

卒業論文

有人宇宙カプセルの ALE 着水解析と 人体ダミーのマルチボディ ダイナミクスによる傷害評価

平成 28 年 1 月 28 日 提出
指導教員 酒井 信介 教授
140175 井上 駿之介

目次

図目次	4
表目次	8
第 1 章 序論	9
1.1 研究背景	9
1.2 先行研究	10
1.3 目的	11
1.4 本論文の構成.....	11
第 2 章 着水衝撃加速度の評価法.....	12
2.1 緒言	12
2.2 着水理論解 ^{[12][13][14][15]}	12
2.3 フルード相似則.....	13
2.4 NASA による着水実験 ^[10]	15
2.5 JAXA による着水実験, 解析 ^{[4][5][6]}	17
2.6 流体構造連成手法 ^[17]	19
2.7 解析モデル	20
第 3 章 クルー傷害確率の評価法.....	22
3.1 緒言	22
3.2 傷害値 ^[18]	22
3.2.1 HIC.....	23
3.2.2 BrIC	24
3.2.3 頸部軸力.....	24
3.2.4 胸たわみ.....	24
3.2.5 腰椎圧縮力.....	24
3.3 人体ダミー ^[18]	25
3.4 人体衝撃解析モデル.....	25
第 4 章 着水解析	26
4.1 諸言	26
4.2 メッシュサイズの検討と理論解との比較.....	26
4.2.1 解析条件.....	26
4.2.2 解析結果.....	27
4.2.3 考察	28
4.3 HTV-R スケールモデル	28
4.3.1 理論解との比較.....	28

4.3.1.1	解析条件.....	28
4.3.1.2	解析結果.....	28
4.3.1.3	考察.....	29
4.3.2	JAXA 着水実験, 着水解析との比較.....	30
4.3.2.1	解析条件.....	30
4.3.2.2	解析結果.....	30
4.3.3	考察	33
4.4	アポロスケールモデル.....	34
4.4.1	理論解との比較.....	34
4.4.2	実験との比較.....	35
4.4.3	考察	35
4.5	相似則の確認.....	36
4.5.1	解析条件.....	36
4.5.2	解析結果.....	36
4.5.3	考察	38
4.6	人体衝撃解析を行うための着水解析.....	38
4.6.1	入力条件.....	39
4.6.2	解析結果.....	42
第 5 章	傷害評価	48
5.1	諸言	48
5.2	解析結果	48
5.3	考察	58
5.3.1	頭部	58
5.3.1.1	HIC15.....	58
5.3.1.2	BrIC.....	59
5.3.2	頸部	62
5.3.3	腰椎	64
5.3.4	まとめ	65
第 6 章	結論	68
6.1	総括	68
6.2	課題	68
付録 A	semi-Wagner 理論.....	70
付録 B	JAXA 着水実験.....	71
参考文献		73
謝辞		75

図目次

図 1-1 HTV-R 全体図 ^[2]	9
図 1-2 LAS での非常脱出の流れ ^[3]	10
図 2-1 NASA 着水実験の状況 ^[10]	15
図 2-2 アポロ実機サイズカプセル寸法 ^[10]	16
図 2-3 HTV-R カプセル概形 ^[16]	17
図 2-4 JAXA 着水実験概要 ^[5]	18
図 2-5 JAXA 実験結果と解析結果の比較 ^[5]	18
図 2-6 ALE 法 ^[17]	19
図 2-7 ペナルティカップリング法 ^[17]	20
図 2-8 着水解析モデル	21
図 3-1 今泉のモデル ^[9]	25
図 4-1 メッシュパターンに対する加速度の時刻歴	27
図 4-2 HTV-R スケールモデル 理論解との比較	29
図 4-3 JAXA 理論解との比較結果 ^[6]	29
図 4-4 評価位置	30
図 4-5 JX1 加速度 A_x	31
図 4-6 JX1 加速度 A_z	31
図 4-7 JX2 加速度 A_x	31
図 4-8 JX2 加速度 A_z	31
図 4-9 JX3 加速度 A_x	32
図 4-10 JX3 加速度 A_z	32
図 4-11 JX4 加速度 A_x	32
図 4-12 JX4 加速度 A_z	32
図 4-13 JX5 加速度 A_x	33
図 4-14 JX5 加速度 A_z	33
図 4-15 アポロスケールモデル 理論解との比較	34
図 4-16 HTV-R カプセル相似則確認での加速度 A_x 出力	36
図 4-17 HTV-R カプセル相似則確認での加速度 A_z 出力	37
図 4-18 HTV-R カプセル相似則確認での速度出力	37
図 4-19 アポロカプセル相似則確認での加速度 A_x 出力	37
図 4-20 アポロカプセル相似則確認での加速度 A_z 出力	38
図 4-21 アポロカプセル相似則確認での速度出力	38
図 4-22 NASA の着水実験におけるカプセル姿勢	40
図 4-23 着水パラメータの確率分布 ^[24]	40

図 4-24 着水角度	42
図 4-25 カプセルにかかる速度	42
図 4-26 pitch15, Vv7 入力加速度 A_x	43
図 4-27 pitch15, Vv7 入力加速度 A_z	43
図 4-28 pitch15, Vv9 入力加速度 A_x	43
図 4-29 pitch15, Vv9 入力加速度 A_z	43
図 4-30 pitch15, Vv13 入力加速度 A_x	44
図 4-31 pitch15, Vv13 入力加速度 A_z	44
図 4-32 pitch27.5, Vv7 入力加速度 A_x	44
図 4-33 pitch27.5, Vv7 入力加速度 A_z	44
図 4-34 pitch27.5, Vv9 入力加速度 A_x	45
図 4-35 pitch27.5, Vv9 入力加速度 A_z	45
図 4-36 pitch27.5, Vv13 入力加速度 A_x	45
図 4-37 pitch27.5, Vv13 入力加速度 A_z	45
図 4-38 pitch40, Vv7 入力加速度 A_x	46
図 4-39 pitch40, Vv7 入力加速度 A_z	46
図 4-40 pitch40, Vv9 入力加速度 A_x	46
図 4-41 pitch40, Vv9 入力加速度 A_z	46
図 4-42 pitch40, Vv13 入力加速度 A_x	47
図 4-43 pitch40, Vv13 入力加速度 A_z	47
図 5-1 座席にかかる加速度と座標系	48
図 5-2 pitch15 A'_z 最大値	51
図 5-3 pitch15 A'_x 最大値	51
図 5-4 pitch15 HIC15	51
図 5-5 pitch15 BrIC	51
図 5-6 pitch15 頸部圧縮力	51
図 5-7 pitch15 腰椎圧縮力	51
図 5-8 pitch27.5 A'_z 最大値	52
図 5-9 pitch27.5 A'_x 最大値	52
図 5-10 pitch27.5 HIC15	52
図 5-11 pitch27.5 BrIC	52
図 5-12 pitch27.5 頸部圧縮力	52
図 5-13 pitch27.5 腰椎圧縮力	52
図 5-14 pitch40 A'_z 最大値	53
図 5-15 pitch40 A'_x 最大値	53
図 5-16 pitch40 HIC15	53

図 5-17 pitch40 BrIC	53
図 5-18 pitch40 頸部圧縮力	53
図 5-19 pitch40 腰椎圧縮力	53
図 5-20 pitch15 A'z 最大値[m/s ²]	54
図 5-21 pitch15 A'x 最大値[m/s ²]	54
図 5-22 pitch15 HIC15	54
図 5-23 pitch15 BrIC	54
図 5-24 pitch15 頸部圧縮力[N]	54
図 5-25 pitch15 腰椎圧縮[N]	54
図 5-26 pitch27.5 A'z 最大値[m/s ²]	55
図 5-27 pitch27.5 A'x 最大値[m/s ²]	55
図 5-28 pitch27.5 HIC15	55
図 5-29 pitch27.5 BrIC	55
図 5-30 pitch27.5 頸部圧縮力[N]	55
図 5-31 pitch27.5 腰椎圧縮力[N]	55
図 5-32 pitch40 A'z 最大値[m/s ²]	56
図 5-33 pitch40 A'x 最大値[m/s ²]	56
図 5-34 pitch40 HIC15	56
図 5-35 pitch40 BrIC	56
図 5-36 pitch40 頸部圧縮力[N]	56
図 5-37 pitch40 腰椎圧縮力[N]	56
図 5-38 pitch15, Vv13 m/s での A'x 時刻歴	58
図 5-39 BrIC が大きくなるケース	59
図 5-40 領域 A でカプセルにかかる加速度	60
図 5-41 Case19 の頭部角速度	60
図 5-42 Case19 の頭部挙動	60
図 5-43 領域 B でカプセルにかかる加速度	61
図 5-44 Case28 の頭部角速度	61
図 5-45 Case28 の頭部挙動	61
図 5-46 メカニズム P	63
図 5-47 メカニズム Q	63
図 5-48 頸部圧縮力[N]のコンター図	63
図 5-49 A'x が支配的な領域 A での頸部引張力	64
図 5-50 A'z が支配的な領域 B での頸部引張力	64
図 5-51 頸部引張力[N]のコンター図	64
図 A-1 HTV-R スケールモデルと 修正を行った理論値との比較	70

図 A-2 アポロスケールモデルと 修正を行った理論値との比較.....	70
図 B-1 JX2 解析結果.....	72
図 B-2 JX5 解析結果.....	72

表目次

表 2-1 フルード相似則	14
表 2-2 幾何学的相似則	15
表 2-3 アポロカプセルの諸元	16
表 2-4 HTV-R カプセル諸元	17
表 2-5 物性値	21
表 3-1 人体部位における AIS スコアの例 ^[18]	22
表 3-2 各部位における傷害基準値と想定される傷害 ^[20]	23
表 4-1 メッシュスタディにおける入力条件	26
表 4-2 メッシュパターン	26
表 4-3 カプセルにかかる最大加速度および理論値	27
表 4-4 理論値との比較における入力条件	28
表 4-5 評価位置	30
表 4-6 HTV-R カプセル実験, 解析比較での入力条件	30
表 4-7 理論値との比較における入力条件	34
表 4-8 アポロカプセル実験比較での入力条件 ^[10]	35
表 4-9 アポロカプセル解析結果	35
表 4-10 相似則確認での入力条件	36
表 4-11 着水解析の入力条件	40
表 4-12 ケース番号と解析条件	41
表 5-1 入力加速度の最大値と傷害値の一覧	49
表 5-2 傷害値の傷害基準に対する割合	50
表 5-3 入力加速度と傷害値の傾向	57
表 5-4 BrIC の傾向に関する入力条件	59
表 5-5 pitch ごとの加速度の傾向	65
表 5-6 入力加速度の pitch, Vh によるグループ分け	65
表 5-7 グループごとの頭部の挙動と傷害値の傾向	66
表 B-1 HTV-R カプセル諸元	71

第1章 序論

1.1 研究背景

本研究は JAXA 社会連携講座の研究の一環として行われたものである。

宇宙航空研究開発機構(JAXA)では 2009 年に国際宇宙ステーションへの物資補給を目的とした無人宇宙船(H-II Transfer Vehicle: HTV)の打ち上げに成功している。しかしながら、HTV では地球へ帰還することはできないため、図 1-1 のように帰還機能をもった HTV-R の開発の検討が行われている。そして、2020 年で国際宇宙ステーションの運用が終了する予定であり、JAXA では HTV-R の研究で得た知見を利用した日本独自の有人宇宙飛行技術の確立が検討されている。

HTV-R の回収機(HTV Return Vehicle: HRV)はアポロ指令船の約 1.5 倍の与圧空間容積を有し、十分な揚抗比を持った形状を選択しているため、地球低軌道からの 4-5 名程度のクルーが快適に帰還する能力を保有できると考えられており^[1]、有人宇宙飛行の際にも活用することが期待できる。

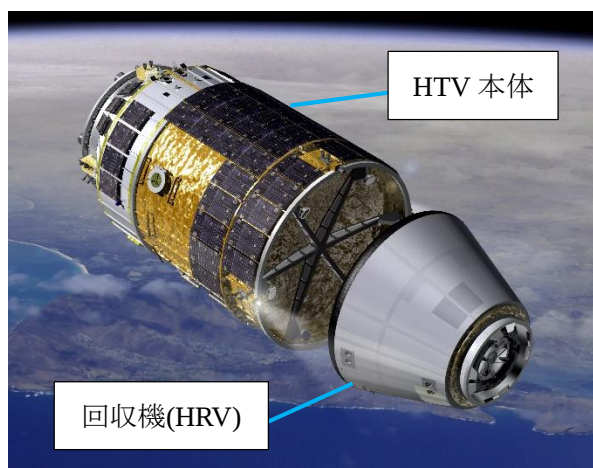


図 1-1 HTV-R 全体図^[2]

有人宇宙カプセルの海上回収は、宇宙からの帰還時及び有人宇宙船アボートシステム(Launch Abort System: LAS)使用時の 2 つのケースで発生する。

有人宇宙飛行技術の確立には、ロケットそのものの信頼性のみならず、クルーの安全確保が重要となってくるが、その安全技術の一つが LAS である。LAS とは致命的なハザード発生時にクルーが搭乗している部分をロケットから切り離し、安全を確保するシステムである。LAS における緊急脱出の過程は図 1-2 の通りである。ハザード発生を検知し、LAS に

よる脱出が必要と判断されるとロケット先端部のクルー搭乗部分が射出される。次に、アボートモータを使用し加速度を付加し、ハザード源から離脱する。その後、クルーが搭乗しているカプセルが切り離され、パラシュートで降下し、海上に着水後クルーを救出する。

本研究では、人体に大きな加速度がかかる有人宇宙カプセルの着水時の人体加速度応答を対象とする。

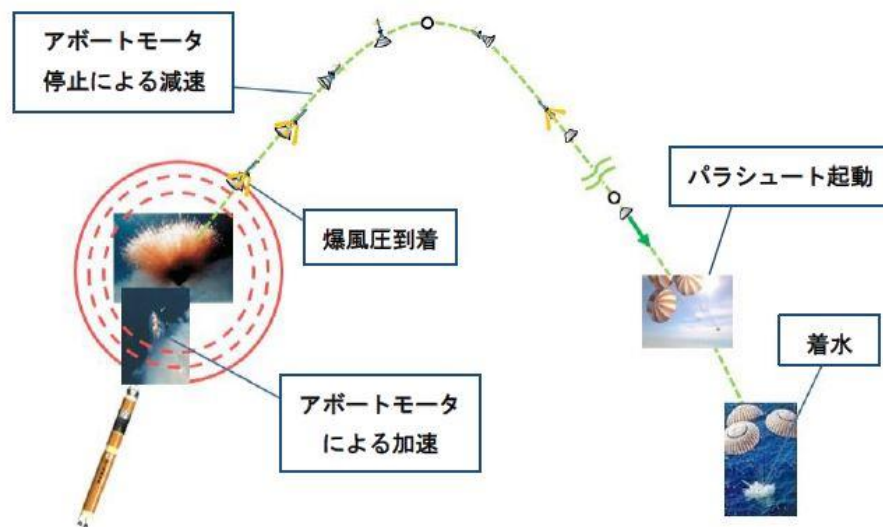


図 1-2 LAS での非常脱出の流れ^[3]

1.2 先行研究

着水時にカプセルにかかる加速度については、実機での実験は困難なためスケールモデルを作成し水槽に落下させることにより実験を JAXA が行っている^{[4][5][6]}。また、汎用シミュレーションソフトを用いたカプセルの着水解析^{[4][5][6]}を行っているが、加速度を時刻歴で出力したものは少なく、人体衝撃解析の入力とすることはできない。

また、着水時には人体に対して前後方向、上下方向の複合的な加速度がかかるとされている。前後方向に加速度がかかった際の人体の挙動は、主に自動車業界で研究がなされており、上下方向については航空業界で研究が進められている。そして、着水時における複合的な加速度における人体の挙動のシミュレーションも行われている。栗山はアポロ計画で用いられた座席環境を再現し、マルチボディ解析を行い、着水時の傷害確率の応答曲面を作成した^[7]。植田は座席環境や LAS のアボートモータ燃焼時の加速度についてパラメータスタディを行った^[8]。今泉はスレッド試験機を用いた実験結果との比較を行い、シミュレーションモデルの妥当性の検証を行った^[9]。その際、NASA のアポロ計画時に行われた着水実験の結果^[10]を用い、解析を行った。

しかしながら、NASA の着水実験における加速度の時刻歴グラフは非常に不鮮明であり、今泉の研究で実験結果と同等の加速度時刻歴を入力とすることができたかは不明である。また、入力条件は 3 条件のみと着水時の人体の挙動について十分研究が行われたとは言えない。

1.3 目的

本研究の目的は、カプセルの着水シミュレーションによって得られた加速度の時刻歴データを入力とし人体の傷害評価を行い、着水時の入力条件の違いが人体の挙動にどのような影響を与えるかを明らかにすることである。

現在、NASA や JAXA では着水時にカプセルにかかる加速度をシミュレーションやスケールモデルによる実験により研究が行われている^{[4][5][6][10]}。しかしながら加速度の最大値についてのみ議論した研究が多く、加速度の時刻歴に着目した研究は十分でない。そのため、着水時の人体の挙動についてシミュレーションを行ったものが少なく、着水時の人体の挙動について十分研究がなされていない。

そこで本研究では、はじめに汎用シミュレーションソフト LS-DYNA を用い、着水解析モデルを作成し、JAXA で行われたスケールモデルでの実験結果およびシミュレーション結果^{[4][5][6]}との比較を行いモデルの妥当性の検証を行う。

そして妥当性の検証が終了した後、着水解析を行い着水時にカプセルにかかる加速度を明らかにする。そこで得られた加速度の時刻歴データを入力とし、2014 年度の今泉の研究で使用したモデルを用い、マルチボディ解析ソフト MADYMO により人体衝撃評価を行う。入力を幅広い条件で行うことにより、着水時の入力条件に対する人体の挙動を明らかにし、着水パラメータ決定の指針を得る。

1.4 本論文の構成

第 1 章では、本論文の研究背景、先行研究を紹介し、研究目的の説明を行った。

第 2 章では、着水解析手法、作成したモデル、着水に関する知見、そして JAXA や NASA で行われた着水実験について説明を行う。

第 3 章では、人体加速度応答に関する代表的な研究手法や知見及び今泉の人体衝撃解析モデル^[9]を紹介する。

第 4 章では、着水解析モデルの妥当性を確認するためにとったプロセスについて説明を行う。

第 5 章では、様々な条件について着水解析と人体衝撃解析を行った結果を示し、入力条件に対する人体の傷害傾向について考察を行う。

第 6 章では本研究で得られた結果を総括し、今後の展望について述べる。

第2章 着水衝撃加速度の評価法

2.1 緒言

着水時に HTV-R カプセルにかかる加速度については, JAXA によって 6.8%スケールモデルを用い実験及び、シミュレーションが行われている^{[4][5][6]}. 他にもアポロ計画の際に NASA によって 25%スケールモデルを用い実験が行われている^[10].

本研究では HTV-R フルスケールモデルの妥当性の確認を取るために以下のことを行った.

- a. メッシュスタディ
- b. 解析結果と理論解との比較
 1. HTV-R6.8%スケールモデル
 2. アポロ 25%スケールモデル
- c. 解析結果と実験結果との比較
 1. HTV-R6.8%スケールモデル
 2. アポロ 25%スケールモデル
- d. スケール則の妥当性の確認
 1. スケールモデルで用いた手法を使い, HTV-R カプセルとアポロカプセルのフルスケールモデルを作成する. そして, それぞれのスケールモデルとフルスケールモデルの解析結果を流れに関する相似則であるフルード相似則を用い比較を行い, 結果が一致するかを確認する.

以上の過程を取ることで作成されたフルスケールモデルは, 実機での実験結果がないため, 比較を行うことはできないものの, 実機で実際に生じる加速度を再現できるものと推測される.

本章では, 着水解析モデルに関する説明とモデルの妥当性検証のために比較対象となる着水実験や理論解についての説明を行う.

2.2 着水理論解^{[12][13][14][15]}

球状底面を有する剛体が垂直に着水した場合に関する理論解には, von-Karman アプローチ^[12]と Wagner アプローチ^[13]の 2 つがある.

von-Karman アプローチは運動量保存則に基づいた理論であり, この理論を用い平野^[14]は球状底面を有する剛体が着水時に受ける最大加速度 $A_{\max}$ を次式により表した. しかしなが

ら、着水時に水面が盛り上がりの力を考慮していないため実際よりも最大加速度が小さく見積もられる。

$$A_{\max} = \frac{256}{243} \left(\frac{4\rho R^3}{3m} \right)^{\frac{2}{3}} \left(\frac{v_v^2}{R} \right) \quad (\text{式 2-1})$$

$A_{\max}$ 着水時に生じる最大加速度

ρ 水の密度

R 物体底面の曲率半径

m 物体の質量

v_v 物体の垂直速度

水面の盛り上がりによりかかる力を考慮した理論は、Wagner によって提唱され、Miloh^[15] は最大浸水深 $b_{\max}$ に関連付けて次式で表される semi-Wagner 理論を提案している。なお、式 2-3 の右辺の各項の係数は実験結果から経験的に定められたものである。

$$A_{\max} = \frac{1}{2m} C_s \left(\frac{b_{\max}}{R} \right) \rho \pi R^2 v_v^2 \quad (\text{式 2-2})$$

$$C_s \left(\frac{b_{\max}}{R} \right) = 5.50 \left(\frac{b_{\max}}{R} \right)^{\frac{1}{2}} - 4.19 \left(\frac{b_{\max}}{R} \right) - 4.26 \left(\frac{b_{\max}}{R} \right)^{\frac{3}{2}} \quad (\text{式 2-3})$$

$$b_{\max} = \frac{1}{8} \left(\frac{3m}{4\rho R^3} \right)^{\frac{2}{3}} R \quad (\text{式 2-4})$$

HTV-R カプセル、アポロカプセルどちらも底面は球状であり、カプセルを傾けずに垂直に落下させた際には球状底面部分で最大加速度をとるため、上記の理論を適用することが可能である。

2.3 フルード相似則

船舶が航行中に海水から受ける力に関する実験を実機サイズで行うのは非常に困難である。そこで、スケールダウンをした模型を用いた実験が行われるが、幾何学的相似のみを満たしただけでは運動量保存則が満たされないため、流れを再現することはできない。そのような模型実験で用いられる運動力学的相似にフルード相似則と呼ばれるものがある。

NASA のアポロ 25%スケールカプセルの模型実験もこの相似則に則って行われた^[10]。

非圧縮性のナビエ・ストークス方程式は、 $\mathbf{e}_g$ を重力方向の単位ベクトルとすると、式 2-5 で表される。

$$\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + (\mathbf{v} \cdot \nabla) \mathbf{v} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 \mathbf{v} + g \mathbf{e}_g \quad (\text{式 2-5})$$

この式を機体の代表速度 U 、代表長さ L で無次元化を行う。すると、速度、長さ、時間、圧力は以下のように無次元化される。

$$V = \frac{v}{U}$$

$$X = \frac{x}{L}$$

$$\tau = \frac{tU}{L}$$

$$P = \frac{p}{\rho U^2}$$

これらを用いることにより，式 2-5 は式 2-6 のように表すことができる．

$$\frac{\partial \mathbf{V}}{\partial \tau} + (\mathbf{V} \cdot \nabla) \mathbf{V} = -\nabla P + \frac{\nu}{UL} \nabla^2 \mathbf{V} + \frac{Lg}{U^2} \mathbf{e}_g \quad (\text{式 2-6})$$

この式より，流れを支配する 2 つの無次元数が導かれ，それぞれはレイノルズ数とフルード数と呼ばれている．

$$\text{レイノルズ数} \quad Re = \frac{UL}{\nu}$$

$$\text{フルード数} \quad Fr = \frac{U}{\sqrt{gL}}$$

以上より，模型実験を行う際はレイノルズ数とフルード数を一定にすれば実機サイズと同じ現象を再現できると考えられる．しかしながら，レイノルズ数，フルード数どちらも同時に満たすことはできない．船舶の模型実験やカプセルの着水実験ではレイノルズ数は十分に大きい値となるため，式 2-6 でレイノルズ数の項よりもフルード数の項が支配的となる．そのため，NASA の着水実験においてはフルード数を一定にすることにより行われた^[10]．

模型の実機に対するスケールを λ とした際に，フルード数を一定にするために満たすために取るべきスケールファクタの例は表 2-1 のとおりである．

表 2-1 フルード相似則

項目	フルスケールモデル	スケールファクタ	スケールモデル
時間	t	$\lambda^{\frac{1}{2}}$	$\lambda^{\frac{1}{2}}t$
速度	v	$\lambda^{\frac{1}{2}}$	$\lambda^{\frac{1}{2}}v$
並進加速度	a	1	a
角加速度	α	λ^{-1}	$\lambda^{-1}\alpha$

また，模型実験を行う際にはフルード数のみならず幾何学的相似も満たさなくてはならない．幾何学的相似を満たすために取るべきスケールファクタの例は表 2-2 の通りである．

