため、頸骨に少しずつ S 字に変形していく。 $t=30[\text{ms}]$ 程において S 字の変形が完了する。

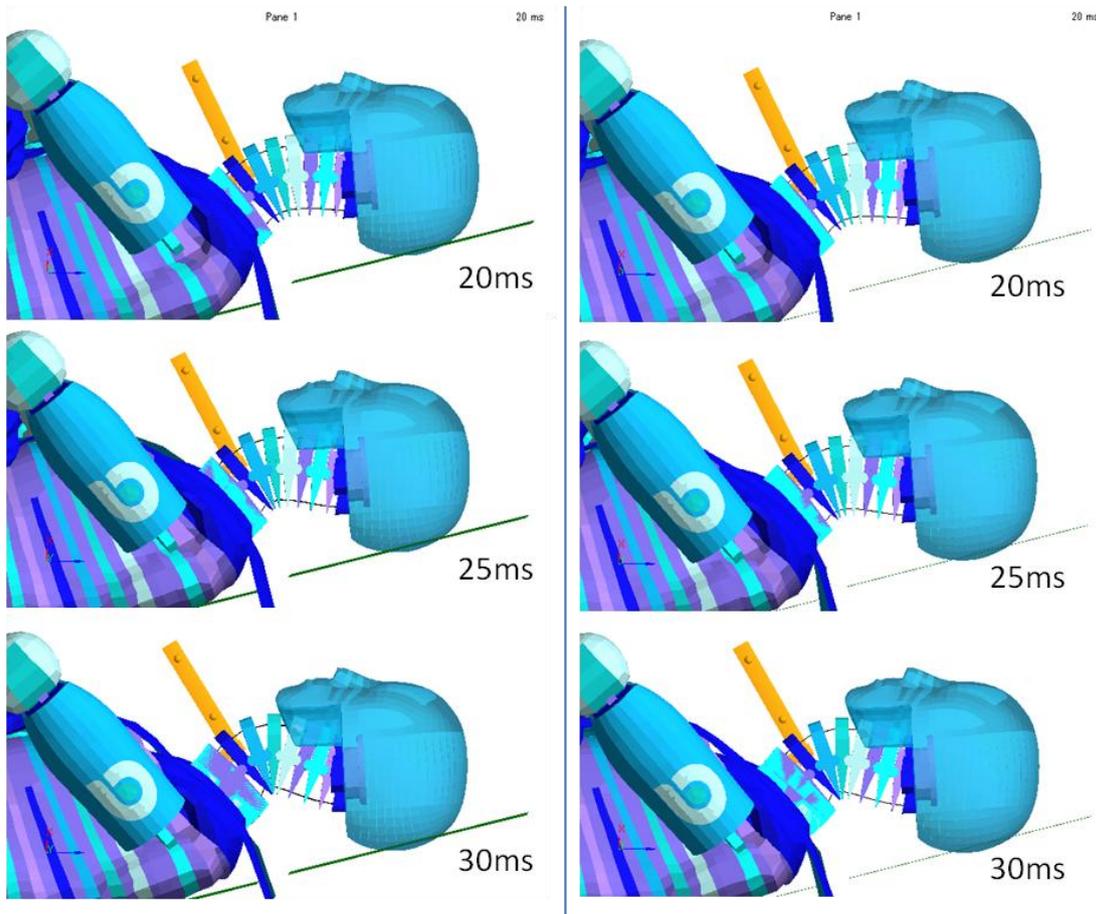
次に、 $t=30[\text{ms}] \sim 45[\text{ms}]$ にかけて、少しずつ顎が上がっていく様子が見て取れる。これが頸骨の S 字が解放される過程である。今回の場合は、この過程にヘッドレストが押し返しをしている。2.3.1.2 にて概説したフェーズ 2 とフェーズ 3 が一部重複するような挙動となっている。



**Fig. 4-1 Position of Neck Load Cell**

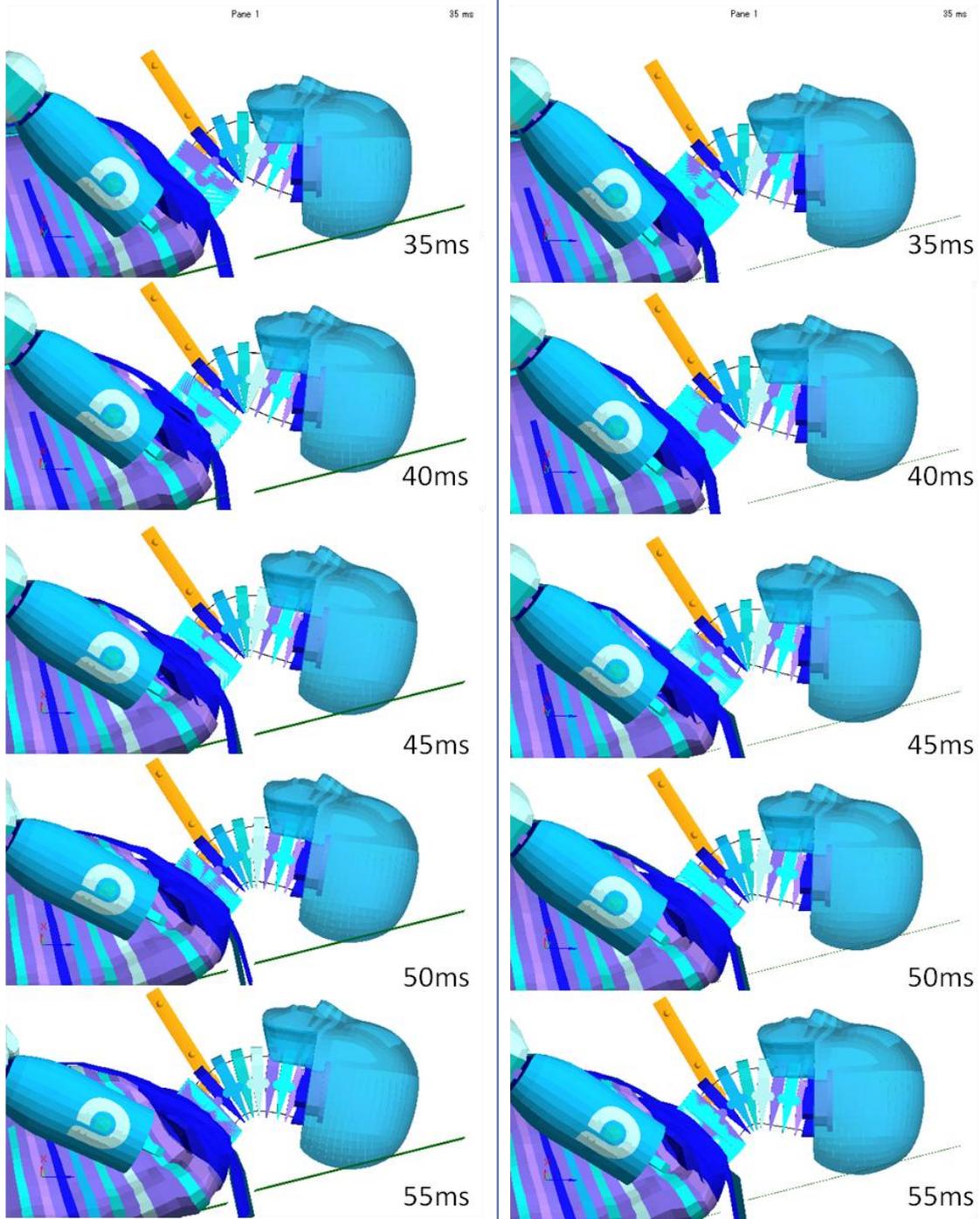
+X and +Z (Waterlanding)

+X only (car, rear impact)



+X and +Z (Waterlanding)

+X only (car, rear impact)



**Fig. 4-2 Neck Behavior Comparison**

次に、+X 方向加速度のみ与えたときと、+X 方向、+Z 方向両方の加速度を与えたときの挙動の比較を行った。

主な差異は、頸部が S 字形状をかたどった上で、圧縮荷重を受けている点である。このとき、頸部の S 字形状を、S 字形状の梁として考える。この梁に対して圧縮荷重を作用させたとき、曲がり梁の要領で両端部に曲げモーメントが生じる。このような経緯で、頸部の上部及び下部において大きな曲げモーメントが発生することが予測される。

具体的に示すために、35[ms]時点での両モデルの比較図を Fig.4-3 に示す。なお、両モデルとも、load cell が所在している箇所には赤いマーカーを配置している。また、頸椎の revolute joint 同士を結んだ線をオレンジ色の線で示している。上下の図を比較すると、上図の+X 方向、+Z 方向両方に加速度を与えたケースは、+Z 方向加速度が与えられているために頸部に圧縮荷重が作用している。その結果、曲がり梁の要領で、 $M_y$  が正の方向に大きくなる。逆に頸部下部分においては、後倒になる傾向を強めるために  $M_y$  が負の方向に大きくなる。

実際に、頸部の上部において測定した  $F_z, M_y$  の時間変化を Fig.4-4, Fig.4-5 に示す。Fig.4-5 の 30ms 周辺のピーク値において、+Z 方向の加速度のみだと  $M_y$  は 0 に近い値を取っているにも関わらず、+X 方向と+Z 方向の加速度が両方加わった時は、曲げモーメントを正の方に増加させている。これは、上記のような効果があったためだと考えられる。

このように、着水衝撃によって人体は、頸部に対して大きな曲げモーメントと圧縮荷重がかかることが予想できる。従って、着水衝撃によって人体には、圧縮-伸展または圧縮-屈曲メカニズムによる頸部の傷害が発生すると考えられる。これは、+X 方向加速度のみでは発生しえないメカニズムであり、着水衝撃特有のものだと言える。

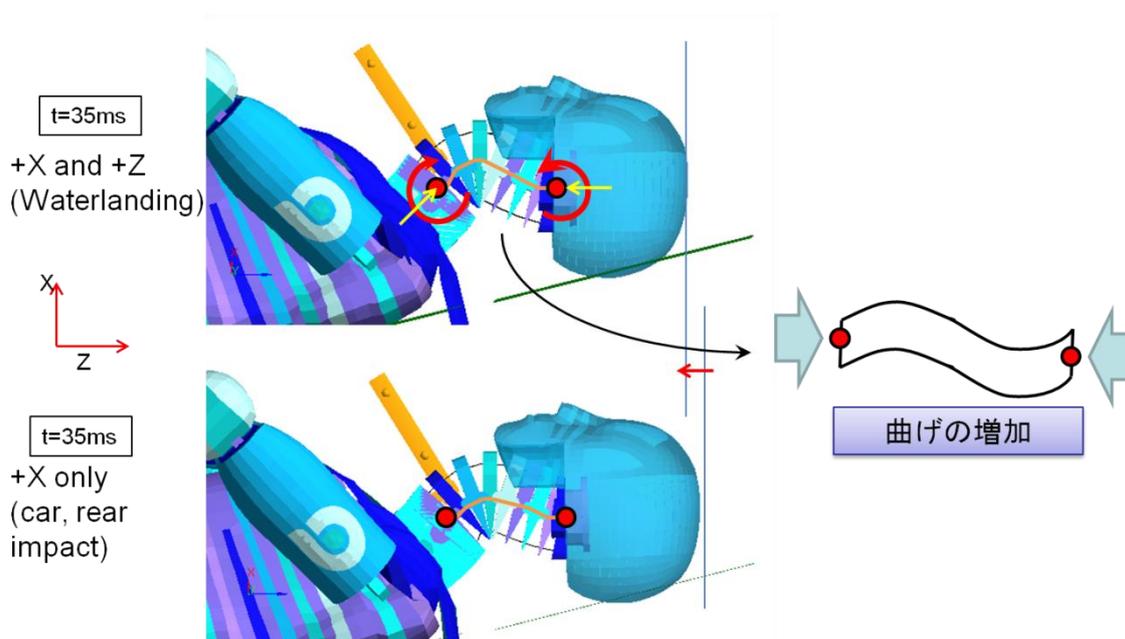
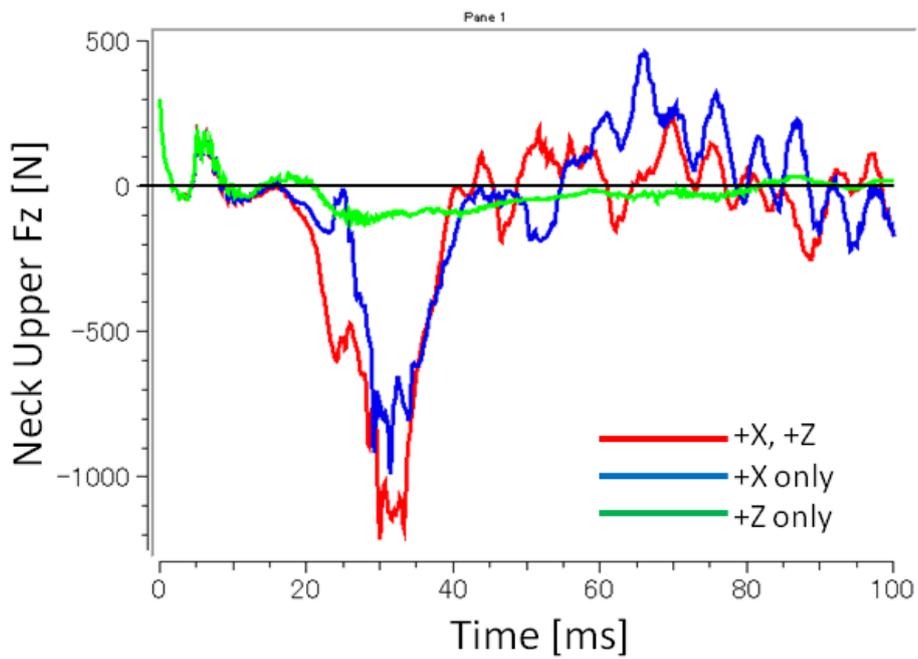
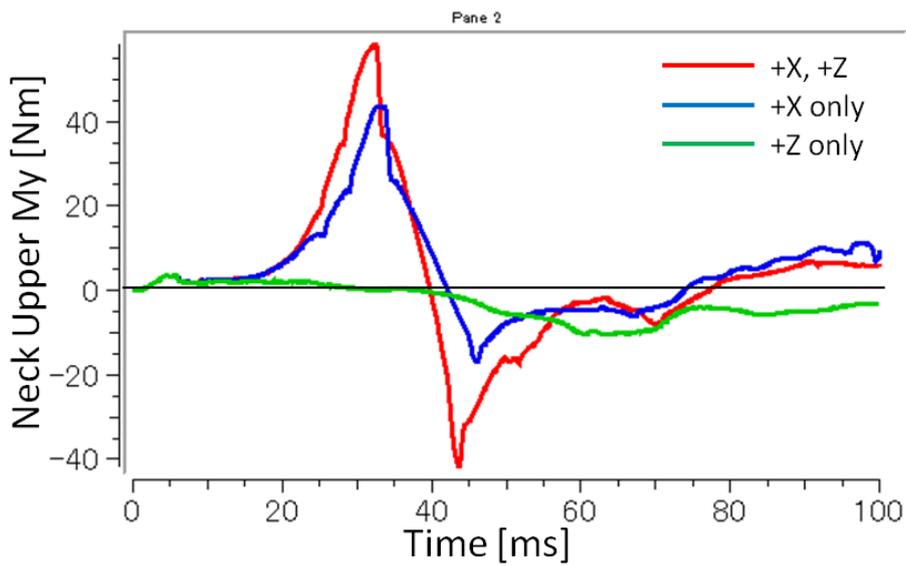


Fig. 4-3 Neck Behavior Mechanism



**Fig. 4-4 Time History of Upper Neck  $F_z$**



**Fig. 4-5 Time History of Upper Neck  $M_y$**

#### 4.2.2.2 背骨の挙動

背骨の人体挙動メカニズムを解明するにあたって、+Z方向加速度のみ与えたものと、+X方向・+Z方向両方の加速度を与えたものの挙動を比較した。これは、+Z方向加速度のみ与えたときの人体挙動は、航空機アボート条件と類似した結果が得られると予測されるため、航空機アボート条件と同様頸部の傷害発生の予測に有用だと考えたためである。結果をFig.4-6に示す。

