

衝突時の歩行者脚部傷害評価手法に関する研究

高橋 裕公

目次

第1章 緒論	1
1.1 研究の背景	1
1.1.1 歩行者事故の実態	1
1.1.2 人体FEモデル	5
1.1.3 歩行者ダミー	8
1.1.4 脚部インパクト	12
1.2 研究の目的	19
1.3 本論文の構成	20
第2章 人体腰部・脚部FEモデルの開発	22
2.1 モデル化手法	22
2.1.1 モデル形状	22
2.1.2 材料特性	28
2.2 モデル検証	39
2.2.1 骨モデル	39
2.2.2 膝関節靭帯モデル	45
2.2.3 膝関節モデル	50
2.2.4 骨盤モデル	55
2.2.5 上半身モデル	58
2.2.6 全身モデル	60
2.3 考察	61
2.3.1 モデル検証手法	61
2.3.2 破断モデル	63
2.3.3 骨モデル	63
2.3.4 膝関節靭帯モデル	64
2.3.5 膝関節モデル	65
2.3.6 骨盤モデル	66
2.3.7 全身モデル	67
2.4 結論	70
第3章 歩行者ダミー脚部の開発	71
3.1 従来ダミーの人体忠実度評価	71
3.1.1 単体特性実験	72
3.1.2 実験結果	76
3.1.3 考察	85
3.1.4 結論	86
3.2 改良ダミーの開発	86
3.2.1 改良構造	87

3.2.2	人体忠実度検証.....	89
3.2.3	考察.....	91
3.2.4	結論.....	91
3.3	脚部傷害評価手法の検討.....	92
3.3.1	歩行者ダミー脚部 FE モデルの開発.....	92
3.3.2	大腿部および下腿部の傷害評価手法.....	96
3.3.3	膝関節の傷害評価手法.....	103
3.3.4	考察.....	109
3.3.5	結論.....	112
第 4 章	脚部インパクトを用いた歩行者脚部傷害評価手法の構築.....	114
4.1	脚部インパクトの人体忠実度評価.....	115
4.1.1	簡易車両モデル.....	116
4.1.2	脛骨骨折指標の選定.....	118
4.1.3	インパクトモデルの開発と検証.....	120
4.1.4	人体とインパクトの相関性検証.....	122
4.1.5	相関性の差異に対する要因分析.....	123
4.1.6	考察.....	128
4.1.7	結論.....	129
4.2	傷害確率関数の開発.....	129
4.2.1	人体に対する傷害確率関数の導出.....	131
4.2.2	FlexPLI に対する傷害確率関数の導出.....	138
4.2.3	FlexPLI に対する傷害基準値の妥当性検証.....	140
4.2.4	考察.....	144
4.2.5	結論.....	146
4.3	新脚部インパクトの課題と対応手法.....	147
4.3.1	脛骨曲げモーメント時刻歴の比較.....	148
4.3.2	FlexPLI 仕様変更の振動への影響.....	150
4.3.3	脛骨曲げモーメント時刻歴の振動の発生要因.....	155
4.3.4	FlexPLI 仕様変更の評価.....	158
4.3.5	考察.....	161
4.3.6	結論.....	163
第 5 章	結 論.....	165
謝 辞	171
参 考 文 献	172
業 績 論 文	186

第1章 緒 論

1.1 研究の背景

1.1.1 歩行者事故の実態

OECD（経済協力開発機構）のIRTAD（International Road Traffic and Accident Database）^[1]によれば、交通事故死者に占める歩行者の割合は、欧州諸国においてはポーランドの33.6%が例外的に高いが、その他の諸国では13%～22%程度であるのに対し、日本では36.1%と韓国の39.1%に次いで高い（Figure 1.1）。また、日本の交通事故死者数の年次推移を見ると、死者の総数は年々減少する傾向にあるものの、状態別で見ると、歩行者死者数は自動車乗車中の死者数に比べ低減率が顕著に低く、2008年以降は、歩行中の死者数が自動車乗車中を抜いて最多となっている^[2]（Figure 1.2）。一方、重傷事故では、日本の状態別重傷者数における歩行者の割合は、死亡事故に比べれば低いものの20.1%を占めており^[3]（Figure 1.3）、重傷事故においても歩行者保護の重要性は高いことがわかる。このように、交通事故における死者および重傷者を削減するうえで、歩行者保護は非常に重要な課題のひとつである。

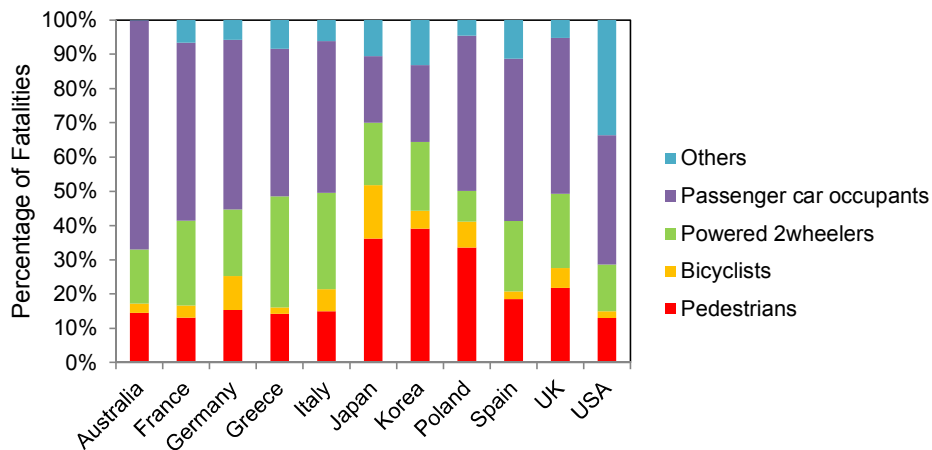


Figure 1.1 Distribution of traffic fatalities by road users worldwide (2010, 2011)^[1]

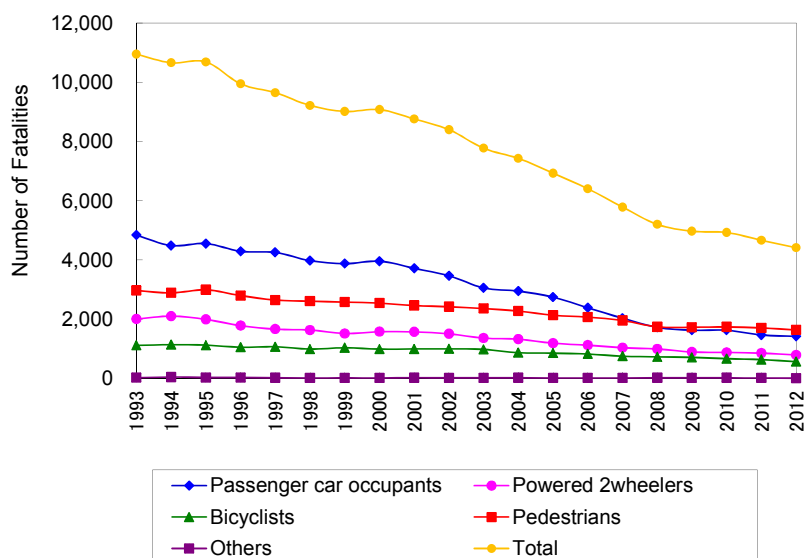


Figure 1.2 Trend of annual number of traffic fatalities by road users in Japan^[2]

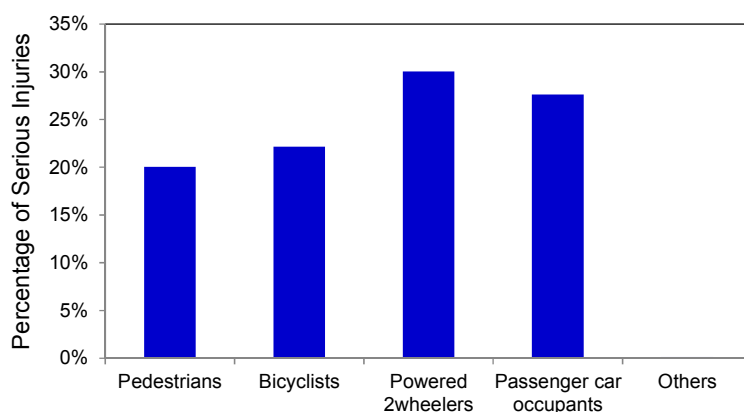


Figure 1.3 Distribution of serious injuries by road users in Japan (2011)^[3]

歩行者事故においては、道路横断中の事故が約 60%を占め最も多く、車両の歩行者に対する衝突方向は横方向が最も多い。平均的な成人の体格を有する歩行者が一般的な乗用車の前部に横から衝突した場合、Figure 1.4 に示すように、まず歩行者の脚部がバンパと衝突し、次いで上半身が車体に向かって倒れ込んだ後、頭部が車体と衝突する。このため、歩行者は複数の部位に傷害を受けるいわゆる多発外傷を負う場合が多い。しかしながら、多発外傷のうち最も重傷度の高い傷害に着目すると、その発生部位には明確な傾向が見られる。歩行者の死亡事故および重傷事故における損傷主部位（多発外傷のうち最も重傷度の高い傷害を受けた部位）の分布^[4]を Figure 1.5 に示す。死亡事故における損傷主部位は半数以上を頭部が占めている。一方、重傷事故では、脚部が 40%以上を占め最も多く、腰部を加えると半数以上となる。頭部は重傷事故においても脚部