表 2-2 幾何学的相似則

項目	フルスケールモデル	スケールファクタ	スケールモデル
長さ	L	λ	λL
重量	m	λ^3	$\lambda^3 m$
慣性モーメント	I	λ^5	$\lambda^5 I$

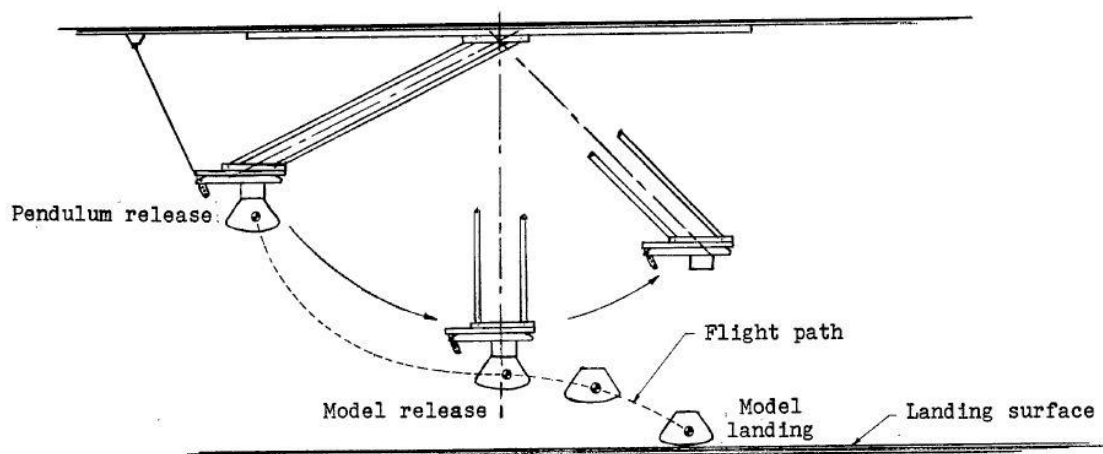
2.4 NASA による着水実験^[10]

NASA はアポロ計画の際に 25%スケールカプセルを用い、図 2-1 のようにカプセルを天井から吊り下げ、振り子のようにして最下点に来た際にカプセルを放す方式によって実験が行われた。

その際用いられたカプセルの実機サイズにおける寸法は図 2-2、重量や慣性モーメントの値は表 2-3 に示した通りである。

この実験においては、着水直前のカプセルの傾き(pitch, roll)、水平速度(V_h)、垂直速度(V_v)を変数とし最大加速度と加速度波形の出力を行った。しかしながら、加速度波形のグラフは3条件のみと少なく、非常に不鮮明なものである。

詳しい実験の内容は NASA の論文^[10]を参照されたい。

図 2-1 NASA 着水実験の状況^[10]

2.5 JAXA による着水実験，解析^{[4][5][6]}

JAXA では HTV-R カプセルの 6.8%スケール模型を作成して着水実験が行われている．また，汎用シミュレーションソフト MSC Dytran による着水解析も行われている．使用したカプセルの諸元と概形を表 2-4 と図 2-3 に示す．アポロカプセルと比べ、壁面の傾斜が浅く縦方向に長い構造となっており，与圧容積も大きいものとなっている．

表 2-4 でのカプセルの重量，慣性モーメントは解析で使用したパラメータであり，JAXA の実験で使用した模型の重量，慣性モーメントが僅かに異なる．この差による解析結果の誤差については付録で検証を行う．

表 2-4 HTV-R カプセル諸元

	6.8%スケール	フルスケール
重量[kg]	1.67	4900
Ix(yaw) [kgm ²]	0.0121	8322
Iy(pitch) [kgm ²]	0.0138	9491
Iz(roll) [kgm ²]	0.0146	10042

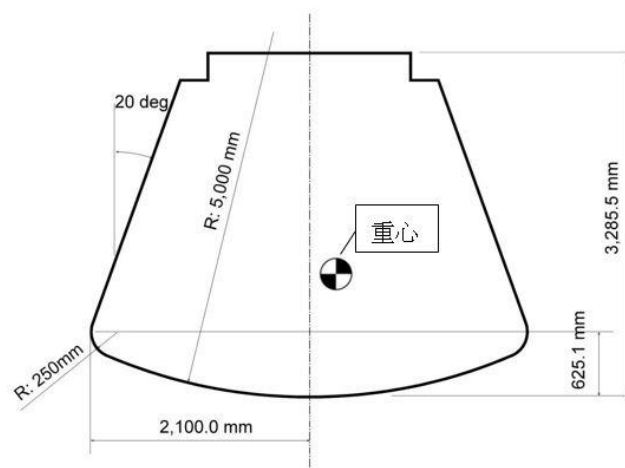


図 2-3 HTV-R カプセル概形^[16]

JAXA では，図 2-4 に示す方式によりカプセルを水槽に落下させ，NASA の実験と同じく pitch, roll, Vv, Vh を変数としカプセルにかかる加速度の出力を行った．加速度の出力にはカプセルにマーカーを配置しカメラによりマーカーの追跡を行いその画像から加速度を算出する方式とカプセル底面中央付近に加速度計を設置させ，加速度の出力を行う 2 つの方式

により行われた。また、汎用シミュレーションソフト MSC Dytran を使用し着水解析を行い、実験結果との比較を行っている。

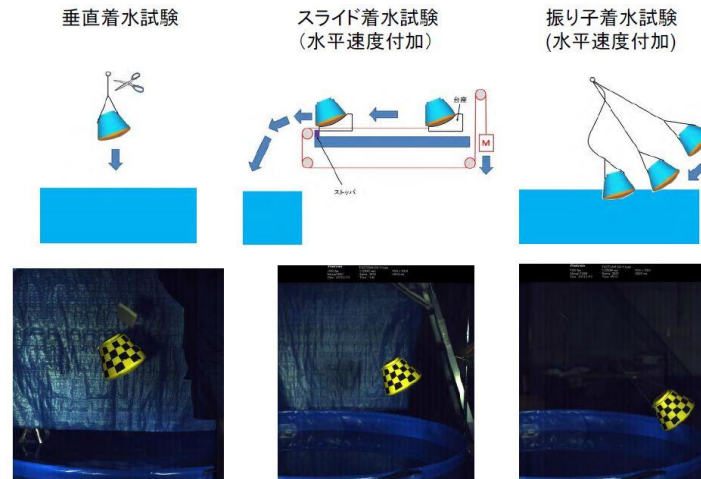


図 2-4 JAXA 着水実験概要^[5]

JAXA の着水実験では模型の厚さが薄かったために模型外板の振動が加速度計に乗ってしまったために pitch が小さい値の場合は読取不能となった。また、画像解析においては画像の取得間隔が十分に小さくなかったことが原因でシミュレーション結果に対して過小な値が出力されてしまった。

しかしながら、pitch が 30 deg 付近では加速度計計測による実験結果とシミュレーション結果が良い一致を見せた。図 2-5 は pitch30 deg, V_v 2.6 m/s, V_h 2.6 m/s における z 方向の加速度の時刻歴データで、赤線が実験結果、青線が解析結果を表しており、いい一致が見られる。

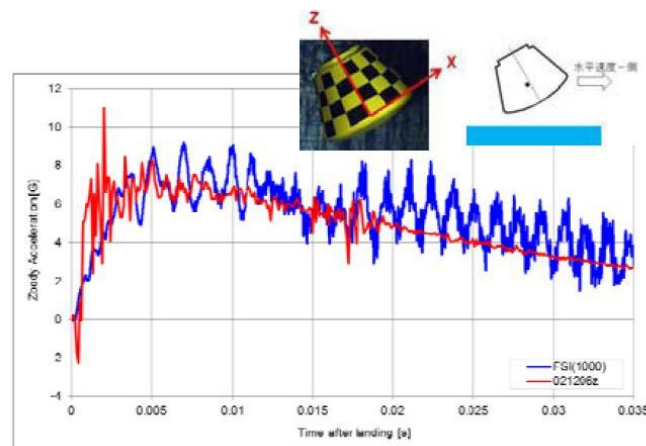


図 2-5 JAXA 実験結果と解析結果の比較^[5]

2.6 流体構造連成手法^[17]

着水解析には、汎用シミュレーションソフトの 1 つである LS-DYNA を用いた。LS-DYNA とは、空間離散化を有限要素法で行う構造解析機能と空間離散化を有限体積法で行う流体解析機能の 2 つを兼ね備えており、時間発展手法に中央差分法に基づく陽解法を用いる非線形解析ソフトである。

今回は、構造解析(カプセル側)と流体解析(水、空気)の両方を行う必要があるため、両方の解析を連成させる必要がある。LS-DYNA には流体構造連成手法として、ALE(Arbitrary Lagrangian Eulerian)法、SPH(Smoothed Particle Hydrodynamics)法、ICFD(Incompressible Fluid Solver)法が搭載されている。今回の解析のように流体側が非常に大きく変形するのに向いており、またカプセルの着水解析において前例^[11]のある ALE 法を用いることとした。

LS-DYNA に搭載されている ALE 法について説明をする。

ALE 法における流れは図 2-6 に示した通りであり、構造部はその構造に固定された座標系であるラグランジュメッシュと表現する。そして、流体部は ALE メッシュで表現する。まず構造解析を行い、節点を移動させる。この際、本来動かないオイラーメッシュが変形をする。そして、変形したオイラーメッシュを元の状態に戻し、元のメッシュに応力等の物理量がマッピングされる。この過程を 1 つのステップ内で行う。なお、この物理量をマッピングしなおすことは移流(advection)と呼ばれている。

LS-DYNA には連成計算の方法として複数の方式が実装されているが、今回はペナルティカップリング法を使用した。ペナルティカップリング法は図 2-7 に示したように構造部の節点が流体部の要素内に入り込んだ際に、その入り込んだ量に応じて仮想的なばねを張る手法である。

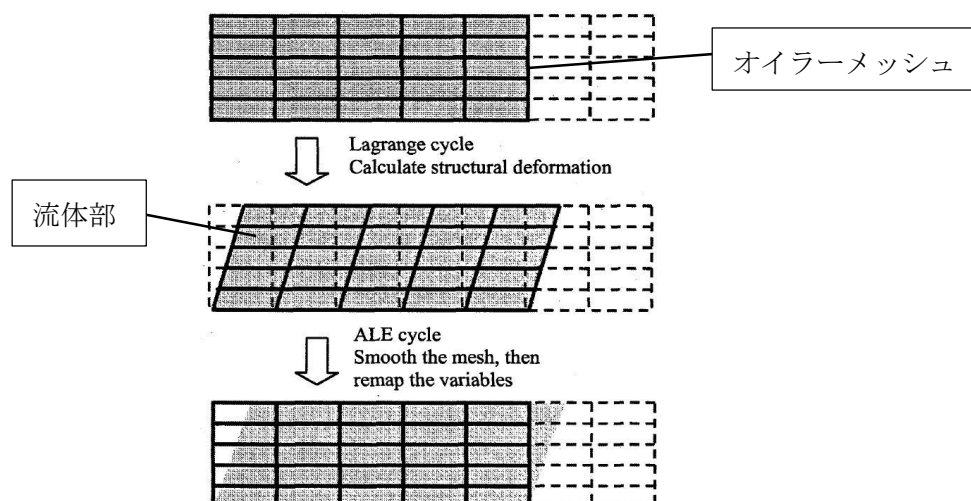


図 2-6 ALE 法^[17]

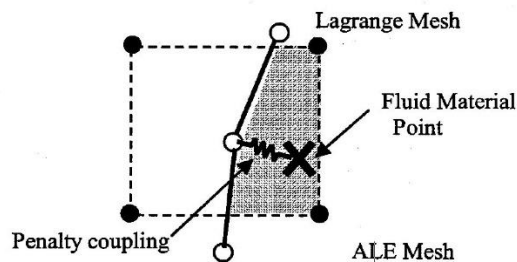


図 2-7 ペナルティカップリング法^[17]

2.7 解析モデル

今回作成した着水のシミュレーションモデルについて説明を行う。(図 2-8 参照)

- a. 幅 16m, 奥行き 12m, 高さ 10m の領域内に空気と水の流体部を表現した。
- b. カプセルは剛体とし, 三角形四角形混合シェル要素で作成した。
- c. 流体は ALE ソリッド要素で作成した。
- d. 流体領域の境界面すべてに無反射境界条件を定義した。
- e. 領域全体に重力加速度をかけた。
- f. タイムステップはクーラン条件を満たすように自動的に設定されるようにした。
- g. カプセルは空気を含んで着水するようにカプセルの最下部が水面から 0.5m 程度の位置から解析を行った。
- h. 図において赤字で表現されているのが空間に固定された全体座標系で, 緑文字で表現されているのがカプセルの重心に固定されておりカプセルの動きに追従する機体座標系である。
- i. 青文字で表現された着水直前のカプセルの傾き(pitch), 垂直速度(Vv), 水平速度(Vh)を入力条件として解析を行い, 機体座標系におけるカプセルにかかる加速度を出力とした。
- j. カプセルの重心はカプセルの中心軸に外れた位置にあるが, 今回はカプセルの重心は中心軸に対して水面側にあるとした。これについては 5 章で理由を述べる。
- k. 加速度の時刻歴データは, 縦軸の加速度では着水前の重力によって生じた加速度分全体的にオフセットをとり, 着水前にカプセルにかかる加速度(Ax, Az)が 0 になるようにした。また, 着水時を 0s とするために横軸の時刻についてもオフセットをとった。

なお, 入力した物性値は表 2-5 の通りである。

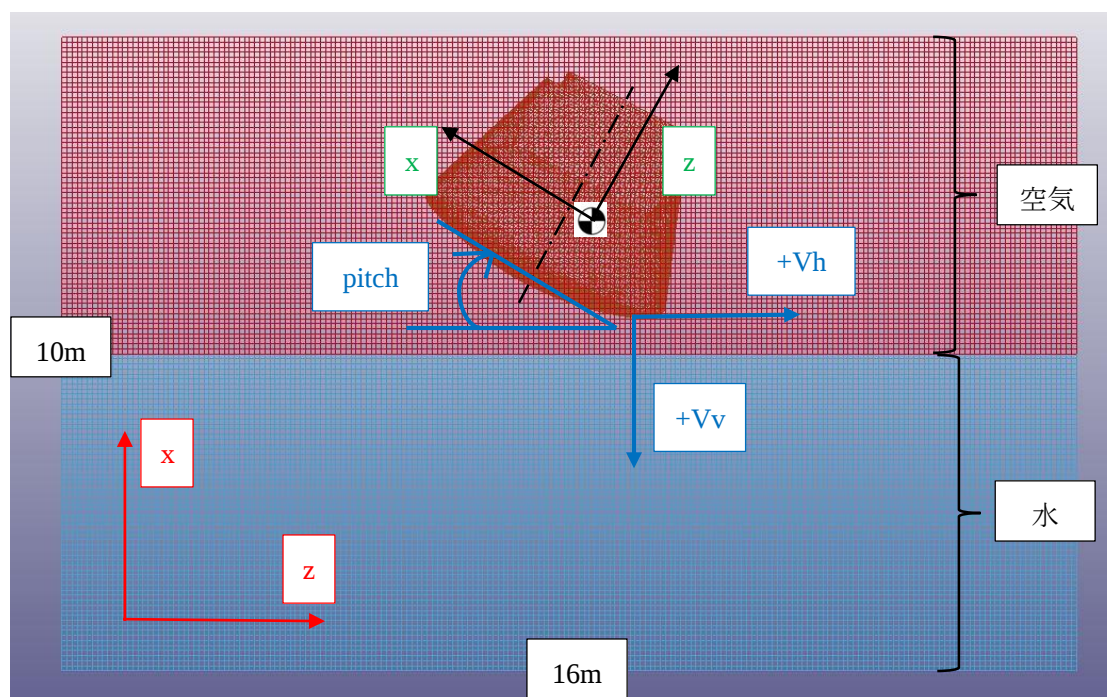


図 2-8 着水解析モデル

表 2-5 物性値

項目	空気	水
密度[kg/m ³]	1.293	1000
粘性係数[Pa・S]	1.71×10^{-5}	0.001

第3章 クルー傷害確率の評価法

3.1 緒言

本研究では2章で説明を行った手法を用いて得られた加速度を入力として人体衝撃解析を行う。そこで本章では、傷害発生リスクの基準となる傷害基準、本研究で使用した人体ダミーHybrid-IIIやシミュレーションに用いられるコンピュータモデルについて紹介する。

また、人体衝撃解析を行うに当たっては昨年度の今泉のモデル^[9]を用いるがこのモデルについても説明を行う。

3.2 傷害値^[18]

傷害の重症度と相関のあるとされる頭部の加速度などを元に計算される物理量を傷害値といい、それぞれの傷害値について統計的な考察に基づき傷害リスク関数や傷害基準が定められている。

傷害の重症度を数値的に表現するために、傷害スケールという概念がある。その中で一つで最もよく用いられるものに、簡易傷害スケール(Abbreviated Injury Scale: AIS)がある。表3-1に頭部と胸部のAISスコアを示す。AISスコアは1-6の6段階の評価であり、1が軽症、6が即死を意味する。

表 3-1 人体部位における AIS スコアの例^[18]

AIS	傷害の度合い	頭部	胸部
1	軽傷	頭痛、めまい感	1本の肋骨骨折
2	中等傷	1時間未満の意識喪失 線形骨折	2-3本の肋骨骨折 胸骨骨折
3	重症	1-6時間の意識喪失 陥没骨折	4本以上の肋骨骨折 血胸または気胸を伴う 2-3本以上の肋骨骨折
4	重篤	6-24時間の意識喪失 開放骨折	血胸 または気胸を伴う 4本以上の肋骨骨折 動揺胸郭
5	瀕死	24時間を越える意識喪失 100cc以上の頭蓋内血種	大動脈の裂傷

人間の各部位に対応した傷害値や傷害基準は様々存在するが、本研究では今泉の研究と同様にアメリカ航空宇宙局(NASA)が開発中の有人宇宙船 Orion 計画の際にアメリカの航空宇宙研究所(Wyle)が定めたクルー保護基準をベースとした傷害基準を設定した^{[19][20]}(表 3-2 参照)。ミッションが想定通り遂行された場合(Nominal)では AIS1 の傷害確率を 5%以下、LAS のパラシュートが開かなかつた場合など想定外のことが発生した場合(Off-Nominal)では AIS1 の傷害確率が 19%以下にすることが NASA によって決定している^[19]。表 3-2 における傷害基準値は各基準値のリスクカーブにより前記の条件を満たす値を採用している。以下に各基準値の概要について説明する。

表 3-2 各部位における傷害基準値と想定される傷害^[20]

傷害値(部位)	基準値		想定される傷害
	Nominal	Off-Nominal	
HIC15(頭部)	340	470	頭蓋骨骨折
BrIC(脳部)	0.04	0.07	びまん性脳損傷
頸部引張力(頸部)[N]	880	1000	脱臼
頸部圧縮力(頸部)[N]	580	1100	頸椎骨折
胸たわみ(胸部)[mm]	25	32	肋骨骨折, 内臓損傷
腰椎圧縮力(腰部)[N]	5800	6500	腰椎骨折

3.2.1 HIC

HIC(Head Injury Criterion)はアメリカ運輸省道路交通安全局(NHTSA)が定めた頭部に関する傷害基準である。頭部の 3 軸合成加速度によって求められ、式 3-1 で与えられる。

傷害の判定方法の違いにより、HIC15 と HIC36 があるが、近年では頭蓋骨骨折との相関が高いとされている HIC15 が用いられることが多いため、本研究では HIC15 を採用する。

$$HIC = \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \right\}_{\max} \quad (\text{式 3-1})$$

$a(t)$ 頭部の 3 軸合成加速度[G]

t_1 衝撃時の任意の時間[s]

t_2 t_1 に対して HIC が最大になる時間[s]

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

3.2.2 BrIC

BrIC(Brain Injury Criteria)は、頭部、特に脳の傷害に関する傷害基準であり、頭部の角速度によって求められ、式 3-2 の最大値で与えられる。びまん性軸索損傷のような外傷性脳損傷の評価に用いることが提案されている^[22]。しかしながら、比較的新しい傷害基準であり、BrIC に対して十分な知見があるとは言えない。NASA の定めた Nominal 時の傷害基準は 0.04 であるが、0.04 という値は NASA 自体も非常に保守的に設定した傷害基準であるとしている^[20]。

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zC}}\right)^2} \quad (\text{式 3-2})$$

$\omega_x, \omega_y, \omega_z$ 同時刻の x,y,z 軸まわりの角速度[rad/s]

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

ただし、x 軸まわりが首をかしげる方向、y 軸まわりがうなづく方向、z 方向が横に振る方向である。

3.2.3 頸部軸力

衝突時、頸部には引張、圧縮両方の力がかかり得る。

NASA の基準では Nominal 時は引張 880N、圧縮 580N としている。

3.2.4 胸たわみ

胸たわみは、胸骨の胸椎に対する変位であり、胸部圧縮による血管損傷や肋骨骨折の判定に使用される傷害基準である。自動車業界においては傷害の閾値はエアバッグによる分布加重では 63mm、シートベルトによる局所的な加重で 50mm が一般的に用いられる。

なお、NASA の基準では Nominal 時は 25mm としている。

3.2.5 腰椎圧縮力

腰椎圧縮力は主に航空業界で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ている。なお、本研究では NASA の定めた 5800N を傷害基準とした。

3.3 人体ダミー^[18]

衝突ダミーとは金属やプラスチックでできた骨格と、それを覆う軟組織を模擬したプラスチックや発泡材から作られている人体を模擬したものである。そして、衝突時の運動が実際の人体と同様になるように生体忠実性に注意を払って設計されている。ダミーには前突用の Hybrid-III、THOR や側突用の ES-2 などがある。本研究では昨年度同様、成人男性ダミーであり、自動車業界でもよく使われている Hybrid-III を選択した。

自動車業界や航空機業界では人体ダミーを用いた実験と同時にコンピュータモデルを用いてシミュレーションを行うことが多い。シミュレーションにはマルチボディ解析や有限要素法解析が主に用いられる。

マルチボディ解析とは、衝突時の人体の挙動を関節のみが自由度を持ち、他の部位は剛体であるとみなす手法であり、有限要素法解析に比べ計算負荷が小さく短時間で解析を行うことができ、衝突時の全身の挙動や長時間の挙動の検討に有用である。本研究では、全身挙動の把握を多くの入力条件で行うため、マルチボディ解析が適切であると考えられる。なお、解析ソフトには MADYMO を用いた。MADYMO の詳しい理論については、TASS 社の“Theory Manual^[21]”を参照されたい。

3.4 人体衝撃解析モデル

本研究では今泉が作成したシミュレーションモデル^[9]を用いて人体衝撃解析を行う。今泉は日本自動車研究所(JARI)によって行われたスレッド実験の結果とシミュレーション結果との比較を行い、人体の各部位の挙動についていい一致が見られるモデルを作成した。実験の内容や比較結果については今泉の論文^[9]を参照されたい。

今泉の作成したモデルにおいては、座席は剛体シートとし、人体ダミーには宇宙服やヘルメットは着用させていない。また、シートベルトでダミーを固定し、頭部にはヘッドレストを配置している。モデルの概要及び座標系の取り方については図 3-1 の通りである。

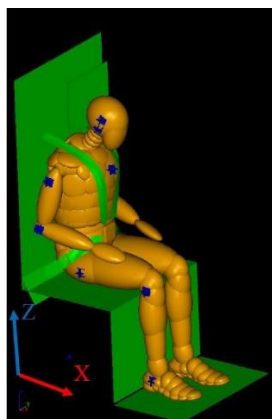


図 3-1 今泉のモデル^[9]

第4章 着水解析

4.1 諸言

第2章の諸言で説明した方法を取り，HTV-R フルスケールモデルの妥当性の検証を行った．本章ではその際の解析結果の説明を行う．

4.2 メッシュサイズの検討と理論解との比較

HTV-R フルスケールモデルを用い，メッシュサイズの検討を行った．また，カプセルが傾かせずに着水した場合は2.2章で説明したカプセルに生じる加速度の最大値に関する理論解が使えるため，解析結果を平野の理論と semi-Wagner の理論と比較を行った．

4.2.1 解析条件

入力条件は，表 4-1 の通りである．また，解析は構造側のメッシュサイズは一定で流体側のメッシュサイズは5パターンで行った．その際のメッシュサイズは表 4-2 の通りである．メッシュサイズとはメッシュの1辺の長さのことであり，値を入力することにより，LS-DYNA のプリポストで自動的にメッシュが設定される．

表 4-1 メッシュスタディにおける入力条件

pitch[deg]	0
Vv[m/s] (解析開始時の値)	5
Vh[m/s]	0

表 4-2 メッシュパターン

Case Name	構造側メッシュ サイズ[m]	流体側メッシュ サイズ[m]	要素数 [万個]
mesh1		0.065	703
mesh2		0.07	558
mesh3	0.05	0.08	380
mesh4		0.1	194
mesh5		0.15	58

4.2.2 解析結果

解析の結果,それぞれのメッシュパターンの際に生じた最大加速度および理論値は表 4-3 の通りである.