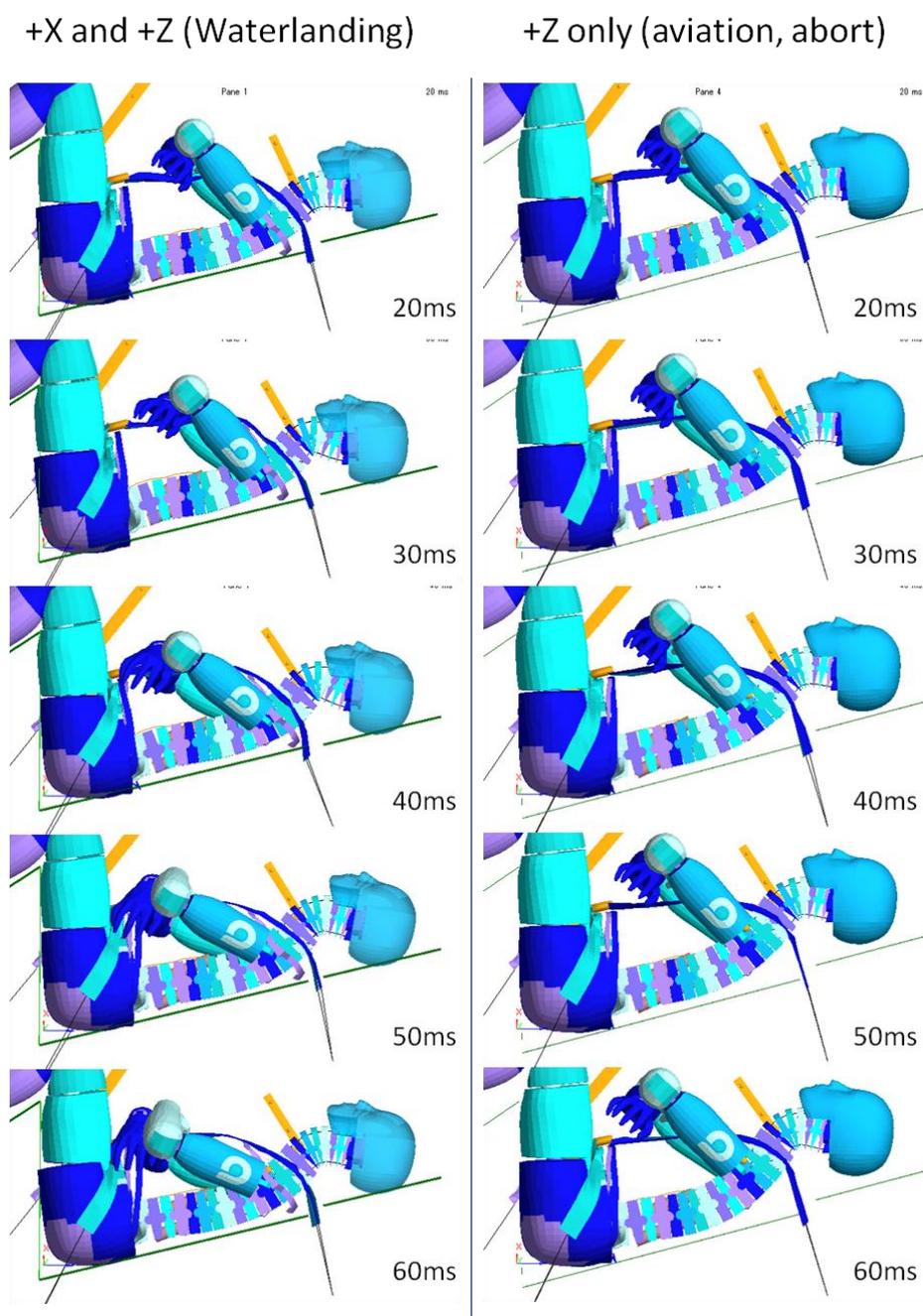


Fig. 4-6 Spine Behavior Comparison

まず+Z方向の加速度のみ与えたときの挙動について、概ねアポート条件と類似した挙動が得られたと言える。具体的には、30[ms]~60[ms]にかけて少しずつ前傾姿勢になっている様子が見て取れる。これは、2.3.2.3にて概説した背骨の挙動メカニズムに一致している。

その上で、+X方向、+Z方向の両方を加えたときの人体挙動を比較すると、+X方向・+Z方向加速度両方を加えたときは、+Z方向加速度のみを加えたときと違って、前傾姿勢になる傾向が弱いことが分かる。特に30~40[ms]にかけては、ダミーの肩部とシートの距離が大きくなっている様子が見て取れる。これは、+X方向の加速度がかかることにより、前傾姿勢になれず、むしろ座席に押し付けられるような状態になっているからだと考えられる。

このように、座席が押し付けられることで背骨にかかる荷重が増加する理由は2つある。

1つ目は体部の運動量全てを背骨の凸部のみで受けることにある。これは+X方向加速度を受けた時特有の現象であり、Fig.4-7を用いて概説する。人体に対して+X方向加速度が加わった時、背骨はシートバックに押し付けられるが、今回は背骨とシートバックの形状が一致していないため、背骨中央部の、凸となっている箇所からシートバックへの接触が起こる。作用する接触反力は、背骨が屈曲構造をとっているがゆえに、背骨に対する圧縮過重として作用する成分（下方向成分）が一部存在する。このとき、最初は体部の運動量を全て座席に接触している背骨中央凸部のみで受けなければいけなくなるため、接触反力が大きくなる。結果、圧縮荷重として作用する荷重も大きくなり、腰椎にかかる圧縮荷重が増加する。このように、+X方向加速度が加わっているとき固有の現象として、腰椎に圧縮荷重が発生すると考えられる。

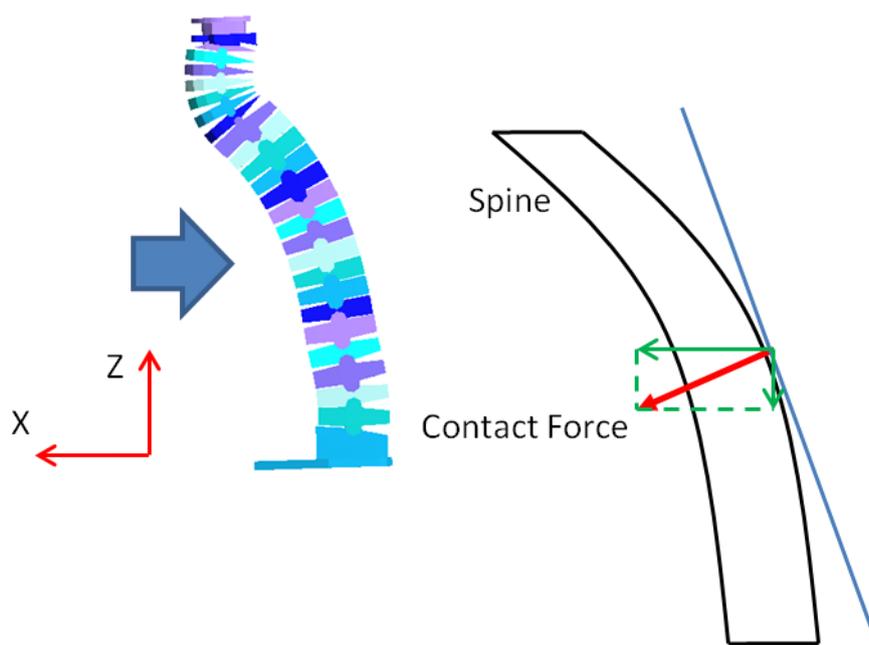
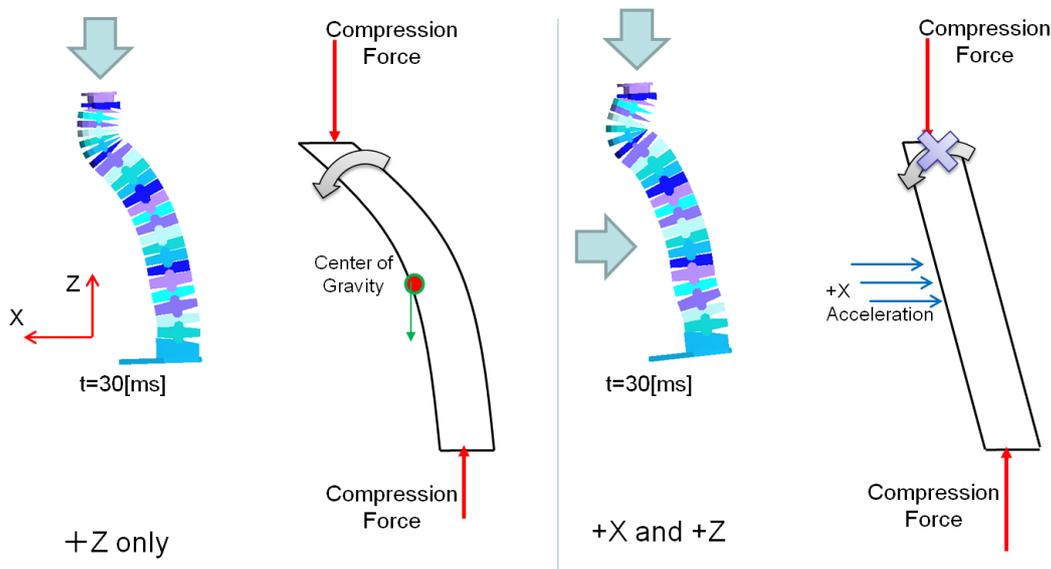


Fig. 4-7 Lumbar Compression Mechanism 1



**Fig. 4-8 Lumbar Compression Mechanism 2**

2つ目は前屈体勢が取れないことである， Fig.4-8 を用いて解説する．左の+Z 方向加速度のみがかかったケースにおいて，頭部から下方向の加重を受けるため，前屈運動をする．これは，先述した背骨の挙動メカニズムに一致しているものである．このとき，頭部からの下方向荷重の一部は，前傾姿勢になることによる重心が下方向運動に変換されるため，腰椎にかかる圧縮荷重は小さくなる．

一方+X 方向と+Z 方向両方の加速度が加わったとき，本来であれば前屈運動をする背骨は，+X 方向の加速度により，逆にシートバックに押し付けられる挙動をとる．従って，背骨が直立するような構造を取る．このとき腰椎にかかる荷重を考えると，前傾運動に荷重を変換することができなくなる．その結果，頭部からの下方向荷重をすべて腰椎で受けなければならなくなるため，腰椎にかかる圧縮力が大きくなると考えられる．

以上のように，腰椎において大きな荷重がかかる原因は，背骨とシートバックの形状不一致と，前傾姿勢をとれなくなることの2点に起因すると考えられる．これを立証するため，実際に Fig.4-9 に，+X 方向のみ，+Z 方向のみ，+X 方向+Z 方向両方の加速度を与えたときの3種類について，腰椎圧縮荷重の時間変化をまとめた．+X 方向加速度のみがかかっているときにおいても腰椎に大きな圧縮荷重がかかっていることから，背骨とシートバックの形状不一致が腰椎圧縮荷重の増加に起因していることが確認できる．また，+X 方向加速度のみのケースと，+Z 方向加速度のみのケースのピーク値を足した値よりも，+X，+Z 方向の両方向に加速度が加わったケースの方が大きいことから，前傾姿勢をとれないことによって腰椎圧縮荷重が増加している様子が見て取れる．

このとき、腰椎において骨折症状が発生すると考えられる。この骨折症状は、上記2点に起因するものであり着水事例特有のメカニズムをもって発生していると言える。

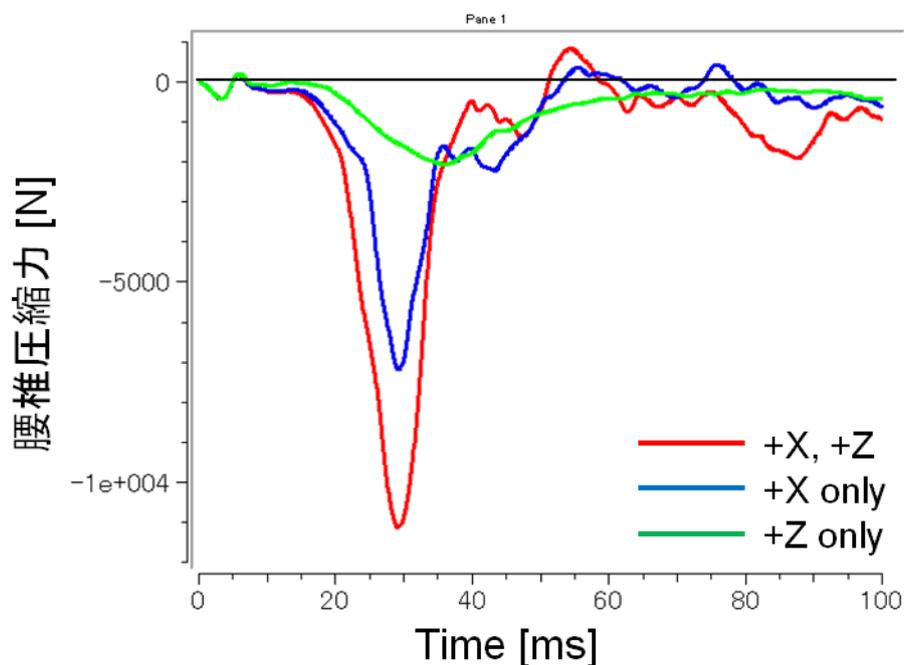


Fig. 4-9 Time History Data of Lumbar Compression Force

## 4.3 座席の改善

### 4.3.1 改善案の提示

以上の議論により、頸部、及び腰椎に対する傷害の発生メカニズムは以下の通りであることが分かった。

- ✓ 頸部：頸椎のS字変形に圧縮荷重が働くことで、曲がり梁の要領で圧縮－屈曲または圧縮－伸展メカニズムが働く。その結果、頸椎椎骨に骨折が発生しうる。
- ✓ 腰椎：体部の運動量を背骨の凸部のみで受けること、及び+Z方向加速度のみを加えられた時のように前傾姿勢を取れないことに起因して、腰椎に大きな圧縮荷重がかかる。その結果、腰椎椎骨に骨折が発生しうる。

このメカニズムが正しいのであれば、座席に対して以下の設計を行うことで、人体にかかる負荷を低減できると考えられる。

- ✓ 頸部がS字形状を取りにくいようにする

- ✓ 背骨とシートバックを同じような形状にする

本研究では特に後者について検討するために、Fig.4-10のような座席系を作成した。要点としては、シートバックの形状を、背骨の形状に沿うような形状とした。背骨の形状とは、背骨をMADYMO上で最も安定な状態にしたときの形状をさす。このため、体部の運動量を背骨全体で受け止めることができる。またこの座席においては頸部が前に倒れているため、頭部のみが後退する現象はおこりづらく、S字形状をとりにくくなる。

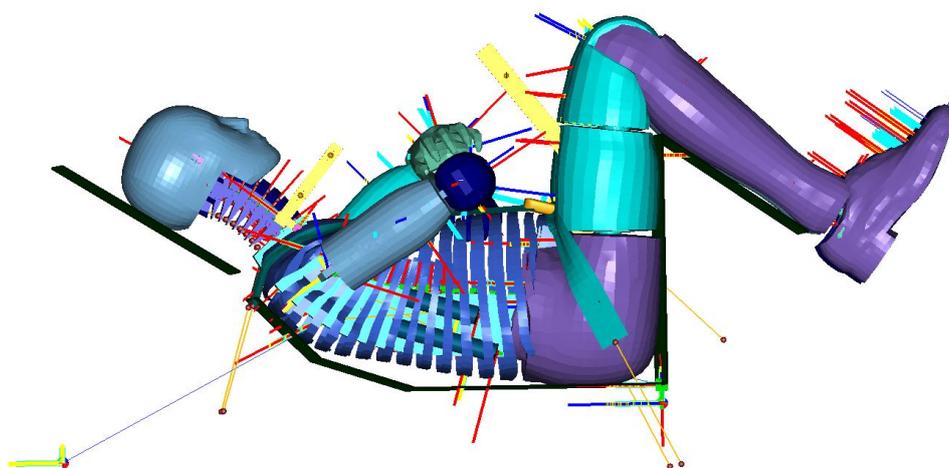


Fig. 4-10 Improved Seat Environment

#### 4.3.2 座席改善前後の比較

4.2.1にて参照した傷害基準と同様のものを参照し、低下傾向があるかを確認した。結果をTable 4-2に示す。

Table 4-2 Effect of Seat Environment Improvement

	Lumbar Compression Force [N]	BC CF	BC CE	Nij CF	Nij CE
Before Improve	10586.5346	0.32865	0.635792	0.41761	0.34217
After Improve	7491.243	0.403539	0.438779	0.252983	0.194952

Table 4-2より、いずれの傷害基準値に対しても減少させることに成功した。特に今回着目した腰椎について、4割ほど低下させることができた。これは、「背骨が直立していることに起因して腰椎に大きな荷重がかかる」というメカニズムをサポートする結果である。

## 4.4 結言

本章では、着水衝撃によって人体がどのようにふるまうのかを、他業界、具体的には自動車業界と航空業界の知見を利用することで解明した。頸部については、自動車後突事例に加えて+Z方向加速度が与えられることで、後突事例ではほとんど発生しない頸椎骨折が、頸部の上部及び下部において発生すると考えられる。これは、頸部がS字形状をとっているところに曲がり梁の要領で曲げモーメントがかかることに起因する。背骨については、背骨とシートバックの形状が異なること、前傾姿勢を取れなくなることに起因して腰椎に大きな圧縮力がかかり、腰椎骨折が発生すると考えられる。

この傷害発生メカニズムに基づき座席の改善案を示し、解明したメカニズムが妥当であることを指示する結果を得た。以降の解析においては、より安全である「改善後の座席」を用いて人体安全性評価を考案する。

---

## 第5章 着水衝撃に対する人体安全性評価

---

## 5.1 緒言

本章では、4章で改良した座席環境を使用し、衝撃による加速度の波形と、傷害の確率の関係を定式化する。定式化を行うために、加速度波形パラメータと傷害基準の関係を、Kriging法を用いた応答曲面で表現する。