に次いで頻度が高い。このように、歩行者の死亡事故、重傷事故においては、頭部および脚部に最も重傷度の高い傷害が集中する傾向にある。

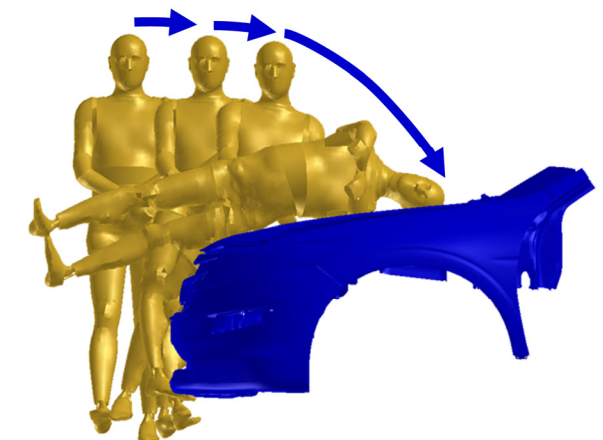


Figure 1.4 Example of pedestrian kinematics when hit by a car

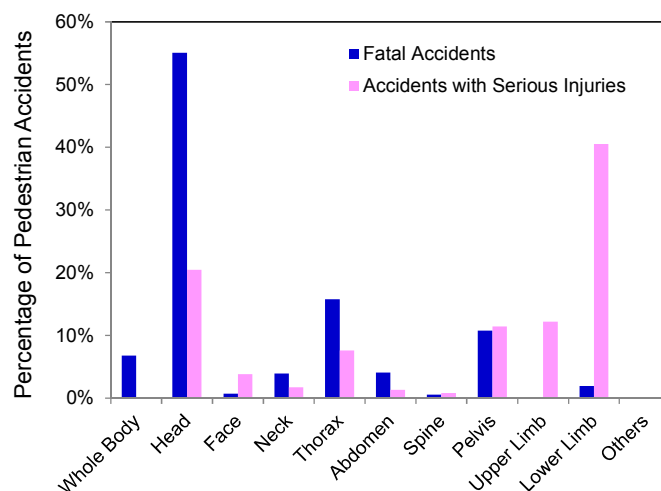


Figure 1.5 Distribution of body regions in pedestrian fatal accidents and accidents with serious injuries^[3]

脚部傷害は、生命に関わることは稀ではあるが、歩行者の重傷事故における脚部傷害の重要性は、これまでの各国の研究で指摘されている。Ashton ら^[4]は、英国において車両前面に衝突した 1560 人の歩行者について調査し、AIS (Abbreviated Injury Scale) 2~3 の傷害を受けた歩行者の 60%以上が脚部傷害を受傷していることを見出した。Laumon ら^[5]が実施した、フランス・ローヌにおける調査結果では、歩行中の被害者のおよそ 5 人に 1 人が AIS 2 以上の脚部傷害を負っていた。Stutts ら^[6]は、全米 8 箇所の病院の緊急救命室から患者データを収集したところ、歩行者事故被害者のおよそ半数が脚部の治療を受けていた。Harruff ら^[7]の調査では、ワシントン州

での歩行者死亡事故の被害者の 66%が骨盤もしくは脚部に骨折を生じていた。Jarrett ら^[8]は、米国運輸省道路交通安全局（National Highway Traffic Safety Administration : NHTSA）が収集した PICS (Pedestrian Injury Causation Study) および PCDS (Pedestrian Crash Data Study) の両データベースにおいて、脚部の受傷頻度が最も高いことを見出した。また、Matsui ら^[9]は、日本の交通事故総合分析センター（Institute for Traffic Accident Research and Data Analysis : ITARDA）が 1997 年に収集した歩行者事故データを分析し、重軽傷事故における損傷主部位の 40%は脚部であると結論付けた。このように、歩行者の重傷事故においては、日本のみならず世界各国でも、脚部保護が最も重要な課題となっている。

脚部は、大腿部 (Thigh)、膝関節 (Knee Joint)、下腿部 (Leg)、足関節 (Ankle)、足部 (Foot) で構成され、骨盤より下の全部位にわたる広範囲な部位である。したがって、脚部傷害の部位別内訳を調べることは、脚部保護の重点部位を明確にする上で重要である。日本のマクロ事故データベースである交通統計^[10]では、傷害の重傷度は「死亡」「重傷」「軽傷」に分類され、重傷は全治 30 日以上と定義されている。受傷部位の区分では、脚部の内訳を示す項目は存在しない。加えて、歩行者が多発外傷を受けたとしても、記録されるのは損傷主部位のみである。つまり、交通統計における傷害データは、傷害の程度（「死亡」「重傷」「軽傷」の分類）、および、損傷主部位に限られる。このため、脚部重傷の部位別内訳を交通統計から得ることは不可能である。一方、ミクロ事故データでは、傷害の内容は AIS コード^[11]により詳しくコーディングされるのが一般的である。AIS では、受傷部位と傷害の内容が 6桁の数字で分類され、その内容に応じて、AIS レベルとして 1 (Minor Injury) から 6 (Maximum Injury) が割り当てられる。したがって、日本の交通統計における重傷と AIS レベルは厳密には対応しないが、一般に骨折は完治までに 30 日以上を要することが多く、ほとんどの部位において単純骨折に AIS 2 が割り当てられていることから、交通統計における重傷は AIS 2 以上とおおよそ対応するものと考えられる。そこで、AIS コードを使用している PCDS データベースを用い、歩行者の AIS 2 以上の脚部傷害の部位別分布を調べてみると、Figure 1.6 のようになる。車両形状の影響を考慮するため、車両タイプをセダンと SUV/ミニバンに分類して集計した。国内では歩行者事故件数が最も多い車両タイプであるセダンでは、下腿部の傷害が最も多く、次いで膝関節の傷害が多い。したがって、歩行者の脚部重傷を低減するうえでの優先順位は、発生頻度の観点からは、下腿部、次いで膝関節の順であるといえる。一方、車高の高い SUV/ミニバンでは、骨盤の傷害が最も多く、次いで下腿部、大腿部の順となっている。このように、傷害の部位別分布は車体形状に大きく依存し、車高が高い車

両との衝突においては、骨盤、大腿部といったより上方に位置する部位の傷害を低減することが重要であることがわかる。

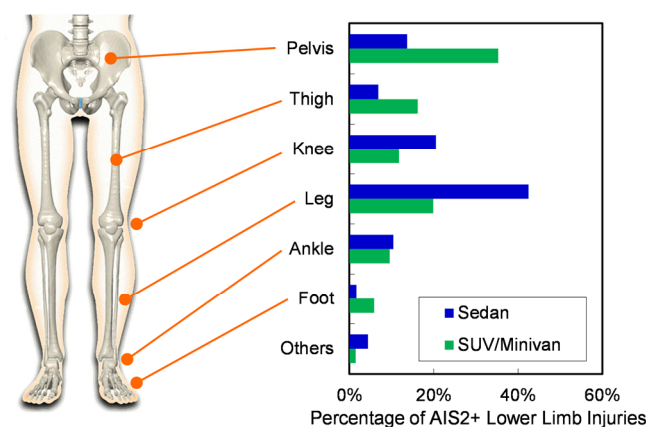


Figure 1.6 Distribution of AIS 2+ pedestrian pelvis and lower limb injuries by body regions from PCDS database (1994-1998)

1.1.2 人体 FE モデル

歩行者事故での傷害を低減するため、歩行者への衝撃が軽減される車両を設計するには、車両と歩行者の接触部位や、車両各部位の形状や力学特性と歩行者への衝撃の大きさの定量的関係などを知る必要があるが、歩行者と車両との衝突現象は、接触部位・面積の変化や車両形状への依存性などから、単純な力学モデルでは表現しきれない複雑な現象である。このため、車両の設計指針が一般解として得られることはまれであり、車両ごとに、何らかの方法で歩行者との衝突を模擬することにより、車両の仕様と歩行者への衝撃との関係を定量化する必要がある。

車両と歩行者の衝突現象を模擬する最も端的な方法は、人体と車両とを衝突させる方法であり、献体を用いた衝突試験が一部の研究機関でおこなわれている^{[12][13]}。Kerrigan ら^[12]が実施した、車両と歩行者の衝突を模擬した献体実験の例を Figure 1.7 に示す。この方法は、事象の再現精度は高いものの、献体の使用に伴う法的、倫理的制約が大きい。また、人体を構成する組織の強度は個体差が非常に大きいため、傷害の発生を確率論的に取り扱うことが必要となるが、そのためには多数の実験が必要となり、献体の入手の困難さや経済的負担の大きさなどから、一般的には困難である。さらに、傷害の発生要因を明らかにするために、人体に計測装置を組み込んだ場合、計測装置との境界部分に応力集中などによる人工的な傷害が生じたり、力学特性が変化したりすることで、この方法の最大の利点である事象の再現精度が低下するという問題もある。

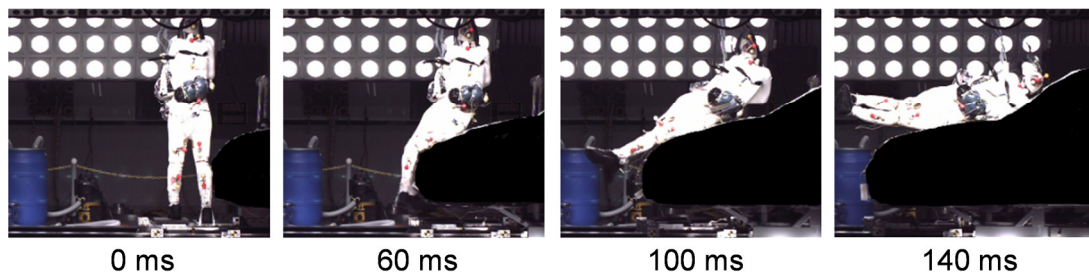


Figure 1.7 Full-scale pedestrian impact test using a human subject conducted by Kerrigan et al.^[12]

これに対し、コンピュータの処理能力向上により、人体の解剖学的な構造を有限要素 (Finite Element : FE) に分割し、適切な材料特性を与えることで、衝突時の人体の衝撃応答をコンピュータ上で再現する、人体 FE モデルの開発もおこなわれてきた。この方法では、人体をコンピュータ上で正確に再現することにより、献体実験に近い現象再現精度が得られる。献体実験のような法的、倫理的制約もないため、日本のように献体実験の実施が極めて困難な環境下にあっても、衝突現象の再現解析に取り組むことが可能となる。また、人体 FE モデルは人体の各組織を有限要素に分割するため、内力状態を要素単位で取得できる。このため、衝突時に車両から加わる衝撃が、どのように人体の各組織の内力として伝わり、傷害の要因となり得るかという、いわゆる傷害メカニズムの分析に非常に適したツールである。ただし、再現精度を確保するには、献体実験結果との比較により、モデルの力学的応答の再現精度を十分に確認することが不可欠である。