また,出力された加速度の時刻歴グラフは図 4-1 である. なお,縦軸に関して重力加速度分のオフセットはとっていない. また,横軸の時間は解析開始時を 0s としている.

メッシュが粗い mesh4,5 においては mesh1,2,3 に比べ加速度のピークの時間が遅くなり,ピークの値が大きくなった. また, mesh1,2,3 は加速度のピークの時刻とピーク値がほとんど一致する結果となった. また,実際よりも小さく見積もられている平野の理論解よりはすべての場合において大きい値となり, semi-Wagner 理論の理論値に近い値となった.

表 4-3 カプセルにかかる最大加速度および理論値

Case Name	z 方向最大加速度[m/s ²]
mesh1	92.0
mesh2	98.7
mesh3	96.9
mesh4	140
mesh5	135
平野の理論による値	60.7
semi-Wagner 理論による値	119.9

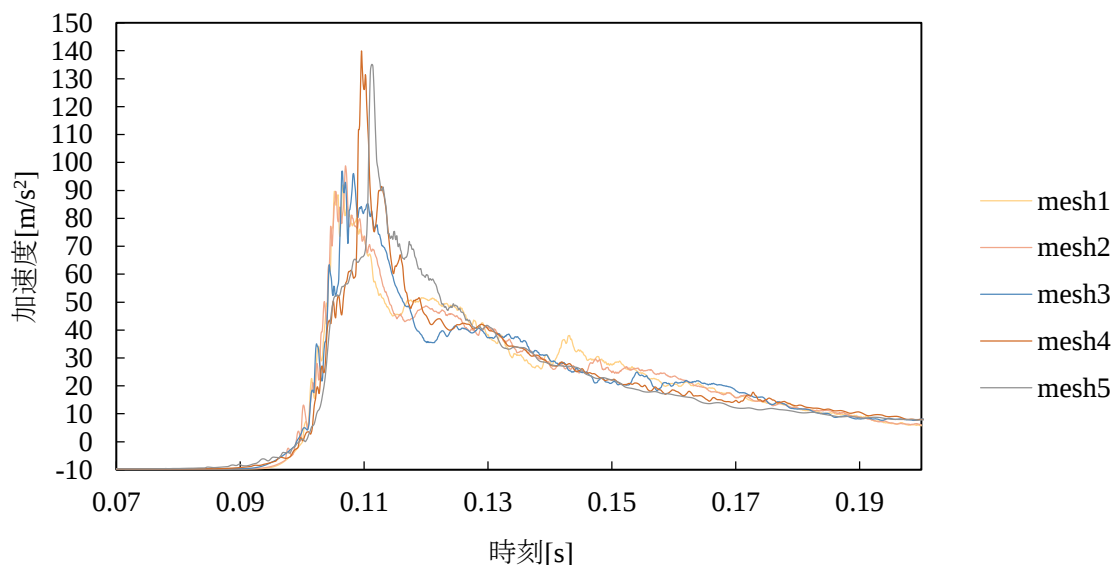


図 4-1 メッシュパターンに対する加速度の時刻歴

4.2.3 考察

メッシュサイズを細かくしたことにより mesh1,2,3 において同一の結果となり，収束性が見られた．そのため，計算負荷が最も小さい mesh3 を今後のシミュレーションモデル作成時に参考にする．

4.3 HTV-R スケールモデル

幾何学的相似則を用いて HTV-R6.8%スケールモデルの作成を行った．メッシュサイズについては4.2章で導き出したメッシュサイズを幾何学的相似則より構造側メッシュを 3.4mm, 流体側メッシュを 5.44mm と設定した．

まず，スケールモデルにおいて理論値との比較を行う．

そして，2.5 章で説明をしたように JAXA で行われた着水実験と着水解析の結果を比較してスケールモデルの妥当性の確認を行う．なお，JAXA において実験結果と解析結果にいい一致が見られた pitch30 deg 付近での結果との比較を行う．

4.3.1 理論解との比較

4.3.1.1 解析条件

理論解との比較においては表 4-4 に示すとおり，3 条件を入力とした．

表 4-4 理論値との比較における入力条件

pitch[deg]	Vv[m/s]	Vh[m/s]
0	1.37	0
0	1.85	0
0	2.64	0

4.3.1.2 解析結果

カプセルを垂直に着水させた際に生じた最大加速度と理論値の比較のグラフは図 4-2 の通りである．すべての場合において，小さく見積もられている平野の理論よりも大きな値となり，semi-Wagner 理論より小さい値となった．小さくなった考察については付録にて行う．

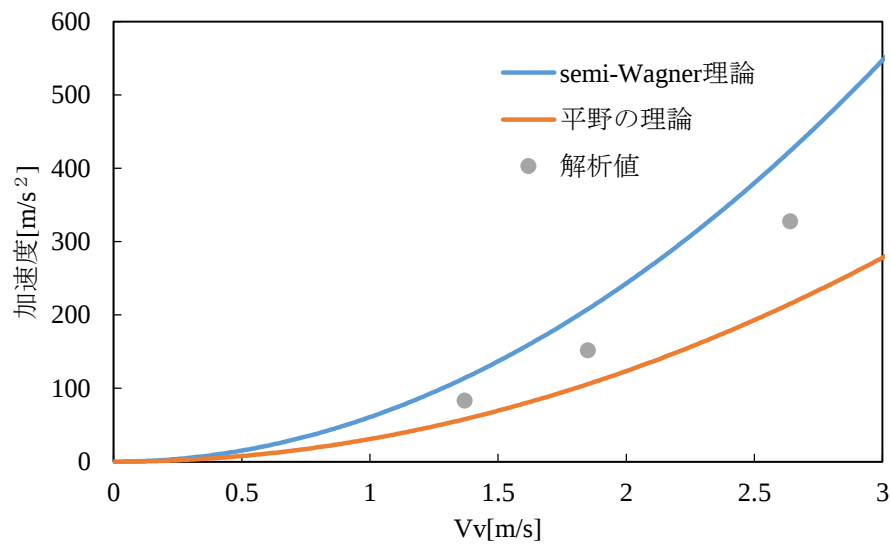


図 4-2 HTV-R スケールモデル 理論解との比較

4.3.1.3 考察

JAXA での着水解析の際も同様に理論解との比較が行われている。その際の結果が図 4-3 の通りである。JAXA の解析においても解析値が平野の理論よりも大きく semi-Wagner 理論の値よりも小さい結果となっている。これより、HTV-R スケールモデルの結果も妥当であると考えられる。

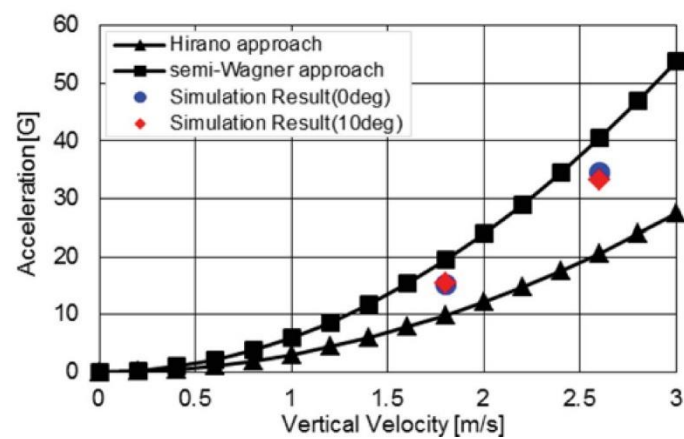


図 4-3 JAXA 理論解との比較結果^[6]

4.3.2 JAXA 着水実験，着水解析との比較

4.3.2.1 解析条件

JAXA の着水実験，着水解析の評価位置は図 4-4 の通りで，それぞれの点の概要は表 4-5 である．

JAXA の着水実験において，着水解析の評価位置はカプセル底面中央であり，加速度計計測の評価位置(P1)とわずかに異なるものの 2 点は非常に近い．しかしながら，画像読取における評価位置(P2)はカプセルの重心(P4)付近であるため，加速度計計測の結果と単純に比較することはできない．そこで，今回は LS-DYNA による着水解析の結果と比較を行う際は，画像解析の場合はカプセル重心位置，加速度計計測および JAXA による着水解析の結果と比較する際はカプセル底面中央付近のノード(P3)を評価位置とした．どちらの場合も実際の位置とは異なるものの，非常に近い位置で評価を行うため加速度データにほとんど差は生まれないと考えられる．今回，解析を行った入力条件と比較対象を表 4-6 に示す．

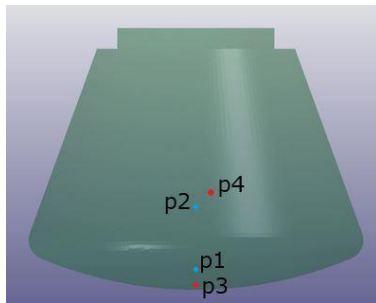


図 4-4 評価位置

表 4-5 評価位置

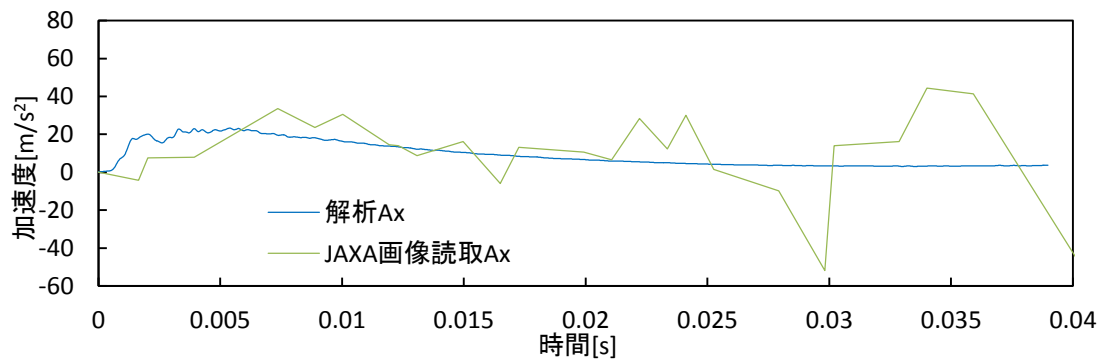
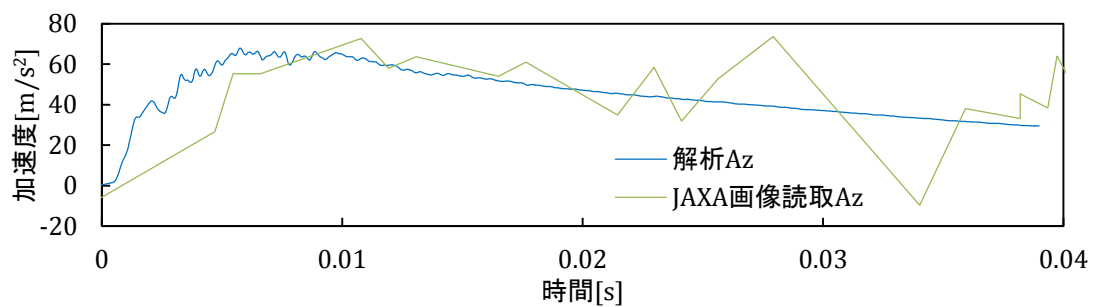
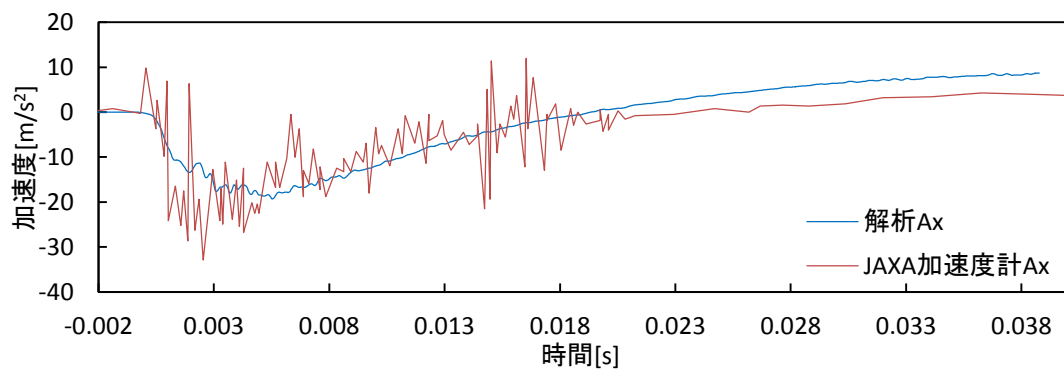
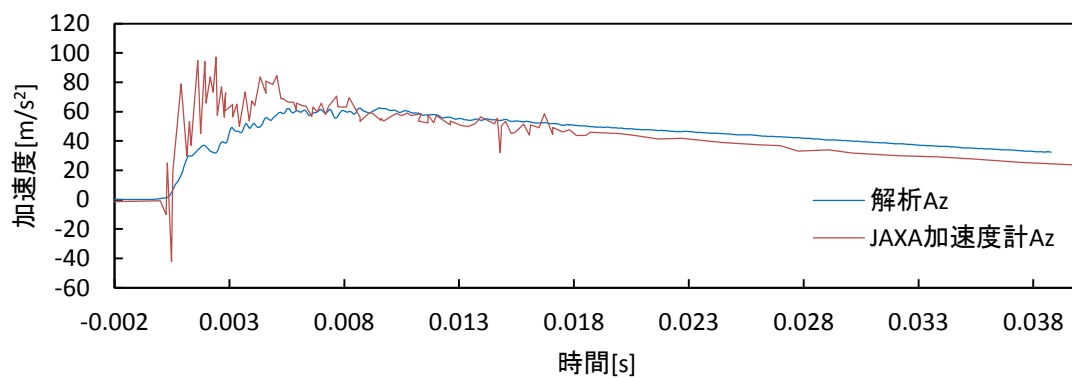
P1	加速度計計測評価位置
P2	画像解析評価位置
P3	LS-DYNA における 解析評価位置
P4	カプセル重心

表 4-6 HTV-R カプセル実験，解析比較での入力条件

Case Name	pitch[deg]	Vv[m/s]	Vh[m/s]	比較対象
JX1	30	2.6	0	画像解析
JX2	30	2.6	0	加速度計計測
JX3	32	3.9	0	加速度計計測と解析
JX4	30	2.6	-2.6	加速度計計測と解析
JX5	30	2.6	2.6	加速度計計測と解析

4.3.2.2 解析結果

それぞれのケースの場合の A_x , A_z のグラフを本節に示す．

図 4-5 JX1 加速度 A_x 図 4-6 JX1 加速度 A_z 図 4-7 JX2 加速度 A_x 図 4-8 JX2 加速度 A_z

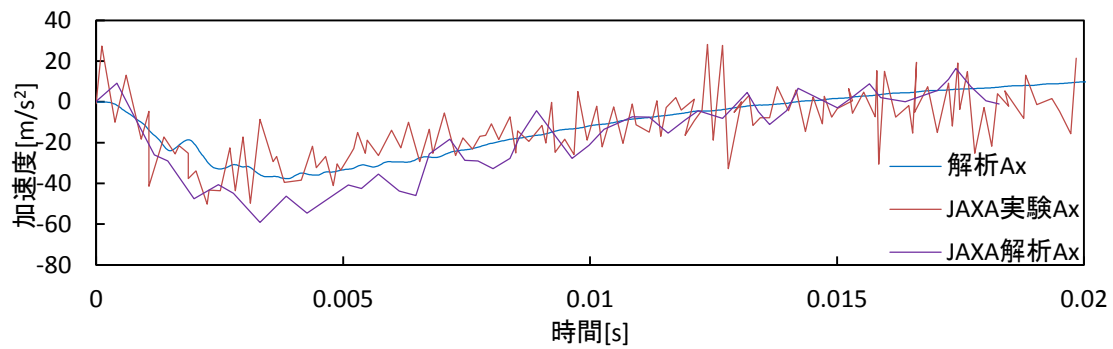


図 4-9 JX3 加速度 A_x

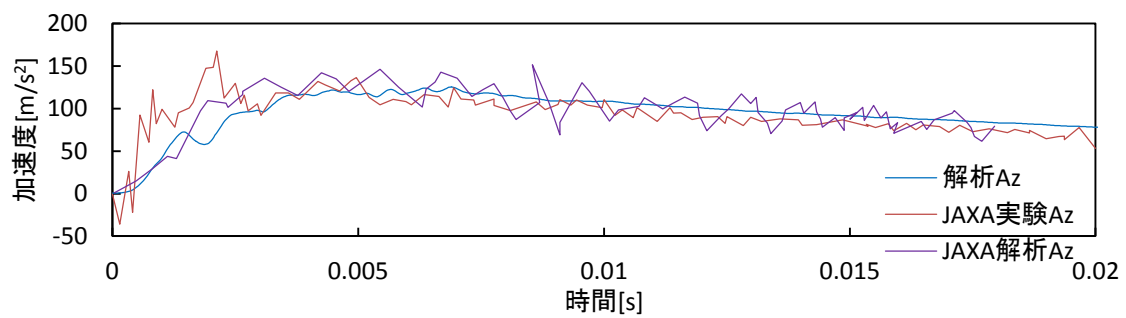


図 4-10 JX3 加速度 A_z

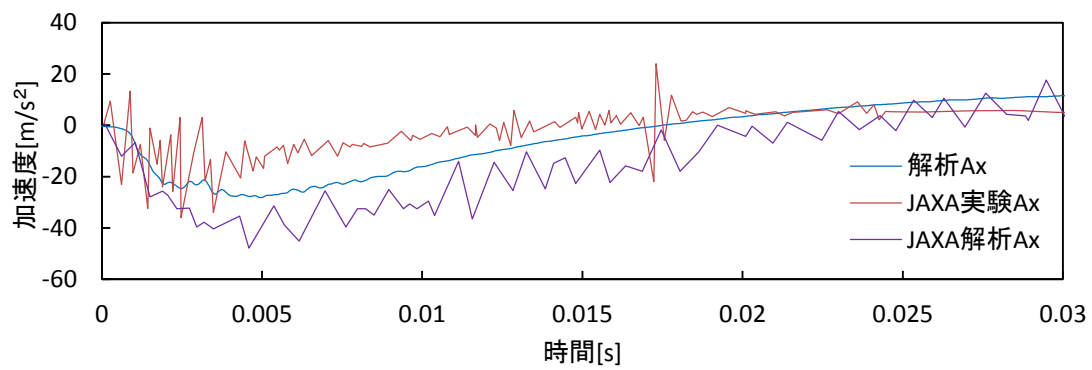


図 4-11 JX4 加速度 A_x

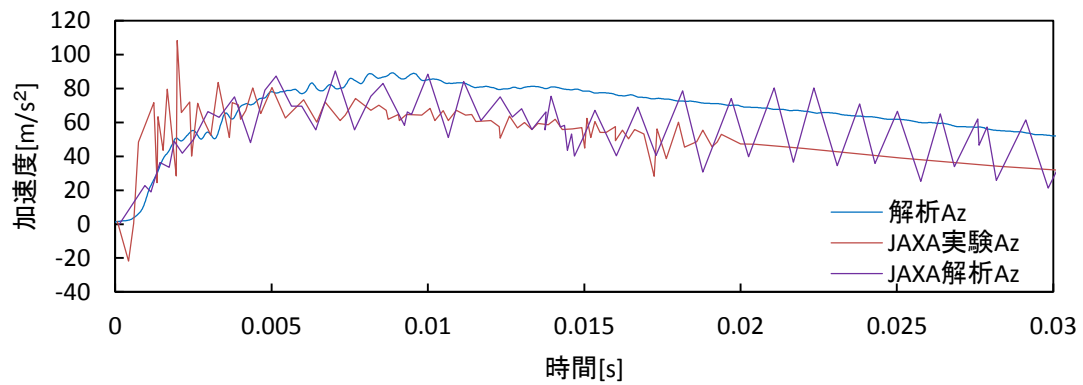
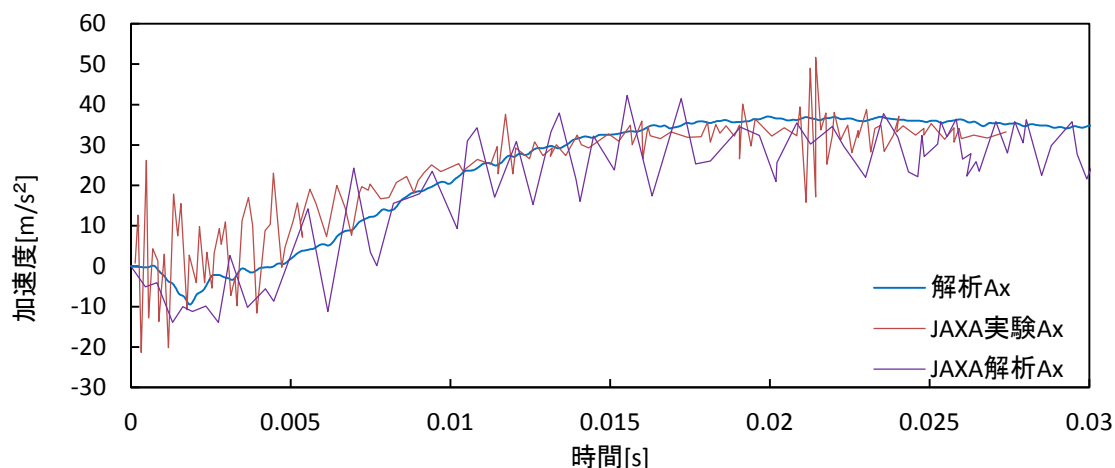
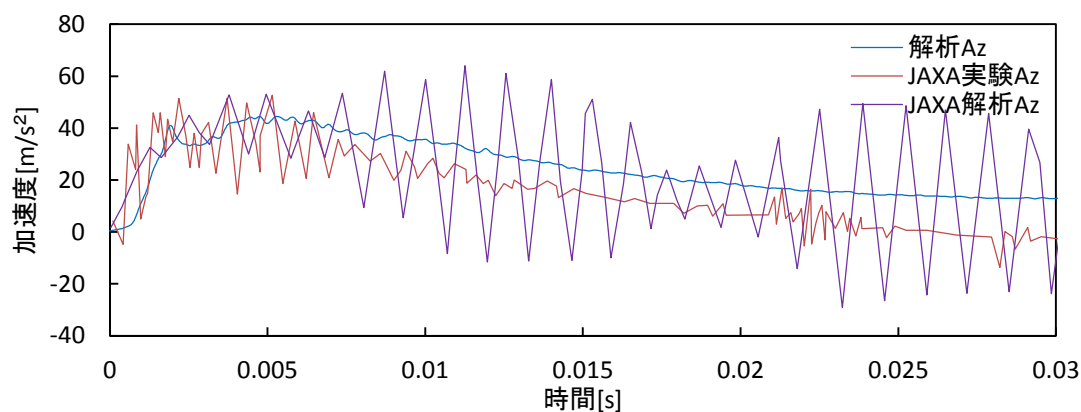


図 4-12 JX4 加速度 A_z

図 4-13 JX5 加速度 A_x 図 4-14 JX5 加速度 A_z

4.3.3 考察

JAXA の加速度計計測の値や JAXA で行われた着水解析とのピークの時間、ピークの値、ピーク後の減衰部分の傾向はよく一致した。また、画像解析については、ピークの値についてはある程度の一致が見られたものの、ピークの時刻は実験とは異なった。これは、JAXA の資料に添付されたグラフを読み取ることによりグラフを数値化したが、グラフにおいて着水後の時間軸の幅が小さく、サンプル点を多くとることができず、読取誤差が発生している可能性が考えられる。また、JAXA の着水実験の際に水しぶきがあがったことにより、マーカの追跡ができなかった箇所があるために画像解析のピーク後のデータは実際とは異なる可能性が大いにある。そのため、LS-DYNA による解析結果との一致が減衰部分については見られなかった。

しかしながら、JAXA の実験結果とある程度一致が認められたため、HTV-R スケールモデルは妥当性があると考えられる。

4.4 アポロスケールモデル

HTV-R スケールモデルで理論値との比較や実験値との比較を行った。しかしながらスケールが 6.8%と小さいため、フルスケールモデルの妥当性の検証のために大きなスケールでの実験との比較も行うべきである。HTV-R カプセルについては 6.8%スケールでの実験しか行われていないため、NASA がアポロ計画の際に行った 25%スケールでの実験を参考にする。本節では、HTV-R スケールモデルと同様の手順を用い、アポロスケールモデルを作成し、そのモデルでの解析結果との比較を行うことによりモデルの妥当性の検証を行う。

4.4.1 理論解との比較

HTV-R スケールモデルの際と同様に理論値との比較を行った。

解析条件を表 4-7 に示し、解析結果を図 4-15 に示す。HTV-R スケールモデルの際と同様に解析値が平野の理論解より大きく、semi-Wagner 理論解より小さい値となった。