続いて、この「波形 - 傷害確率」関係式のその応用先を数点提示する。

## 5.2 加速度波形—傷害確率の定式化

### 5.2.1 定式化の手法

ここでは、着水衝撃によって発生した加速度と、傷害確率の関係を、式を用いて表すことを目指す。なお、前章において、着水衝撃によっておこる傷害の箇所は、頸部と腰椎であることを解明した。以降ではこの2か所の傷害確率を検討する。なお、ここでは頸部上部の評価は行わない。理由は、 $N_{ij}$ の傷害リスク関数にある。(2.2)式に0を代入すると傷害確率は11.36%となるが、これはNASAにおけるAIS2以上の傷害確率許容値4%[5]を上回る。荷重を受けない条件下でも許容値をこえる傷害リスク関数は今回の評価に適さないと考え、本研究では頸部は頸部下部分のみ評価した。

なお以下では、加速度波形は加速度波形パラメータを使用して表現されるものとする。また、パラメータとしては $T, A_x, A_z, c_x, c_z$ の5つを使用する。

また、各々の傷害に対応する傷害基準として、頸部下部分に対してはBC（特に、圧縮荷重がかかるとわかっているためCEとCF）を、腰椎に対しては腰椎圧縮荷重を用いる。傷害基準の定義や傷害リスク関数の式は、第2章に記した通りである。

定式化の流れをFig.5-1に示す。簡潔には、以下のような流れである。

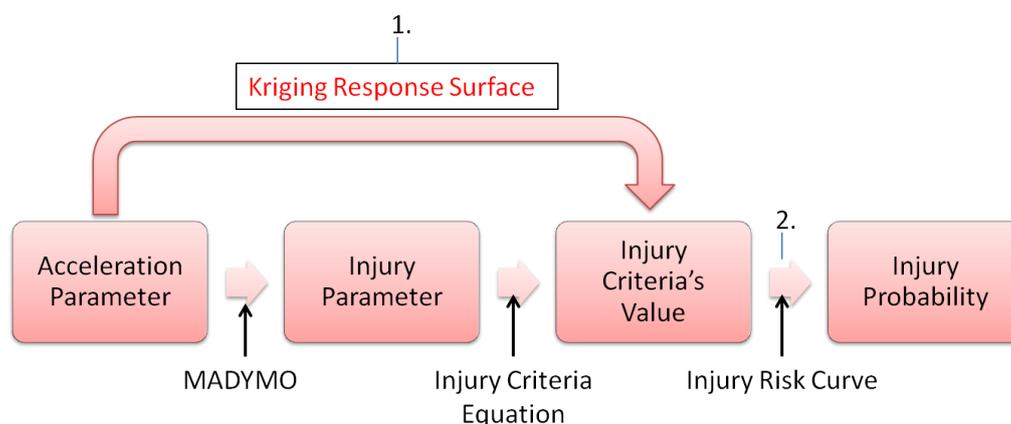


Fig. 5-1 Flow of Formulation of Injury Probability

1.  $T, A_x, A_z, c_x, c_z$ と傷害基準値の関係を, Kriging 法で定式化. 次項にて詳説する.
2. 1. の関係を, 傷害リスク関数を用いて,  $T, A_x, A_z, c_x, c_z$ と傷害確率の関係に言い換え.

### 5.2.2 応答曲面の作成

加速度波形パラメータと傷害基準値の関係を表す応答曲面の作成にあたり, 以下の式で加速度波形パラメータ $T[\text{ms}], A_x[\text{G}], A_z[\text{G}], c_x[\text{s}^{-1}], c_z[\text{s}^{-1}]$ を参照値に対して規格化した.

$$r_T = \frac{T}{12.5} \quad (5.1)$$

$$r_{Ax} = \frac{A_x}{19.0} \quad (5.2)$$

$$r_{Az} = \frac{A_z}{6.5} \quad (5.3)$$

$$r_{cx} = \frac{c_x}{25.0} \quad (5.4)$$

$$r_{cz} = \frac{c_z}{80.0} \quad (5.5)$$

**Table 5-1 Kriging Method Sampling Point Range**

Parameter	minimum	Maximum
$r_T$	0.0	1.5
$r_{Ax}$	0.0	1.5
$r_{Az}$	0.0	1.5
$r_{cx}$	0.5	1.5
$r_{cz}$	0.5	1.5

ただし,  $r_T, r_{Ax}, r_{Az}, r_{cx}, r_{cz}$ の変域は, Table 5-1 のように定めた.

応答曲面の作成にあたり, まず, 上記変域に含まれる $r_T, r_{Ax}, r_{Az}, r_{cx}, r_{cz}$ の組み合わせを 100 セット作成した. これは, Latin-Hypercube 法を用いて作成した.

次に, 各 $r_T, r_{Ax}, r_{Az}, r_{cx}, r_{cz}$ の組み合わせに対応する加速度波形を式(3.1), (3.2)と(5.1)~(5.5)に基づいて決定し, MADYMO にインプットして解析を行った. アウトプットとして得られる時系列ファイルと傷害基準の式を用いることで, BC, 腰椎圧縮荷重を求めることができるので, これらを各々の $r_T, r_{Ax}, r_{Az}, r_{cx}, r_{cz}$ の組み合わせに対して導出した.

そして, この 100 セットの「 $r_T, r_{Ax}, r_{Az}, r_{cx}, r_{cz}$ の組み合わせ, それに対応する傷害基準値」を用いることで,  $r_T, r_{Ax}, r_{Az}, r_{cx}, r_{cz}$ による傷害基準値の応答曲面を作成した. 応答曲面の作成は Kriging 法を用いたが, この方法については, 付録 A に示す.

また、これらとは別に、 $r_T, r_{Ax}, r_{Az}, r_{cx}, r_{cz}$ の組み合わせを乱数発生により 20 セット用意し、各組み合わせに対して MADYMO を用いて Nij, BC, 腰椎圧縮荷重の値を導出した。この 20 セットのデータは、応答曲面の作成が適正に行えているかの判断に用いた。ここで用いたのは、 $R^2$ , RAAE, 及び RMAE という 3 つの指標である。これらの指標についての概説についても、Kriging 法自体と同様、付録 A に詳細をまとめる。

なお、以上で作成した  $r_T, r_{Ax}, r_{Az}, r_{cx}, r_{cz}$  の組み合わせと、それに対応する傷害基準値は、付録 B に記載する。

### 5.2.3 応答曲面作成結果

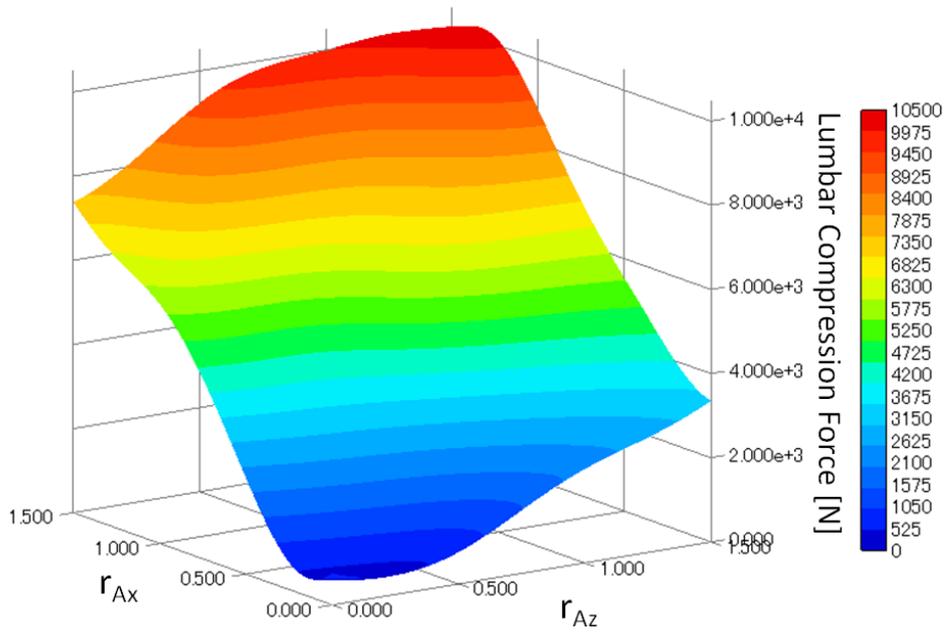
前項にて作成した 100 セットのデータを用いて応答曲面を作成した結果を以下に示す。なお、Table 5-2 中の  $\theta$  について、Kriging 法では、付録 A に記載した通り、各パラメータの重みを表す係数の導出が必須となる。この値を、各パラメータを下付き添え字の形で表記しているのが Table 5-2 の上部である。

**Table 5-2 Response Surface Parameter**

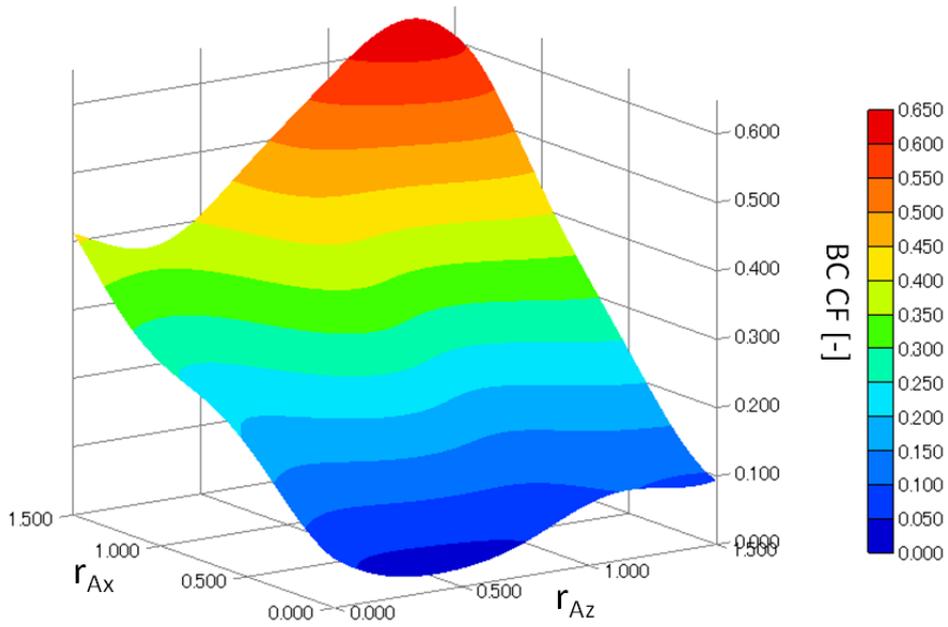
	Beam Criterion CF	Beam Criterion CE	Lumbar Compression Force
$\theta_T$	0.367732	0.089859	0.076082
$\theta_{Ax}$	2.15643	3.492508	3.544227
$\theta_{Az}$	3.748891	0.966401	2.402318
$\theta_{cx}$	0.246705	13.24354	0.1675
$\theta_{cz}$	0.333074	3.78E-14	0.376015
$R^2$	0.993662	0.974394	0.998037
RAAE	0.010062	0.014985	0.005241
RMAE	0.95224	3.37658	0.65583

$R^2$ , RAAE, 及び RMAE の値を見る限り、いずれにおいても精度よく応答曲面が作成できていることが分かる。

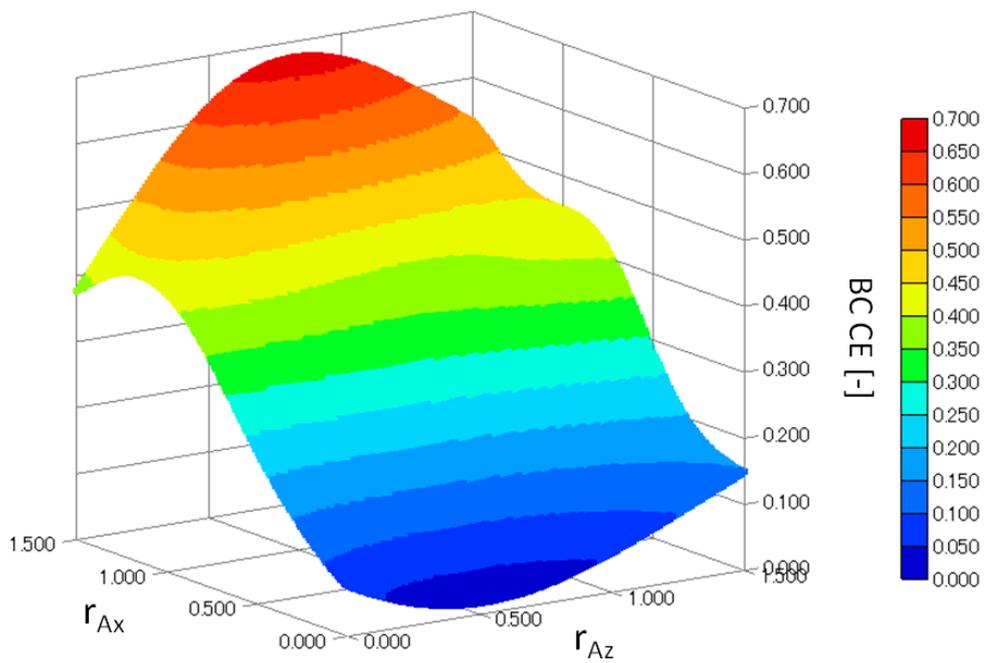
また、以下に、 $r_T = 1.0, r_{cx} = 1.0, r_{cz} = 1.0$  と固定した時、 $r_{Ax}, r_{Az}$  の値の変化で各傷害基準値がどのように変化するかを表した図を示す。