歩行者の脚部の傷害メカニズムを明らかにするため、車両と衝突した際の脚部の動的応答を再現するコンピュータシミュレーションモデルの開発がおこなわれてきた。Ishikawa ら^[14]は、人体挙動解析コード CVS (Crash Victim Simulator) 上の歩行者マルチボディモデルを開発した。このモデルでは、車両との衝突時の歩行者の全身挙動については、献体実験とよく一致した結果が得られたが、脚部モデルはさらなる改良が必要であるとされた。Yang ら^[15]は、衝突解析コード MADYMO を用いて、歩行者の膝関節の解剖学的構造に着目した、3次元マルチボディモデルを開発した (Figure 1.8)。大腿骨顆部 (Femoral Condyles)、脛骨プラトー (Tibial Plateau)、膝関節の4つの靭帯などが、解剖学的データに基づいてモデル化されたが、大腿部および下腿部は剛体セグメントでモデル化されていた。Yang ら^{[16][17]}は、このモデルの下腿部近位部にジョイント要素を追加することで、下腿部の骨折を再現したが、骨折の発生位置をあらかじめ定めておく必要があった。こうしたマルチボディモデルは、上半身モデルと組み合わせ、歩行者の全身挙動を再現することはある程度できるが、骨の剛性や、膝関節構造の再現精度には限界がある。一

方, 歩行者脚部の FE モデルの開発もいくつかの研究でおこなわれてきた. Bermond ら^{[18][19]}は, 人体膝関節の 3 次元 FE モデルを開発したが, 力学的応答特性については, 十分な検証がなされているとはいえなかった. Yang ら^[20]は, 大腿骨 (Femur), 脛骨 (Tibia) および膝関節を含む人体脚部 FE モデルを開発した (Figure 1.9). このモデルは動的負荷において検証がなされているが, 脛骨モデルを 3 点曲げの条件で検証する際, 脛骨の力学的応答である, 脛骨が負荷子から受ける荷重を境界条件として与えており, 検証方法自体に問題があった. このように, 歩行者の脚部傷害を再現するための人体脚部 FE モデルは, 形状や材料特性の再現性に加え, 力学的応答における人体忠実度検証においても十分なものとはいえず, 歩行者事故における脚部への負荷状態を再現し, 脚部傷害を軽減するための車両特性が検討できる脚部 FE モデルの開発が必要とされてきた.

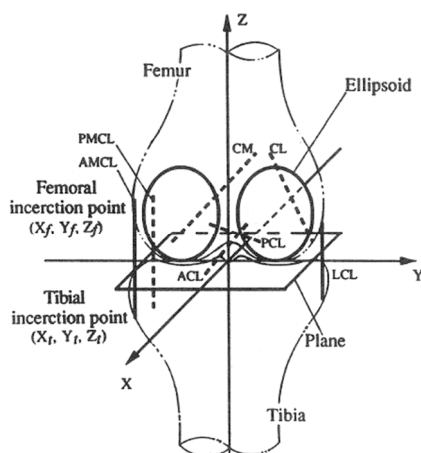


Figure 1.8 MADYMO human knee joint model developed by Yang et al.^[15]

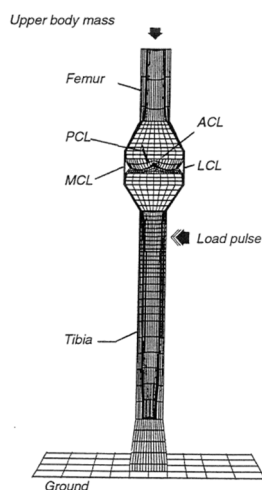


Figure 1.9 FE human lower limb model developed by Yang et al.^[20]

1.1.3 歩行者ダミー

人体 FE モデルは、前項で述べたように、歩行者の傷害メカニズムを研究するツールとして優れている。しかし、人体 FE モデルはあくまでコンピュータ上のモデルであり、現実の歩行者を完全に模擬することはできない。衝突解析において用いられる車両モデルについても同様である。したがって、車両の安全性能を評価するには、FE モデルを用いた衝突解析に加えて、現実の車両そのものを評価する実験的評価手法も必要となる。

歩行者事故における歩行者の受傷状況を踏まえ、欧州先進安全自動車委員会（European Enhanced Vehicle-safety Committee : EEVC）の Working Group (WG) 10 および 17 により開発された車両の歩行者保護性能試験法^{[21][22]}では、歩行者の頭部および脚部単体を模擬したインパクトによるサブシステム試験法が採用されている。この試験法では、Figure 1.10 に示すように、大人および子供の頭部を模擬した頭部インパクト（Headform）、大人の大腿部を模擬した大腿部インパクト（Upper Legform）および大人の脚部を模擬した脚部インパクト（Legform）が用いられる。この試験法は、その後いくつかの修正が加えられたうえで、各国の法規や自動車アセスメント（New Car Assessment Program : NCAP）および国連の世界統一基準（UN GTR No.9, UN Regulation No.127）に採用されている。

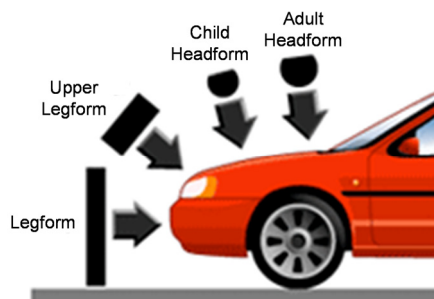


Figure 1.10 Pedestrian subsystem test procedure developed by EEVC^{[21][22]}

EEVC が開発したサブシステム試験法は、法規や NCAP を通じて車両の歩行者保護性能の向上に一定の役割を果たしてきたと考えられる。特に、サブシステム試験法を採用したことで、試験の反復可能性（repeatability）や再現性（reproducibility）が向上したうえ、車両のさまざまな部位の評価が可能となり、歩行者の衝突位置の違いや、頭部保護性能試験においては歩行者の体格差による頭部衝突位置の違いなどについても、等価的に再現が可能な試験法となっている。しかし一方で、人体の部位単体を模擬したインパクトを用いるために、衝突時の歩行者の全身の力学的な振る舞いを再現しておらず、傷害メカニズムを分析する手法としては適さない。また、

歩行者をセンサで検知し、ボンネットを持ち上げることで頭部傷害の軽減を図るポップアップフードなどの技術についても、歩行者の全身を用いた評価が必要であり、サブシステム試験法は適さない。

このように、衝突時の歩行者の全身を用いた検討が必要となるような場面においては、全身を模擬した衝突用歩行者ダミーが必要である。サブシステム試験法が検討されていた当時の全身歩行者ダミーは、現実の歩行者の再現性は高いものの、実験中に破損することが多く、*repeatability* についても十分確認されていなかった^[23]。その後、これらの点を改善し、ロバスト性や *repeatability* の高い歩行者ダミーPOLAR (Pedestrian dummy fOr LAboratory Research) の開発が進められてきた。第1世代の歩行者ダミーPOLAR Iでは、成人男性平均体型の歩行者の車両衝突時の全身挙動を再現することを主眼とした開発がおこなわれた。Akiyama ら^[24]は、衝突時の歩行者の頭部、腰部、膝関節および足関節の車両に対する軌跡を再現するため、Ishikawa ら^[25]が献体実験データをもとに作成した当該部位の車両に対する軌跡コリドーを用い、MADYMOにより全身挙動の再現に必要な各部の特性を同定した。また、死亡事故において損傷主部位となる割合が最も大きい頭部については、衝突速度 40 km/h、32 km/h および 25 km/h 時の頭部の車両に対する速度の時刻歴コリドーも検討対象とされた。これらの特性を反映して製作された全身歩行者ダミーPOLAR Iを Figure 1.11 に示す。



Figure 1.11 POLAR I pedestrian dummy

POLAR I の開発段階において、Ishikawa ら^[25]が参照した献体実験を再現し、各部の車両に対する軌跡および頭部の車両に対する速度の時刻歴を比較したところ、頭部の車両に対する軌跡の献体実験との差異が大きく、頭部の車両に対する速度の時刻歴は、衝突速度 32 km/h および 25 km/h でコリドーから外れる結果となった。そこで Huang ら^[26]は、動的挙動解析コード

DYNAMAN を用い、表皮、膝関節、腰椎関節、胸椎関節などの特性を修正した結果、車両に対する軌跡および衝突速度 40 km/h での頭部の車両に対する速度については目標コリドーに収まる結果が得られた。しかし、衝突速度 32 km/h では、頭部の車両に対する速度が最大となるタイミングが目標コリドーに比べて早く、最大速度もコリドーの上限を上回っていた。

POLAR I の開発では、低速衝突時の頭部の車両に対する速度の時刻歴の人体忠実度向上に加え、頭部、胸部および腰部重心位置の加速度のみであった傷害値計測の充実が課題として残っていた。そこで、頭部挙動の人体忠実度のさらなる向上と、全身の傷害値計測を可能とする計測装置の導入を開発目標として、第 2 世代の歩行者ダミー POLAR II の開発がおこなわれた^[27]。

POLAR II では、頭部挙動の再現精度向上のため、車体と最初に衝突する脚部の特性に着目した。膝関節は、人体膝関節模型の形状を簡略化する形で、Figure 1.12 のような人体に近い構造が採用されている。大腿骨遠位端 (Distal Femur) と脛骨近位端 (Proximal Tibia) は、実際の膝関節と同様、4つの靭帯 (内側側副靭帯 : MCL, 外側側副靭帯 : LCL, 前十字靭帯 : ACL, 後十字靭帯 : PCL) で結合されている。また、半月板の圧縮特性も人体に近いものとなっている。脛骨は、特性を人体に近づけるため、シャフト部を変形可能な構造としている^[28]。頭部挙動に影響を及ぼすと考えられる肩関節の構造についても、肩甲骨の回転半径を大きくするなどの見直しが行われている。また、胸椎および腰椎ジョイントの位置も適正化が図られている。

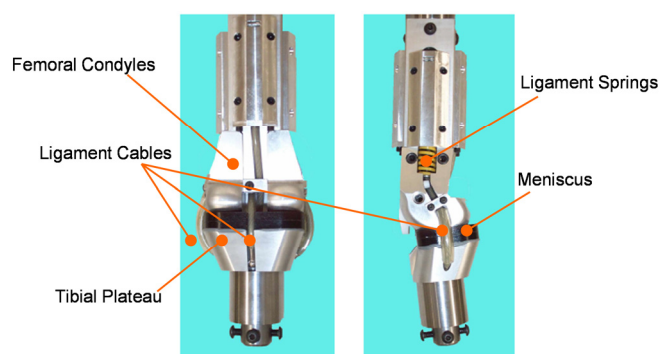


Figure 1.12 POLAR II knee joint structure

Figure 1.13 に POLAR II の全体図を示す。改良構造を採用した POLAR II に対し、頭部挙動の再現精度の検証がおこなわれている。Akiyama ら^[27]は、Ishikawa ら^[25]が参照した献体実験と同様の形状の車体と POLAR II ダミーとの衝突実験を実施した結果、頭部の車両に対する軌跡についてはコリドーに収まる結果を得た。頭部の車両に対する速度の時刻歴については、衝突速度 40 km/h ではコリドーに納まったが、衝突速度 32 km/h では、頭部の車両に対する速度が最大と