表 4-7 理論値との比較における入力条件

pitch[deg]	Vv[m/s]	Vh[m/s]
0	2.61	0
0	5.06	0

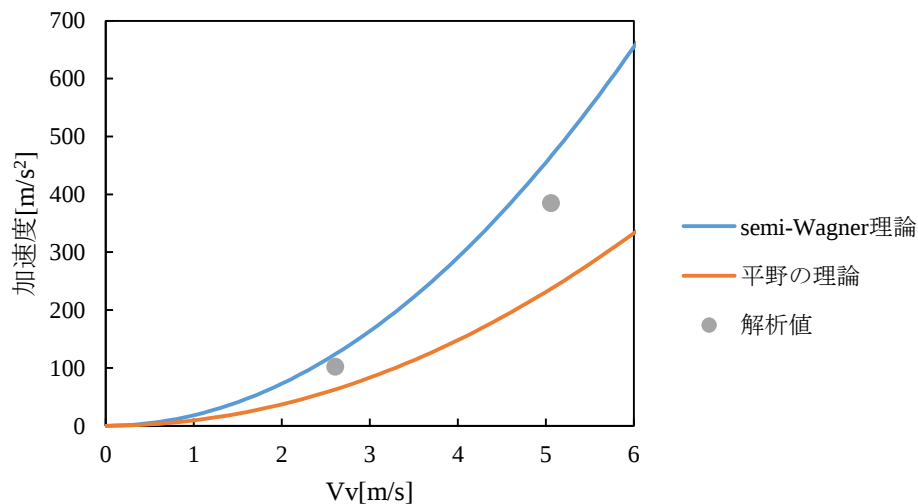


図 4-15 アポロスケールモデル 理論解との比較

4.4.2 実験との比較

アポロカプセルの着水実験に関する論文には実験において生じた並進加速度の最大値が記載されており、それらとの比較を行った。加速度の時刻歴データについては比較対象とできる程度に鮮明なものなかったため、比較は行わなかった。入力条件を表 4-8 に示す。

表 4-8 アポロカプセル実験比較での入力条件^[10]

Case Name	pitch[deg]	Vv[m/s]	Vh[m/s]
NS1	11	4.85	4.55
NS2	21	4.76	4.55
NS3	23	5.5	0
NS4	38	4.57	4.55

それぞれのケースごとの解析結果と解析結果の誤差を表 4-9 に示す。4 条件すべてにおいて実験結果と解析結果のある程度の一致が見られた。

表 4-9 アポロカプセル解析結果

Case Name	実験 Ax	解析 Ax	Ax	実験 Az	解析 Az	Az
	最大値	最大値	誤差	最大値	最大値	誤差
	[m/s ²]	[m/s ²]	[%]	[m/s ²]	[m/s ²]	[%]
NS1	69.7	71.3	2	361	357.7	1
NS2	67.7	74.0	9	172	186.3	8
NS3	40.2	55.7	39	167	151.9	10
NS4	33.4	41.6	25	29.4	28.5	4

4.4.3 考察

アポロカプセルの 25%スケールモデルを作成し、理論解との比較と実験値との比較を行い、いい一致が見られた。よって、アポロスケールモデルも妥当性が認められる。このことから、HTV-R スケールモデルよりもスケールの大きいアポロスケールモデルにおいても、同様の方式で妥当性が認められるモデルの作成が可能であると言える。

4.5 相似則の確認

シミュレーションを用い，HTV-R 6.8%スケールモデルとアポロ 25%スケールモデルでの解析結果と幾何的相似則を用いて作成したそれぞれのフルスケールモデルとの解析結果の比較をフルード相似則を用いて行うことにより，HTV-R フルスケールモデルの妥当性を検証する．

4.5.1 解析条件

HTV-R カプセル，アポロカプセル各 1 条件で解析した．解析の条件は表 4-10 に示す．

表 4-10 相似則確認での入力条件

対象	スケール	pitch[deg]	Vv[m/s]	Vh[m/s]
HTV-R カプセル	フルスケール	30	10	0
	6.8%スケール		2.6	0
アポロカプセル	フルスケール	21	9.52	9.1
	25%スケール		4.76	4.55

4.5.2 解析結果

HTV-R カプセル，アポロカプセルそれぞれの機体座標系における加速度及び全体座標系における速度の出力結果を本節に示す．なお，時間軸はすべてフルード相似則を用いフルスケールに合わせている．

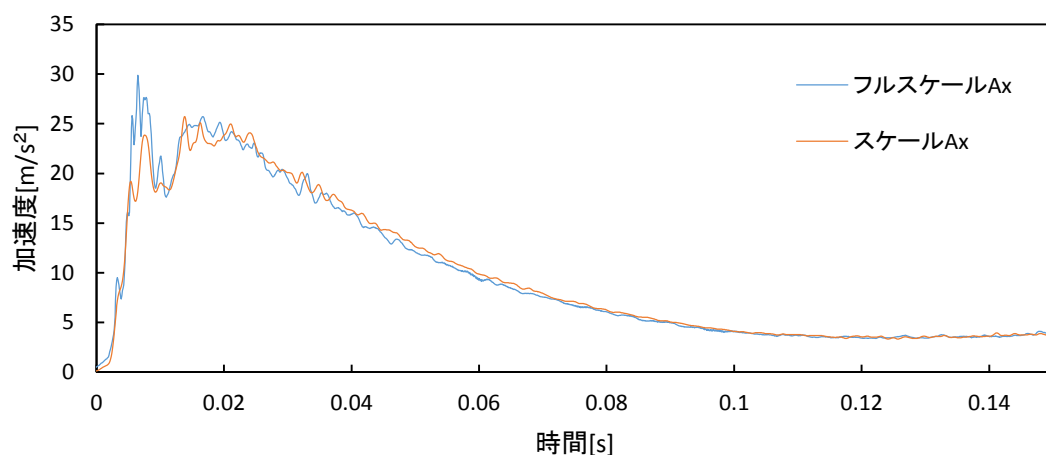


図 4-16 HTV-R カプセル相似則確認での加速度 A_x 出力

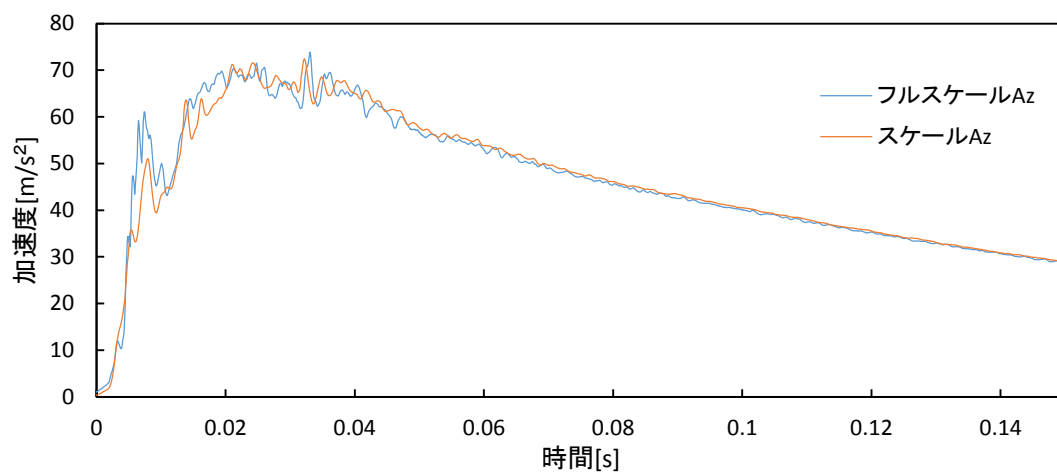


図 4-17 HTV-R カプセル相似則確認での加速度 A_z 出力

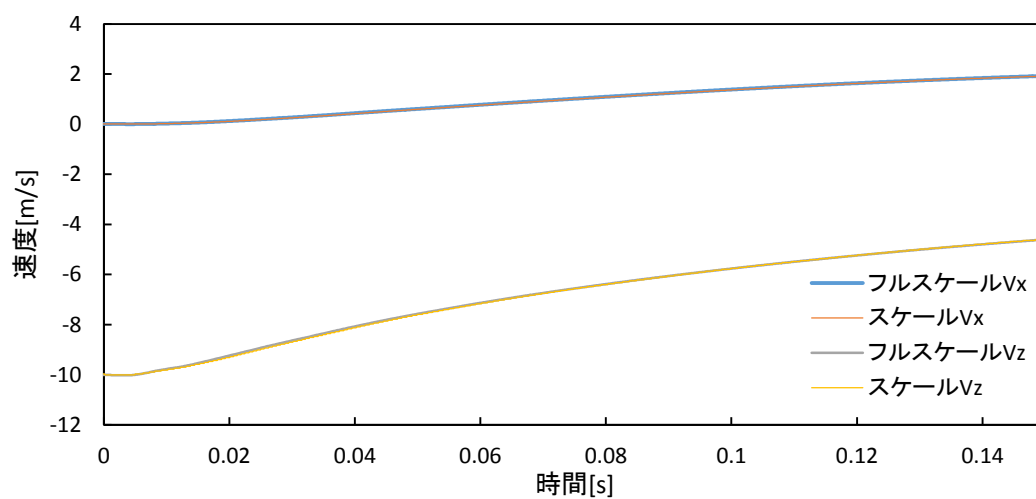


図 4-18 HTV-R カプセル相似則確認での速度出力

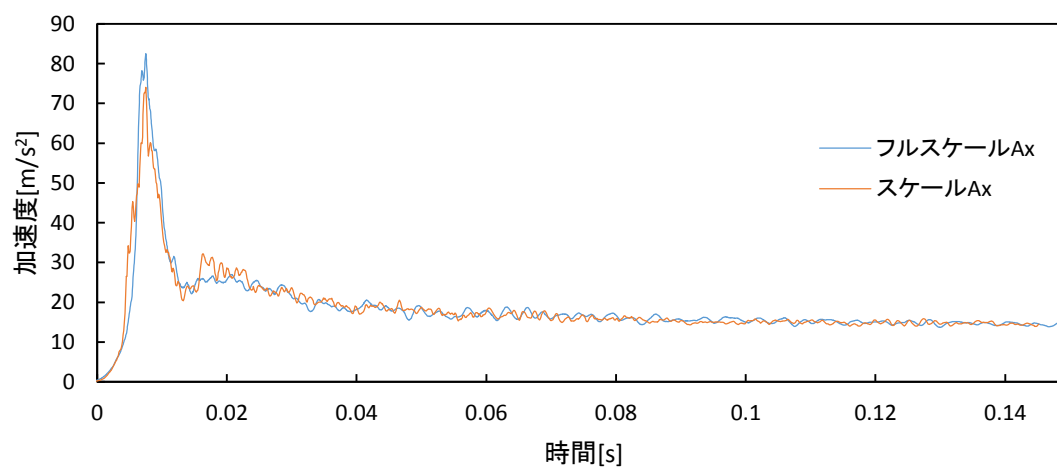


図 4-19 アポロカプセル相似則確認での加速度 A_x 出力

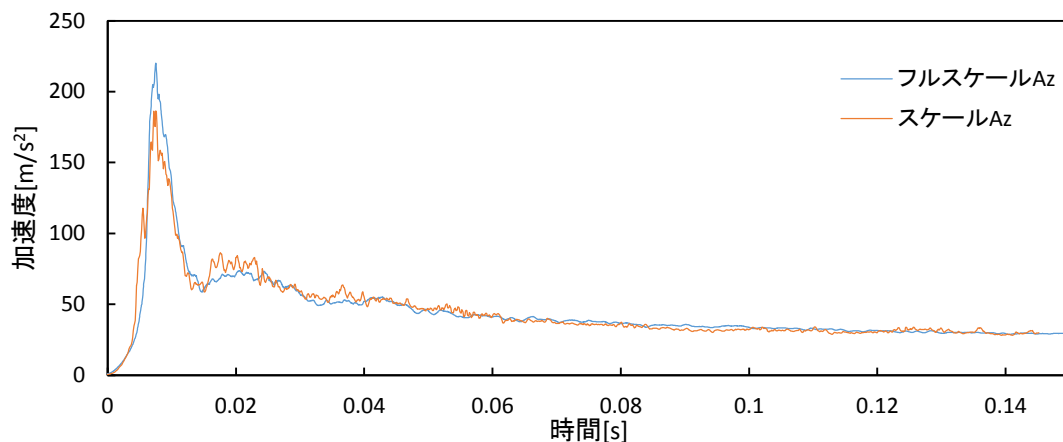


図 4-20 アポロカプセル相似則確認での加速度 A_z 出力

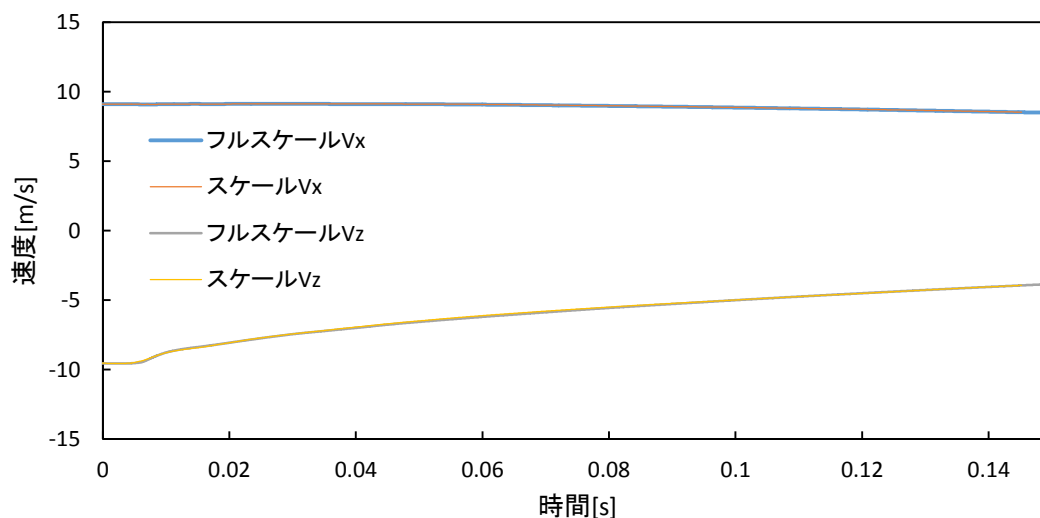


図 4-21 アポロカプセル相似則確認での速度出力

4.5.3 考察

加速度のピーク時刻やピーク後の減衰部分については一致が見られた。ピークの値については HTV-R カプセルで A_x は誤差 14%, A_z は誤差 2% と若干異なる結果となったものの、速度の出力結果がほとんど一致しており計算における誤差程度であると考えられる。

これにより、フルード相似則を用いて作成した HTV-R フルスケールモデルは、実機での実験結果はないものの、実際に生じる加速度を再現できていると考えられる。

4.6 人体衝撃解析を行うための着水解析

人体衝撃解析を行うために必要なカプセルにかかる加速度波形の出力を 63 条件で行った。本節では、入力条件と解析結果について説明を行う。

4.6.1 入力条件

入力条件は、以下の3つの論文を参考にした。

NASAのアポロ計画の際に行われた着水実験^[10]では、図4-22のようにカプセルの中心軸に対して重心が下側にある状態で、腹打ちの方向に着水するケース(roll 180 deg)と肩部と呼ばれるカプセルの小さなR部分の方向へ着水するケース(roll 0 deg)の2つの状態を主に想定して行われている。

Littell^[23]らは、有人宇宙カプセルの着水解析をLS-DYNAで行った。Littellらによるとカプセルの垂直速度 V_v はパラシュートが何個開いたかによるとしている。アポロカプセルではパラシュートを3個搭載しているが想定外のことが生じ開かず、着水する場合がある。パラシュートが3個開いた場合(Nominal)の V_v は7.3 m/s, 2個の場合は8.8 m/s, 1個の場合は12.5 m/sと想定した。また、水平速度 V_h は風速と海水の流れの状況によって決まるとし、Nominal状況で V_h を0 m/s, 風浪階級6(5)の場合は14 m/s, 荒れている状況では18 m/sと想定した。また、カプセルの傾きpitchは海面の状況とカプセルの傾きによって決まるとし、0 deg, 15 deg, 27.5 deg(Nominal), 60 degと想定した。

また、Whitnah^[24]らはモンテカルロ法を用いて、海の状態や風速などに対して、カプセルの速度や傾きがどうなるかの累積確率分布を求めている。求める過程など詳しい内容については論文^[24]を参照されたい。この論文より、海が荒れており、風は様々な状態で吹いており、またパラシュートが2個しか開かない可能性が1%の際の累積確率分布図を図4-23に示す。なお、 V_N はカプセルの垂直速度 V_v を表し、 V_T は水平速度 V_h を表す。

以上の3つの論文を参考に、広い範囲で人体の挙動を見るために起こりうる値の最大値と最小値、その間の値を選択した。また、 V_h については正の場合(カプセルのR部分の方向へ着水する場合)と負の場合(腹打ちの方向に着水する場合)があり得るためどちらも解析を行った。入力表4-11に示す通り V_v は3条件、 V_h は7条件、pitchは3条件の組み合わせ、合計63条件で行った。入力条件に対するCase番号は表4-12の通りである。

以降、pitch27.5 deg, V_v 7 m/s, V_h 0 m/sのCase1をCase1(pitch27.5, V_v 7, V_h 0)と略す。また、Case59は便宜上記載しており、Case1と同等である。

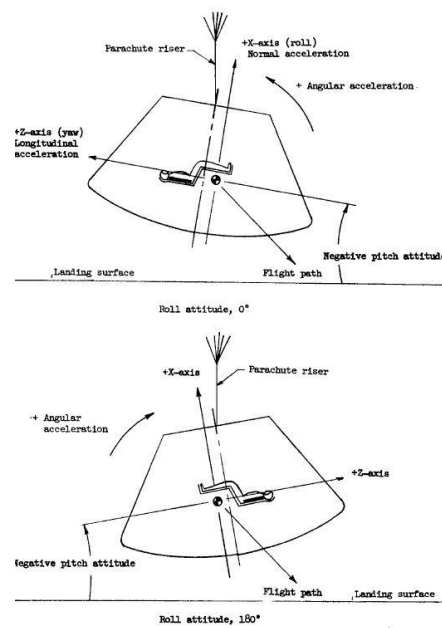


図 4-22 NASA の着水実験におけるカプセル姿勢

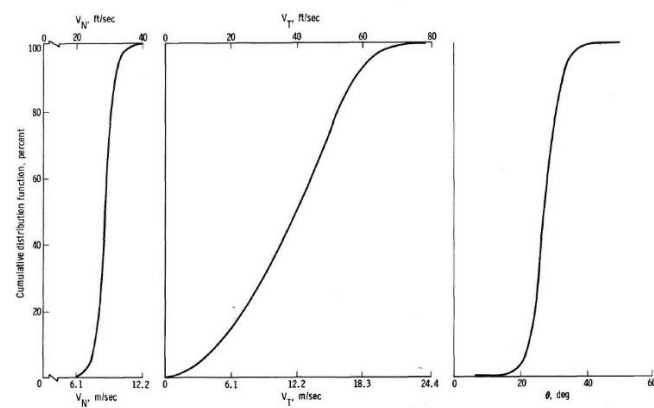


図 4-23 着水パラメータの確率分布^[24]

表 4-11 着水解析の入力条件

Vv[m/s]		Vh[m/s]		pitch[deg]
7	×	-21	×	15
9		-14		27.5
13		-7		40
		0		
		7		
		14		
		21		

表 4-12 ケース番号と解析条件

ケース 番号	pitch [deg]	Vv [m/s]	Vh [m/s]
Case1	27.5	7	0
Case2	27.5	7	7
Case3	27.5	7	14
Case4	27.5	7	21
Case5	27.5	13	7
Case6	27.5	13	14
Case7	27.5	13	21
Case8	27.5	9	7
Case9	27.5	9	14
Case10	27.5	9	21
Case11	15	7	7
Case12	15	7	14
Case13	15	7	21
Case14	15	9	7
Case15	15	9	14
Case16	15	9	21
Case17	15	13	7
Case18	15	13	14
Case19	15	13	21
Case20	40	7	7
Case21	40	7	14
Case22	40	7	21
Case23	40	9	7
Case24	40	9	14
Case25	40	9	21
Case26	40	13	7
Case27	40	13	14
Case28	40	13	21
Case29	15	7	-7
Case30	15	7	-14
Case31	15	7	-21
Case32	15	9	-7
Case33	15	9	-14
Case34	15	9	-21
Case35	15	13	-7
Case36	15	13	-14
Case37	15	13	-21
Case38	27.5	7	-7
Case39	27.5	7	-14
Case40	27.5	7	-21
Case41	27.5	9	-7
Case42	27.5	9	-14
Case43	27.5	9	-21
Case44	27.5	13	-7
Case45	27.5	13	-14
Case46	27.5	13	-21
Case47	40	7	-7
Case48	40	7	-14
Case49	40	7	-21
Case50	40	9	-7
Case51	40	9	-14
Case52	40	9	-21
Case53	40	13	-7
Case54	40	13	-14
Case55	40	13	-21
Case56	15	7	0
Case57	15	9	0
Case58	15	13	0
Case59	27.5	7	0
Case60	27.5	9	0
Case61	27.5	13	0
Case62	40	7	0
Case63	40	9	0
Case64	40	13	0

4.6.2 解析結果

全ケースの加速度波形を図 4-26 から図 4-43 に示す。

pitch15 では図 4-24 から分かるようにカプセルの球状底面の部分から着水をし、カプセルが水面にわずかに浸水したときに加速度のピークをとる。そのため、 A_z の最初のピーク値は V_v が一定のケースでは V_h の値によらず、ほとんど一定であった。

着水時の初速度 V_h は図 4-25 に示したとおり、正の方向の場合、機体座標系での z 方向の速度を低下させ、負の方向の場合、機体座標系での z 方向の速度を増加させる役割を果たす。よって V_v が一定の場合、加速度のピーク後は V_h が正のほうに大きくなると A_x は大きくなり、 A_z は小さくなる。そして、 V_h が負のほうに大きくなると A_x は小さくなり、 A_z は大きくなる結果となった。

pitch27.5, pitch40 のケースでは図 4-24 から分かるようにカプセルの肩部から着水している。そのため、pitch15 とはカプセルにかかる加速度の傾向が異なった。

V_v が一定の場合、図 4-38 のように V_h が正のケースでは V_h が大きいほど A_x は大きくなった。そして、 V_h が負のケースでは V_h が小さいほど A_x は大きくなり、 V_h が 0 m/s のケースが全体的な A_x の値は一番小さくなる結果となった。これは、着水時にカプセルは球状底面以外に肩部からも力を受けることによるものであると推測される。また、 V_h が正に大きくなるほど A_z は小さくなり、 V_h が負に大きくなるほど A_z は大きくなり、 A_z のピーク後の加速度の大小関係は pitch15 と同じ傾向となった。