**Fig. 5-2 Response Surface of Lumbar Compression**

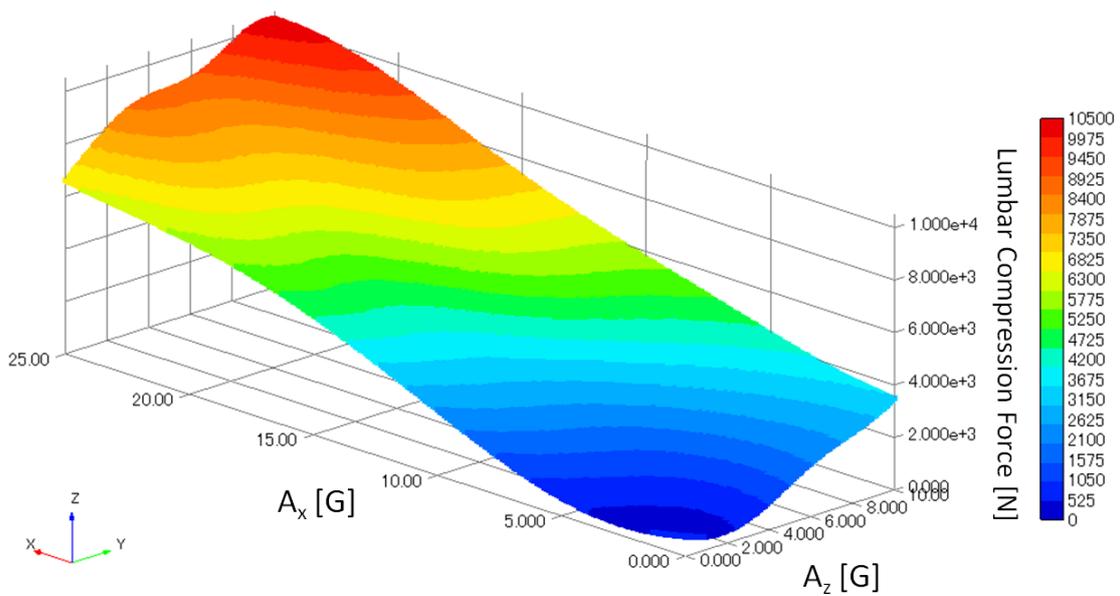


**Fig. 5-3 Response Surface of BC CF**

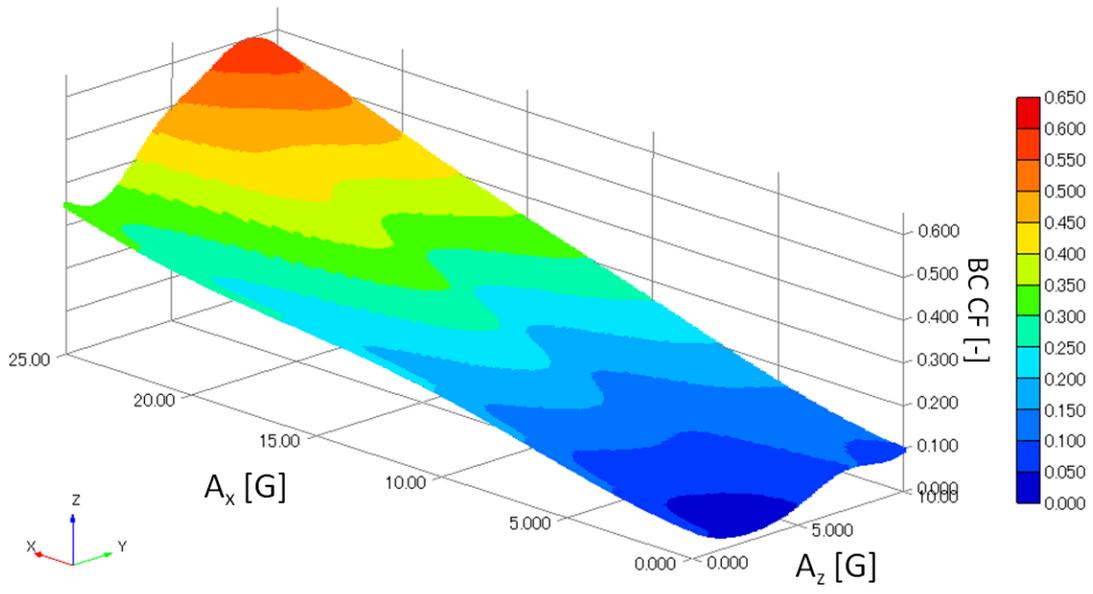


**Fig. 5-4 Response Surface of BC CE**

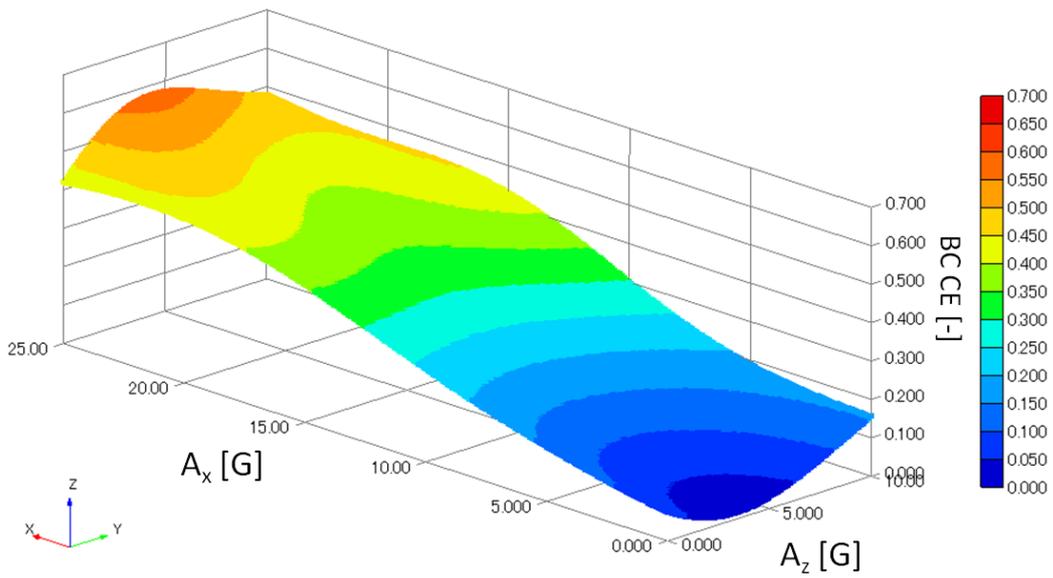
またこれを，式(5.2)，(5.3)により  $r_{Ax}$ ,  $r_{Az}$  でなく  $A_x$ ,  $A_z$  で表現した応答局面も示す。



**Fig. 5-5 Response Surface of Lumbar Compression Force**



**Fig. 5-6 Response Surface of BC CF**



**Fig. 5-7 Response Surface of BC CE**

#### 5.2.4 加速度波形－傷害確率関係の導出

前項にて作成した応答曲面に対して傷害リスク関数（式(2.3), (2.4)）を用いて，傷害基準値を，AIS2以上の傷害確率へと変換した．なお，Beam Criterionの評価にあたっては，BC CFとBC CEのうち大きい方を用いた．

パラメータを $A_x, A_z$ とし，他の値は参照値で固定した時の傷害確率マップを以下に示す．

以上のように，加速度波形のピーク値，ピークに達するまでの時間，ピークからの減衰係数が分かれば，腰椎や頸部下部分における骨折がどのくらいの確率で発生するかが分かるよう定式化を行えた．

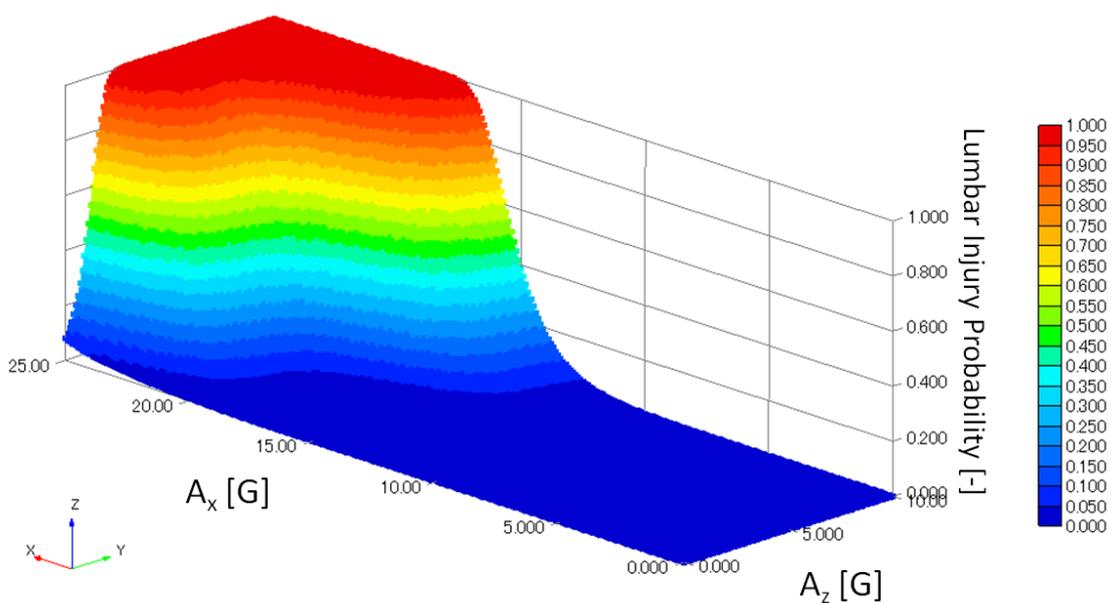


Fig. 5-8 Lumbar Injury Probability

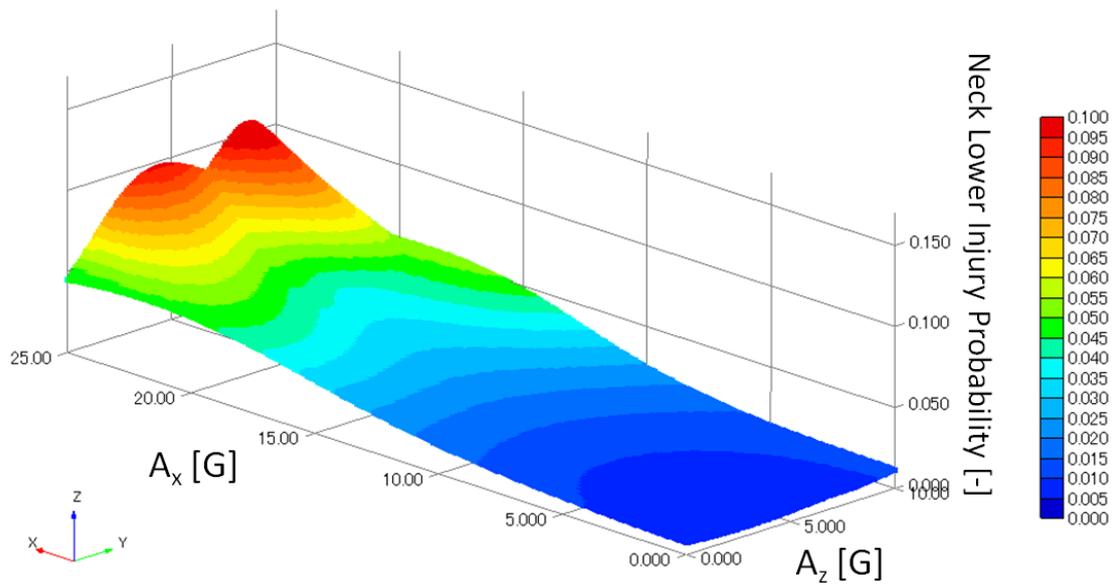


Fig. 5-9 Neck Lower Injury Probability

### 5.3 人体安全性評価への応用

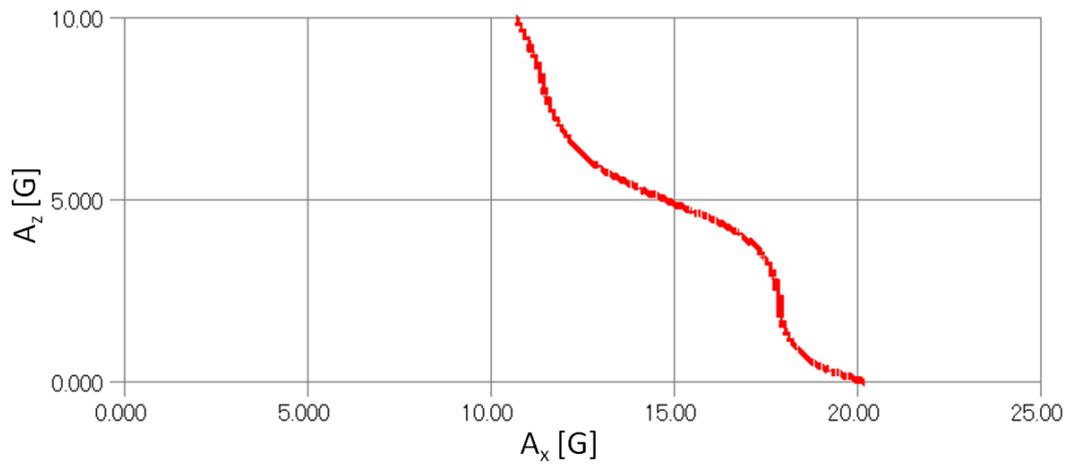
以上によって得られた「加速度波形－傷害確率関係」の関係式を応用する先として、ある着水条件に対して許容か非許容かを定める設計限界線の算出と、着水条件に対する設計上の提言を行う。

#### 5.3.1 着水条件に対する設計限界線

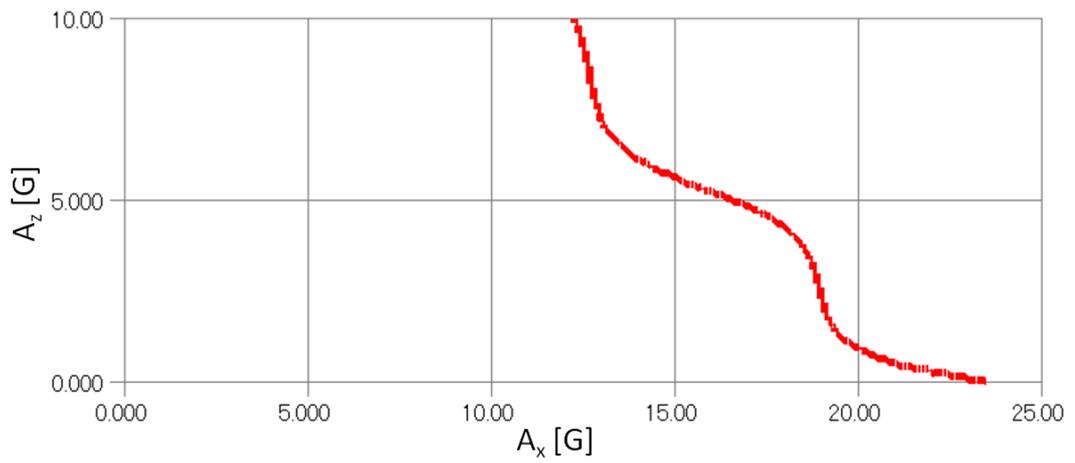
##### 5.3.1.1 設計限界線の算出

腰椎、頸部下部両方に対して許容傷害率を設定し、その許容値を超えるか超えないかの境界線を、「着水条件に対する設計限界線」として定めた。許容傷害率の値について、NASAでの取り組みにおいては、AIS2以上の傷害に対する許容傷害率として、ノミナル条件では1%、オフノミナル条件では4%と定められている[5]。

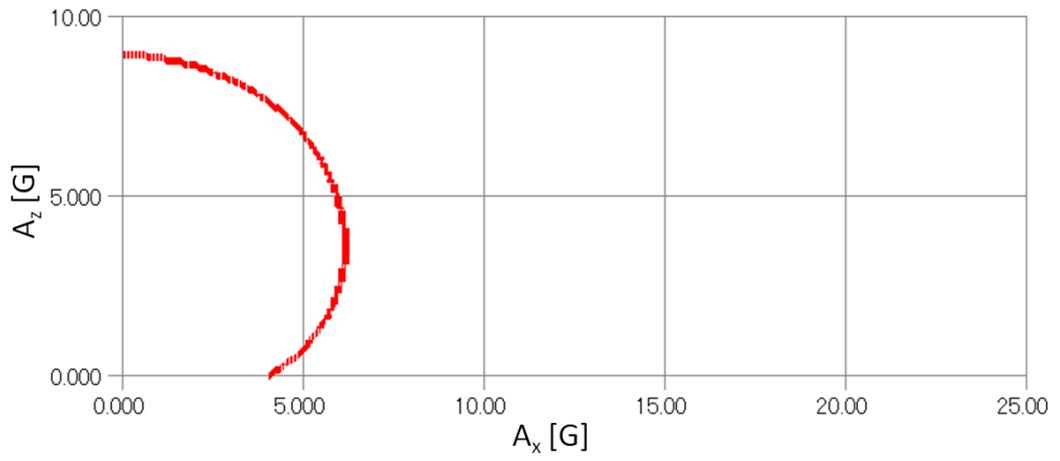
そこで、この許容傷害率に基づき、両部位において傷害確率が許容傷害率を下回る領域を、本研究における設計限界線とした。今までと同様、 $A_x, A_z$ 以外は参照値としたときの、腰椎、頸部下部各々に対する設計限界線を以下に示す。



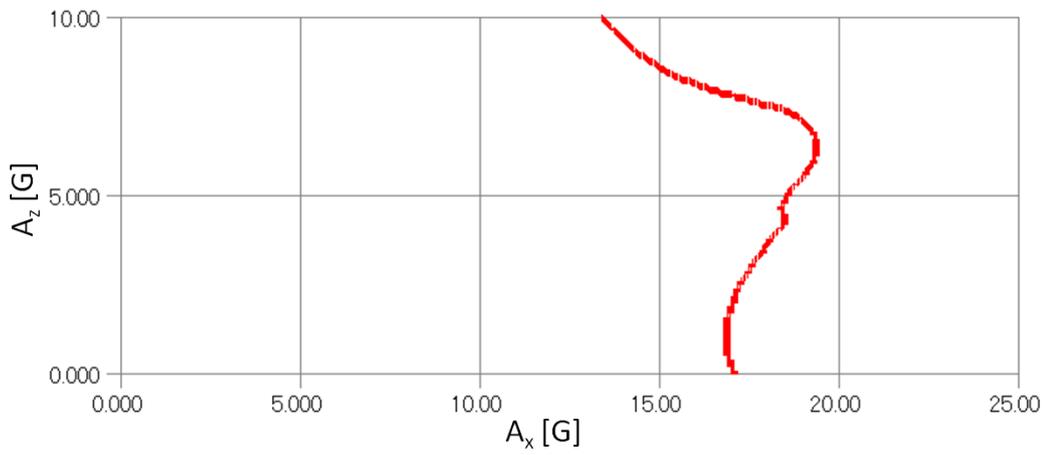
**Fig. 5-10 Design Limit for Lumbar under Nominal Condition**



**Fig. 5-11 Design Limit for Lumbar under Off-nominal Condition**



**Fig. 5-12 Design Limit for Neck lower under Nominal Condition**



**Fig. 5-13 Design Limit for Neck Lower under Off-nominal Condition**

### 5.3.1.2 設計限界線の妥当性

この設計限界線の検証を行う。

まず、これまでの手順に従い、オフノミナル条件で腰椎・頸部下部和ともに許容傷害率以下となる（4%以下）設計限界線を算出し、 $A_x, A_z$ 以外を参照値で固定した。

次にこれに対して、着水実験[33]にて得られた「オフノミナル条件の着水ピーク値」のプロットを行った。ただしここでプロットを行ったのは、着水時のカプセルの角度が、加速度波形パラメータの参照値として設定した環境のもの（ $18^\circ$ ）に近いデータのみである。この理由は、着水時カプセル角度が変動すればするほど $c_x, c_z, T$ といった値にも影響が出てしまうからである。オフノミナル条件である、かつ $c_x, c_z, T$ があまり参照値と変わらない、という2つを満たすものをプロットした。

結果を Fig.5-14 に示す。判例欄は、着水時のカプセルの角度を表している。

Fig.5-14 の通り、オフノミナル条件のプロットの箇所と設計限界線に近いことが言える。この結果について、元々着水シミュレーション文献から得た加速度プロファイルは、3.3.1 に記した通り、オフノミナル条件のものであった。しかし以上の議論は、着水条件がオフノミナルであることを前提とした議論ではない。それにも拘わらず、導出したオフノミナル条件に対する設計限界線と、オフノミナル条件下で行った実験のプロット箇所はおおまかに一致している。