なるタイミングが目標コリドーに対して早かった。しかしながら、POLAR I ではコリドーから外れていた頭部の車両に対する速度の最大値については、コリドーの上下限值の間にほぼ収まる結果が得られた。これらの結果から、POLAR II における種々の改良は、頭部挙動の人体忠実度のさらなる向上を図るうえで、不完全ではあるが一定の効果があったものと考えられる。



Figure 1.13 POLAR II pedestrian dummy

POLAR II 開発におけるもうひとつの重点課題であった、全身の傷害値計測を可能とする計測装置の導入については、Figure 1.14 に示すように、POLAR I に対して多くの計測項目が追加され、頭部から脚部までの傷害値計測が可能となっている。データ収集装置については、POLAR I で懸案であった、ダミーの内蔵計測器と定置のデータ収集装置を接続するケーブルのダミー挙動への影響を排除するため、POLAR II では、ダミーへの内蔵が可能な小型のデータ収集装置 (DTS 社製 TDAS G5) を導入し、ケーブルなしでの傷害値計測が可能となっている。

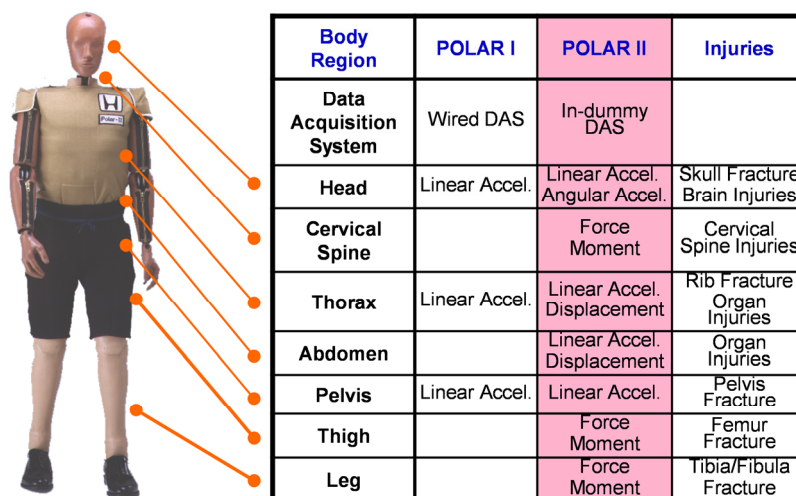


Figure 1.14 POLAR II instrumentation

第2世代歩行者ダミーPOLAR IIでは、頭部挙動の人体忠実度を向上するため、車両と最初に衝突する脚部の特性に着目し、人体に近い膝関節構造や、人体と同等の曲げ特性を有する脛骨が採用された。この脚部の改良は、頭部挙動の改善に一定の効果が認められたが、歩行者の重傷事故において脚部傷害、とりわけ膝関節および下腿部の傷害の発生頻度が高いことを考えれば、これらの部位の人体忠実度向上により、傷害発生の可能性が適切に評価できることが期待される。しかしながら、これまでの研究では、脛骨の3点曲げにおける荷重-変位特性は人体特性データと比較されたものの、膝関節については十分な検証はおこなわれておらず、POLAR II脚部の人体忠実度検証が課題であった。また、車高の高い車両との衝突で発生頻度が高い腰部や大腿部の傷害については、POLAR IIの骨盤や大腿骨が事実上の剛体であり、適切な傷害評価が困難と考えられることから、これらの部位の人体忠実度向上も課題であった。POLAR IIの開発過程においては、膝関節の上下の加速度および角加速度の計測が検討されたものの、計測チャンネルの限界もあって、膝の変位を算出する手法が確立できておらず、傷害評価に用いることのできる膝関節の計測も不足していた。車両の歩行者に対する安全性能を評価するには、単に傷害値の大小だけでなく、傷害値から推定される傷害発生確率を知ることが重要である。しかしながら、これまでの研究では、脚部の傷害値と傷害発生確率の関係については検討がおこなわれていなかった。このため、傷害値の大小から、車両の安全性能の優劣は定性的に評価できるものの、傷害値の目標値を傷害低減効果と定量的に結び付けて論理的に設定することが困難であった。

1.1.4 脚部インパクト

EEVC WG10 および 17 によって開発された、車両の歩行者保護性能試験法^{[21][22]}には、前述のように頭部保護性能試験、腰部・大腿部保護性能試験、脚部保護性能試験の3種類のサブシステム試験が含まれている。このうち、腰部・大腿部保護性能試験については、試験法の妥当性について検討がなされており、改良の必要性が指摘されている^[9]。加えて、事故データ上、腰部・大腿部傷害の発生頻度が膝関節や下腿部に比べ低いため、一般に頭部および脚部保護が優先課題と認識されている。このため、国連の自動車基準調和世界フォーラム(WP.29)が2008年に採択した、歩行者保護に関する世界技術規則(Global Technical Regulation : GTR No. 9)では、EEVC試験法をベースとした頭部保護性能試験法および脚部保護性能試験法は規定されているが、腰部・大腿部保護性能試験法については規定されていない^[29]。

GTR No.9 に規定されている脚部保護性能試験法では、EEVC が開発した脚部インパクト(EEVC legform) が採用されている。この EEVC legform は、Figure 1.15 に示すように、大腿

部と下腿部を膝部材で結合した構造になっており、膝の曲げは膝部材の曲げ変形、膝のせん断は片持ちはりのたわみにより再現している。膝関節に変形可能な構造を採用したことで、膝靭帯損傷の評価は可能であるが、大腿部や下腿部は事実上剛体であり、これらの部位の傷害（大腿骨骨折（Femur Fracture）、脛骨・腓骨骨折（Tibia/Fibula Fracture）など）については、人体の応答との相関関係を定めることができない。基本的にはこのインパクトで脚部の骨折を評価することはできないが、Bunketorp ら^{[30][31]}がおこなった献体の脚部単体にバンパで衝撃を加える実験で計測された、下腿部の加速度と下腿部骨折の有無の関係から、インパクトの膝関節の下部で計測された加速度を用いた評価がおこなわれる。

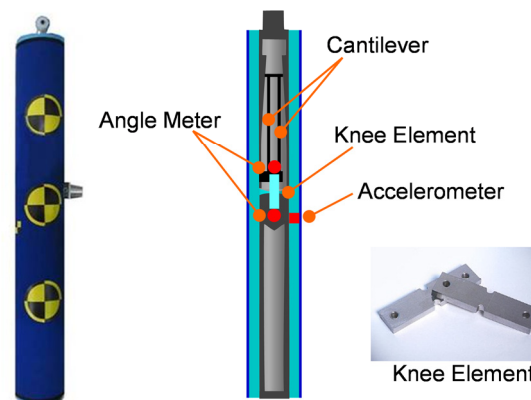


Figure 1.15 EEVC legform

EEVC legform は、ISO の歩行者保護試験法検討作業部会 (ISO/TC22/SC10/WG2) において、その人体忠実度評価が検討された。Kajzer ら^{[32][33]}がおこなった衝突速度 15 km/h および 20 km/h における献体実験結果との比較から、EEVC legform の膝関節は、人体の 3 倍程度の曲げ剛性を有することが明らかになった。この献体実験では入院後の献体がいれたため、その後 Kajzer ら^{[34][35]}は、入院後でない献体を用い、Figure 1.16 に示す実験条件で、衝突速度 20 km/h および 40 km/h の膝関節動的負荷実験をおこなった。Matsui ら^[36]は、この実験結果との比較から、EEVC legform、および、その膝曲げ剛性を低下させた JARI legform とともに、人体忠実度は不十分であり、改良が必要と結論づけている。また、Matsui^[37]は、膝せん断変位の振動低減策を盛り込んだ改良モデル（2000 年モデル）を用いて同様の検証を実施し、改良モデルについても人体忠実度の改良が必要であると指摘している。

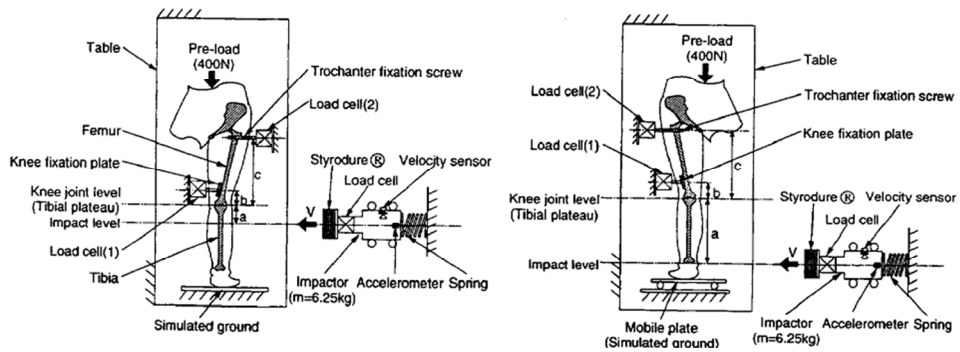


Figure 1.16 Dynamic knee loading test setup used by Kajzer et al.^{[34][35]}

この結果を受け、日本自動車工業会 (Japan Automobile Manufacturers Association: JAMA) と日本自動車研究所 (Japan Automobile Research Institute: JARI) は、独自の JAMA-JARI 脚部インパクト (JAMA-JARI Pedestrian Legform Impactor: JAMA-JARI PLI) の開発に着手した。Wittek ら^[38]はまず、膝関節構造に着目し、大腿部および下腿部は事実上の剛体ながら、膝関節には、人体に近い構造を採用した POLAR II 歩行者ダミーの膝関節を用いた JAMA-JARI PLI を開発した (Figure 1.17)。このインパクトは、Matsui^[37]と同様の検証の結果、EEVC legform に比べて人体忠実度が向上していることが確認されたが、膝せん断負荷での衝突初期に生じる曲げ角度の絶対値が献体実験に比べ顕著に小さいなど、十分な人体忠実度を有するとは言えず、さらなる改良が必要とされた。また、人体忠実度が不足している要因として、下腿部の骨の剛性が人体と比べ著しく高いことが挙げられ、骨の剛性を人体に近づけることが、人体忠実度を向上する方策のひとつと考えられた。