そして、すべてのケースにおいて V_v が大きくなると A_x , A_z とともに大幅に増加する傾向となった。



図 4-24 着水角度

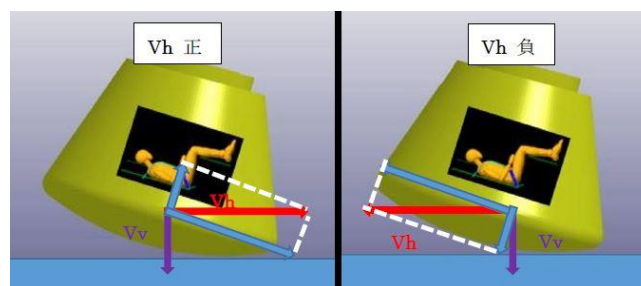


図 4-25 カプセルにかかる速度

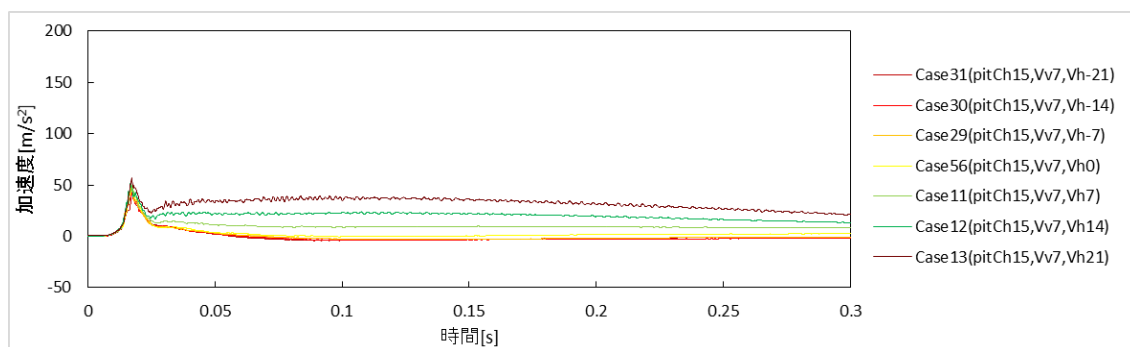


図 4-26 pitch15, Vv7 入力加速度 A_x

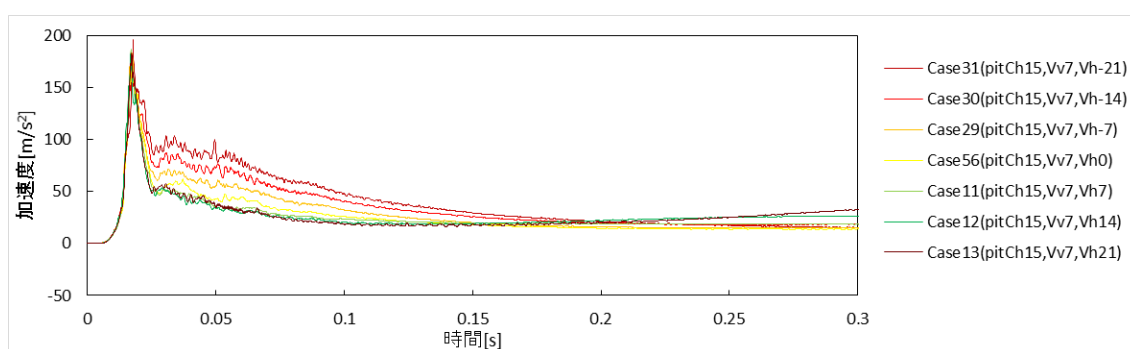


図 4-27 pitch15, Vv7 入力加速度 A_z

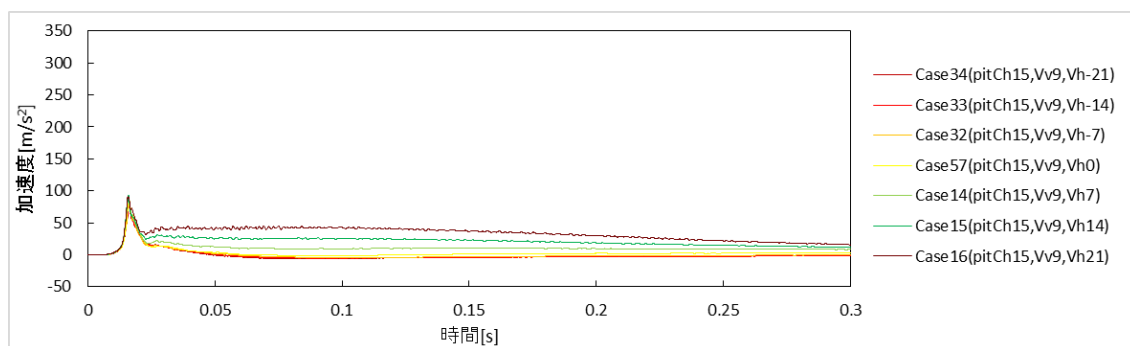


図 4-28 pitch15, Vv9 入力加速度 A_x

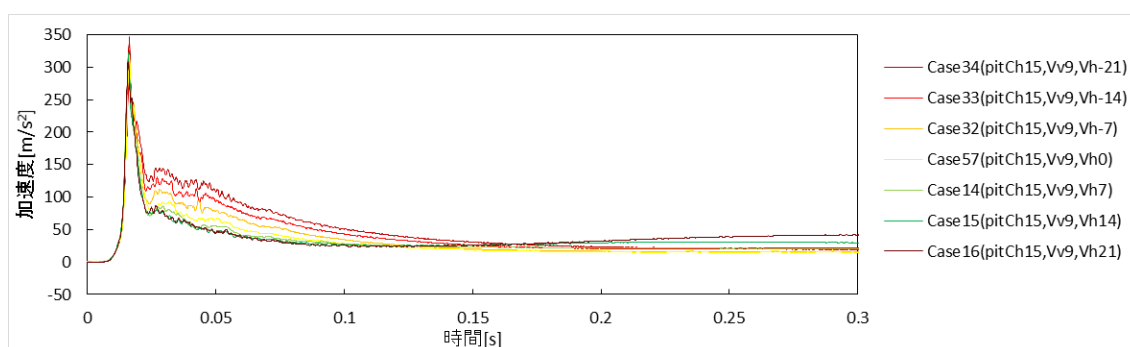


図 4-29 pitch15, Vv9 入力加速度 A_z

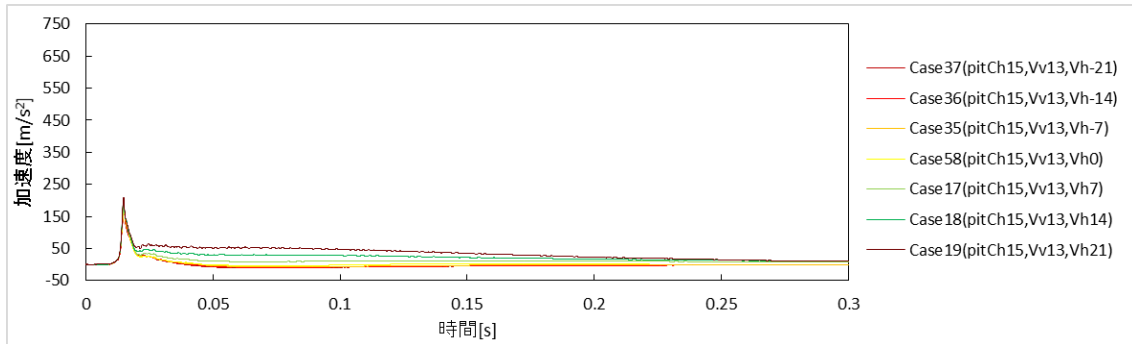


図 4-30 pitch15, Vv13 入力加速度 A_x

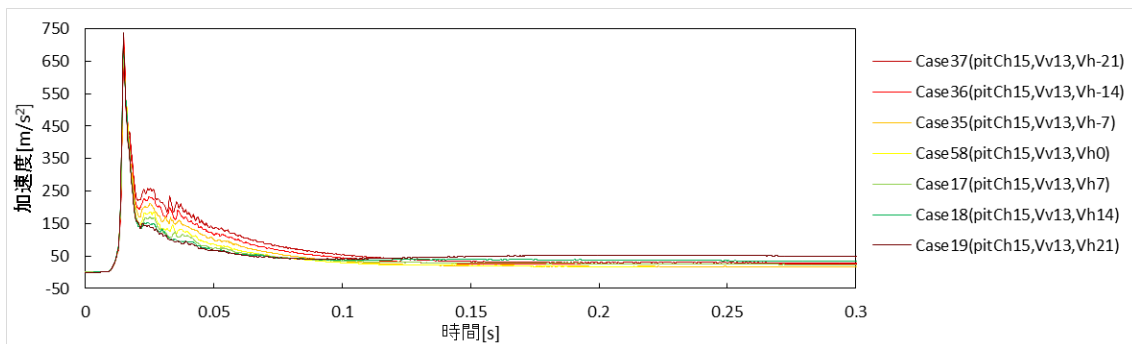


図 4-31 pitch15, Vv13 入力加速度 A_z

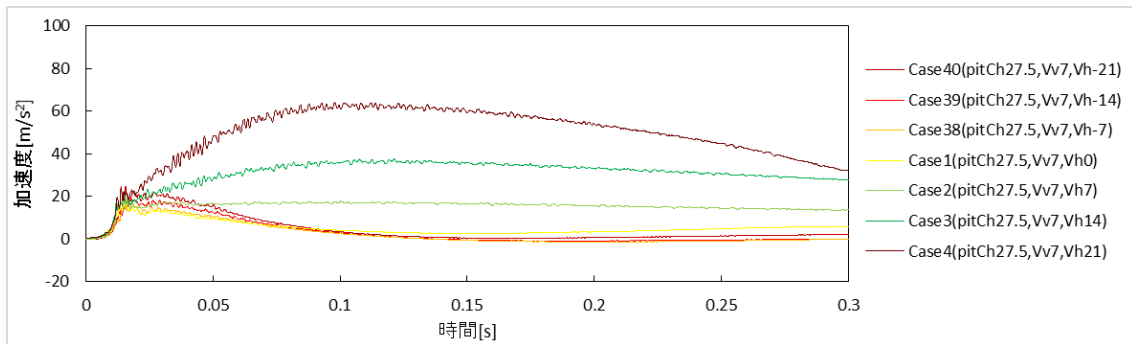


図 4-32 pitch27.5, Vv7 入力加速度 A_x

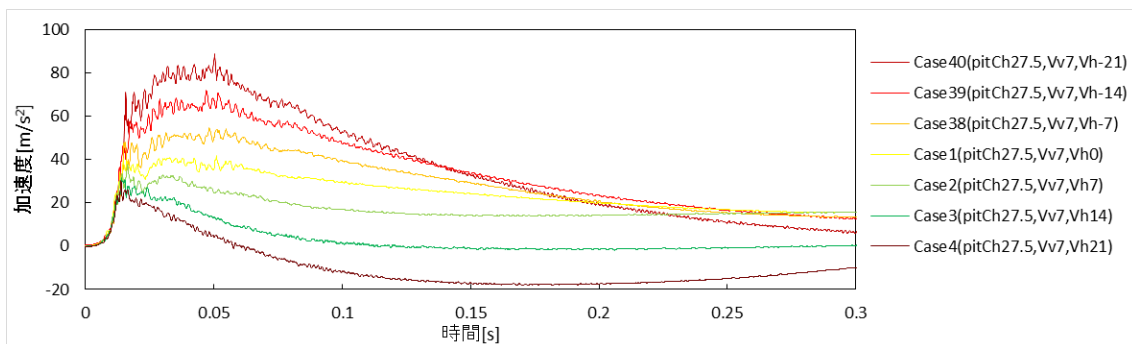


図 4-33 pitch27.5, Vv7 入力加速度 A_z

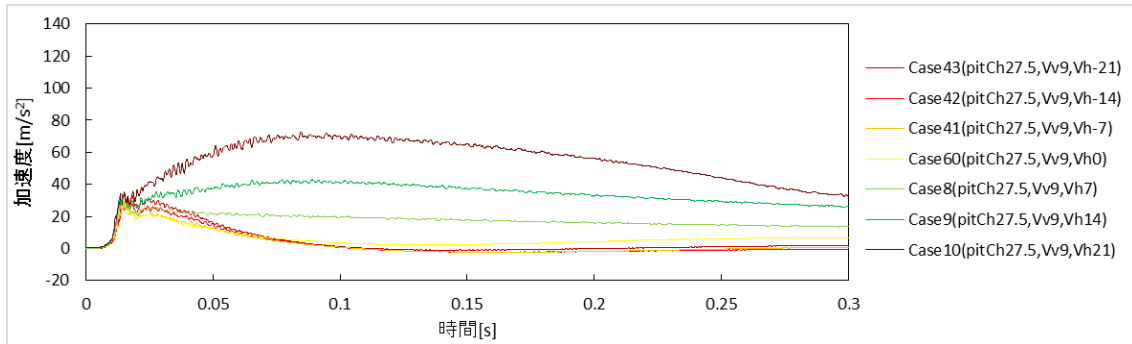


図 4-34 pitch27.5, Vv9 入力加速度 A_x

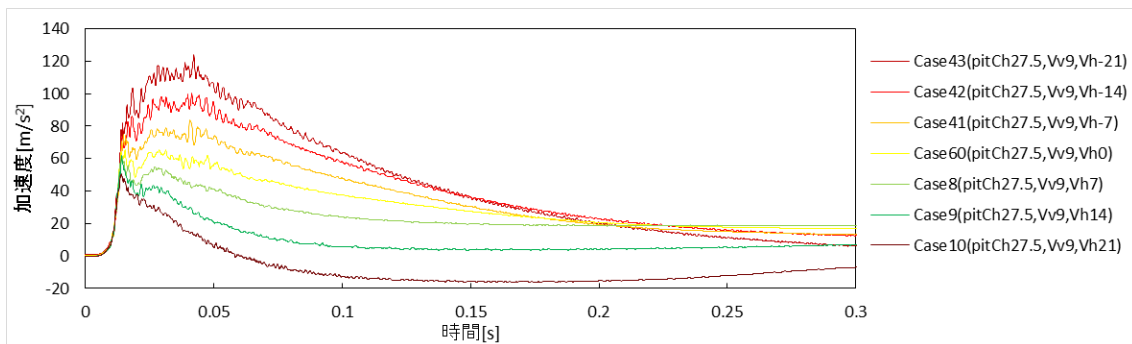


図 4-35 pitch27.5, Vv9 入力加速度 A_z

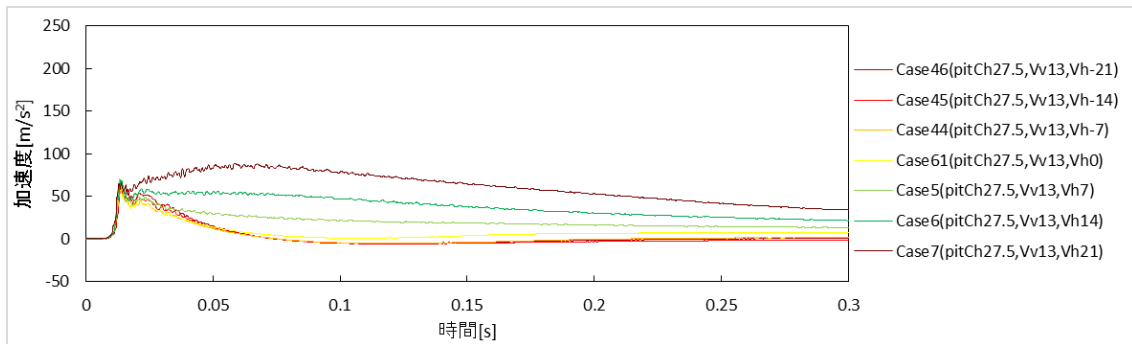


図 4-36 pitch27.5, Vv13 入力加速度 A_x

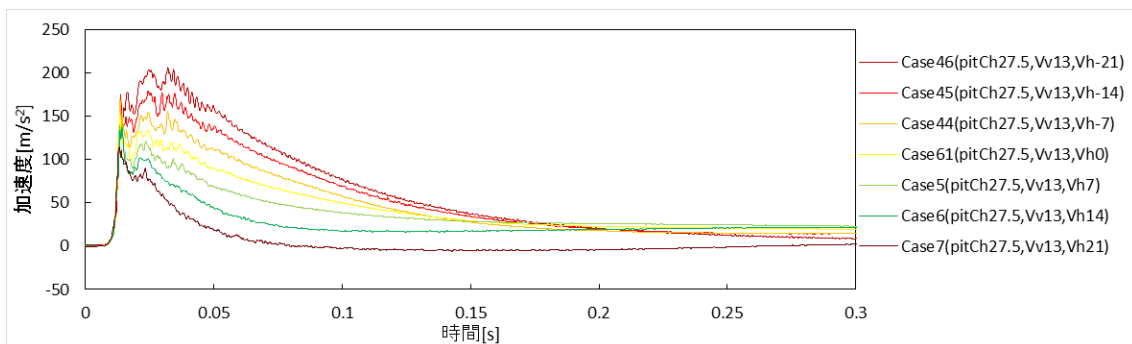


図 4-37 pitch27.5, Vv13 入力加速度 A_z

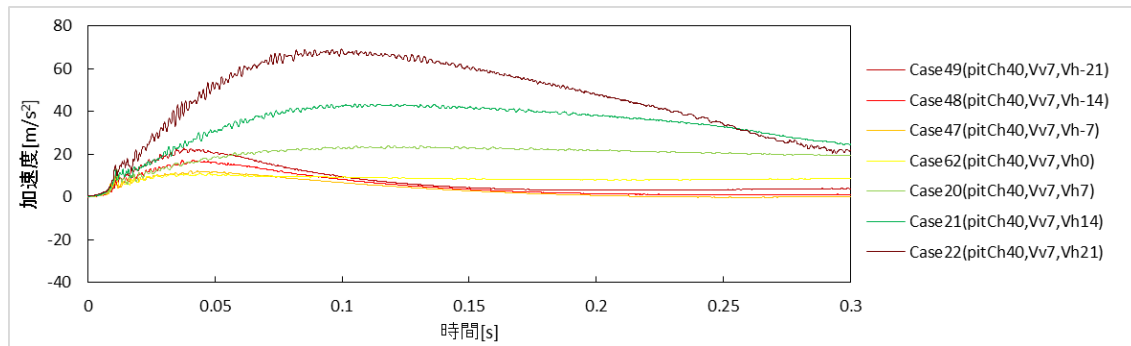


図 4-38 pitch40, Vv7 入力加速度 A_x

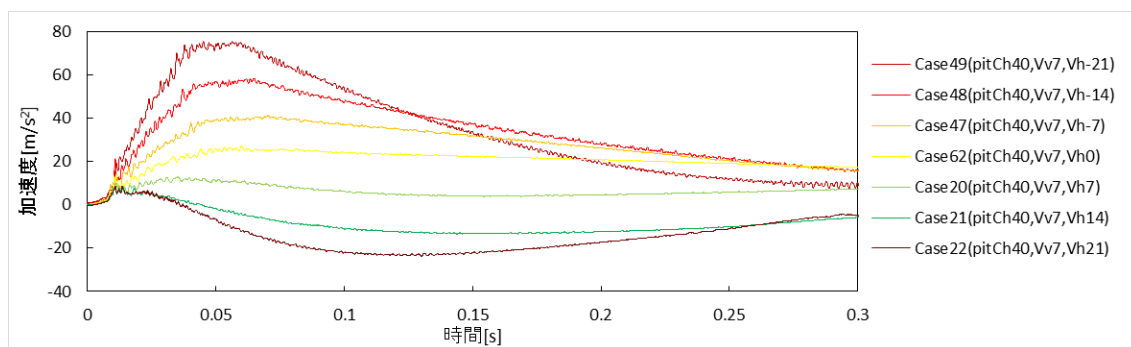


図 4-39 pitch40, Vv7 入力加速度 A_z

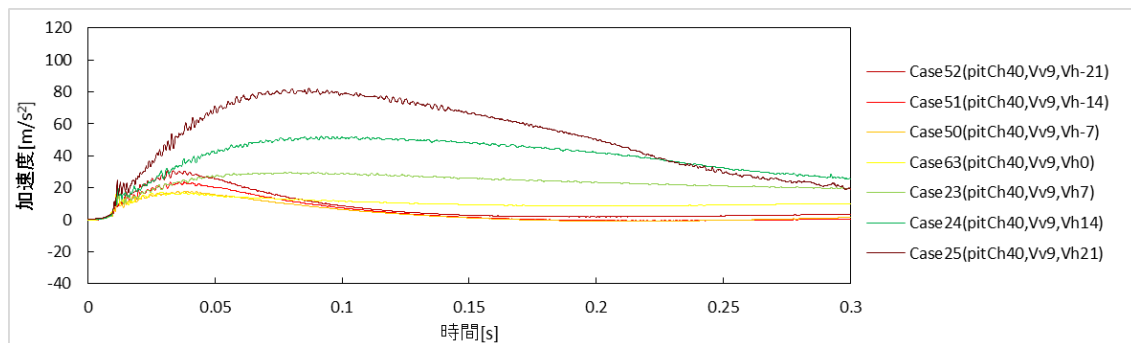


図 4-40 pitch40, Vv9 入力加速度 A_x

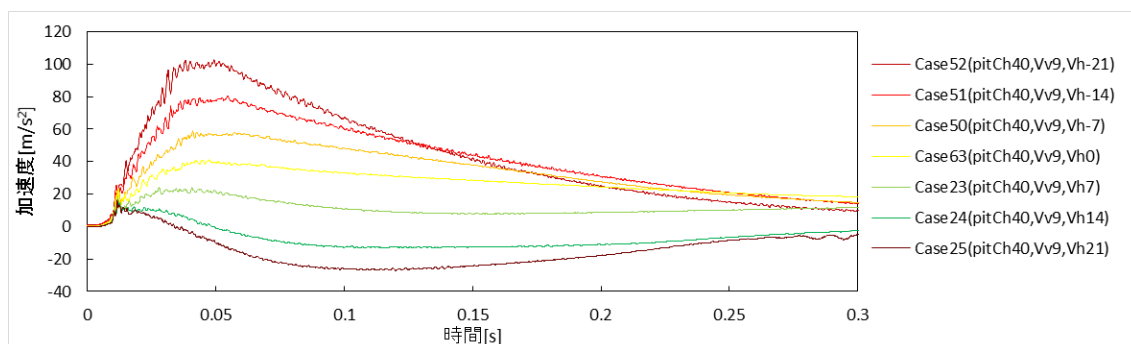


図 4-41 pitch40, Vv9 入力加速度 A_z

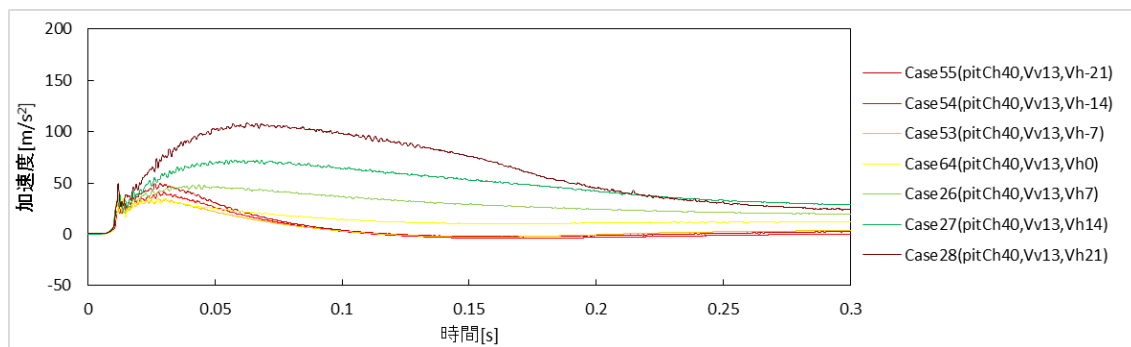


図 4-42 pitch40, Vv13 入力加速度 A_x

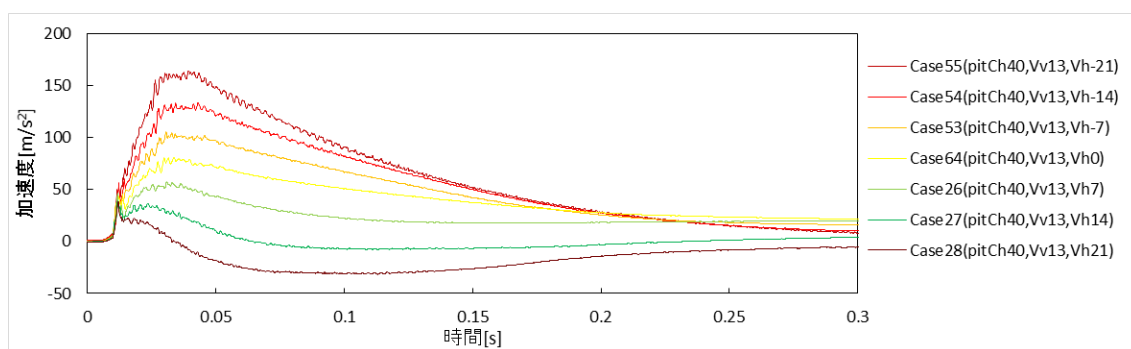


図 4-43 pitch40, Vv13 入力加速度 A_z

第5章 傷害評価

5.1 諸言

4章で得られた加速度データを入力として MADYMO により人体衝撃解析を行った。そして、3章で説明した傷害値の出力を行い、入力条件と傷害値の関係性から着水時の条件の違いが人体の挙動にどのような影響を与えるかの考察を行った。

なお、本章では着水解析でカプセルに生じた加速度 A_x を A'_z 、 A_z を A'_x と表す。

5.2 解析結果

傷害値の出力結果と傷害基準に対する割合を表 5-1 に示す。なお、傷害基準は Nominal 時のものを使用し、基準を超えている値を赤字で示している。図 5-1 に人体衝撃解析での座標系と座席にかかる加速度の方向を示す。 A'_x が前後方向、 A'_z が上下方向の加速度である。

解析の結果、頸部引張力、胸たわみは基準を超えるケースはなかった。

それぞれの pitch において基準値を超えたもしくは基準値に近いケースがある傷害基準 (HIC15, BrIC, 頸部圧縮力, 腰椎圧縮力) と入力加速度の最大値の V_v , V_h に対するグラフを図 5-2 から図 5-19 に、コンター図を図 5-20 から図 5-37 に示す。なお、コンター図では横軸が V_v [m/s], 縦軸が V_h [m/s] を示す。そして、それぞれの傷害値と入力加速度の最大値の傾向を表 5-3 に示す。