このことから、以上の議論の妥当性、及び設計限界線としての妥当性を示すことができた。

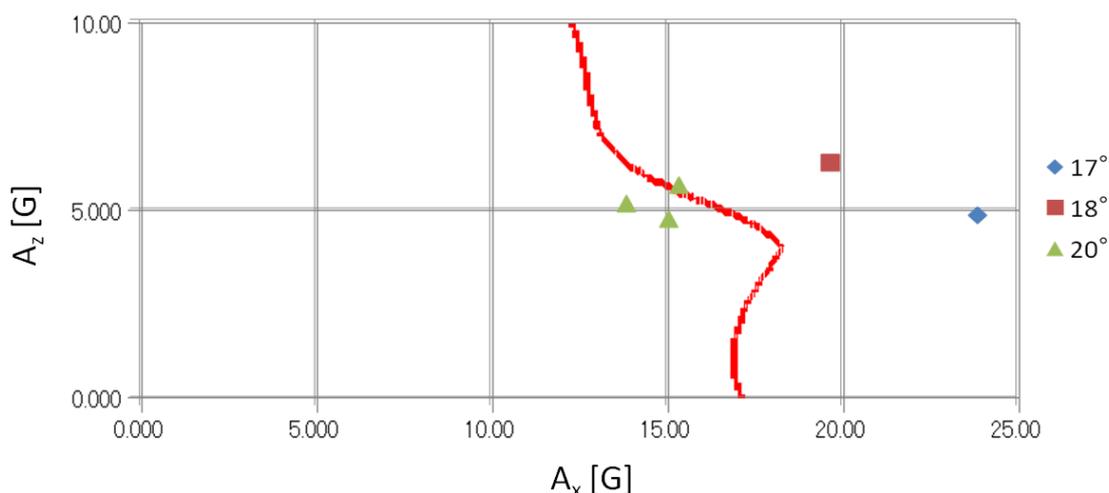


Fig. 5-14 Off-nominal Design Limit and Off-nominal Plot

### 5.3.2 設計に向けた提言

加速度波形パラメータ間に一定の関係を仮定することで制約条件を課し、その条件下で腰椎荷重、BCが最小化するのはどこかを考えることによって、着水設計にフィードバックする提言を行う。

#### 5.3.2.1 着水時の加速度方向

加速度波形パラメータについて、以下の前提を置く。

$$A_x^2 + A_z^2 = A^2 = \text{const.} \quad (5.6)$$

Fig.5-15 に示す通り、この前提により、衝撃が加わった際、どのような角度で人体に対して加速度が与えられるかを考察する。横軸に衝撃による加速度ピークの絶対値  $A[G]$ 、横軸に加速度が伝わる角度をとり、腰椎と頸部下部に対して傷害確率を求めたグラフを Fig.5-16, Fig.5-17 に示す。

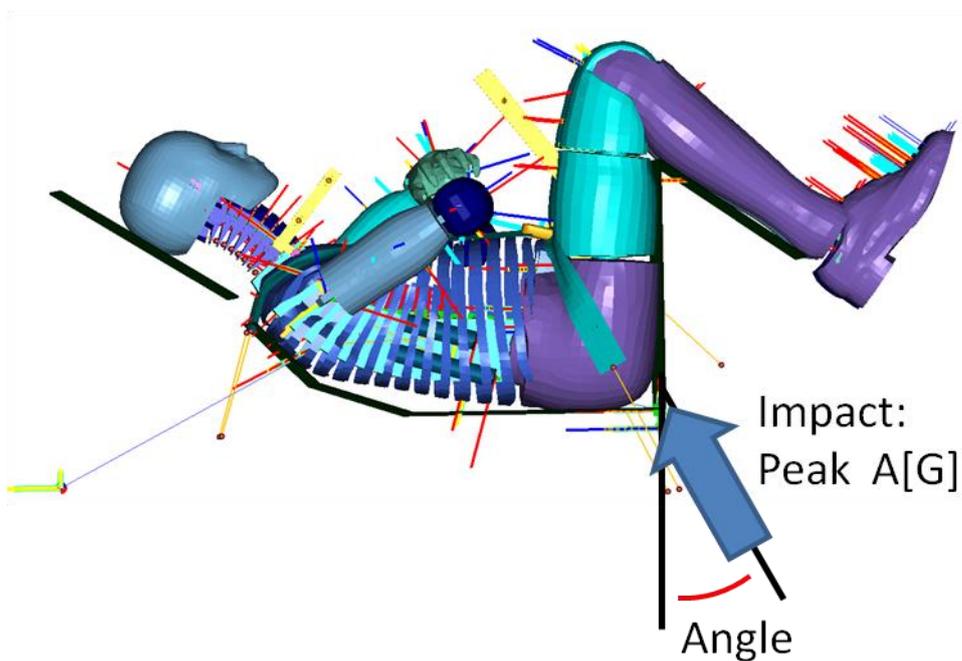
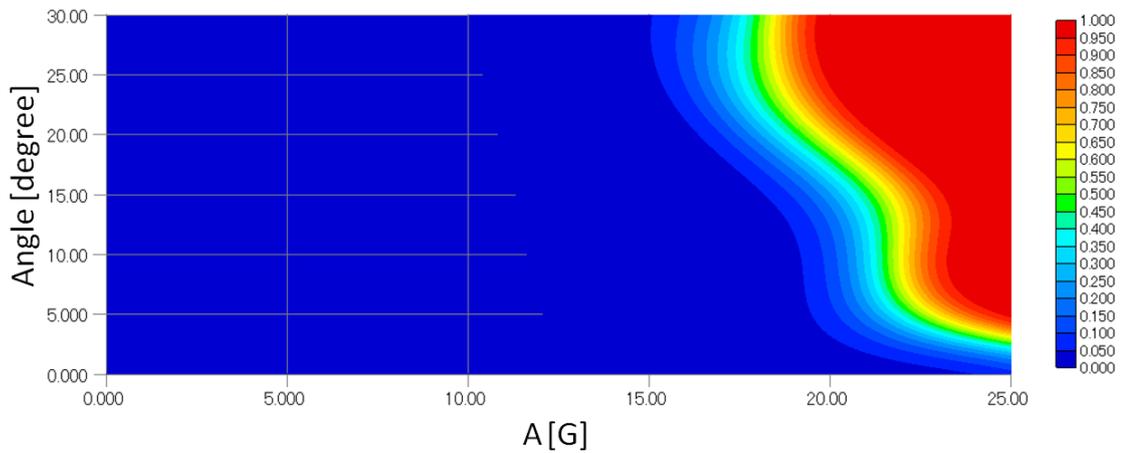
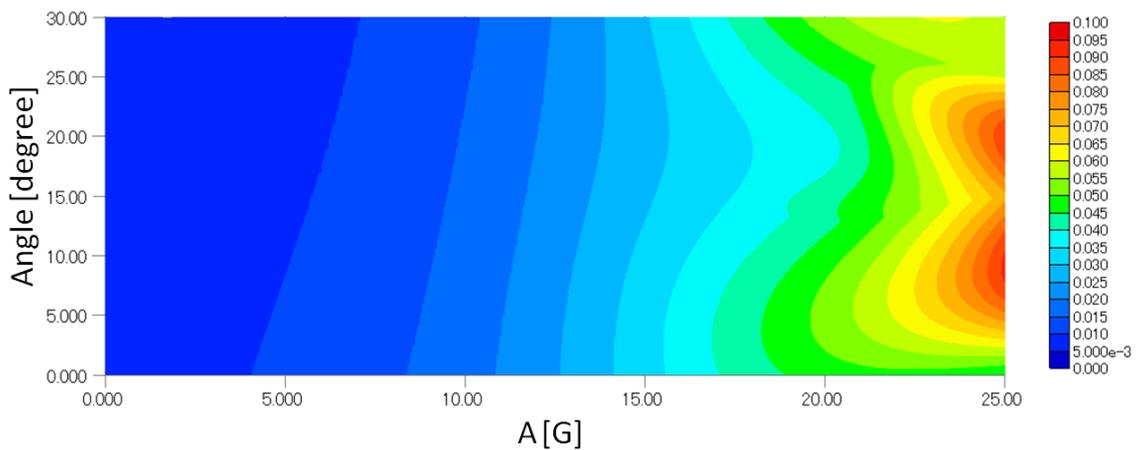


Fig. 5-15 Acceleration Angle



**Fig. 5-16 Effect of Acceleration and Angle to Lumbar Fracture Probability**



**Fig. 5-17 Effect of Acceleration and Angle to Neck Lower Fracture Probability**

この結果より、腰椎について、Angle が 0 度に近いほど、すなわち、加速度のうち+X 方向の成分が大きければ大きいほど、腰椎の傷害確率は低下することが言える。一方、頸部下下部については、加速度ピークの絶対値 A[G]が大きい箇所において、傷害確率の極小値が存在している様子が見て取れる。この理由は、Fig.5-6~7 を参照して説明する。

まず Fig.5-6 について、 $A_x$ が大きいところにおいて、 $A_z$ は増えれば増えるほど、BC CF は増加傾向にあることが見て取れる。これは、+Z 方向の加速度が増えることにより、頭部が前に倒れようとした結果、頸部に屈曲が起こり、頸部下下部における $M_y$ の値が正の方向に大きくなるからである。その結果、圧縮-屈曲の度合いを表す BC CF は大きくなる、と考えられる。

Fig.5-7については逆のことが発生している。これは、+Z方向の加速度が減少することによって、先ほどとは逆に頭部の前倒が抑制され、頸部が伸展したためである。その結果として、圧縮－伸展の度合いを表すBC CEは大きくなる、と考えられる。

このように、+Z方向の加速度は、大きすぎても小さすぎても頸部下部の傷害確率を増加させる。Fig.5-17においても同様のことが起こった結果だと考えられる。

### 5.3.2.2 加速度ピークまでの時間と減衰係数の関係

本研究で用いている加速度波形の近似式について、終端加速度 $A_{fx}$ の影響が小さいことを考慮して無視すれば、Fig.5-18のような加速度波形で表せる。この時、与えられる力積 $F \Delta t$ は、以下の式の通りとなる。

$$F \Delta t = \frac{AT}{2} + \frac{A}{c} \quad (5.7)$$

これを踏まえ、+X方向、+Z方向に与えられる力積が一定の条件下（ $F \Delta t = \text{const.}$ ）で、加速度ピーク値 $A_x, A_z$ を不変とすれば、加速度ピークまでの時間 $T$ と、加速度波形の減衰係数 $c_x, c_z$ に以下のような制約条件ができる。

$$\frac{T}{2} + \frac{1}{c_x} = \text{const.} \quad \frac{T}{2} + \frac{1}{c_z} = \text{const} \quad (5.8)$$

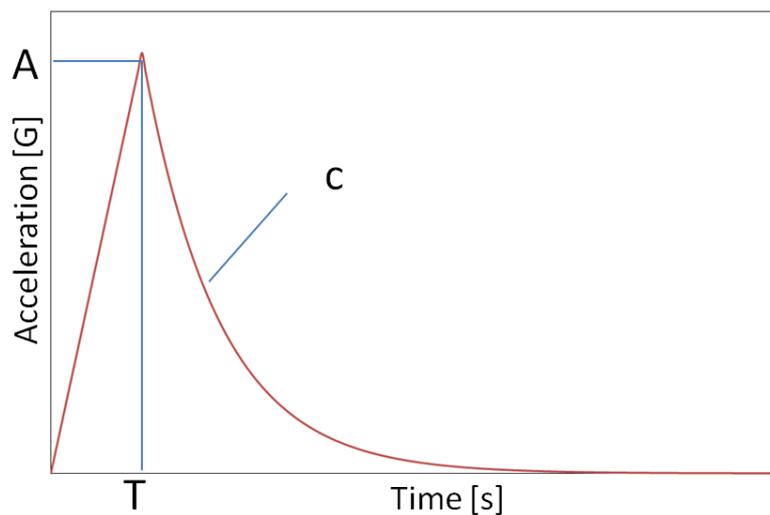


Fig. 5-18 Acceleration Time History

(5.8)によれば、 $T$  と  $c_x, c_z$  の増減は連動する。このトレードオフ関係のもとで  $T$  を変動させることにより、人体安全の観点で加速度ピークまでの時間を上げるべきか下げるべきかの検討を行った。

$T, c_x, c_z$  を、(5.8)式を成立させながら参照値から変動させたら、腰椎圧縮荷重、及びBCはどのように変化するかを、Fig.5-19,20 にまとめた。なお、 $A_x, A_z$  については、参照値を一律  $r_A$  倍した値を用いた。 $r_A=0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 1.1, 1.2, 1.3$  のときをプロットしている。

この結果について、腰椎圧縮荷重は、加速度ピークまでの時間  $T$  が長くなればなるほど大きくなる傾向がみられる。従って、 $T$  が小さければ小さいほど傷害確率は減少すると考えられる。

一方、頸部下部分については一貫した傾向が見られない。加速度ピーク値が小さいときは  $T$  が増えるほど傷害基準値が増えている一方、加速度ピーク値が大きいときは傷害基準値に極大値が存在している。

以上より、加速度ピークまでの時間  $T$  と、加速度波形の減衰係数  $c_x, c_z$  の関係としては、ともに小さければ小さいほどよいと言えることがわかる。