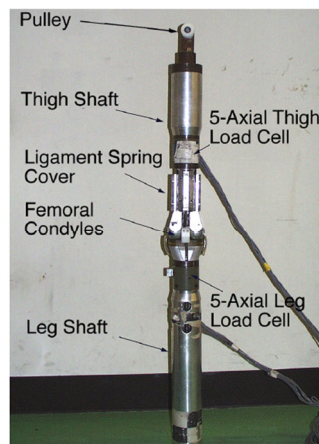


Figure 1.17 JAMA-JARI PLI with POLAR II knee joint from Wittek et al.^[38]

その後、JAMA-JARI PLI は、大腿部および下腿部の曲げ剛性を人体に近づけた、フレキシブル脚部衝撃子（Flexible Pedestrian Legform Impactor : FlexPLI）へと改良された。Konosu ら^[39]は、FlexPLI の 2003 年バージョンの大腿部、下腿部および膝関節の人体忠実度評価をおこなった。FlexPLI の 2003 年バージョンを Figure 1.18 に示す。大腿部および下腿部は、中央部に位置するガラス強化樹脂製のコア材（Bone Core）の長手方向に、質量および形状調整用のハウジング（Exterior Housing）が、バインダ（Core Binder）を介して多数結合されている。この構造により、衝撃負荷時の大腿部および下腿部の骨の曲げ変形を、主としてコア材の曲げ特性により再現できる。コア材に貼付されたひずみゲージにより、あらかじめ求めたひずみと曲げモーメントの関係を用いて、曲げモーメントを算出する。膝関節は、POLAR II 歩行者ダミーの膝関節を単純化した構造となっており（Figure 1.19）、膝関節の 4 つの靭帯（ACL, PCL, MCL, LCL）をワイヤケーブルで表し、その引張特性をスプリングの圧縮で再現している。膝の傷害値としては、各靭帯の伸び量がポテンシオメータにて計測される。

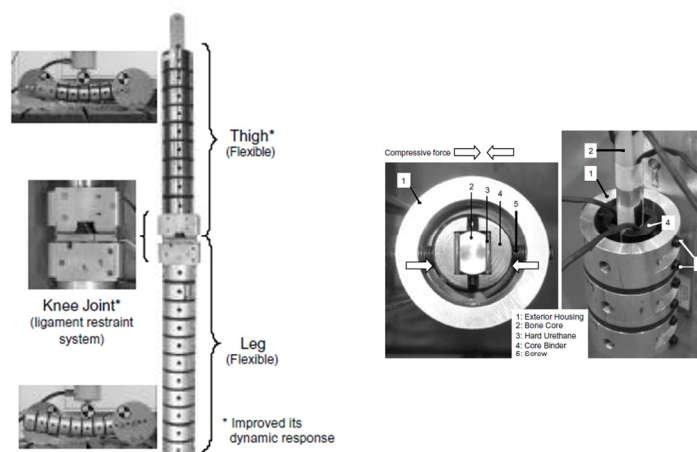


Figure 1.18 FlexPLI 2003 version^[39]

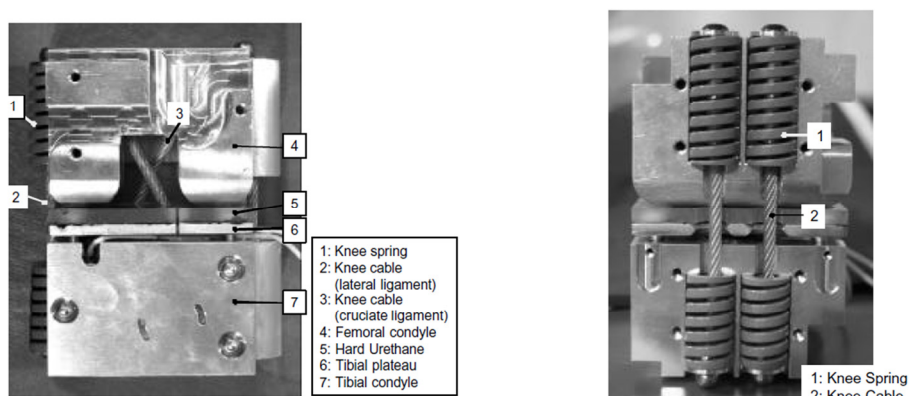


Figure 1.19 Knee joint of FlexPLI 2003 version^[39]

この FlexPLI 2003 年バージョンを用いて、Kerrigan ら^{[40][41]}がおこなった、献体を用いた大腿骨動的 3 点曲げ実験、下腿部（筋および脂肪を含む軟組織（以下筋-脂肪複合体と呼ぶ）を含む）動的 3 点曲げ実験および膝関節動的 4 点曲げ実験が再現され、特性比較がおこなわれた。FlexPLI では、人体の下腿部に存在する脛骨（Tibia）、腓骨（Fibula）という 2 つの骨を 1 つの骨で代表しているため、人体で生じる腓骨骨折に続く脛骨骨折による荷重-変位特性の非線形性が再現できないなど、認証ツールとして repeatability や reproducibility を重視したことによる限界はあるものの、大腿部、下腿部、膝関節ともに、従来の EEVC legform に対し人体忠実度が大幅に向上していることが確認された。

FlexPLI は、その後も開発が続けられ、2005 年には、国連自動車基準調和世界フォーラム (WP.29)の衝突安全専門家グループ（Group of Experts on Passive Safety : GRSP）傘下に設置された歩行者保護インフォーマルグループが、FlexPLI 技術評価グループ（FlexPLI Technical Evaluation Group : Flex-TEG）を立ち上げ、国土交通省との連携のもと、日本が議長国となった^{[42][43]}。Flex-TEG では、国連の世界統一基準（UN GTR, UN Regulation）で規定される自動車の歩行者保護性能試験法への FlexPLI の導入を提案するために必要な技術的諸課題について検討された。

Konosu ら^[44]は、コンピュータシミュレーションを用いて、Figure 1.20 に示す FlexPLI Type GT (Flex-GT) のフルアッセンブリ状態での人体忠実度評価をおこなった。Flex-GT の基本構造は前述の FlexPLI 2003 年バージョンと同様であるが、試験の際のインパクト打ち出しの安定性を確保するため、インパクトの断面が丸型から角型に変更されている。立位姿勢の人体を再現し、下半身の骨を有限要素で再現した人体 FE モデルと、Flex-GT の FE モデルを、車両前部を模擬した簡易車両モデルに速度 40 km/h で衝突させ（Figure 1.21）、下腿部の曲げモーメントおよび MCL 伸び量の最大値の人体モデルと Flex-GT モデルの相関関係が検討された。この研究で用いられた簡易車両モデルを Figure 1.22 に示す。ボンネット先端（Bonnet Leading Edge : BLE）、バンパ（Bumper : BP）およびバンパ下部（Spoiler : SP）の 3 コンポーネントがモデル化されている。簡易車両モデルの荷重特性および形状に水準値を設け、L18 直交表を適用することで、18 種類の簡易車両モデルが作成され、人体 FE モデルおよび Flex-GT モデルとの衝突シミュレーションが実施された。18 種類の簡易車両モデルとの衝突解析から得られた、下腿部（Tibia）曲げモーメントおよび MCL 伸び量の最大値について、人体モデルと Flex-GT モデルの相関関係の一例を Figure 1.23 に示す。この例は、インパクトの底面を地上から 75 mm の高さで車両に衝突させた場合の結果であり、その後の国連傘下の会議体での議論で、FlexPLI の試験法に採用さ

れている条件である。相関係数は、脛骨曲げモーメント、MCL 伸び量に対しそれぞれ 0.90 およ
び 0.66 となっている。

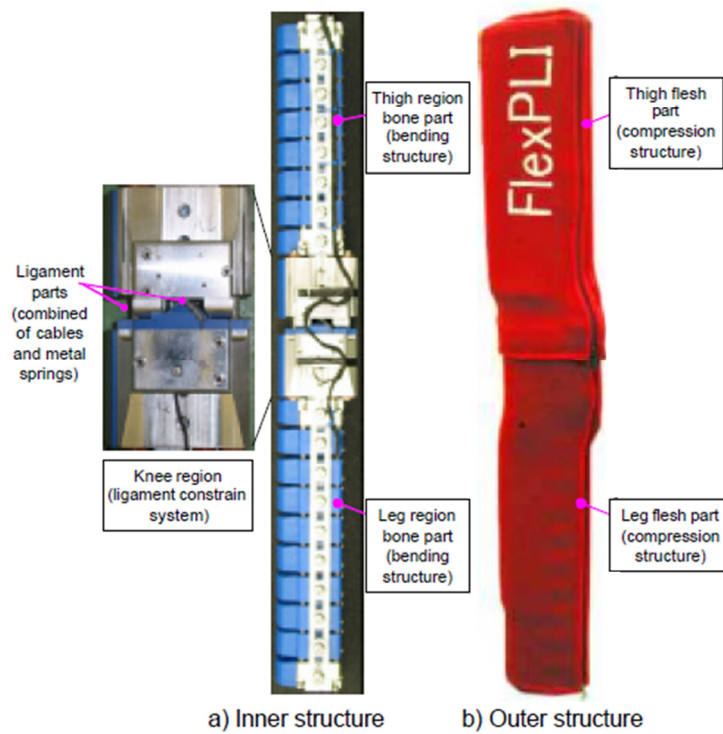


Figure 1.20 FlexPLI Type GT^[44]

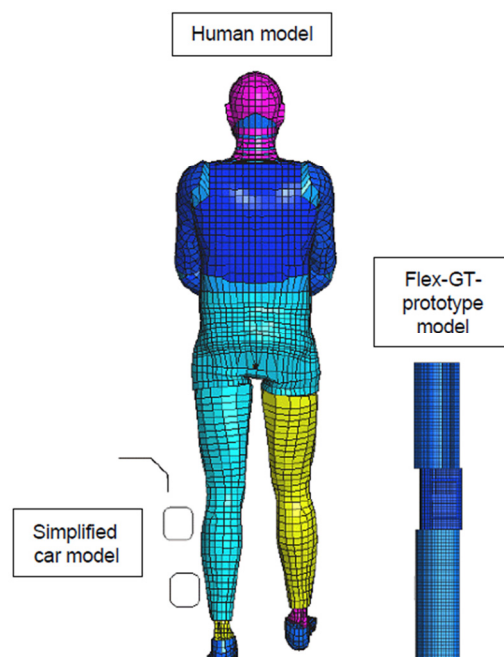


Figure 1.21 Setup of impact simulations conducted by Konosu et al.^[44]