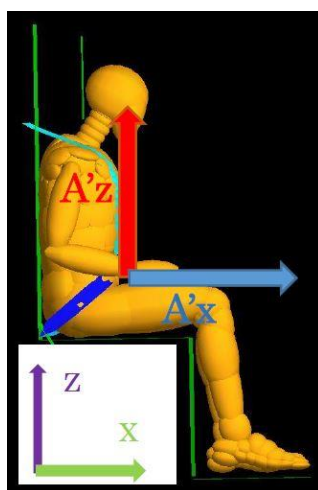


図 5-1 座席にかかる加速度と座標系

表 5-1 入力加速度の最大値と傷害値の一覧

傷害値	HIC15	BrIC	頸部 引張力 [N]	頸部 圧縮力 [N]	胸たわみ [mm]	腰椎 圧縮力 [N]		pitch [deg]	Vv [m/s]	Vh [m/s]	A'z 最大値 [m/s ²]	A'x 最大値 [m/s ²]
基準	340	0.04	880	580	25	5800						
Case1	2.3	0.0343	27	245	2.85	1700		27.5	7	0	17.2	41.9
Case2	1.1	0.0301	3	247	2.52	1447		27.5	7	7	19.6	37.9
Case3	0.5	0.1150	3	267	2.17	1669		27.5	7	14	37.5	31.7
Case4	1.8	0.2199	57	298	1.80	2096		27.5	7	21	64.1	30.4
Case5	27.5	0.0688	59	785	6.31	3741		27.5	13	7	71.1	139.9
Case6	19.8	0.1455	3	807	5.62	3578		27.5	13	14	69.1	137.6
Case7	15.1	0.3006	46	835	4.92	4225		27.5	13	21	89.1	114.9
Case8	4.0	0.0404	3	418	3.70	2204		27.5	9	7	32.6	62.1
Case9	2.7	0.1344	3	463	3.25	2096		27.5	9	14	43.0	61.6
Case10	2.3	0.2771	100	501	2.70	2560		27.5	9	21	72.5	50.9
Case11	11.6	0.0590	68	530	5.02	3163		15	7	7	52.2	187.0
Case12	11.2	0.0483	56	542	4.88	3179		15	7	14	51.6	182.9
Case13	12.2	0.0838	3	580	4.94	3252		15	7	21	56.8	183.7
Case14	36.8	0.0753	120	763	6.94	4007		15	9	7	89.5	313.3
Case15	34.3	0.0847	67	783	6.79	4025		15	9	14	92.6	321.3
Case16	34.9	0.1154	28	816	6.75	4085		15	9	21	91.6	308.3
Case17	175.4	0.1177	432	1425	12.24	5897		15	13	7	188.8	696.9
Case18	164.9	0.1633	351	1466	11.85	6028		15	13	14	195.6	692.7
Case19	161.4	0.1701	252	1535	11.65	6132		15	13	21	209.7	737.9
Case20	0.1	0.0438	3	165	1.10	1184		40	7	7	24.1	12.9
Case21	0.7	0.1331	65	236	1.11	1547		40	7	14	43.5	8.5
Case22	2.0	0.2661	39	283	1.22	2077		40	7	21	69.2	8.7
Case23	0.3	0.0630	3	228	1.99	1692		40	9	7	29.7	24.0
Case24	1.0	0.1742	47	261	1.21	1938		40	9	14	52.3	14.5
Case25	3.6	0.3338	163	351	1.25	2699		40	9	21	82.4	16.7
Case26	4.5	0.0761	3	559	3.83	2740		40	13	7	48.2	57.8
Case27	2.1	0.2320	50	540	2.67	3219		40	13	14	72.4	38.9
Case28	11.4	0.4227	389	602	1.67	4001		40	13	21	108.6	38.2
Case29	16.8	0.0615	144	528	5.54	3208		15	7	-7	46.0	183.7
Case30	22.9	0.0661	204	540	5.93	3262		15	7	-14	42.4	180.5
Case31	32.0	0.0751	213	567	6.46	3341		15	7	-21	42.9	196.3
Case32	51.1	0.0840	275	761	7.67	4015		15	9	-7	78.7	303.5
Case33	65.6	0.0908	332	799	8.31	4072		15	9	-14	78.6	325.9
Case34	84.5	0.0983	340	854	9.04	4189		15	9	-21	80.3	346.4
Case35	230.0	0.1732	547	1475	13.53	6073		15	13	-7	178.3	710.5
Case36	278.3	0.1952	626	1548	14.45	6231		15	13	-14	177.4	726.3
Case37	332.5	0.2172	785	1626	15.40	6397		15	13	-21	162.9	691.6
Case38	4.4	0.0387	66	286	3.40	2040		27.5	7	-7	18.6	54.8
Case39	7.7	0.0500	89	348	4.06	2436		27.5	7	-14	19.6	72.1
Case40	12.7	0.0577	108	415	4.71	2793		27.5	7	-21	24.8	88.7
Case41	11.2	0.0538	93	434	4.72	2784		27.5	9	-7	29.7	84.0
Case42	19.6	0.0625	135	507	5.43	3098		27.5	9	-14	29.5	100.4
Case43	32.2	0.0670	156	589	6.20	3444		27.5	9	-21	32.7	124.1
Case44	61.7	0.0854	206	821	7.86	4131		27.5	13	-7	70.0	170.6
Case45	92.4	0.1013	247	930	8.97	4502		27.5	13	-14	69.6	179.0
Case46	131.6	0.1141	302	1079	10.20	4916		27.5	13	-21	61.8	207.0
Case47	2.1	0.0290	32	181	2.27	1446		40	7	-7	12.4	41.3
Case48	4.6	0.0396	53	251	3.04	1901		40	7	-14	17.4	58.4
Case49	8.4	0.0495	67	322	3.83	2290		40	7	-21	23.1	75.4
Case50	4.9	0.0413	64	281	3.30	2005		40	9	-7	18.0	59.0
Case51	9.8	0.0536	72	357	4.15	2430		40	9	-14	23.8	80.1
Case52	18.4	0.0582	57	451	5.03	2796		40	9	-21	31.0	102.8
Case53	19.0	0.0624	111	573	5.56	2986		40	13	-7	34.7	105.7
Case54	38.8	0.0715	169	660	6.59	3440		40	13	-14	41.4	133.6
Case55	68.5	0.0811	216	787	7.82	3955		40	13	-21	49.9	164.1
Case56	12.9	0.0576	110	522	5.18	3134		15	7	0	47.7	179.3
Case57	42.1	0.0788	192	760	7.25	4012		15	9	0	84.5	318.5
Case58	195.5	0.1494	497	1434	12.80	5972		15	13	0	177.5	677.6
Case59	2.3	0.0343	27	245	2.85	1700		27.5	7	0	17.2	41.9
Case60	6.4	0.0438	67	402	4.15	2455		27.5	9	0	28.0	65.6
Case61	40.7	0.0719	140	777	7.00	3939		27.5	13	0	69.5	156.2
Case62	0.7	0.0304	8	133	1.74	1053		40	7	0	11.4	27.2
Case63	2.0	0.0327	3	243	2.70	1555		40	9	0	17.2	41.1
Case64	9.0	0.0462	3	546	4.74	2614		40	13	0	35.7	81.2

表 5-2 傷害値の傷害基準に対する割合

傷害値	HIC15	BrIC	頸部 引張力 [N]	頸部 圧縮力 [N]	胸たわみ [mm]	腰椎 圧縮力 [N]
基準	340	0.04	880	580	25	5800
Case1	0.7%	85.8%	3.1%	42.3%	11.4%	29.3%
Case2	0.3%	75.1%	0.3%	42.6%	10.1%	24.9%
Case3	0.1%	287.4%	0.3%	46.1%	8.7%	28.8%
Case4	0.5%	549.6%	6.5%	51.4%	7.2%	36.1%
Case5	8.1%	172.0%	6.7%	135.4%	25.2%	64.5%
Case6	5.8%	363.6%	0.3%	139.1%	22.5%	61.7%
Case7	4.4%	751.4%	5.2%	144.0%	19.7%	72.9%
Case8	1.2%	100.9%	0.3%	72.1%	14.8%	38.0%
Case9	0.8%	335.9%	0.3%	79.9%	13.0%	36.1%
Case10	0.7%	692.9%	11.3%	86.4%	10.8%	44.1%
Case11	3.4%	147.5%	7.7%	91.3%	20.1%	54.5%
Case12	3.3%	120.7%	6.4%	93.5%	19.5%	54.8%
Case13	3.6%	209.4%	0.3%	100.0%	19.7%	56.1%
Case14	10.8%	188.3%	13.7%	131.6%	27.8%	69.1%
Case15	10.1%	211.7%	7.7%	135.0%	27.2%	69.4%
Case16	10.3%	288.4%	3.1%	140.8%	27.0%	70.4%
Case17	51.6%	294.2%	49.1%	245.6%	49.0%	101.7%
Case18	48.5%	408.3%	39.9%	252.8%	47.4%	103.9%
Case19	47.5%	425.1%	28.6%	264.6%	46.6%	105.7%
Case20	0.0%	109.6%	0.3%	28.5%	4.4%	20.4%
Case21	0.2%	332.8%	7.4%	40.7%	4.4%	26.7%
Case22	0.6%	665.2%	4.5%	48.8%	4.9%	35.8%
Case23	0.1%	157.4%	0.3%	39.3%	8.0%	29.2%
Case24	0.3%	435.6%	5.3%	45.0%	4.9%	33.4%
Case25	1.1%	834.6%	18.6%	60.5%	5.0%	46.5%
Case26	1.3%	190.2%	0.3%	96.5%	15.3%	47.2%
Case27	0.6%	580.1%	5.6%	93.0%	10.7%	55.5%
Case28	3.4%	1056.9%	44.2%	103.8%	6.7%	69.0%
Case29	4.9%	153.9%	16.4%	91.0%	22.2%	55.3%
Case30	6.7%	165.1%	23.2%	93.1%	23.7%	56.2%
Case31	9.4%	187.8%	24.2%	97.8%	25.8%	57.6%
Case32	15.0%	210.1%	31.3%	131.2%	30.7%	69.2%
Case33	19.3%	227.0%	37.8%	137.7%	33.2%	70.2%
Case34	24.9%	245.8%	38.7%	147.3%	36.2%	72.2%
Case35	67.6%	433.0%	62.2%	254.3%	54.1%	104.7%
Case36	81.9%	488.0%	71.2%	266.9%	57.8%	107.4%
Case37	97.8%	543.1%	89.2%	280.4%	61.6%	110.3%
Case38	1.3%	96.7%	7.5%	49.2%	13.6%	35.2%
Case39	2.3%	124.9%	10.1%	60.0%	16.2%	42.0%
Case40	3.7%	144.2%	12.3%	71.6%	18.8%	48.2%
Case41	3.3%	134.4%	10.5%	74.9%	18.9%	48.0%
Case42	5.8%	156.2%	15.3%	87.4%	21.7%	53.4%
Case43	9.5%	167.6%	17.7%	101.6%	24.8%	59.4%
Case44	18.1%	213.5%	23.4%	141.5%	31.4%	71.2%
Case45	27.2%	253.3%	28.1%	160.4%	35.9%	77.6%
Case46	38.7%	285.2%	34.3%	186.1%	40.8%	84.8%
Case47	0.6%	72.6%	3.7%	31.2%	9.1%	24.9%
Case48	1.3%	98.9%	6.1%	43.2%	12.2%	32.8%
Case49	2.5%	123.7%	7.6%	55.6%	15.3%	39.5%
Case50	1.4%	103.3%	7.3%	48.4%	13.2%	34.6%
Case51	2.9%	133.9%	8.2%	61.6%	16.6%	41.9%
Case52	5.4%	145.6%	6.5%	77.8%	20.1%	48.2%
Case53	5.6%	156.1%	12.6%	98.8%	22.2%	51.5%
Case54	11.4%	178.8%	19.2%	113.8%	26.4%	59.3%
Case55	20.1%	202.9%	24.6%	135.7%	31.3%	68.2%
Case56	3.8%	144.1%	12.5%	89.9%	20.7%	54.0%
Case57	12.4%	196.9%	21.8%	131.0%	29.0%	69.2%
Case58	57.5%	373.6%	56.5%	247.2%	51.2%	103.0%
Case59	0.7%	85.8%	3.1%	42.3%	11.4%	29.3%
Case60	1.9%	109.5%	7.7%	69.3%	16.6%	42.3%
Case61	12.0%	179.7%	15.9%	134.0%	28.0%	67.9%
Case62	0.2%	75.9%	0.9%	23.0%	7.0%	18.2%
Case63	0.6%	81.9%	0.3%	42.0%	10.8%	26.8%
Case64	2.7%	115.6%	0.3%	94.1%	19.0%	45.1%

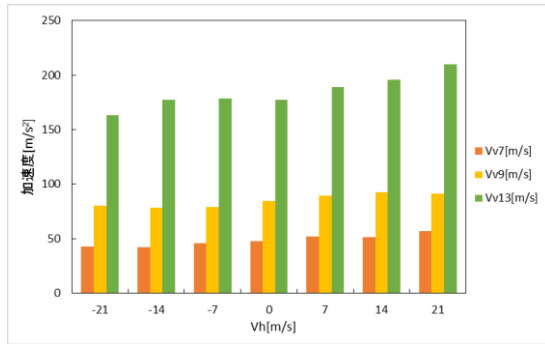


図 5-2 pitch15 A'z 最大値

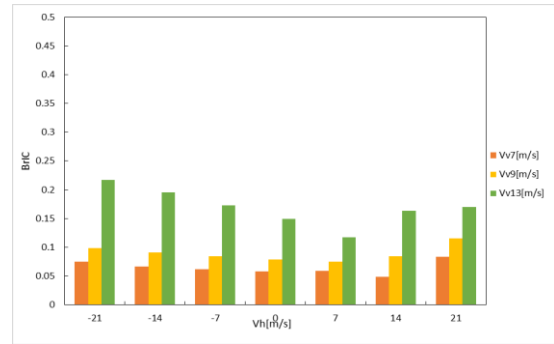


図 5-5 pitch15 BrIC

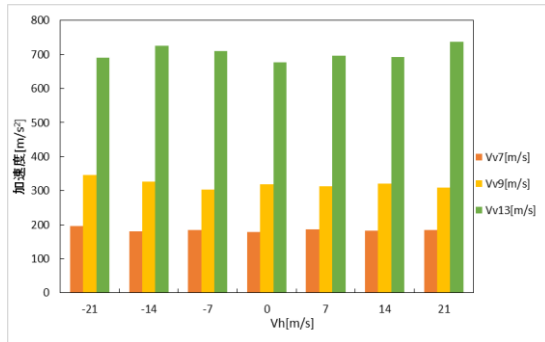


図 5-3 pitch15 A'x 最大値

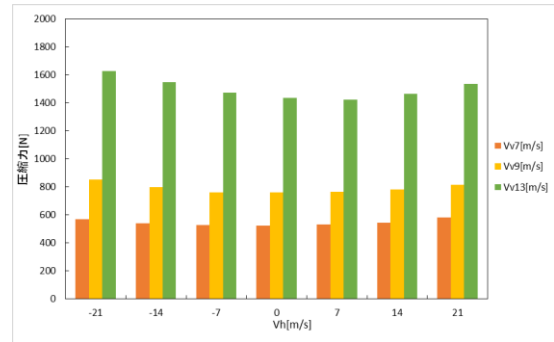


図 5-6 pitch15 頸部圧縮力

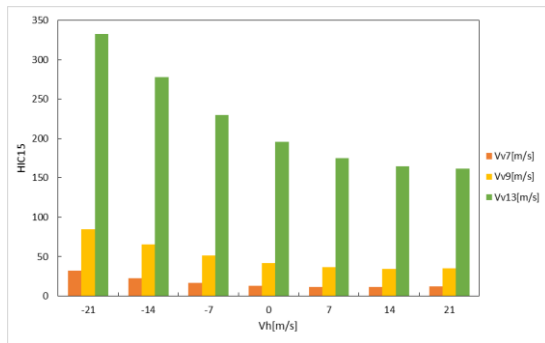


図 5-4 pitch15 HIC15

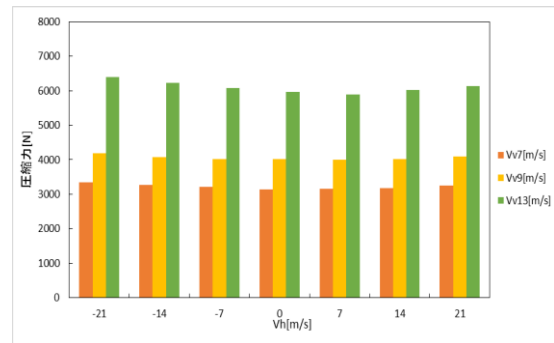


図 5-7 pitch15 腰椎圧縮力

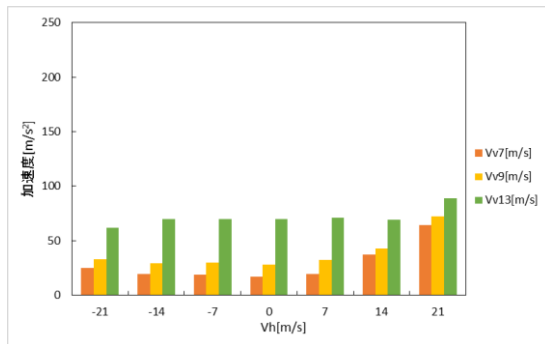


图 5-8 pitch27.5 A'z 最大值

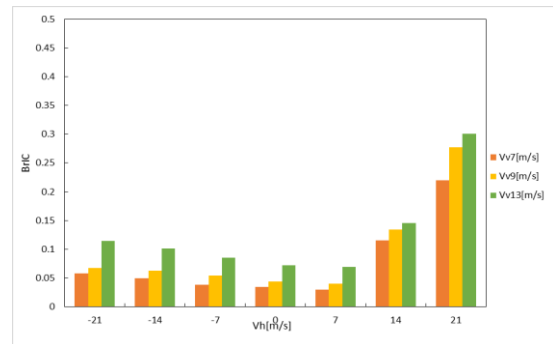


图 5-11 pitch27.5 BrIC

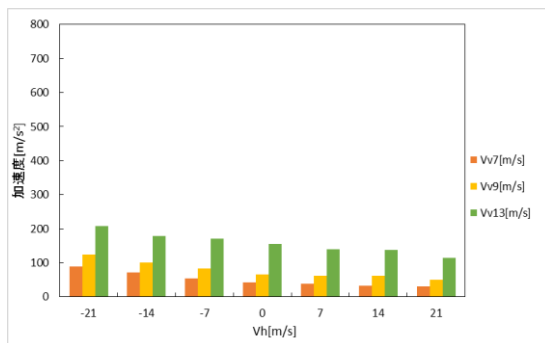


图 5-9 pitch27.5 A'x 最大值

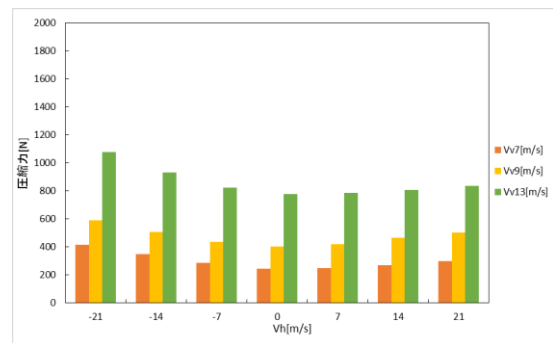


图 5-12 pitch27.5 頸部圧縮力

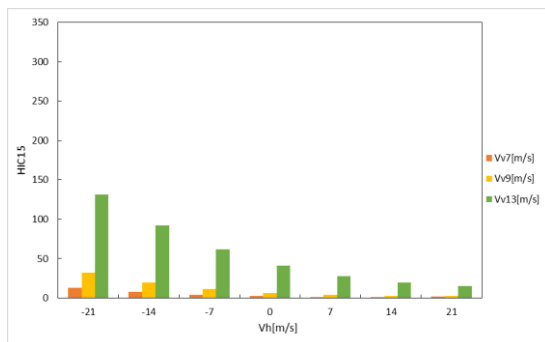


图 5-10 pitch27.5 HIC15

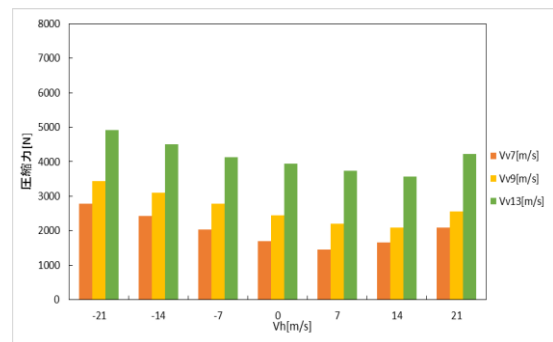


图 5-13 pitch27.5 腰椎圧縮力

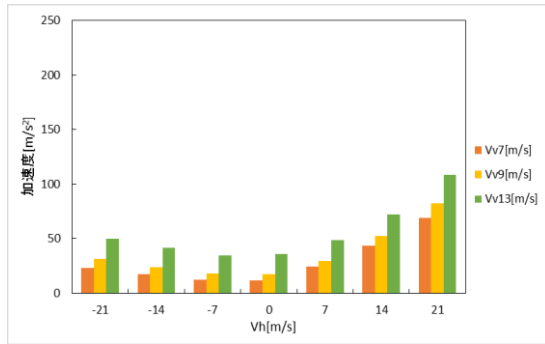


図 5-14 pitch40 A'z 最大値

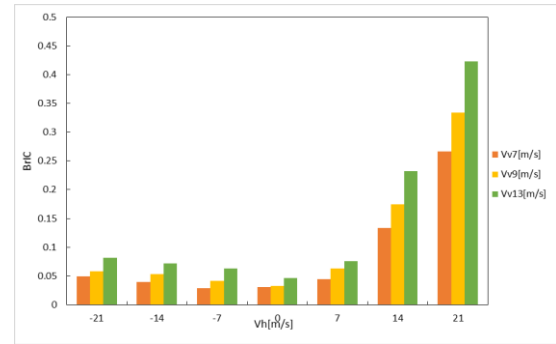


図 5-17 pitch40 BrIC

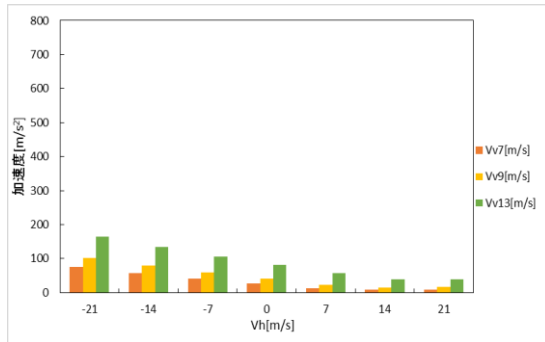


図 5-15 pitch40 A'x 最大値

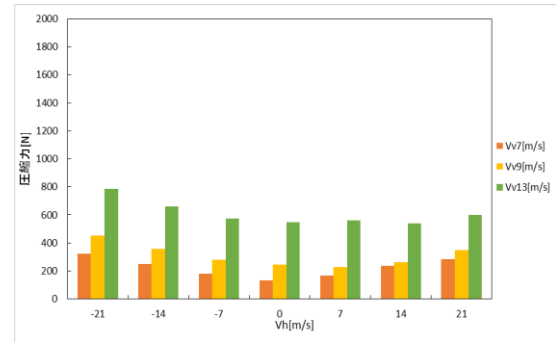


図 5-18 pitch40 頸部圧縮力

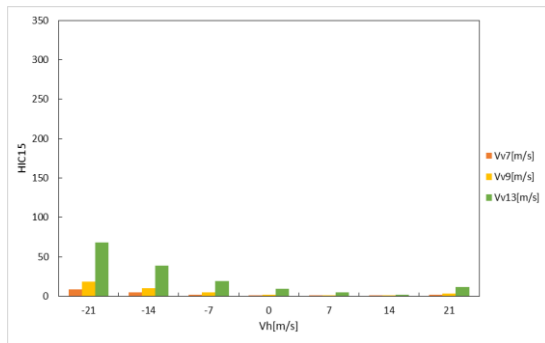


図 5-16 pitch40 HIC15

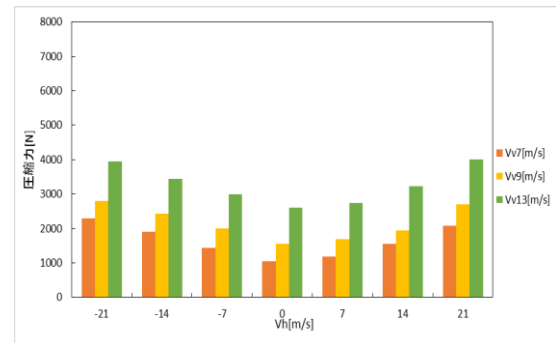


図 5-19 pitch40 腰椎圧縮力

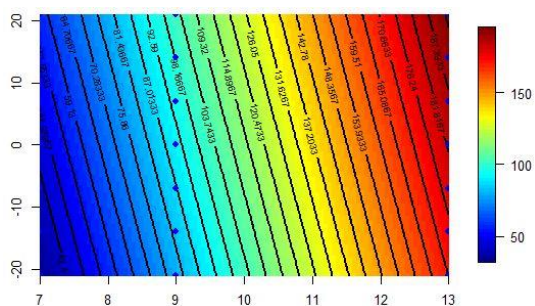


図 5-20 pitch15 A'z 最大値[m/s²]