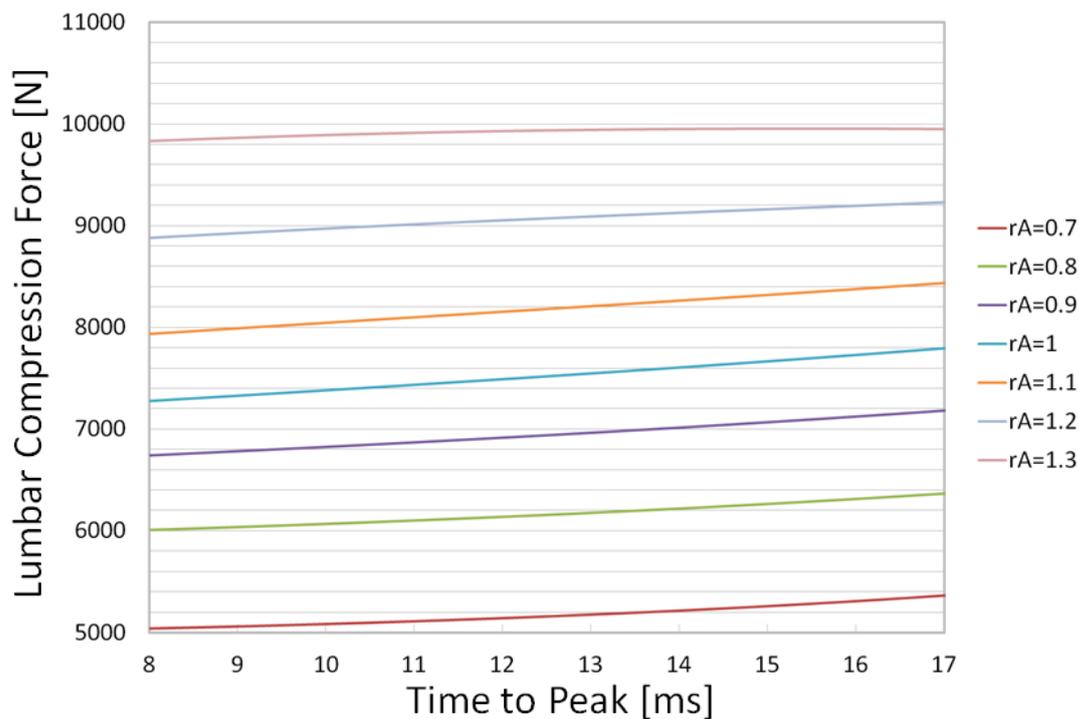


Fig. 5-19 Effect of Relation between  $T$  and  $c_x, c_z$  to Lumbar Force

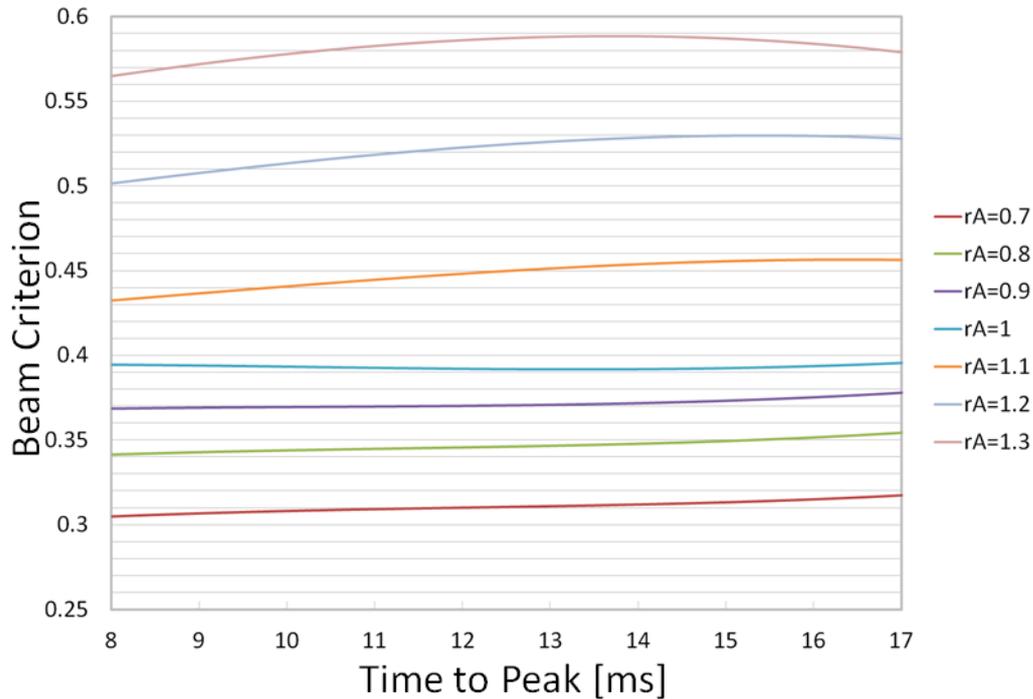


Fig. 5-20 Effect of Relation between T and  $c_x, c_z$  to BC

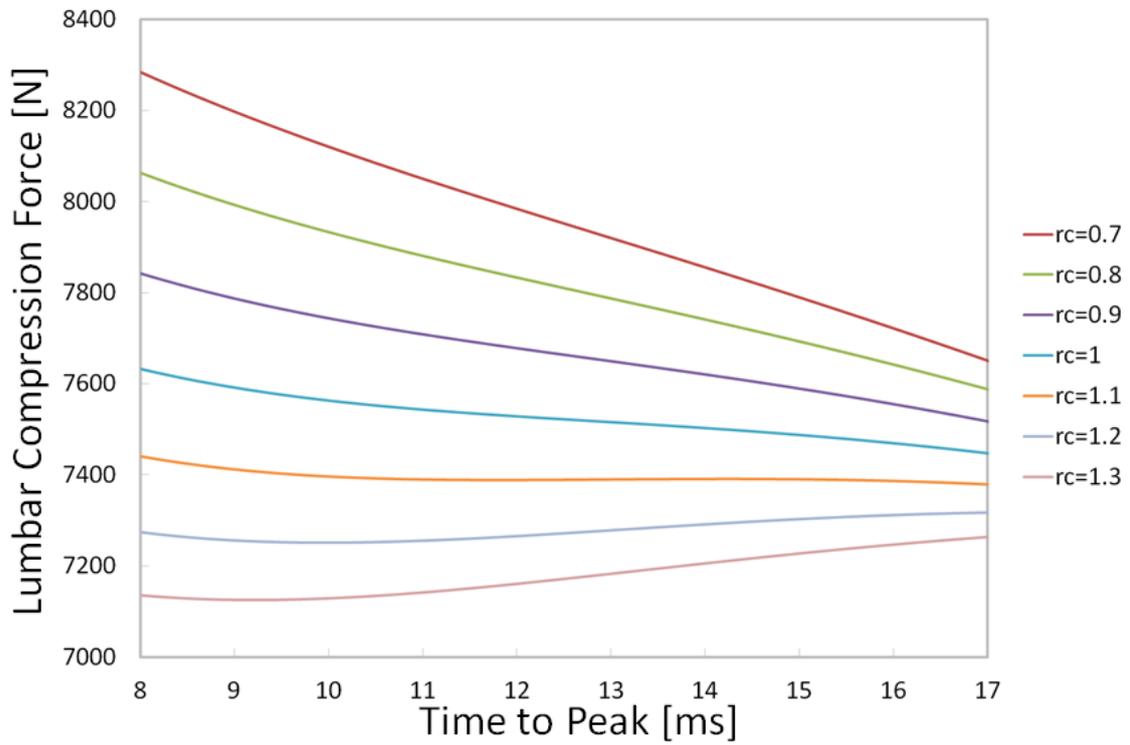
### 5.3.2.3 加速度ピーク値とピークまでの時間の関係

式(5.7)を，減衰係数を定数，加速度ピーク  $A$  とピークまでの時間  $T$  の関係として表す．加速度ピーク，減衰係数に，各方向のパラメータを対応させることで，以下の式が得られる．

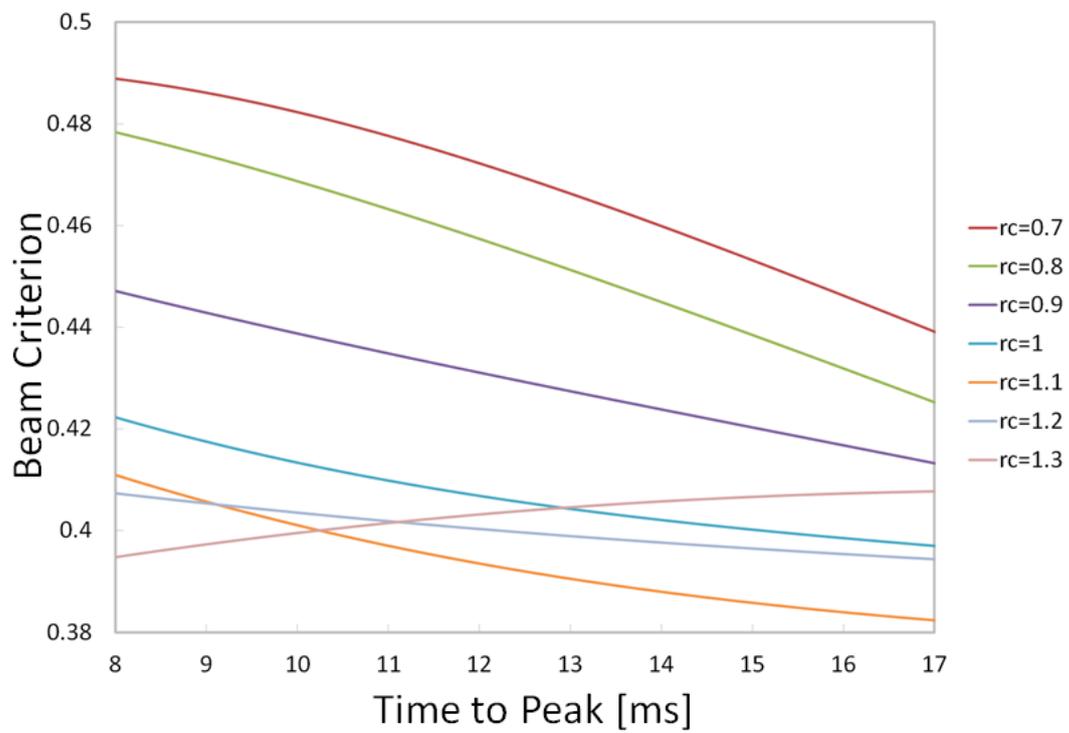
$$\left(\frac{T}{2} + \frac{1}{c_x}\right)A_x = \text{const.}, \quad \left(\frac{T}{2} + \frac{1}{c_z}\right)A_z = \text{const.} \quad (5.9)$$

この関係によれば， $T$  の増加は $A_x, A_z$ の減少を意味する．このトレードオフ関係のもとで $T$ を変動させることにより，人体安全の観点で加速度ピークまでの時間を上げるべきか下げるべきか，の検討を行った．

$T, A_x, A_z$ を，(5.8)式を成立させながら参照値から変動させたら，腰椎圧縮荷重，及びBCはどのように変化するかを，Fig.5-21,22にまとめた．なお， $c_x, c_z$ については，参照値を一律 $r_c$ 倍した値を用いた． $r_c=0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 1.1, 1.2, 1.3$ のときをプロットしている．



**Fig. 5-21 Effect of Relation between T and Ax, Az to Lumbar Force**



**Fig. 5-22 Effect of Relation between T and Ax, Az to BC**

この結果について、腰椎・頸部下部位いずれにおいても、加速度ピークからの減衰係数が小さいときは、加速度ピークまでの時間  $T$  が大きければ大きいほど傷害基準値が下がる、すなわち傷害確率が低下する傾向があった。逆に、減衰係数が大きいときは、これとは逆の傾向を示した。

この理由を考えるにあたり、式(5.9)を参照する。減衰係数が小さい条件での、各式の左辺カッコ内の式について、減衰係数  $c$  が小さいため、第2項が大きくなる。これは、 $T$  の変動に対しカッコ内の値が変わりにくくなるということである。そのため、加速度ピーク値  $A$  が変動することを想定すると、 $T$  を大きく変動させる必要がある。よって、減衰係数が小さい状況下では、力積に対する感度は  $A$  の方が  $T$  よりも高いことが分かる。従って、傷害の抑制という面では、 $A$  をより小さくする方が有効である。以上の議論からこのような結果になったと考えられる。逆も同様である。

まとめると、加速度ピークと、ピークまでの時間との兼ね合いは、ピークからの減衰係数に依存することがわかった。

## 5.4 結言

本章では新たな安全性評価手法の提案を見据え、前章で分かった傷害箇所について、加速度波形パラメータのみを用いて傷害確率を定式化した。この関係を用いることで、着水衝撃による加速度波形を、加速度波形パラメータを用いて近似することができれば、すぐに傷害の箇所・その発生確率を求められるような評価手法を構築できた。

また、この関係を用いて、設計に対する指針の提示を行った。具体的には、着水条件に対する設計限界線の算出、及び、着水による加速度波形パラメータ間のトレードオフ関係について、提言を行った。

---

## 第6章 結論

---

## 6.1 本研究の結論

本研究では、着水衝撃による加速度波形と人体傷害確率の関係を解明した。この関係を応用することで、着水衝撃による加速度波形をパラメータで近似すれば、そのパラメータに応じて傷害箇所・部位が分かるような、簡便な人体安全性評価を行うことができる。また、この関係を逆に利用することで、設計に対するフィードバックを行うことができる。

この関係を突き止めるにあたってまず、マルチボディ解析ソフト「MADYMO」を用いることで、着水衝撃による人体の定性的挙動、および傷害が発生すると考えられる箇所を解明した。次に、実際に評価手法の構築をするにあたっては、各加速度波形パラメータに対して傷害確率を出力する応答曲面を作成することで達成した。加えて、解明した加速度波形－傷害確率の関係をを用いて、着水条件に対する提言を行った。

## 6.2 今後の課題

本研究で未だ検討できていない事項、及び未だ解決に至っていない問題点を示す。

### 6.2.1 回転加速度

カプセル着水時に人体に対して加わる加速度は、+X 方向、+Z 方向の並進加速度に加えて、実は Y 方向の回転加速度が加えられることが知られている[33][34]。今回この回転加速度の考慮に入れた研究は行うことができなかった。理由は 2 点ある。

1 点目は、回転加速度のプロファイルがなかったからである。本研究で用いた文献[33]内では、回転加速度のプロファイルは掲載されていなかった。また、他の研究において回転加速度のプロファイルはほとんど得られなかった。

2 点目は、回転加速度による人体への影響についてあまり知見がないからである。回転加速度に関連する傷害基準としてあったものは、頭部に対するもののみであった[5]。その他に、どのような箇所にどんな傷害を発生させるかについて、多くは分かっていない。

以上 2 点のような理由のために本研究では回転加速度による影響について踏み込んで検討することができなかった。今後回転加速度を考慮するには 2 点のアプローチがあると考えている。1 点目は、回転加速度がクリティカルになりうる業界の知見がもしも存在すれば、それを得ることである。2 点目は、後述する人体モデルを用いることである。

### 6.2.2 初期条件の考慮

この手法の構築に、座席やクルーの初期条件について検討を行っていない。座席の初期条件としては、座席におけるベルトの締結の程度や接触特性、座席形状の、製造上の誤差が挙げられる。また、クルーの初期条件については、クルーの初期姿勢による差異や、ク

ルーの体型・傷害耐性による差異などが挙げられる。これらのバラつき要因によって傷害確率は変動するため、以上の誤差・差異要素を考慮することは必須の課題である。

なお、NASAにおいては、クルーに対し取るべき姿勢を細かく要求する（顎を引く、腕の箇所を特定の位置にするなど）、座席に用いる設備は細かく規定する[35]、などのことを行っている。これらの取り組みを行うことで、使用段階でバラつきを抑制しているとのことであった。今後、このように初期条件を固定するためにも、初期条件による誤差・差異要素が傷害確率に与える影響について検討することは有意である。

### 6.2.3 衝突ダミーの生体忠実性

本研究では、衝突ダミーとして、自動車後突条件の解析にしばしば用いられる「BioRID II」を用いた。この「BioRID II」は、本研究の進行の上では最もよい衝突ダミーであったが、提案した人体安全性評価手法を現実に用いることを想定すると、2点の問題が発生する。

まず1点目は、MADYMO上の挙動と、実世界でのBioRID IIの挙動に一致が取れない可能性があることである。MADYMOのライブラリとして搭載されているBioRID IIは、身体各部位の挙動、及び全体の挙動、という観点でバリデーションはなされている。しかし、バリデーションがなされているのは後突に関連するもののみであり、たとえば腰椎において本当に適切な荷重測定が行えているか、ということは不明である。

この問題は、着水衝撃による加速度発生で実際に衝突ダミーはどのように挙動するか、ということの解明により解決される。現在JAXAでは、自動車研究所(JARI)と協同して、着水衝撃などを人体に与えたときのダミーのふるまいについて実験をおこなうとのことなので、これにより解決がみられると考えられる。

2点目の問題は、実世界での衝突ダミーの挙動と、生きている人間の挙動に一致が取れない可能性があることである。各衝突ダミーにはバリデーションが取れ、繰り返し使用に耐えうるような衝突速度領域が存在しており、例えばBioRID IIでは10~20km/hでの後突が想定されている。この速度領域の外では、生きている人間とは違った挙動を示す可能性が考えられる。また、ダミー自体が衝撃に耐えられずに破損してしまう、といったことも想定される。

この解決手段として、人体モデルの適用が挙げられる。人体モデルとは、衝突ダミーではなく人体自体を有限要素モデルとして構築したものである。現在用いられているものとしては、豊田中央研究所にとって開発が進んでいるTHUMS[36]などが挙げられる。これを用いることで、生きている人間の挙動に近いものが得られると考えられる。

### 6.2.4 その他の要素

上記以外でも、様々な要素について未だ検討が進んでいない。

例えば、宇宙服の評価[37]である。宇宙に出たあと無重力空間に耐えられるよう、クルーは与圧服を着ている。本研究では、与圧服を着ていない、「人体のみ」のモデルの挙動を説明した。今後は、与圧服を着せることによって、挙動や傷害確率に対してどの影響があるのかについて研究を行う必要である。これを解決するためには、与圧服をきせた衝突ダミーを用いて実験を行い、それと合わせこむことで「与圧服のモデリング」を実現していく方法などが考えられる。

また、着水衝撃による加速度波形の近似についても、本研究では線形的にピーク値まで上昇し、ピークを迎えた後は指数関数的に減少するという、非常に簡単なモデルであった。今後、この近似では再現しきれない要素によってどの程度影響を受けるか調べる必要がある。

なお、加速度波形近似手段の例として、「固有直交分解 (Proper Orthogonal Decomposition)」[38]という方法がある。この方法は、時系列データを固有周波数で分解し、その係数をパラメータに採用する方法である。これを応用し、着水による加速度波形を固有周波数分解したその係数を設計変数、人体各部位の傷害確率を目的関数とするような応答曲面を作成することで、加速度波形と傷害確率の定式化をなす、ということも、解決手段の1つとして考えられる。

他にも、着水衝撃によってカプセルに衝撃が加わってから座席に伝わるまでに加速度波形がうける、座席によるダンパ効果などの影響評価など、様々な研究課題が存在する。加えて、現時点ではマルチボディ解析によるおおまかな解析しか行えていないため、今後は有限要素解析による、より詳細な解析が求められる。

---

## 付録

---

## 付録A Kriging 法

### A.1 Kriging 法とは

Kriging 法とは、応答局面を作成する手段の一つである。その特徴は、ある箇所での出力の値を、他箇所での出力値の線形和によって表現するという点である。このとき比重は、得たい箇所に近いデータほど重視するような比重の決定方法となっている。もともと Kriging 法は地球統計学などの分野で理論構築・応用がなされてきたが、現在は工学系も含む様々な分野に対して適用されている。[39]

Kriging 法によって応答曲面を作成するメリットは、データ点数が少ないときに非常に精度よく推定を行えることにある。また、多項式回帰と比較するのであれば、複雑な (Taylor 展開した時、高次成分が重要となってくる) 曲面を近似する際に圧倒的に精度良い応答局面を作成することができる (Fig.A-1)。

一方デメリットとしては、計算時間が非常に多いことが挙げられる。これは、Kriging 法の計算過程において、高次正方行列の逆行列計算を複数回行わないといけない箇所があるためである。また、定式が非常に煩雑であるため、扱いが困難であることも難点の 1 つと言える。

これより Kriging 法の概説を行うにあたり、以下のように問題設定を行う。

今、 $n$  個の変数  $x_{1i}, x_{2i}, \dots, x_{ni}$  に基づいて決定される (と考えられている) 変数  $y_i$  が存在するとする。この時、 $x_{1i}, x_{2i}, \dots, x_{ni}$  のことを「設計変数」、変数  $y_i$  のことを「目的関数」と呼ぶ。この設計変数・応答値のデータが  $k$  個存在するとして ( $i=1, 2, \dots, k$ , これをサンプリング点と呼ぶ)、これらに基づいて、任意の設計変数  $x_{10}, x_{20}, \dots, x_{n0}$  に対応する応答値  $y_0$  を求めることを目指す。