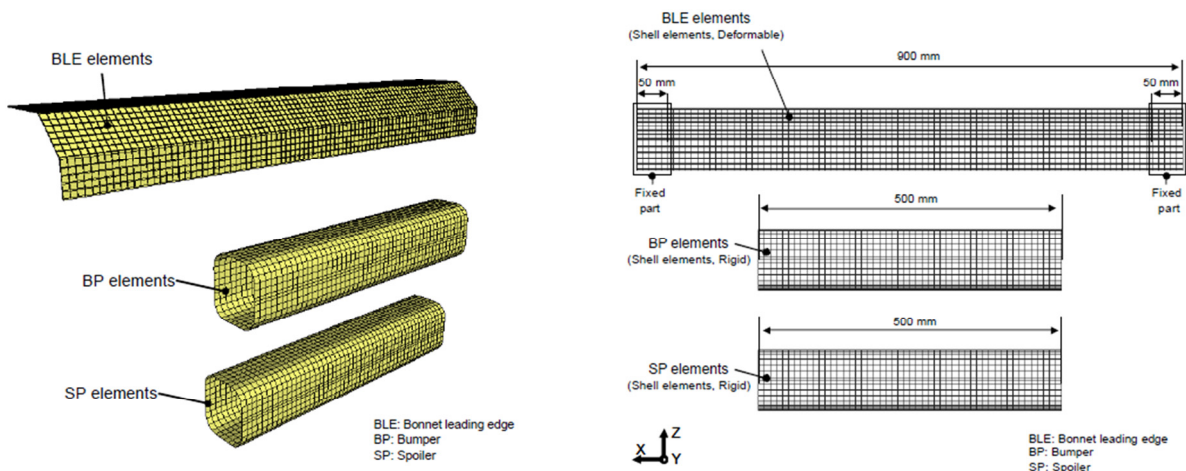


Figure 1.22 Simplified vehicle model used by Konosu et al.^[44]

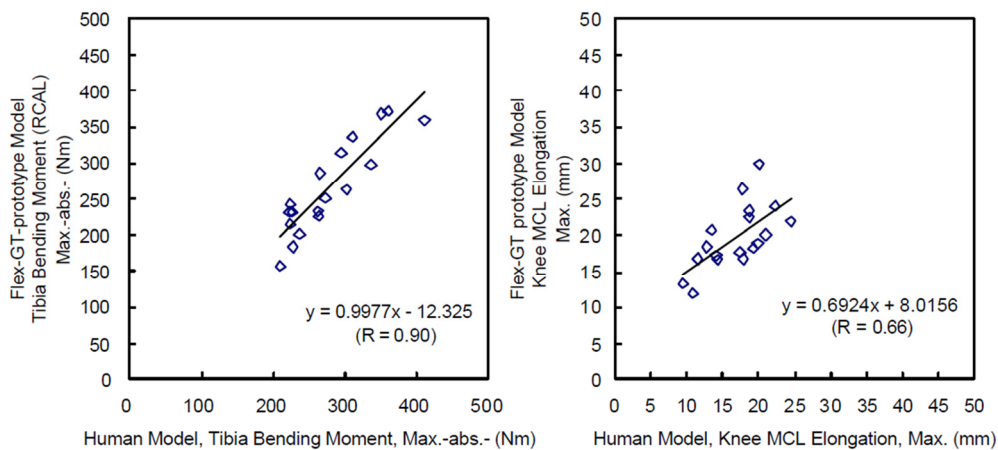


Figure 1.23 Correlation of peak values of tibia fracture and MCL failure measures between human model and Flex-GT model^[44]

Flex-GTは、FlexPLIの最終形に近い仕様であるが、十字靭帯（ACL、PCL）の幾何学的配置の左右非対称性から、車両の構造が左右対称であっても、右側と左側で試験結果が異なるという問題がFlex-TEG会議で指摘され、十字靭帯の幾何学的配置が左右対称となるように変更された。また、衝突用ダミーの専門メーカーにより、認証ツールとしての **repeatability** および **reproducibility** の向上や、量産を前提とした際の生産技術上の問題解消のための細部の仕様変更がなされ、FlexPLIの最終仕様（FlexPLI Type GTR）が開発された^{[42][43]}。この最終仕様については、Konosuら^[44]がFlex-GTに対して実施した、フルアッセンブリ状態での人体忠実度評価がおこなわれていなかったため、FlexPLI最終仕様の各傷害評価指標に対する人体忠実度が定量的に明確になっていなかった。また、傷害評価指標の選定について、Konosuら^[45]が、EEVC legformモデルの下腿部上端加速度と人体モデルの脛骨曲げモーメントとの間には相関がないことを示し

ているものの、下腿部骨折評価指標としての曲げモーメントの妥当性については、これまで明らかにされてこなかった。

FlexPLI の開発は、EEVC legform に対して人体忠実度を向上することで、歩行者の脚部傷害の評価精度を向上し、自動車の歩行者脚部保護性能の向上を通じて、歩行者事故による社会コストの低減につなげるのが狙いである。FlexPLI の基準への導入による社会コストの低減を評価するには、設定された傷害基準値と傷害発生確率の関係を定量化するための傷害確率関数を求める必要がある。そして、EEVC legform と FlexPLI では傷害評価指標が異なるため、EEVC legform の FlexPLI への置き換えの正当性を明確にするには、傷害確率関数を用いて、FlexPLI に対する傷害基準値が、EEVC legform の傷害基準値と少なくとも同等の安全性を確保できることを定量的に示す必要がある。

一方、FlexPLI は、EEVC legform に対する人体忠実度の明確な優位性があるものの、あくまで人体の脚部を機械的に再現したものであり、実際の人体を完全に模擬できるものではなく、さらなる改良の余地もある。その課題のひとつが、FlexPLI のリバウンド特性である。FlexPLI は認証ツールとして繰り返し使用を前提に設計されているため、骨の曲げを再現する骨心材は、衝突試験において基本的に弾性限度内で使用される。また、膝関節の特性も弾性スプリングによって再現されている。このため FlexPLI では、車両との衝突による力学的負荷により供給されたエネルギーが弾性エネルギーとして蓄えられ、衝突後の振動を誘起する傾向にある。また、FlexPLI は歩行者の脚部のみを模擬したインパクトであるため、大腿部上端が開放端となっており、とくにボンネットの低い車両との衝突などにおいては、大腿部の車両側への振込みが人体よりも顕著に大きくなる場合がある。そして、インパクト振動と大腿部の振込みが同期した場合、FlexPLI の傷害値は、車両との衝突が持続している間の最大値よりも、車両との接触を失った後のリバウンド段階における最大値の方が大きくなり、車両の脚部保護性能が適切に評価できないことがある。このため、リバウンド段階でのインパクト挙動を改良する方法について検討する必要がある。

1.2 研究の目的

本研究は、歩行者の重傷事故において最も発生頻度が高い脚部傷害について、傷害発生メカニズムを精度よく再現できる評価ツールとして、人体腰部・脚部 FE モデルおよび歩行者ダミー脚部を開発、改良するとともに、歩行者ダミーや脚部インパクトを用いた車両の歩行者脚部保護性

能の定量的評価手法を構築することにより、車両の歩行者に対する安全性向上に資することを目的とする。

まず、歩行者が車両と衝突する際の脚部傷害メカニズムを分析するツールとして、立位姿勢の人体腰部および脚部の解剖学的構造や力学特性をコンピュータ上で再現する人体腰部・脚部 FE モデルを開発する。次に、さまざまな車両の歩行者脚部保護性能の評価を可能とするため、POLAR II 全身歩行者ダミーの脚部構造の改良をおこなうとともに、改良ダミーを用いた脚部傷害の評価手法を構築する。そして、POLAR II ダミーの脚部構造をベースに、車両の認証試験や第三者評価試験での活用を念頭に開発された新脚部インパクト FlexPLI について、人体 FE モデルを活用した適切な傷害評価指標の選定および人体忠実度評価、文献からの人体特性データおよび人体 FE モデルとの相関性をもとにした傷害確率関数の開発、および、傷害確率関数を用いた傷害基準値の妥当性評価をおこなう。さらに、新脚部インパクトのさらなる進化に向けた技術課題を明確化し、その具体的対応手法についても検討する。

1.3 本論文の構成

本論文の構成は Figure 1.24 に示すとおりである。

第 2 章では、歩行者の脚部傷害メカニズムの再現を目的とした、人体腰部・脚部 FE モデルの開発について説明する。2.1 節では、人体脚部の断面画像に基づいて脚部構造を正確に再現し、多数の文献調査から求めた材料特性を反映した脚部 FE モデル、先行研究で開発されたものを改良した腰部 FE モデル、および、全身での解析を可能とするための、挙動再現用の上半身モデルのモデル化手法について説明し、次いで 2.2 節では、これらのモデルの人体忠実度を、人体特性データとの比較により検証する。

第 3 章では、歩行者全身ダミー POLAR II に対する腰部および脚部の改良構造と傷害評価手法の構築について説明する。3.1 節では、従来ダミー POLAR II 脚部の人体忠実度を献体実験結果との比較により評価する。次に、3.2 節では、従来ダミーの脚部構造の改良と、その人体忠実度検証について説明する。そして、3.3 節において、改良した脚部を用いて歩行者の脚部傷害を評価するための、傷害の計測手法と傷害値の評価手法について検討する。

第 4 章では、各国の認証試験や第三者評価試験で活用されている EEVC legform に対し人体忠実度が向上した、新脚部インパクト FlexPLI による脚部傷害評価手法の構築について説明する。まず 4.1 節では、人体脚部における傷害との相関の高い指標の選定をおこなったうえで、その指

標を用いて、従来の EEVC legform および FlexPLI の人体忠実度評価をおこなう。そして、人体との相関性が両インパクトで異なる要因についても分析する。4.2 節では、FlexPLI による実車試験で得られる傷害値から傷害発生確率を予測するための、FlexPLI に対する傷害確率関数の開発について説明する。4.3 節では、サブシステム試験法による歩行者脚部傷害評価のさらなる精度向上のための技術課題と、その具体的対応手法の方向性について検討する。