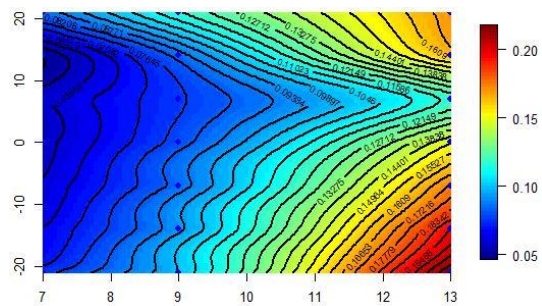


図 5-23 pitch15 BrIC

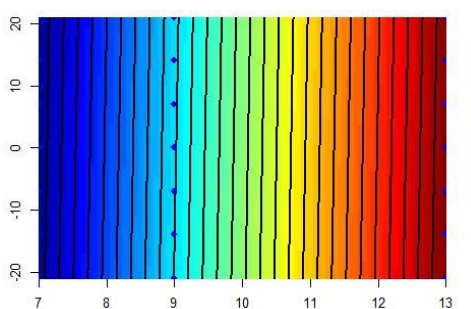


図 5-21 pitch15 A'x 最大値[m/s²]

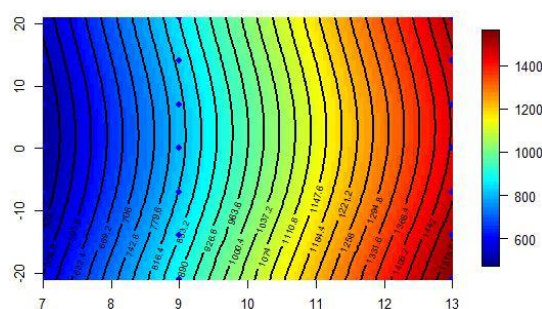


図 5-24 pitch15 頸部圧縮力[N]

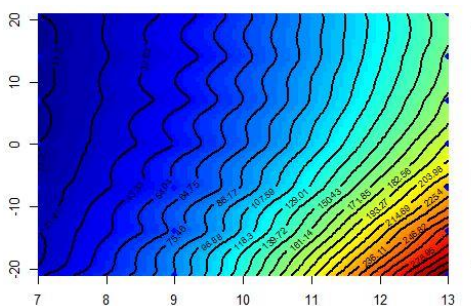


図 5-22 pitch15 HIC15

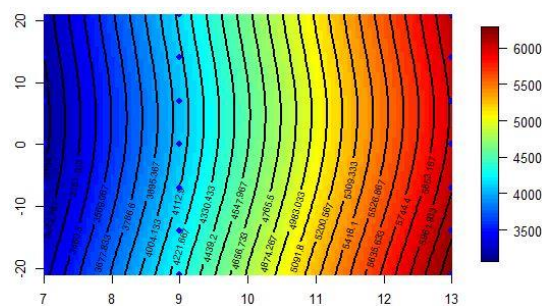


図 5-25 pitch15 腰椎圧縮[N]

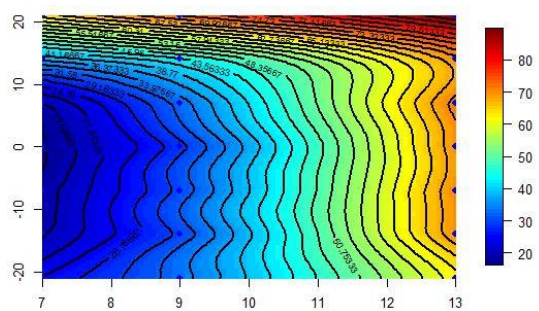


图 5-26 pitch27.5 A'z 最大值[m/s²]

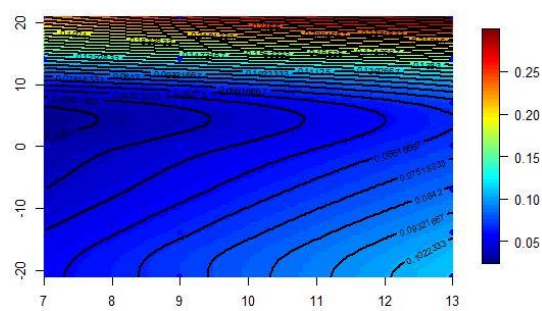


图 5-29 pitch27.5 BrIC

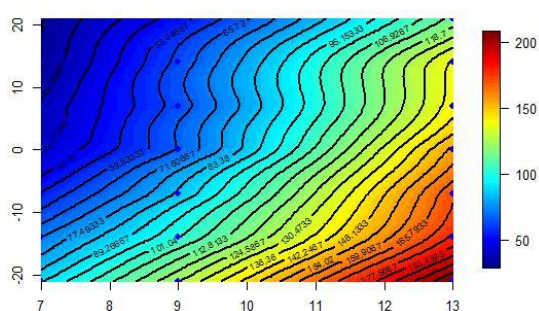


图 5-27 pitch27.5 A'x 最大值[m/s²]

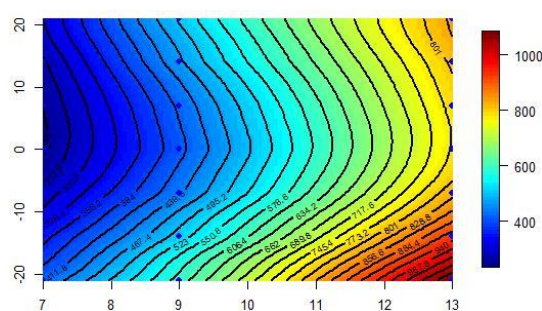


图 5-30 pitch27.5 颈部压缩力[N]

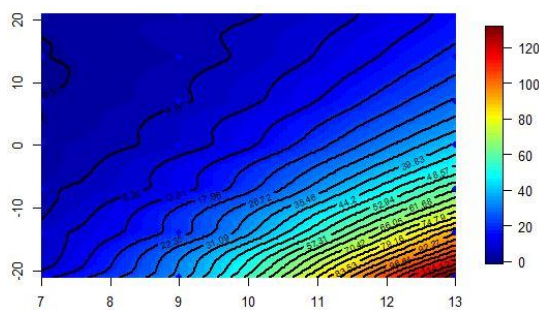


图 5-28 pitch27.5 HIC15

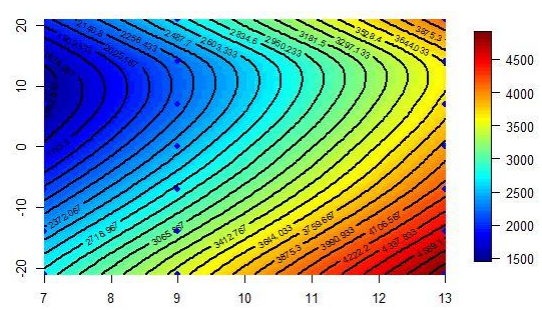


图 5-31 pitch27.5 腰椎压缩力[N]

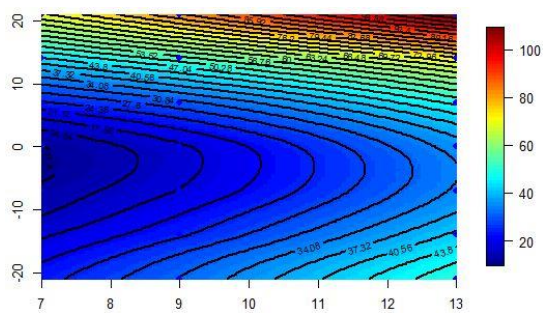


图 5-32 pitch40 A'z 最大值[m/s²]

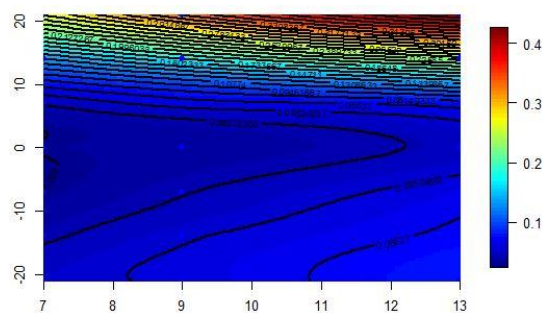


图 5-35 pitch40 BrIC

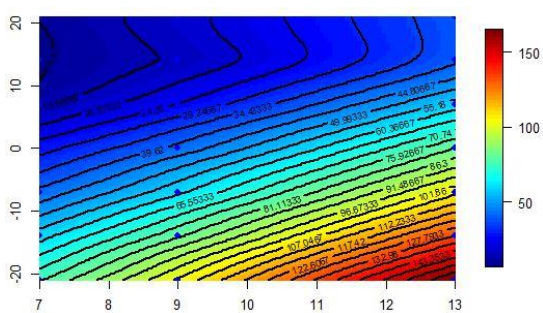


图 5-33 pitch40 A'x 最大值[m/s²]

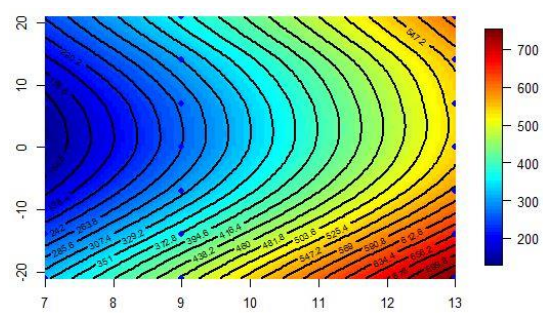


图 5-36 pitch40 頸部圧縮力[N]

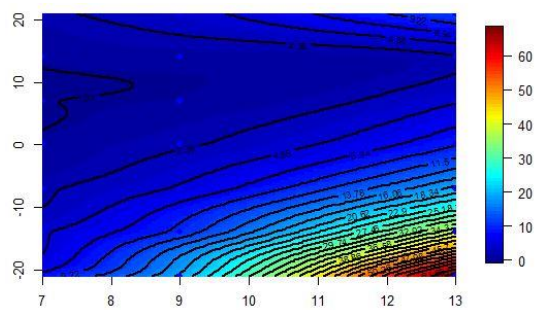


图 5-34 pitch40 HIC15

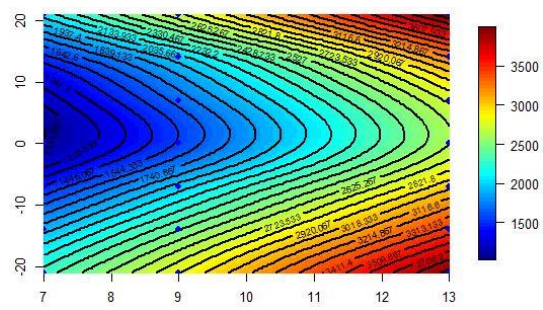


图 5-37 pitch40 腰椎圧縮力[N]

表 5-3 入力加速度と傷害値の傾向

	pitch[deg]	傾向
入力加速度 (A'z, A'x)	15	Vv が一定の場合, A'z の最大値は Vh 大きいほど大きくなる. A'x の最大値は Vh によらず, ほぼ一定.
	27.5,40	Vv が一定の場合, A'z の最大値は Vh の絶対値が大きいほど大きくなった. なお, Vh が正の方がより大きくなった. A'x の最大値は Vh が小さいほど大きくなった.
HIC		pitch, Vv が一定の場合 Vh が小さいほど値は大きくなった. Vv が大きくなると値も大きくなった
BrIC	15	全体的に基準値に対して高い値となった. Vv が大きくなると値も大きくなった.
	27.5,40	Vh が 14,21 m/s のケースで基準値に対して非常に高い値となった.
頸部圧縮力		pitch, Vv が一定の場合 Vh の絶対値が 0 に近いほど小さく, 絶対値が大きいほど大きくなった. その傾向は, pitch27.5,40 で顕著に見られた. Vv が大きくなると値も大きくなった.
腰椎圧縮力		pitch, Vv が一定の場合 Vh の絶対値が 0 に近いほど小さく, 絶対値が大きいほど大きくなった. その傾向は, pitch27.5,40 で顕著に見られた. Vv が大きくなると値も大きくなった.
頸部引張力 胸たわみ		基準値を超えるケースはなかった.

5.3 考察

本節では、それぞれの傷害値の傾向を各部位に関して考察する．なお、基準値を超えるケースのなかった胸部について考察は行わない．

座標系については図 5-1 に示した通りである．なお、回転については、 x 軸まわりは首をかしげる方向、 y 軸まわりはうなづく方向、 z 軸まわりは首を左右にふる方向を表す．

それぞれの傷害値が大きくなるタイミングには 2 種類があった．HIC、頸部圧縮力、腰椎圧縮力は人体に加速度がかかる最初の段階で生じる．そして、BrIC、頸部引張力は人体に加速度がかかり頭部が回転した際に生じる．

5.3.1 頭部

5.3.1.1 HIC15

HIC15 の値は pitch15(図 5-4)で V_v が一定の場合、入力加速度である A'_z 、 A'_x の最大値は V_h によらずほとんど変わらないが、HIC 値は V_h が小さいほど大きくなる傾向を示した．

HIC15 は式 3-1 に示したとおり、頭部の三軸合成加速度の積分から求められ、積分区間は 15 ms 未満である．pitch15 で V_v が 13 m/s の全ケースの前後方向の入力加速度(A'_x)の時刻歴グラフは図 5-38 の通りである．最初のピーク時までの加速度の立ち上がり部分は全ケース同様の傾向である．しかしながら、ピーク後は V_h の値が小さいほど加速度が低下する度合いが小さく、ピーク後もより大きな加速度が生じている(紫丸で囲った部分)．このことにより、 V_h が小さいほど頭部にかかる加速度が大きくなり、HIC15 の値も大きくなっている．また、pitch15 のケースでは A'_z は A'_x に比べ非常に小さく、 A'_z は HIC の値に影響を与えていないと考えられる．

pitch27.5 と pitch40 のケースでも pitch、 V_v が一定の場合、 V_h が小さいほど HIC15 の値は大きくなる傾向となった．pitch27.5 と pitch40 では V_h が小さいほど A'_z に比べ支配的である A'_x の値が大きくなるためである． V_h が 14,21 m/s では A'_z が A'_x に比べ支配的になるが合成した加速度の大きさが小さいため、HIC15 の値も小さくなっていると考えられる．

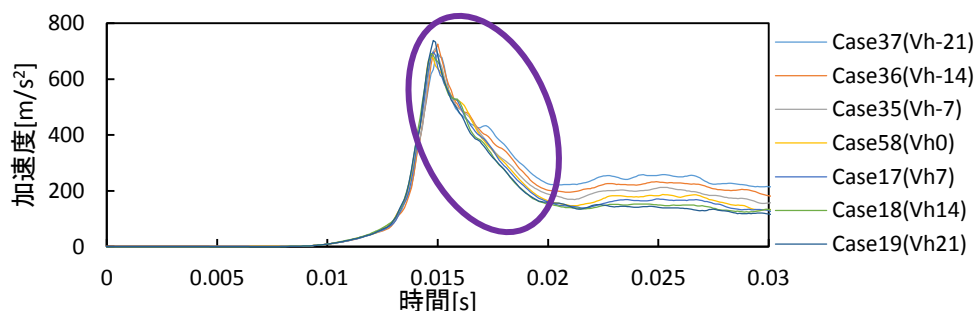


図 5-38 pitch15, V_v 13 m/s での A'_x 時刻歴

5.3.1.2 BrIC

BrIC の値の傾向は 2 つあり，図 5-39 に示したように青丸で囲ったケースと赤丸で囲ったケースであり，赤丸のケースでは青丸のケースに比べ非常に大きい値を示した．表 5-4 に示すように青丸で囲ったケースを領域 A，赤丸で囲ったケースを領域 B と定義する．

領域 A では前方向にかかる加速度 $A'x$ が支配的になることにより BrIC の値が大きくなっており，領域 B では上方向にかかる加速度 $A'z$ が支配的になることにより BrIC の値が非常に大きくなっている．

領域 A では，図 5-40 に示すように前方向の加速度が支配的である．図 5-41 は Case19(pitch15,Vv13,Vh21)における頭部にかかる角速度で，図 5-42 はその際の頭部の挙動の図である．領域 A では，頭部がヘッドレストに打ち付けられ(①)，ヘッドレストの反発を受けることにより(②)，うなずく方向に角速度が生じる．それにより，BrIC の値が大きくなる．

領域 B では，図 5-43 に示すように上方向の加速度が支配的になる．図 5-44 は Case28(pitch40,Vv13,Vh21)における頭部にかかる角速度で，図 5-45 はその際の頭部の挙動の図である．この場合，頭部は上方向の加速度が大きくかかることにより，うなずく方向に回転し(①)，うなずく方向の角速度が大きくなる．それにより BrIC の値が大きくなる．また，前方向の加速度は頭部がヘッドレストに押し付ける挙動を助長させるが，Case24(pitch40,Vv9,Vh14)や Case28(pitch40,Vv13,Vh21)のケースでは $A'x$ は着水後，正の最大値を取るものの，その後負に転じ後方向の加速度となる．そのため，頭部がうなずく方向に回転する挙動を助長させていると考えられる．

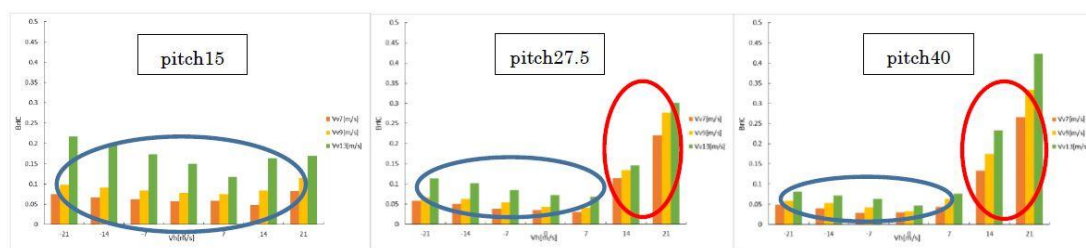


図 5-39 BrIC が大きくなるケース

表 5-4 BrIC の傾向に関する入力条件

	色	pitch[deg]	Vv[m/s]	Vh[m/s]
領域 A	青丸	15	全ケース	
		27.5,40	7,9,13	-21,-14,-7,0,7
領域 B	赤丸	27.5,40	7,9,13	14,21

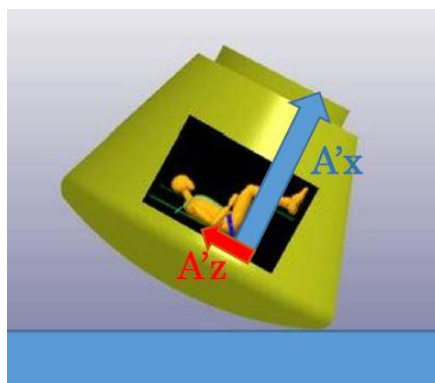


図 5-40 領域 A でカプセルにかかる加速度

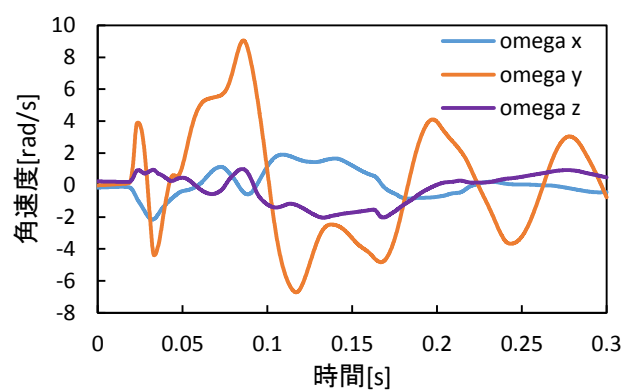


図 5-41 Case19 の頭部角速度

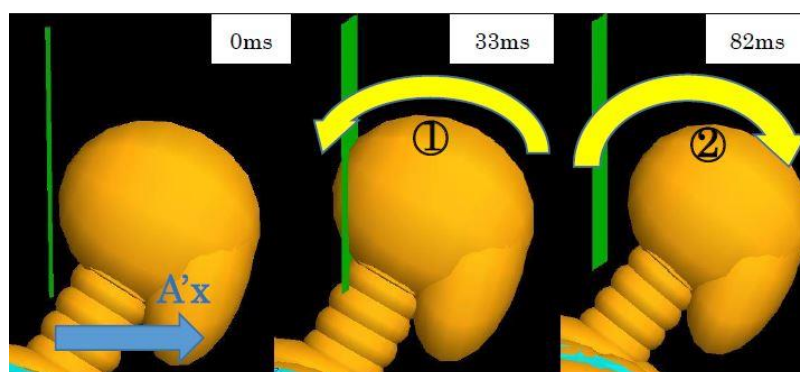


図 5-42 Case19 の頭部挙動

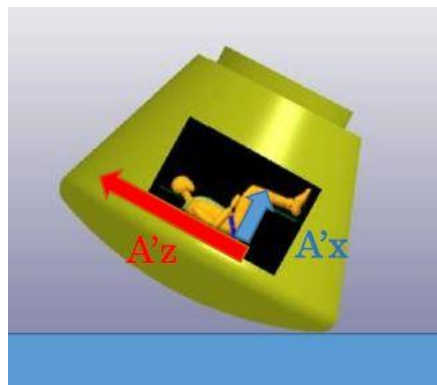


図 5-43 領域 B でカプセルにかかる加速度

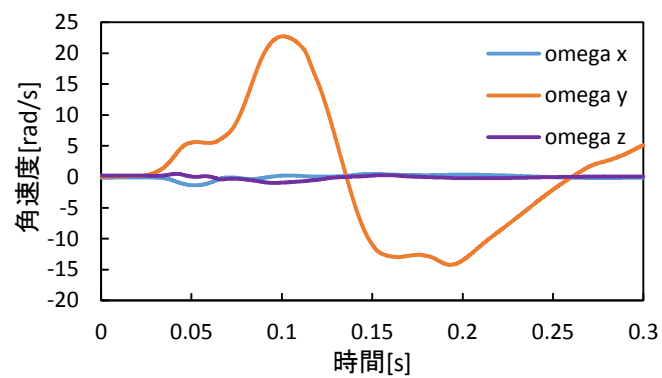


図 5-44 Case28 の頭部角速度



図 5-45 Case28 の頭部挙動

5.3.2 頸部

頸部では、まず加速度がかかると圧縮力が生じる。そして、その後に引張力が生じる。

頸部の圧縮力は前方向の加速度によるものと上方向の加速度によるものの 2 つの要因により発生する。本節では前方向の加速度による頸部圧縮力をメカニズム P、上方向の加速度による頸部圧縮力をメカニズム Q と定義する。メカニズム P では図 5-46 に示したように最初の段階で背中が座席に押し付けられる①)ものの、頭部は胸部に比べ大きく動くため、ヘッドレスト側に大きく押し付けられ②)、頸部に圧縮力がかかる。また、メカニズム Q では加速度がかかった初期の段階で図 5-47 に示したように頭部が下に押し下げられることにより、頸部に圧縮力がかかる。

pitch15 ではすべてのケースで前方向の加速度が支配的になるため、頸部圧縮力はメカニズム P により主に発生する。また、 V_v が一定の場合は V_h によらず加速度のピークまでは同じ動きをする。そして、頸部圧縮力は加速度が人体にかかった最初の段階で発生する。そのため、pitch15 では V_v が一定の場合 V_h によらず頸部圧縮力はほとんど一定となった。

pitch27.5 と pitch40 での頸部圧縮力のコンター図を図 5-48 に示す。なお、横軸が V_v [m/s]、縦軸が V_h [m/s]である。pitch27.5 と pitch40 では 5.3.1 章での前方向の加速度が支配的になる領域 A(青丸で囲ったケース)と上方向の加速度が支配的になる領域 B(赤丸で囲ったケース)で違う傾向を示した。領域 A ではメカニズム P が支配的となる。領域 B ではメカニズム Q が支配的になる。そのため、領域 A では V_h が小さくなると前方向の加速度も大きくなるため頸部圧縮力も大きくなった。領域 B では V_h が大きくなると上方向の加速度も大きくなるため頸部圧縮力も大きくなった。ゆえに、前方向の加速度(A'_x)と上方向の加速度(A'_z)の支配性が変わる V_h が 0.7 m/s で頸部圧縮力が一番小さくなった。