なお、ここでは数学的な前提、証明は省略し、使用法を中心に記す。

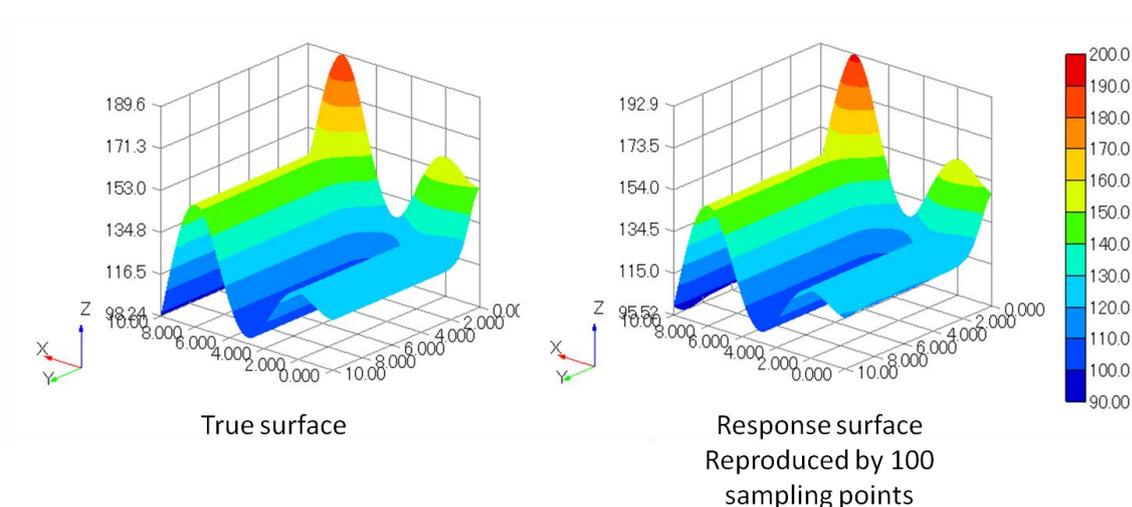


Fig. A-1 Example of Response Surface by Kriging Method

## A.2 Kriging 法のバリエーション

Kriging 法にはいくつか種類が存在する。以下にその分類方法のガイドラインを示す。

### Point-to-point Kriging

point-to-point Kriging 法では、複数のサンプル点における設計変数・目的関数の組を用いて、任意の 1 点における目的関数の値を、その点の設計変数から求める手法である。目的関数と設計変数の関係から、3 つに分類できる。

- ✓ **Simple Kriging** : 設計変数に依らない目的関数の値の平均値が存在し、その値が分かっているときに用いる。
- ✓ **Ordinary Kriging** : 設計変数に依らない目的関数値の平均値が存在することは分かっているものの、それがいくつかは分かっていないときに用いる。
- ✓ **Universal Kriging** : 設計変数に応じて目的関数値に「期待値」（これをトレンドという）が存在するときに用いる。その既知・未知は問わない。

### Block Kriging

Point-to-point Kriging 法においては、予測に用いる設計変数の値がばらばらであることを想定していた。Block Kriging 法においては、設計変数に幅を持たせ、その設計変数変域内の平均値を用いて Kriging を行う。

### Co-Kriging

上記の Kriging 法において、目的関数値としてアウトプットされる値は 1 つのみであった。複数の値を目的関数値としてアウトプットするような Kriging 法を、Co-Kriging 法と呼ぶ。

## A.3 Ordinary Kriging 法の定式

以下では、Ordinary Kriging 法に用いられる定式について概説する。[40]

これより、サンプリング点として得られている目的関数の組を  $\mathbf{y}^T = [y_1 \ \cdots \ y_k]$  とする。また、 $\mathbf{f}^T = [1 \ \cdots \ 1]$  とし、目的関数平均値の推定値を  $\hat{\beta}$  とおくと、以下の式によって設計変数  $\mathbf{x}_0 = (x_{10}, x_{20}, \dots, x_{n0})$  に対応する目的関数  $y_0$  を求めることができる。

$$y_0 - \hat{\beta} = \mathbf{P}(\mathbf{y} - \mathbf{f}\hat{\beta}) \quad (\text{A.1})$$

ただし  $\mathbf{P}$  は以下で定義される行列  $\mathbf{R}, \mathbf{r}(\mathbf{x}_0), \text{Re}(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j)$  によって定められるものとする。

$$\mathbf{P} = \mathbf{r}^T(\mathbf{x}_0)\mathbf{R}^{-1} \quad (\text{A.2})$$

$$\mathbf{R}\{i, j\} = \text{Re}(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) \quad (\text{A.3})$$

$$\mathbf{r}^T(\mathbf{x}_0) = [\text{Re}(\mathbf{x}_0, \mathbf{x}_1) \quad \dots \quad \text{Re}(\mathbf{x}_0, \mathbf{x}_k)] \quad (\text{A.4})$$

$$\text{Re}(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = \exp\left(-\sum_{l=1}^n \theta_l (x_{li} - x_{lj})^2\right) \quad (\text{A.5})$$

このとき、 $\theta_l (l = 1, 2, \dots, n)$ は設計変数の数だけ存在するパラメータであり、距離による重みを考える際に、そのパラメータはどの程度重みづけの考慮に入れるか、を表す指標となっている。

また、Ordinary Kriging に対する尤度関数と、推定誤差 $\hat{\sigma}^2$ は $\boldsymbol{\theta} = [\theta_1 \quad \dots \quad \theta_n]$ の関数となっていて、以下で与えられる。

$$L(\boldsymbol{\theta}) = -\frac{[k \ln(\hat{\sigma}^2) + \ln|\mathbf{R}|]}{2} \quad (\text{A.6})$$

$$\hat{\sigma}^2 = \frac{(\mathbf{y} - \mathbf{f}\hat{\boldsymbol{\beta}})^T \mathbf{R}^{-1}(\mathbf{y} - \mathbf{f}\hat{\boldsymbol{\beta}})}{k} \quad (\text{A.7})$$

なお、応答値平均値 $\hat{\boldsymbol{\beta}}$ は、以下の式によって推定される。

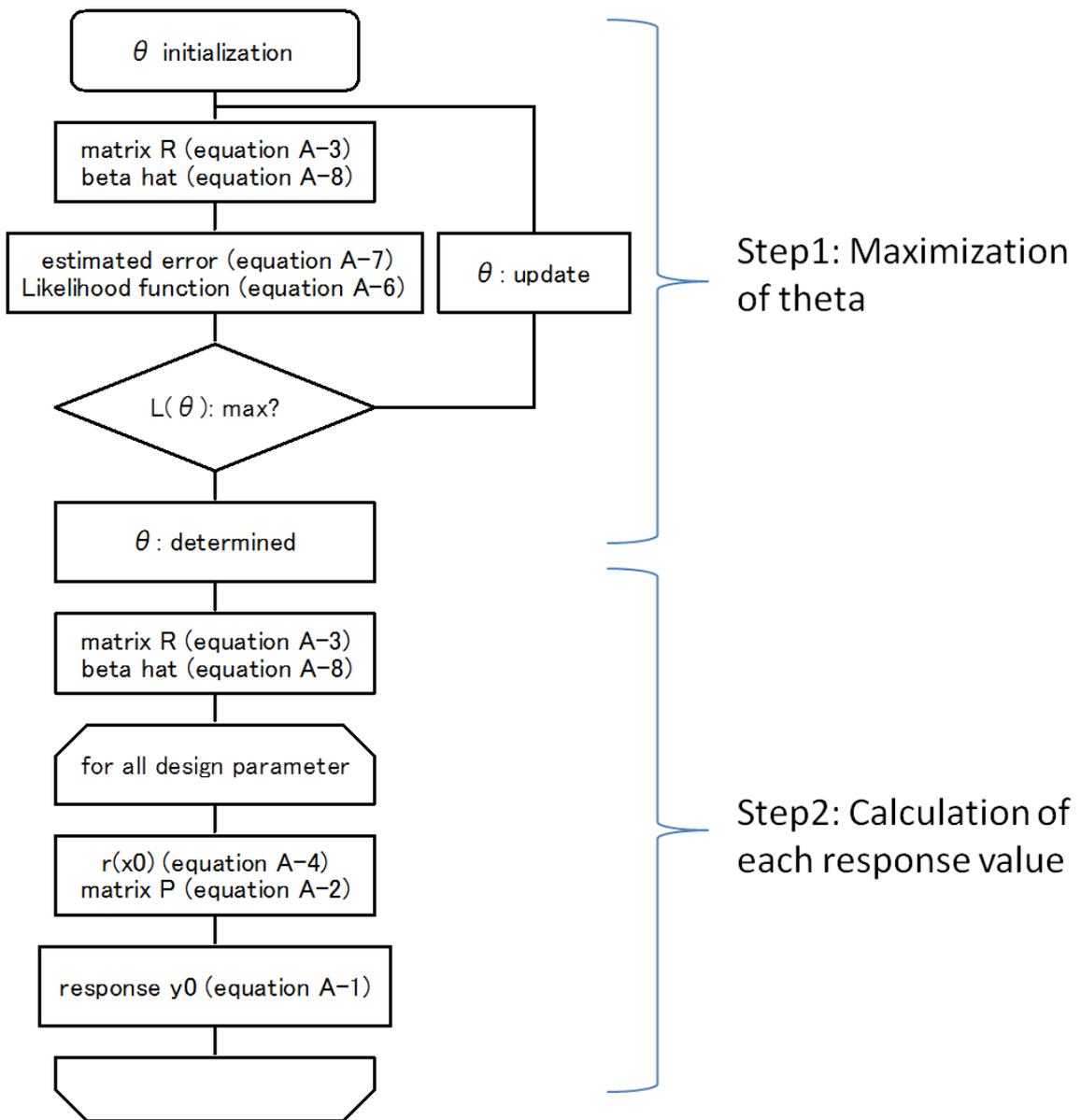
$$\hat{\boldsymbol{\beta}} = (\mathbf{f}^T \mathbf{R} \mathbf{f})^{-1} \mathbf{f}^T \mathbf{R} \mathbf{y} \quad (\text{A.8})$$

#### A.4 Ordinary Kriging 法の使用

Ordinary Kriging 法を用いるには、おおまかには以下の2つの手順を踏む。

1. 尤度関数を最大化する $\boldsymbol{\theta}$ を求める
2. 目的関数を導出する

具体的手順の簡単な例を、フローチャートとして Fig.A-2 に示す。



**Fig. A-2 Flow of Response Surface Generating**

## A.5 応答曲面の評価

作成した応答曲面が、設計変数に対する応答値の関係を正確に表しているとは限らない。そこで、サンプリング点とは別に、設計変数と応答値の組み合わせを数セット（ここでは M セット）用意し、以下の指標を用いて評価を行うことがある。[41]

### A.5.1 $R^2$

$R^2$ は、以下の式で与えられる。

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{t=1}^M (y_t - \hat{y}_t)^2}{\sum_{t=1}^M (y_t - \bar{y})^2} \quad (\text{A.9})$$

ただし  $\bar{y}$  は目的関数の平均値を、 $\hat{y}_t$  は t 番目の設計変数セットに対して、作成された応答曲面を用いた。予測した目的関数である。式の意味合い、目的関数自体のバラつきに対して予測誤差のバラつきがどの程度小さいかを表す指標となる。

$R^2$  は 1 が最大値で、1 に近ければ近いほど正確な応答曲面を作成できた、と言える。

### A.5.2 RAAE

RAAE は、Relative Average Absolute Error の略称である。以下の式で与えられる。

$$\text{RAAE} = \frac{\sum_{t=1}^M |y_t - \hat{y}_t|}{n * \text{STD}} \quad (\text{A.10})$$

ただし、STD は Standard Deviation を意味し、目的関数の標準偏差の値を採用するとする。意味合い、目的関数のバラつきに対する予測誤差のバラつきの大きさを考えている点で  $R^2$  と類似しているが、誤差を絶対値で考えている点で異なっている。

RAAE は 0 が最小値で、これに近ければ近いほど正確な応答曲面を作成できた、と言える。

### A.5.3 RMAE

RMAE は、Relative Maximum Absolute Error の略称である。以下の式で与えられる。

$$\text{RMAE} = \frac{\max\{y_1 - \hat{y}_1, y_2 - \hat{y}_2, \dots, y_M - \hat{y}_M\}}{\text{STD}} \quad (\text{A.11})$$

式の構成は RAAE に類似しているが、RMAE は、予測値と最も離れている箇所でのどの程度離れているかという点に着目している。

## 付録B 応答曲面作成用データ

### B.1 応答曲面作成用データ

第5章にて応答曲面の作成に用いたデータを以下に示す。

**Table B-1 Response Surface Generating Data**

No.	$r_T$	$r_{Ax}$	$r_{Az}$	$r_{Cx}$	$r_{Cz}$	Lumbar Force [N]	BC CF	BC CE
0	0.015	0.66	0.495	1.41	1.19	3165.9536	0.155581	0.21852
1	0.03	0.99	1.365	0.69	0.78	7716.4046	0.3878	0.447746
2	0.045	0.495	0.9	1.05	0.62	3949.7106	0.138488	0.204334
3	0.06	0.345	0.66	0.89	0.74	2115.0086	0.10628	0.141599
4	0.075	1.08	1.095	0.78	0.99	7110.3646	0.412376	0.441968
5	0.09	0.375	0.435	1.29	1.02	1670.5396	0.102931	0.135634
6	0.105	1.5	0.93	1.09	1.47	8372.1756	0.421063	0.640751
7	0.12	0.24	1.245	1.14	0.9	2266.3256	0.102471	0.21005
8	0.135	0.12	0.99	0.73	1.43	988.3083	0.061807	0.082531
9	0.15	0.525	0.645	1.5	1.46	2486.2696	0.135263	0.186359
10	0.165	0.465	1.035	0.55	0.93	3921.7106	0.138152	0.225385
11	0.18	1.44	1.05	0.56	1.05	9467.2726	0.528164	0.701507
12	0.195	0.75	0.03	1.45	0.63	3518.2196	0.188211	0.246078
13	0.21	1.035	0.54	1.43	1.36	5455.7206	0.241244	0.363864
14	0.225	1.245	1.2	1.39	1.01	7713.8436	0.421112	0.451829
15	0.24	0.915	0.855	1.37	0.83	5710.9906	0.313381	0.331314
16	0.255	0.39	0.72	0.58	0.77	2970.3256	0.12737	0.190725
17	0.27	1.47	0.15	0.6	1.24	8840.6586	0.458592	0.68371
18	0.285	0.225	0.885	1.24	1.2	1492.3456	0.074939	0.144218
19	0.3	0.27	0.75	1.32	1.35	1361.2246	0.085919	0.107342
20	0.315	0.96	0.135	0.59	0.81	5919.2876	0.248942	0.478691
21	0.33	0.9	0.285	1.35	0.71	4862.6176	0.205545	0.325084
22	0.345	0.72	0.585	0.75	1.1	4549.4536	0.262861	0.301801
23	0.36	1.41	0.09	1.12	0.61	3805.5336	0.184208	0.318907
24	0.375	1.185	0.84	1.17	0.72	7172.9036	0.41143	0.476927
25	0.39	1.35	1.455	1.04	0.89	9793.7066	0.544892	0.495645
26	0.405	0.555	0.06	0.87	1.38	2903.4996	0.171856	0.226435
27	0.42	1.17	1.17	0.98	0.7	8457.1696	0.456629	0.454253
28	0.435	1.485	1.11	1.06	1.32	8968.8516	0.508828	0.628698