第 5 章では、本研究全体の結論として、実施内容と得られた成果について整理考察する。

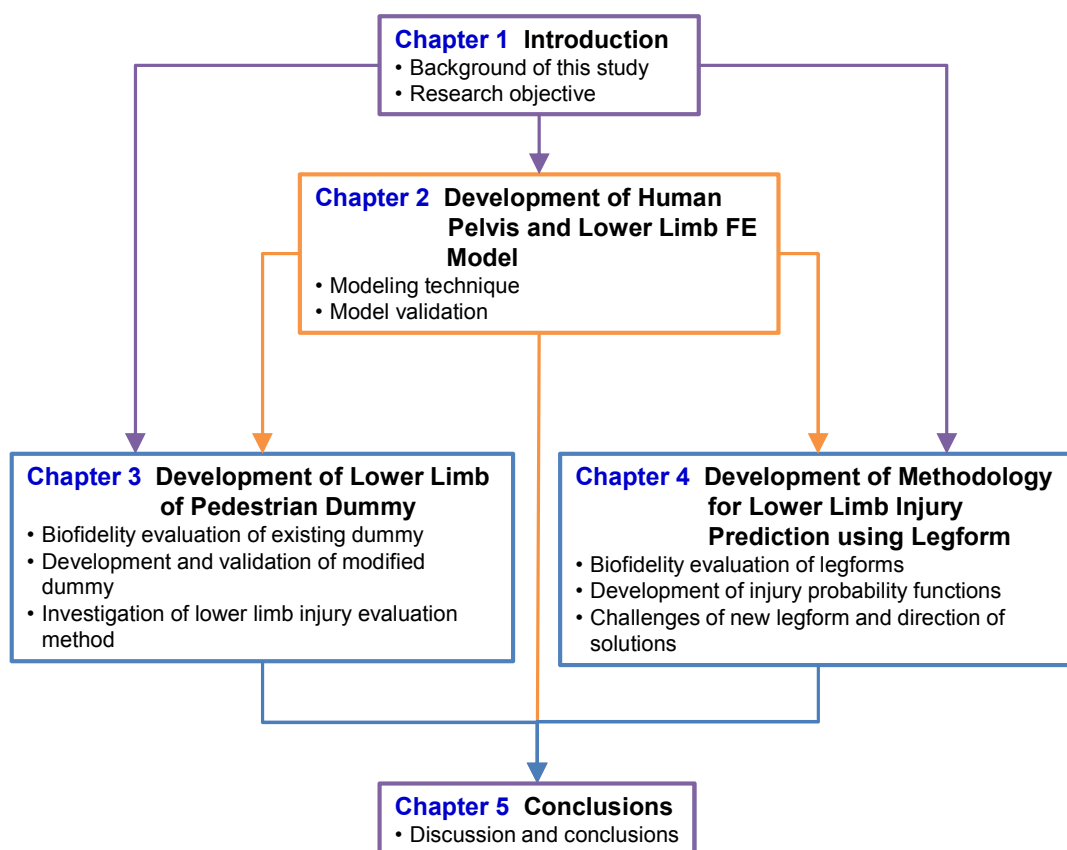


Figure 1.24 Structure of this study

第2章 人体腰部・脚部 FE モデルの開発

本研究の目的は、歩行者の重傷事故で最も発生頻度が高い脚部傷害について、傷害再現手法および傷害評価手法を構築することである。しかし、脚部の上端である大腿骨頭部は、股関節を介して骨盤と結合されており、腰部は脚部に対する力学的境界条件を与える部位である。したがって、脚部の傷害メカニズムを正確に再現するには、腰部についても、モデルの改良と人体忠実度の検証をおこなうことが望ましい。そこで本研究では、脚部 FE モデルのモデル化および検証を行うとともに、Kikuchi ら^[46]が作成した腰部 FE モデルを改良し、最新の骨盤特性データに対して検証することで、腰部・脚部 FE モデルを構築した。また、剛体とジョイント要素で構成した上半身モデルを、腰部・脚部 FE モデルと組み合わせることで、歩行者全身モデルを作成し、歩行者全身挙動の再現精度を検証した。

2.1 モデル化手法

脚部の長骨（大腿骨、脛骨、腓骨）、膝関節の軟組織（主要な靭帯、半月板、関節包）、骨盤、筋-脂肪複合体および皮膚を含む、衝突解析コード PAM-CRASH 上の腰部・脚部 FE モデルを開発した。脚部モデルの形状は、被験者から得た MRI 断面画像から作成した。脚部の骨および軟組織の材料特性は、多数の文献調査より定めたものをベースとし、人体衝撃応答データとの一致度を高めるために、若干の調整をおこなった。骨盤については、献体の CT 画像データをもとに Kikuchi ら^[46]が作成した腰部 FE モデルに対し、寸法や形状、剛体モデルの廃止、関節軟骨モデルの追加などの改良により人体忠実度を高めた。市販の人体 FE モデルである H-Dummy^[47]の上半身モデルをベースに、剛体とジョイント要素で構成される上半身モデルを作成し、被験者実験との比較から、頸椎間の関節特性を同定した。

2.1.1 モデル形状

日本人被験者の大腿骨頭部から下部の脚部 MRI 画像データを、国際電気通信基礎技術研究所（Advanced Telecommunications Research Institute : ATR）脳活動イメージングセンターにて取得した。MRI 画像データの取得は、ATR の倫理安全委員会の承認のもと実施した。被験者は 35 歳男性で、衝突用ダミー等で基準の体型とされているアメリカ人成人男性平均体格（American Male 50th Percentile : AM50）に近い体格を有する（身長 174 cm, 体重 78 kg）。骨のモデル化

には、大腿骨骨頭から足関節までの 2 mm 間隔の横断面 (transverse plane) MRI 画像を用いた。靭帯や半月板といった、膝関節内のより小さな組織の形状を再構築するためには、MRI 画像の解像度を高める必要がある。そこで、通常頭部に対して用いる MRI コイルを膝周辺に適用し、横断面に加え、矢状断面 (sagittal plane) および冠状断面 (coronal plane) について、1.5 mm 間隔で撮影をおこなった。膝関節周辺の矢状断面および冠状断面の MRI 画像の例を Figure 2.1 に示す。得られた MRI 画像には、汎用画像処理ソフトウェアを用いて、組織の境界が容易に認識できるよう前処理を施した。その後、3次元形状再構築ソフトウェア Forge を用いて、全断面画像の境界を自動的にトレースし、3次元曲面を生成した。表面形状データは、内製のメッシュ生成ソフトウェアに入力して、有限要素解析用メッシュを作成した。

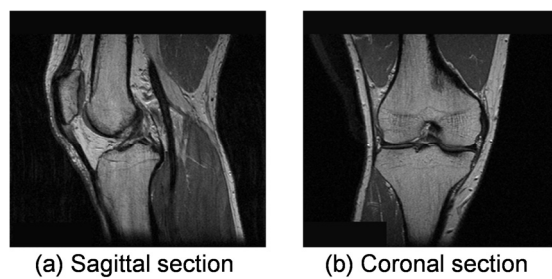


Figure 2.1 Examples of knee MRI

MRI 画像データから生成した脚部モデルの 3次元形状を Figure 2.2 に示す。このモデルは、脚部の長骨 (大腿骨, 脛骨, 腓骨), 主要な膝関節靭帯 (ACL, PCL, MCL, LCL), 半月板, 膝関節包, 筋-脂肪複合体および皮膚で構成されている。予備解析において、膝関節周囲の筋-脂肪複合体や腱は、横方向衝撃に対する脚部の応答に対しては大きな影響を及ぼさないことが判明したため、膝蓋骨およびそれを結合している腱および靭帯は、単純化のためモデル化していない。また、筋-脂肪複合体モデルについては、横方向からの衝撃に対するパッドとしての機能のみを持たせ、筋力についてはモデル化していない。

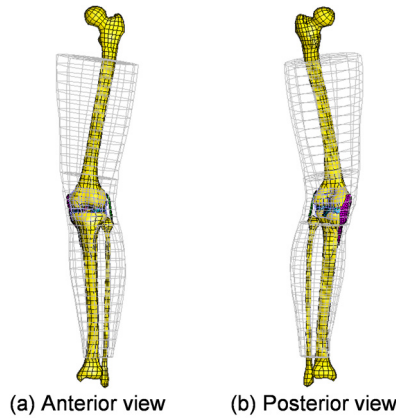


Figure 2.2 Geometry of FE lower limb model

骨モデルは、Figure 2.3 に示すように、人体の骨の解剖学的構造を再現するため、皮質骨と海綿骨で構成した。骨端においては、内部の海綿骨をソリッド要素でモデル化し、表面の皮質骨は板厚が薄いためシェル要素でモデル化した。人体の長骨では、実際には骨幹の骨髓腔内は黄色骨髓で満たされているが、脂肪質の組織であり、高エネルギー衝突における応答特性に対しては影響が無視できると仮定した。骨幹の皮質骨は、板厚がある程度厚いため、ソリッド要素でモデル化した。しかし、一部の骨幹端部において要素が皮質骨の厚さ方向で非常に小さくなり、計算タイムステップが非常に小さくなったため、こうした部位については、計算タイムステップが現実的な数値となるよう、シェル要素でモデル化した。

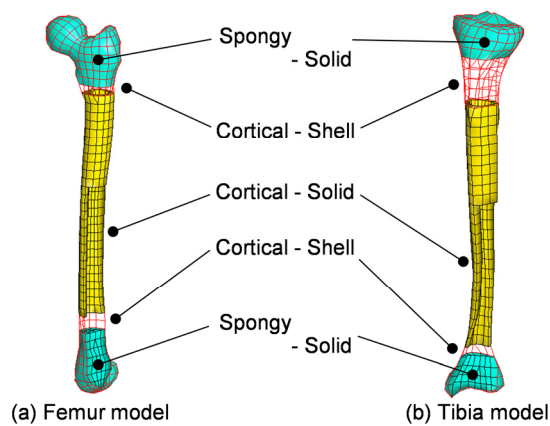


Figure 2.3 Structure of bone models

4つの主要な膝関節靭帯のうちの3つ (ACL, PCL, LCL) は、断面積分布、および、靭帯同士や靭帯と骨の接触を正確に再現するため、ソリッド要素でモデル化した (Figure 2.4)。MCL については、厚さが薄いためシェル要素でモデル化した。十字靭帯 (ACL, PCL) はそれぞれ、

線維の方向や力学的応答の異なる 2 つの線維束から構成されるものとした^{[48][49][50]}. これをモデルに反映するため、ACL および PCL のモデルを、Figure 2.5 に示すように、それぞれ 2 つの線維束 (Anteromedial ACL bundle : A-ACL, Posterolateral ACL bundle : P-ACL, Anterolateral PCL bundle : A-PCL, Posteromedial PCL bundle : P-PCL) に分割してモデル化した. 各靭帯の付着位置は解剖学 CD-ROM^{[51][52]}を参照して定め、対応する骨表面と Rigid Body で結合した. 半月板の下面は、脛骨プラトーに対し PAM-CRASH の Tied Contact (スライディングインターフェース定義のタイプ 32) ^{[53][54]}で結合した. 膝関節全体を、Figure 2.4 に示すように関節包が覆うようにモデル化した.