頸部の引張力は前方向の加速度(A'_x)と上方向の加速度(A'_z)のどちらが支配的かによってメカニズムが異なる。

前方向の加速度が支配的な領域 A では、図 5-49 のように頭部がヘッドレストの反発を受け、前に大きく動いたときに引張力が発生する。

上方向の加速度が支配的な領域 B では、図 5-50 のように頭部がうなづく方向に回転した際に引張力が発生する。

図 5-51 は頸部引張力のコンター図であり、横軸が V_v [m/s]、縦軸が V_h [m/s]を示す。

そのため、頸部引張力は領域 A でかつ前方向の加速度が非常に大きくなる V_v が大きいケース(紫で囲ったケース)と領域 B に該当するケース(赤で囲ったケース)で大きくなる傾向となるが、基準値を超えることはなかった。

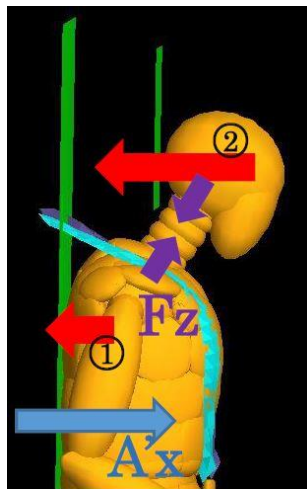


図 5-46 メカニズム P

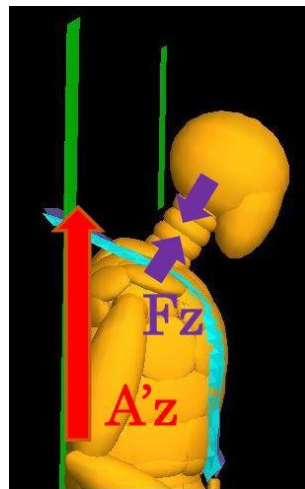


図 5-47 メカニズム Q

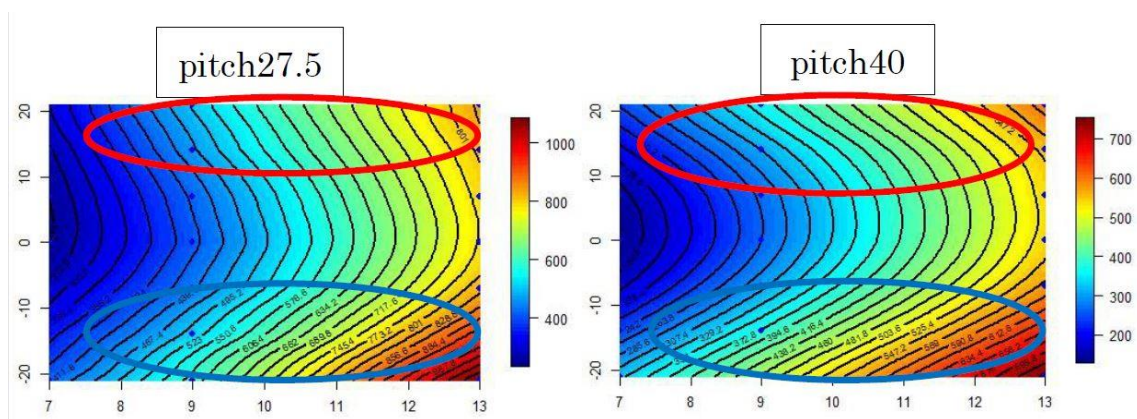


図 5-48 頸部圧縮力[N]のコンター図

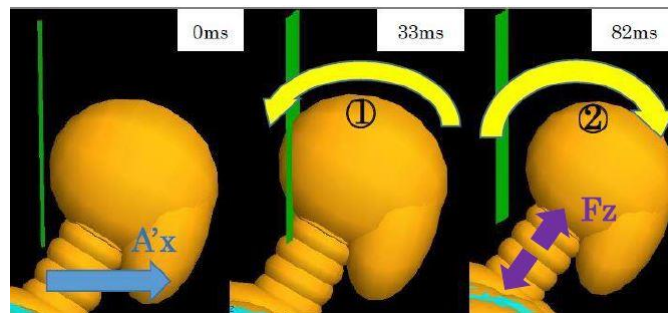


図 5-49 $A'x$ が支配的な領域 A での頸部引張力



図 5-50 $A'z$ が支配的な領域 B での頸部引張力

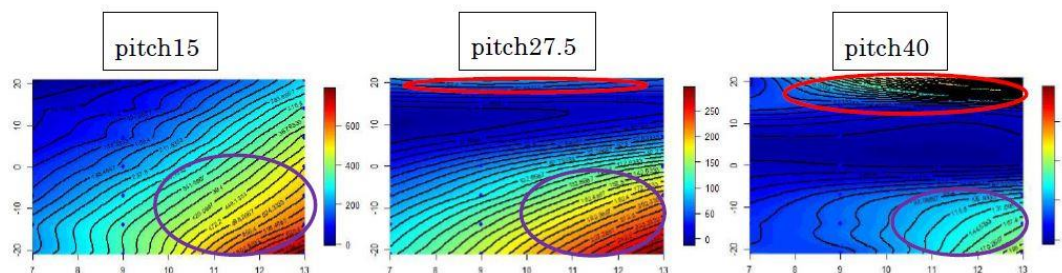


図 5-51 頸部引張力[N]のコンター図

5.3.3 腰椎

腰椎の圧縮力は頸部と同様に前方向の加速度によるものと上方向の加速度によるものの2つの要因により発生する。

腰椎は初期状態では湾曲しているが前方向の加速度により座面に押し付けられ直立しようとする。しかし、座面方向には自由に動けないため圧縮力が生じる。そして、上方向の加速度によって頸部と同様に座面に押し付けられることにより圧縮力が生じる。また、腰椎圧縮力も頸部圧縮力と同様に人体に加速度がかかる初期段階で主に発生する。

そのため、腰椎圧縮力は頸部圧縮力と同様に、pitch15 では V_v が一定の場合 V_h によらずに一定になった。そして、pitch27.5 と pitch40 の場合では、 V_v が一定の場合 V_h が 0,7 m/s 付近で圧縮力は最小となり、 V_h の絶対値が大きくなると圧縮力も大きくなった。

5.3.4 まとめ

本節ではこれまでの考察から得られた知見のまとめを行う。

V_v が大きくなると人体にかかる加速度の大きさが大きくなり、傷害値(BriC を除く)の値も大きくなった。 V_v が一定の場合において、pitch ごとの加速度の傾向を表 5-5 に示す。そして、入力加速度の特徴を pitch, V_h によりグループ分けを行った(表 5-6)。そして、グループごとの人体の挙動や傷害値の傾向を表 5-7 に示す。なお、 A_x が前後方向の加速度、 A_z が上下方向の加速度を表す。

表 5-5 pitch ごとの加速度の傾向

pitch[deg]	入力加速度	傾向
15	A_z	V_h が小さくなると A_z は小さくなる。
	A_x	最大値は一定だが、ピーク後は V_h が小さくなると A_x は大きくなる。
27.5, 40	A_z	V_h が 0 m/s の場合で A_z は最小となる。 V_h が正の場合は V_h が大きくなると A_z はより大きくなる。 V_h が負の場合は V_h が小さくなると A_z は僅かに大きくなる。
	A_x	V_h が小さくなると A_x は大きくなる。

表 5-6 入力加速度の pitch, V_h によるグループ分け

グループ	pitch[deg]	V_h [m/s]	支配性
グループ A	15		前方向の加速度が支配的
グループ B	27.5, 40	-21,-14,-7,0,7	前方向の加速度が支配的 V_h が 0,7 m/s で支配性の境目
グループ C		14,21	上方向の加速度が支配的

表 5-7 グループごとの頭部の挙動と傷害値の傾向

	グループ	傾向	理由
頭部の 挙動	A	頭部がヘッドレストに衝突する.	前方向の加速度が 支配的なため.
	B		
	C	頭部がうなづく方向に回転する.	上方向の加速度が 支配的なため.
HIC	A	V _h が小さくなると大きくなる. V _v が大きくなると大きくなる.	前方向の加速度のピーク後 にかかる加速度は V _h が小さ くなると大きくなるため.
	B	V _h が小さくなると大きくなる.	
	C	V _v が大きくなると大きくなる.	
BrIC	A	頭部がヘッドレストに衝突した 反動で頭部が回転運動をすること で全体的に大きな値となる. V _v が大きくなると大きくなる.	かかる加速度の大きさがグ ループ B に比べ大きいため.
	B	頭部がヘッドレストに衝突した反 動で頭部が回転運動をすることで 基準値を超える値となる. しかし、全体としては小さい値と なる. V _v が大きくなると大きくなる.	
	C	非常に大きい値となる.	
頸部 引張り	A	頸部に引張力は生じるものの、基 準値を超えることはない.	頭部がヘッドレストに衝突
	B		した反動で頭部が回転運動 する際に生じる.
	C		頭部がうなづく方向に回転 する際に生じる.

頸部 圧縮力 腰椎 圧縮力	A	V _h によらず大きい値となる. V _v が大きくなると大きくなる.	圧縮力は初期段階の加速度により決まるが, 初期段階の加速度は同一であるため.
	B	V _h が小さくなると大きくなる. 上方向の加速度, 前方向の加速度の支配性の境目の V _h 0,7 m/s で値が最小となる.	圧縮力は前方向の加速度により主に生じ, V _h が小さくなると前方向の加速度は大きくなるため.
	C	V _h が大きくなると大きくなる.	圧縮力は上方向の加速度により主に生じ, V _h が大きくなると上方向の加速度は大きくなるため.

第6章 結論

6.1 総括

本研究では、まず着水時に有人宇宙カプセルにかかる加速度を明らかにするため、カプセルの着水解析モデルを作成した。JAXA や NASA で実施されたスケールモデルの実験および解析結果と比較を行い、作成したモデルが解析結果および実験結果を再現すること確認した。次に、フルード相似則と幾何学的相似を用いて実際と同じ現象を再現できていると推測される HTV-R フルスケールモデルを作成した。

NASA の論文より着水時に起こりうる条件を幅広く選択し、着水解析を行った。そこで得られた加速度を用いて人体衝撃解析を行い、人体の各部位に対し傷害値を算出し傷害基準との比較を行った。

解析の結果、HIC、頸部圧縮力、腰椎圧縮力は人体に加速度がかかる最初の段階で主に生じることが分かった。また、BrIC、頸部引張力は人体に加速度がかかったことにより頭部が回転した際に大きくなることが分かった。そして、カプセルにかかる加速度の支配性の違いによって頭部の挙動が2種類あることを明らかにした。その上で、傷害値ごとに傾向を考察した。

6.2 課題

本研究で作成した着水モデルで実験結果との比較を行ったのは加速度のピークがあまり立っていない pitch が 30 deg 付近のケースのみである。pitch がそれよりも小さいケースでは有用な実験結果が得られていないためである。pitch が小さいケースでは加速度のピークが非常に鋭くたつがこのようなケースでも実験結果と解析結果の比較を行ってモデルの妥当性を確認するべきであると考えられる。

また、人体衝撃解析モデルは昨年度、今泉が作成したモデル^[9]を使用した。このモデルにおいては与圧服やヘルメットの影響が考慮されていないなど実際のカプセル内で生じる現象を再現できているとは言えない。

そして今回は人体に対して前後方向、上下方向の並進加速度のみを入力として人体衝撃解析を行ったが、実際には回転加速度がカプセルには生じる。このような加速度はMADYMOの機能の制約上再現することができなかった。より正確な傷害評価を行うためには回転加速度の影響を反映したシミュレーションを行う必要がある。

また、今回は重心にクルーが配置しているとして解析を行ったが、実際はクルーは複数おり、カプセルの重心から離れた場所に配置している場合もある。今後は、重心から離れた位

置にいるクルーに対する衝撃解析を行い、座席の配置による傷害の傾向の違いを明らかにする必要がある。

付録A semi-Wagner 理論

Miloh が提唱した semi-Wagner 理論^[15]において式 A-1 は定数 c_w を用いて式 A-2 のように表されている。

$$C_s \left(\frac{b_{\max}}{R} \right) = 5.50 \left(\frac{b_{\max}}{R} \right)^{\frac{1}{2}} - 4.19 \left(\frac{b_{\max}}{R} \right) - 4.26 \left(\frac{b_{\max}}{R} \right)^{\frac{3}{2}} \quad (\text{式 A-1})$$

$$C_s \left(\frac{b_{\max}}{R} \right) = \frac{8\sqrt{2}}{\pi} c_w^{\frac{3}{2}} \left(\frac{b_{\max}}{R} \right)^{\frac{1}{2}} - 2.384 c_w^2 \left(\frac{b_{\max}}{R} \right) - 2.09 c_w^{\frac{5}{2}} \left(\frac{b_{\max}}{R} \right)^{\frac{3}{2}} \quad (\text{式 A-2})$$

Miloh の論文においてはアポロカプセルの着水実験のデータ^[25]より経験的に c_w を 1.327 としている^[26]。

しかしながら、本研究で semi-Wagner 理論との比較を行った結果、HTV-R スケールモデルでは図 4-2、アポロスケールモデルでは図 4-15 のように理論値よりも小さい値が出力された。

定数 c_w は経験的に決められた値であり、対象とされた実験も 1967 年に行われたものと古く、実際とは異なる可能性がある。そのため、 c_w を 1.1 として式 A-2 に代入し、式 A-3 とした。そして、式 A-3 を用い求めた最大加速度の理論値と解析結果との比較を行った。

$$C_s \left(\frac{b_{\max}}{R} \right) = 4.15 \left(\frac{b_{\max}}{R} \right)^{\frac{1}{2}} - 2.88 \left(\frac{b_{\max}}{R} \right) - 2.65 \left(\frac{b_{\max}}{R} \right)^{\frac{3}{2}} \quad (\text{式 A-3})$$

HTV-R スケールモデルとの比較結果は図 A-1、アポロスケールモデルとの比較結果は図 A-2 の通りである。

比較の結果、解析値と修正を行った semi-Wagner 理論による値が HTV-R スケールモデル、アポロスケールモデルどちらにおいてもいい一致を見せた。

この結果より、Miloh の提案した semi-Wagner 理論において経験的に与えている定数は見直す余地があると言える。

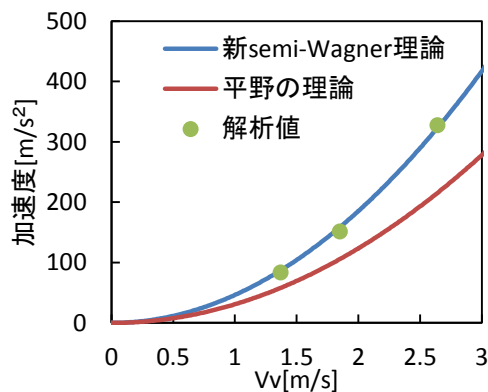


図 A-1 HTV-R スケールモデルと修正を行った理論値との比較

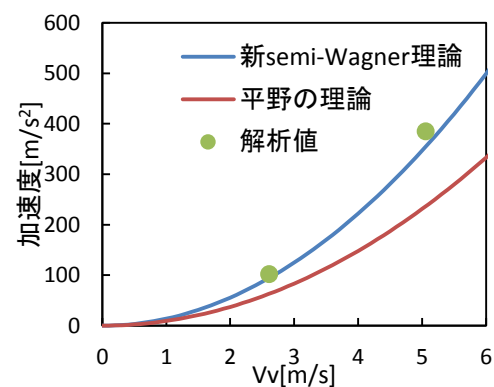


図 A-2 アポロスケールモデルと修正を行った理論値との比較

付録B JAXA 着水実験

JAXA での着水実験で使用したモデルには MK1 と MK2 の 2 種類あり、重心位置やサイズは同じであるが、重量と慣性モーメントはそれぞれ異なる。4.3 章では MK2 を使用して行われた着水実験の結果を MK1 のカプセルパラメータを用いて行った着水解析の結果と比較を行った。

本章では MK2 のカプセルパラメータを使用した着水解析の結果と MK1 のカプセルパラメータを使用した着水解析の結果の比較を行い、4.3 章での解析結果の妥当性の再確認を行う。

MK1, MK2 それぞれのカプセルパラメータを表 B-1 に示す。

表 B-1 HTV-R カプセル諸元		
	MK1	MK2
重量[kg]	1.67	1.75
Ix(yaw) [kgm ²]	0.0121	0.0120
Iy(pitch) [kgm ²]	0.0138	0.0140
Iz(roll) [kgm ²]	0.0146	0.0140

解析は、表 4-6 で JX2 と JX5 の 2 条件で解析を行った。解析結果を図 B-1, 図 B-2 に示す。MK1, MK2 どちらにおいても解析結果にほとんど差は生じなかった。よって、HTV-R スケールモデルの妥当性はあると言える。

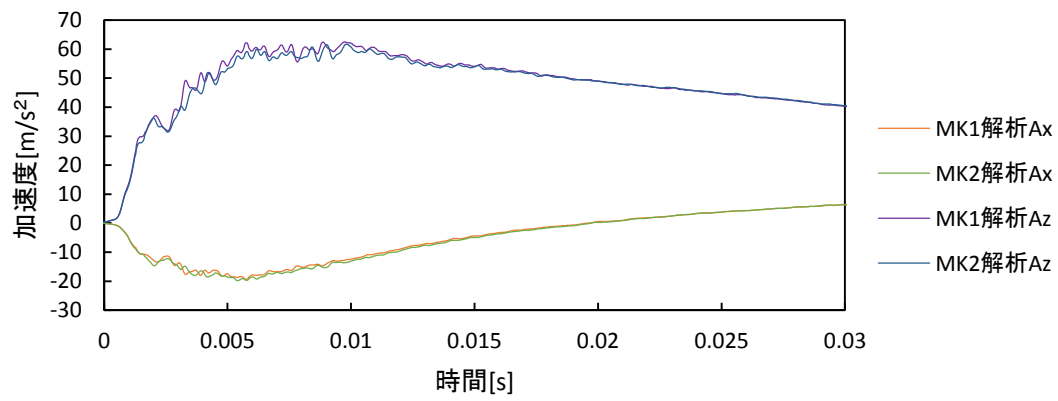


図 B-1 JX2 解析結果

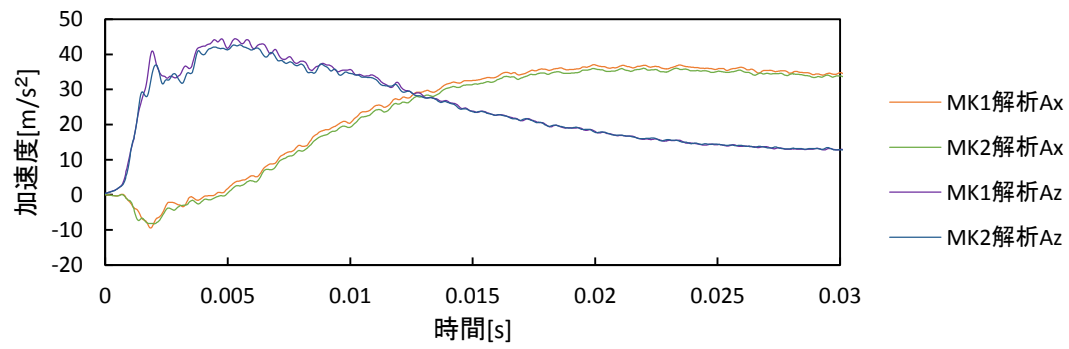


図 B-2 JX5 解析結果

参考文献

- [1] 鈴木裕介, 今田高峰, “HTV-R からの発展構想”, 2012
- [2] JAXA デジタルアーカイブス,
<http://jda.jaxa.jp/result.php?lang=j&id=dcf8ab5349d270f4e325d44cb463c780>
- [3] JAXA 社会連携講座 打ち合わせ配布資料
- [4] 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”, 2012
- [5] 中野英一郎, 内川英明, 丹野英幸, 今田高峰, 赤城弘樹, 関隆司, 下田孝幸, 杉本隆, “有人宇宙船帰還時の着水衝撃に関する研究”, 2013
- [6] 杉本隆, “緩降下するカプセルの着水衝撃シミュレーション”, 2014
- [7] 栗山和樹, “修士論文「有人ロケットの緊急脱出カプセル着水時における人体安全性評価」”, 2014
- [8] 植田章裕, 卒業論文 “「ロケット緊急離脱システムにおける人体加速度応答解析」”, 2014
- [9] 今泉俊介, 卒業論文 “「人体ダミーのマルチボディ解析に基づく有人ロケット緊急離脱時の傷害評価」”, 2015
- [10] Sandy, M. Stubbs, “DYNAMIC MODEL INVESTIGATION OF WATER PRESSURES AND ACCELERATIONS ENCOUNTERED DURING LANDINGS OF THE APOLLO SPACECRAFT”, NASA TN D-3980, 1967
- [11] Benjamin, A. Tutt, Anthony, P. Taylor, “The Use Of LS-DYNA To Simulate The Water Landing Characteristics Of Space Vehicles”, 2004
- [12] von Karman, T., “The impact on seaplane floats during landing”, 1929
- [13] Wagner, H., “Über Stoss und Gleitvorgänge an der Oberfläche von Flüssigkeiten”, 1932
- [14] 平野陽一, “着水衝撃荷重について”, 東京大学宇宙航空研究所報告 第6巻 第3号 (B), pp.763-777, 1970
- [15] Miloh, T., “On the Initial Stage Slamming of a Rigid Sphere in a Vertical Water Entry”, 1991
- [16] Yusuke SUZUKI, Takane IMADA, “Concept and Technology of HTV-R: an Advanced Type of H-II Transfer Vehicle”, 2012
- [17] 宮地岳彦, “LS-DYNA による流体構造連成解析への取り組み”, 2007
- [18] 水野幸治, “自動車の衝突安全”, 名古屋大学出版会, 2012
- [19] Jeffrey, T., Richard, S., Bradley, G., Jeffrey, J., Nathaniel, N., and Michael, G., “Defining NASA Risk Guidelines for Capsule-based Spacecraft Occupant Injuries Resulting from Launch, Abort, and Landing”, NASA/TM-2014-217383, 2014

- [20] Jeffrey, T., Nathaniel, N., Charles, L., Richard, D., David, M. and Shean, P., “Investigation of the THOR anthropomorphic test device for predicting occupant injuries during spacecraft launch aborts and landing”, *frontiers in BIOENGINEERING AND BIOTECHNOLOGY*, 2014
- [21] “MADYMO Theory Manual”, VERSION 7.4.2, TASS, 2012
- [22] Erik, G., Matthew, J., Kelvin, M., and Joe, M., “Development of Brain Injury Criteria (BrIC)”, *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 57, 2013
- [23] Justin, D. Littell, Charles, Lawrence, Kelly, S. Carney, “Crew Exploration Vehicle (CEV) Water Landing Simulation”, NASA/TM 2007-214681, 2007
- [24] Arthur, M. Whitnah, David, B. Howes, “STATISTICS CONCERNING THE APOLLO COMMAND MODULE WATER LANDING, INCLUDING THE PROBABILITY OF OCCURRENCE OF VARIOUS IMPACT CONDITIONS, SUCCESSFUL IMPACT, AND BODY X-AXIS LOADS”, NASA/TM X-2430, 1971
- [25] Baker, E., Westine, S., “Model Tests for Structural Response of Apollo Command Module to Water Impact”, 1967
- [26] Ravi, Challa, Solomon, C. Yim, V. G. Idichandy, C. P. Vendhan, “Rigid-Body Water–Surface Impact Dynamics: Experiment and Semianalytical Approximation”, 2013

謝辞

本研究は、酒井信介教授のもとで行われました。酒井教授にはご多忙の中ご指導いただきました。深く感謝いたします。

泉聡志教授には、着水解析に関するを中心にご指導、ご指摘を頂きました。心より感謝申し上げます。

本研究は、JAXA 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、研究に対する多くの助言を頂きました。また、ご多忙の中お電話や研究会にて長時間にわたり研究の相談をさせて頂きました。本論分は、藤本様のご指導なしには完成することはありませんでした。厚く御礼申し上げます。

4 章での JAXA の実験結果との比較に関しましては、JAXA の中野様に貴重な実験データを提供して頂きました。大変ありがとうございます。

シミュレーションソフト LS-DYNA を使用するに当たっては、株式会社 JSOL の千代延様、功刀様に使用方法などをご指導頂きました。本当にありがとうございました。

研究会をはじめとして様々なアドバイスを頂いた波田野助教ありがとうございました。

同じ安全性評価の研究を行っていた M2 の植田さんと M1 の今泉さんには研究に関する相談に乗ってくださいました。また、発表資料の添削も行っていただきました。大変ありがとうございます。

研究室の先輩方には研究に関するアドバイスを頂いたり大変お世話になりました。同期の B4 とはソフトの使い方で助け合ったりして、非常に雰囲気のいい研究生活を送ることができました。

最後に本論文を執筆するにあたり、お世話になったすべての皆様に深い感謝と御礼を申し上げます。

以上

有人宇宙カプセルの ALE 着水解析と
人体ダミーのマルチボディ
ダイナミクスによる傷害評価

平成 28 年 1 月 28 日 提出
指導教員 酒井 信介 教授
140175 井上 駿之介