29	0.45	0.3	1.305	1.22	0.91	3198.8286	0.121932	0.164673
30	0.465	0.93	0.24	0.97	1.44	5390.7906	0.221681	0.411798
31	0.48	0.51	0.3	1.27	0.54	2941.0906	0.138943	0.175147
32	0.495	0.795	0.42	1.18	0.76	4530.6636	0.240474	0.301791
33	0.51	1.095	0.555	0.7	0.86	7385.6506	0.354747	0.534914
34	0.525	0.63	0.78	1.23	1.12	4069.5626	0.198114	0.251738
35	0.54	0.075	1.29	1.48	1.48	1740.9476	0.062883	0.086396
36	0.555	1.275	0.615	1.16	0.75	7853.4126	0.37846	0.559388
37	0.57	0.81	0.48	1.13	1.08	4642.2606	0.250944	0.310799
38	0.585	0.705	0.12	1.38	1.18	3673.4156	0.176082	0.241876
39	0.6	0.435	1.14	0.51	1.33	3707.2226	0.140186	0.20474
40	0.615	0.09	0.81	0.81	1	1309.5186	0.066827	0.101793
41	0.63	0.06	1.26	1.34	1.31	1988.4426	0.067109	0.057963
42	0.645	1.11	0.075	0.91	1.11	6260.4426	0.277122	0.519431
43	0.66	1.395	1.35	0.84	0.64	10668.507	0.614061	0.580733
44	0.675	1.02	0.405	1.01	0.66	6493.7626	0.293485	0.417851
45	0.69	1.2	1.47	0.62	1.23	9601.1066	0.522836	0.494853
46	0.705	1.23	0.45	1.2	1.5	7339.3616	0.324008	0.537801
47	0.72	0.825	0.015	0.8	0.55	4979.4656	0.254877	0.36184
48	0.735	0.21	0.225	0.77	0.65	1137.4676	0.091355	0.103054
49	0.75	0.285	1.44	1.15	0.85	4020.2596	0.146328	0.205778
50	0.765	0.03	0.375	1.07	1.21	497.9139	0.034999	0.051614
51	0.78	0.255	0.975	0.52	1.26	2147.9496	0.112703	0.152491
52	0.795	0.315	0.345	0.99	1.37	1530.7976	0.106081	0.134152
53	0.81	0.105	0.915	0.79	1.49	1362.5546	0.067562	0.107467
54	0.825	0.69	0.675	0.92	0.94	4956.1396	0.290356	0.311805
55	0.84	1.425	0.045	0.74	1.16	8436.5216	0.4421	0.693058
56	0.855	0.48	0.18	1.33	0.68	2468.1206	0.135308	0.178744
57	0.87	1.005	0.57	0.83	0.59	6774.1286	0.389755	0.469784
58	0.885	1.335	0.315	0.57	1.3	8705.5926	0.3688	0.622621
59	0.9	0.36	0.105	0.67	1.28	1778.2906	0.132508	0.168814
60	0.915	0.885	1.065	1.21	0.69	7390.1956	0.325538	0.379634
61	0.93	0.42	1.38	1.49	1.13	4455.7466	0.197486	0.206647
62	0.945	0.135	0.36	0.9	0.57	995.7915	0.060858	0.081481
63	0.96	0.54	1.395	0.85	0.52	6321.2856	0.263229	0.2652
64	0.975	0.765	0.6	1.36	1.22	4874.6396	0.281939	0.296976

65	0.99	0.84	0.21	1	1.25	5169.3976	0.212551	0.378485
66	1.005	1.455	1.005	0.93	1.07	9826.5796	0.577895	0.64127
67	1.02	0.195	0.825	1.47	1.4	1538.3696	0.072383	0.100099
68	1.035	1.155	1.215	0.96	0.58	9430.9896	0.499223	0.445708
69	1.05	0.165	1.23	0.61	1.41	2539.8196	0.102679	0.205122
70	1.065	1.305	0.705	0.95	0.6	8928.0266	0.478478	0.576187
71	1.08	0.735	1.41	0.54	0.56	7893.1306	0.321385	0.351982
72	1.095	0.57	0.255	1.19	1.04	3371.3916	0.158906	0.225465
73	1.11	1.26	0.96	0.64	0.87	9058.4486	0.527868	0.628285
74	1.125	1.05	0.525	0.68	0.97	7080.1556	0.390232	0.48335
75	1.14	0.975	0.735	0.76	0.92	6971.6266	0.412839	0.436096
76	1.155	0.945	0.795	1.31	0.79	6802.3126	0.386865	0.378985
77	1.17	0.33	0.465	1.46	1.15	1822.5296	0.098314	0.128961
78	1.185	1.365	1.08	1.44	1.06	9249.1266	0.533885	0.583925
79	1.2	1.125	1.335	0.72	1.45	9185.8326	0.482361	0.512781
80	1.215	0.18	1.425	1.26	0.98	4059.5636	0.151268	0.139773
81	1.23	0.675	0.33	0.65	0.53	4796.2866	0.239293	0.319534
82	1.245	0.045	0.69	0.86	0.67	1518.8426	0.056489	0.051778
83	1.26	0.585	1.02	1.42	0.95	5440.4336	0.190398	0.247468
84	1.275	0.45	0.87	0.66	1.34	3970.9676	0.147448	0.213829
85	1.29	1.32	1.125	1.25	1.29	9291.1916	0.551423	0.534896
86	1.305	0.405	0.27	1.08	0.84	2405.8826	0.127954	0.166072
87	1.32	0.015	0.165	1.4	0.88	410.939	0.032282	0.044978
88	1.335	0.855	0.945	1.28	0.51	7443.4346	0.332238	0.365581
89	1.35	0.78	1.155	1.3	1.17	6939.5216	0.282896	0.340702
90	1.365	1.14	1.5	0.88	1.27	9884.0976	0.462966	0.483321
91	1.38	0.15	1.32	1.03	0.8	4021.7836	0.152743	0.115191
92	1.395	1.29	0.195	0.94	0.96	7838.3206	0.336464	0.563779
93	1.41	0.87	0.39	1.02	0.73	5805.3426	0.271977	0.384435
94	1.425	1.38	0.51	1.1	1.39	8992.4956	0.442896	0.626874
95	1.44	1.215	1.185	0.82	1.09	9447.2806	0.544009	0.515993
96	1.455	0.645	0.63	0.63	1.14	5076.4206	0.284649	0.330391
97	1.47	0.615	0.765	1.11	1.42	4933.2916	0.21215	0.293359
98	1.485	0.6	1.485	0.53	1.03	6773.7646	0.259242	0.308303
99	1.5	1.065	1.275	0.71	0.82	9374.3566	0.443963	0.481761

## B.2 応答曲面評価用データ

第 5 章にて応答曲面の精度評価に用いたデータを示す.

**Table B-2 Response Surface Validation Data**

No.	$r_T$	$r_{Ax}$	$r_{Az}$	$r_{Cx}$	$r_{Cz}$	Lumbar Force [N]	BC CF	BC CE
0	0.627	1.359	0.521	1.369	0.627	4805.519	0.199613	0.316268
1	0.038	0.409	1.040	0.764	0.038	723.1966	0.050799	0.076226
2	0.100	1.486	0.714	1.189	0.100	2167.836	0.078834	0.120508
3	0.403	0.176	0.728	1.470	0.403	1859.725	0.13393	0.179903
4	0.433	0.134	0.571	1.422	0.433	2255.83	0.160008	0.196727
5	1.021	1.354	0.848	1.079	1.021	7061.674	0.380736	0.427204
6	0.808	0.460	0.820	0.636	0.808	5031.151	0.266484	0.337742
7	1.161	0.100	0.605	1.127	1.161	6830.869	0.289752	0.561454
8	0.062	0.285	1.361	1.472	0.062	517.4704	0.035981	0.063083
9	1.168	0.790	1.298	1.161	1.168	7571.141	0.446727	0.491733
10	0.089	0.236	0.652	1.454	0.089	607.321	0.047595	0.070199
11	0.066	0.745	0.794	1.187	0.066	1291.965	0.061139	0.096894
12	1.148	1.181	0.566	0.624	1.148	8796.878	0.475135	0.485891
13	0.501	0.100	0.834	0.588	0.501	2373.384	0.153436	0.195396
14	0.152	1.126	0.549	0.995	0.152	2220.744	0.103984	0.19864
15	0.298	1.019	1.307	1.437	0.298	2561.011	0.110433	0.153194
16	0.388	0.498	1.163	1.469	0.388	2394.716	0.121258	0.175779
17	0.476	1.457	0.975	1.026	0.476	5027.3	0.192792	0.238396
18	0.737	0.358	0.538	1.110	0.737	4777.562	0.213755	0.331886
19	0.282	0.903	1.273	1.415	0.282	2333.837	0.097042	0.145379

---

## 参考文献

---

## 参考文献

- [1]. 藤本圭一郎, 谷直樹, 和田英一, 山西伸宏, ” 有人宇宙船アポートシステムの爆発ハザード離脱解析”, 第 56 回宇宙科学技術連合講演会, 1H01, (2012)
- [2]. 中野英一郎, 内川英明, 丹野英幸, 赤城弘樹, 関隆司, 下田孝幸, 杉本隆, ” 有人宇宙船の着水衝撃に関する研究”, 第 56 回宇宙科学技術連合講演会, 3G05, (2012)
- [3]. Davidson, John, et al. "Crew Exploration Vehicle Ascent Abort Overview." AIAA Paper 6590 (2007): 2007.
- [4]. JAXA 社会連携講座 有人安全チーム打ち合わせ 配布資料
- [5]. Somers, Jeffrey T., and Dustin Gohmert. "Application of the Brinkley Dynamic Response Criterion to Spacecraft Transient Dynamic Events," National Aeronautics and Space Administration, (2013).
- [6]. Lawrence, Charles, et al. "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 Technical Reports, (2008).
- [7]. Hayes, Wilson C., Mark S. Erickson, and Erik D. Power. "Forensic injury biomechanics." Annu. Rev. Biomed. Eng. 9 (2007): 55-86.
- [8]. Bolukbasi, Akif, et al. Full Spectrum Crashworthiness Criteria for Rotorcraft. No. RDECOM-TR-12-D-12. ARMY AVIATION AND MISSILE RESEARCH DEVELOPMENT AND ENGINEERING CENTER FORT EUSTIS VA AVIATION APPLIED TECHNOLOGY DIRECTORATE, 2011.
- [9]. 水野幸治, ” 自動車の衝突安全”, 名古屋大学出版会, (2012)
- [10]. Erin Caldwell, et al., "EVIDENCE REPORT: RISK OF INJURY DUE TO DYNAMIC LOADS," NASA, (2012).
- [11]. Mertz, Harold J., Priya Prasad, and Annette L. Irwin. "Injury risk curves for children and adults in frontal and rear collisions." SAE CONFERENCE PROCEEDINGS P. SOC AUTOMATIVE ENGINEERS INC, 1997.
- [12]. Eppinger, Rolf, et al. "Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems-II." National Highway Traffic Safety Administration (1999): 1-70.
- [13]. Manoogian, Sarah J., et al. "Predicting neck injuries due to head-supported mass." Aviation, space, and environmental medicine 77.5 (2006): 509-514.
- [14]. Boström, O., et al. "A new neck injury criterion candidate-based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma." PROCEEDINGS OF THE 1996 INTERNATIONAL IRCOBI CONFERENCE ON THE BIOMECHANICS OF IMPACT, SEPTEMBER 11-13, 1996, DUBLIN, IRELAND. 1997.

- [15]. Schmitt, Kai-Uwe, et al. "N km--A Proposal for a Neck Protection Criterion for Low-Speed Rear-End Impacts." *Traffic Injury Prevention* 3.2 (2002): 117-126.
- [16]. Panjabi, Manohar M., et al. "Evaluation of the intervertebral neck injury criterion using simulated rear impacts." *Journal of biomechanics* 38.8 (2005): 1694-1701.
- [17]. Viano, David C., and Johan Davidsson. "Neck displacements of volunteers, BioRID P3 and Hybrid III in rear impacts: implications to whiplash assessment by a neck displacement criterion (NDC)." *Traffic injury prevention* 3.2 (2002): 105-116.
- [18]. Ikari, T., et al. "Japan New Car Assessment Program for Minor Neck Injury Protection in Rear-End Collisions." *PROCEEDINGS OF THE 21ST (ESV) INTERNATIONAL TECHNICAL CONFERENCE ON THE ENHANCED SAFETY OF VEHICLES, HELD JUNE 2009, STUTTGART, GERMANY.* 2009.
- [19]. ”クルマの安全性能ガイド BOOK”，自動車事故対策機構，(2013)
- [20]. Dale Bass, Cameron R., et al. "Thoracic and lumbar spinal impact tolerance." *Accident Analysis & Prevention* 40.2 (2008): 487-495.
- [21]. Yoganandan, Narayan, et al. "Biomechanics of human thoracolumbar spinal column trauma from vertical impact loading." *Annals of advances in automotive medicine* 57 (2013): 155.
- [22]. Hoffenson, Steven, et al. "Quantification of the design relationship between ground vehicle weight and occupant safety under blast loading." *International Journal of Vehicle Design* 61.1 (2013): 204-218.
- [23]. Brinkley, James W. Personnel protection concepts for advanced escape system design. AIR FORCE AEROSPACE MEDICAL RESEARCH LAB WRIGHT-PATTERSON AFB OH, 1984.
- [24]. Federal Register, Vol.73, No.134, National Highway Traffic Safety Administration, NHTSA-2006-26555, (2008)
- [25]. J.X.H.M. Wismans, 水野幸治, 一杉正仁, 「交通外傷バイオメカニクス」, 自動車技術会, (2003)
- [26]. FEDERAL AVIATION REGULATIONS, Sec. 25.562 — Emergency landing dynamic conditions.
- [27]. "MADYMO Theory Manual," VERSION 7.4.2, TASS, (2012)
- [28]. "MADYMO Model Manual," VERSION 7.4.2, TASS, (2012)
- [29]. "MADYMO Quality Report Release Update," QBioRIDII-121130, TASS, (2012)
- [30]. Deter, Thomas, Axel Malczyk, and Matthias Kuehn. "Validation of a seat-dummy simulation model for rear-impact." *German Insurance Association—Accident Research, NHTSA, Paper 07-0151* (2007).
- [31]. AS8043B, "Restraint Systems for Civil Aircraft," SAE, (2008).
- [32]. Forbes, P. A., et al. "Occupant Safety in Freefall Lifeboats: Full Scale Drop Testing with Instrumented Dummy." *International Crashworthiness Conference.* 2008.

- [33].Tutt, Benjamin A., and Anthony P. Taylor. "The use of LS-DYNA to simulate the water landing characteristics of space vehicles." The 8th International LS-DYNA Users Conference, Dearborn, USA. 2004.
- [34].Stubbs, Sandy M. "Dynamic Model Investigation of water pressures and accelerations encountered during landings of the Apollo spacecraft," NASA Technical Reports, (1967).
- [35].NASA HANDBOOK, "HUMAN INTEGRATION DESIGN HANDBOOK," NASA/SP-2010-3407, (2010).
- [36].<http://www.toyota.co.jp/jpn/tech/safety/concept/thums.html>
- [37].Tammy Radford, et al., "Next Generation Space Suit Injury Assessment," 41st International Conference on Environmental Systems, AIAA 2011-5107, (2011).
- [38].Kikuchi, Ryota, Takashi Misaka, and Shigeru Obayashi. "Estimation of low-level turbulence utilizing the proper orthogonal decomposition and particle filter." Information Fusion (FUSION), 2013 16th International Conference on. IEEE, 2013.
- [39].間瀬茂, "地球統計学とクリギング法 R と geoR によるデータ解析", オーム社, (2010)
- [40].Simpson, Timothy W., et al. "Comparison of response surface and kriging models for multidisciplinary design optimization." AIAA paper 98 4758.7 (1998).
- [41].Jin, Ruichen, Wei Chen, and Timothy W. Simpson. "Comparative studies of metamodelling techniques under multiple modelling criteria." Structural and Multidisciplinary Optimization 23.1 (2001): 1-13.

---

## 謝辭

---

## 謝辞

本論文は、指導教員である酒井教授のご指導のもとで作成されました。この研究をこうして形とすることができたのは、酒井教授のご指導ご鞭撻のおかげです。深く感謝申し上げます。また、学部4年生のときから計3年間お世話になり、日本におけるリスクの考え方の展望など、様々な話をしていただいたことを覚えております。今でもその話が自分の根幹をなしております。本当にありがとうございました。

また、研究室の泉教授には、本論文に関する人体衝撃の研究のみでなく、クリープボイドの研究の際にご指導ご鞭撻をいただきました。特にクリープボイドの研究では細部にわたるご指導をいただきました。また、研究室生活においても大いにお世話になりました。就職先が決まらずふさぎこんでいた時に心配いただいたことが強く印象に残っております。厚く御礼申し上げます。

本研究を進めるにあたっては、JAXA 情報・計算工学センターの藤本様からたくさんの助言をいただきました。また、本論文をまとめるときも様々なご指導をいただき、藤本様の言葉が精神的な支えになっていたと思います。本論文は、藤本様なしで完成することはありませんでした。心より感謝いたします。

シミュレーションソフト MADYMO を用いるにあたっては、ティーエヌオーオートモーティブ株式会社の方、名古屋大学の水野教授、伊藤助教にご指導いただきました。特に名古屋大学の水野教授、伊藤助教には、お忙しい中3日間も、名古屋大学にて MADYMO の使い方をご教授くださいました。ここに感謝の意を表します。

自動車業界における人体保護や、衝突ダミーについてのノウハウは、自動車研究所の方に助言をいただきました。航空業界における知見は、JAXA 航空本部の少路様に助言をいただきました。本当にありがとうございました。

研究室生活においては田中助教と波多野助教にはお世話になりました。田中助教には学部4年生のときより3年間、気さくに話をしていただき、楽しい研究室生活を送ることができました。また、波多野助教には MADYMO のサーバー立ち上げなど、ソフトウェアのセッティングをしていただきました。また、お二人には研究会の際に客観的な視点から助言をしていただきました。ありがとうございました。また、研究室の同期メンバー、M1、B4の後輩の皆様にもお世話になりました。研究室生活を大いに楽しむことができたのも、今のメンバーがそろってこそのものだと思っています。ありがとうございました。

最後に，私を支えてくれた家族，友人と，今までの24年間で私とつながりを持った全ての方々に感謝の意を表して，この論文を終えたいと思います．

2014年2月

栗山和樹

以上

p.1 –p.100 完

2013 年 2 月 6 日提出

指導教員 酒井 信介 教授

37-126193 栗山 和樹