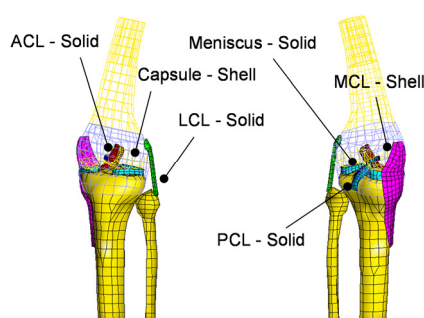


Figure 2.4 Models for knee ligaments and menisci

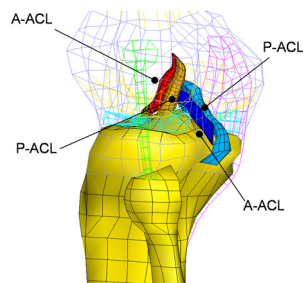


Figure 2.5 Models for knee ligament bundles

骨盤モデルの形状は、Kikuchi ら^[46]によって報告されたモデルに対し、成人男性平均体型の骨盤の大きさにスケーリングしたものを用いた. Kikuchi ら^[46]は、米国バージニア大学より入手した、献体 (69 歳男性, 身長 175 cm, 体重 82 kg) の骨盤の 2 mm 間隔の横断面 CT 画像を用いて骨盤の 3 次元形状構築をおこなっている. 骨盤モデルは、Figure 2.6 に示すように、左右の寛骨 (腸骨, 恥骨, 坐骨の総称), 仙骨および尾骨, 恥骨結合で構成されている. 寛骨は、表面の皮質骨層の内部に海綿骨を有する 3 層構造となっている. 表面の皮質骨はシェル要素, 内部の海綿骨はソリッド要素でモデル化されている. 皮質骨の板厚分布は均一でないため、寛骨の片側を 187 領域に分割し、CT 画像から各領域における皮質骨の平均板厚を求め、モデルに反映してい

る。仙骨および尾骨の形状は、シェル要素でモデル化されている。恥骨結合はソリッド要素を用いてモデル化され、PAM-CRASH の Tied Contact^{[53][54]}により恥骨と結合されている。Figure 2.7 に示すように、腸骨と仙骨を結合する前仙腸靭帯、骨間仙腸靭帯および後仙腸靭帯、坐骨と仙骨を結合する仙結節靭帯および仙棘靭帯がバー要素でモデル化されている。

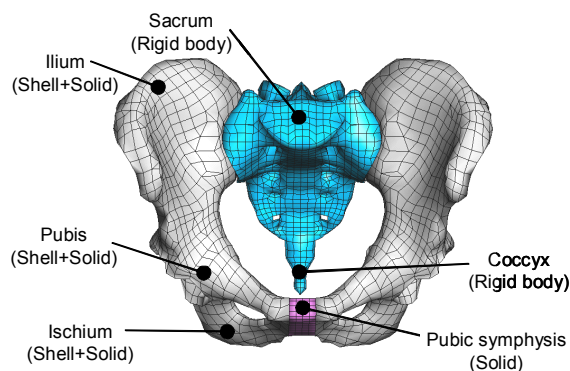


Figure 2.6 Bony pelvis model developed by Kikuchi et al.^[46]

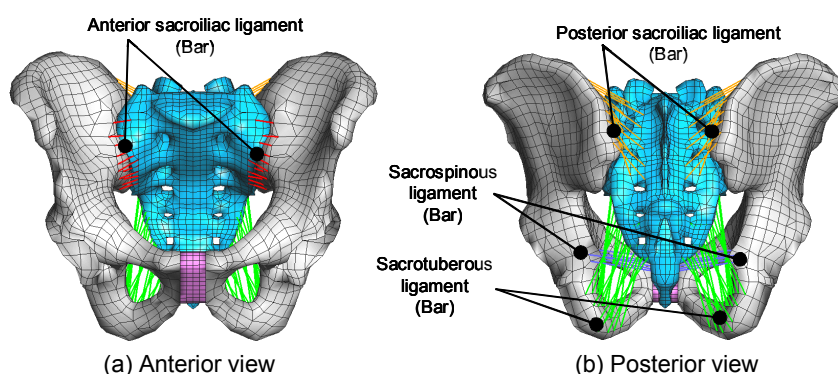


Figure 2.7 Pelvis model (including ligaments) developed by Kikuchi et al.^[46]

本研究では、この Kikuchi ら^[46]の骨盤モデルを改良し、その後 Salzar ら^[56]が実施した、骨盤単体の横方向動的圧縮実験の結果に対して検証をおこなった。また、全身モデルを用いた車両対歩行者衝突シミュレーションにおける腰部および脚部の応答の予測精度を向上するため、股関節の特性についても見直しをおこなった。Kikuchi ら^[46]の骨盤モデルと本研究で改良した骨盤モデルの比較を Figure 2.8 に示す。Kikuchi ら^[46]の骨盤モデルの形状は、AM50 に近い体格の献体から得られた CT 画像に基づいているが、骨盤の幅についてアメリカ人の体格データベース^[57]と比較したところ、幅が AM50 よりもやや大きいことが判明した。そこで、アメリカ人成人男性の平

均体格をより正確に再現するため、骨盤の幅が体格データベース^[57]からの AM50 相当の幅 (262 mm) となるように、骨盤を相似縮小した。Kikuchi ら^[46]の骨盤モデルでは、脚部が股関節まわりに内転した際に、股関節に発生するモーメントがやや大きいため、これを低減する目的で、解剖学書^[58]を参考に、股関節靭帯の付着点位置を修正した。また、仙腸関節周辺の靭帯についても、同解剖学書^[58]に基づいて付着位置を見直した。Kikuchi ら^[46]の骨盤モデルでは、仙骨を Rigid Body として取り扱っていたが、これをシェル要素に切り替えることで、皮質骨を再現した。ただし、仙骨の形状は非常に複雑であり、内部の海綿骨を直接モデル化すると、極めてメッシュサイズの小さい要素が発生したり、要素形状にねじれが発生したりするため、海綿骨自体はモデル化せず、海綿骨の寄与分を皮質骨の板厚の増加で補正することとした。仙骨皮質の板厚は、腸骨負荷時の実験結果との良好な一致が得られるよう、1.8 mm とした。恥骨結合の形状は、骨盤ベースモデル作成に用いたものとは別の献体からの CT 画像と、Vix ら^[59]のデータを参考に、恥骨結合の前側および後側の厚さをそれぞれ 5.6 mm および 4.0 mm に修正した。Kikuchi ら^[46]の骨盤モデルではモデル化されていない、仙腸関節と寛骨臼の関節軟骨をソリッド要素でモデル化し追加した。これらの軟骨層の厚さは、解剖学書^[58]および Walker^[60]を参照して定めた。

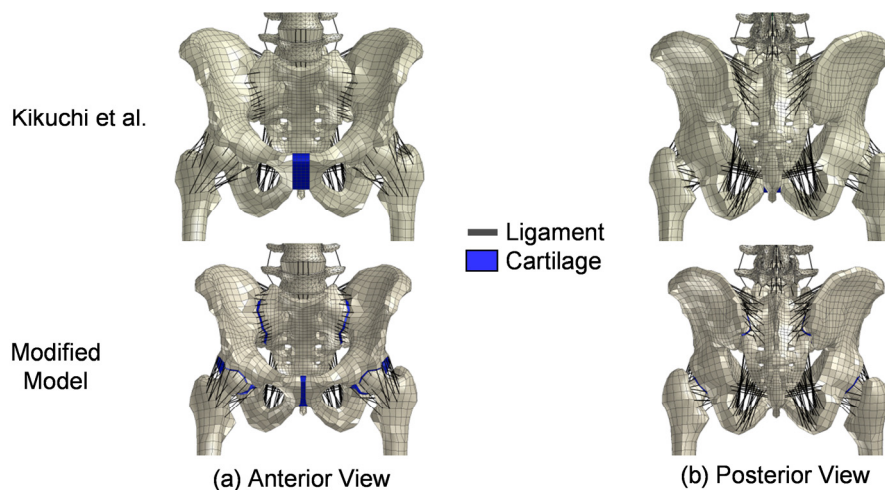


Figure 2.8 Comparison of pelvis model

骨盤および脚部の骨の周囲は、筋-脂肪複合体をモデル化したソリッド要素で覆い、さらにその表面を、皮膚に相当するシェル要素で覆った。膝関節近傍については、骨周囲に存在する筋-脂肪複合体が少ないため、パッドとしての効果が無視できると考え、最外側の皮膚のみモデル化した。

作成した腰部・脚部モデルに上半身モデルを組み込み、立位姿勢の全身モデルを作成した。全身モデルの構成を Figure 2.9 に示す。上半身は、傷害再現ではなく、挙動再現を目的としたため、比較的簡易で計算時間も短い剛体セグメントとジョイント要素を組み合わせたモデルとした。歩行者の上体挙動を精度良く再現するためには、脊椎の柔軟性を表現することが重要である。胸椎は肋骨および胸骨とともに胸郭を形成しているため柔軟性は比較的低いと考えられるが、頸椎および腰椎については人体と同等の自由度を与える必要がある。そこで胸部は簡略化のため1セグメントでモデル化し、頸椎および腰椎についてはそれぞれの椎体の数と同数の7セグメントおよび5セグメントに分割した。また、頭部、上腕部、前腕部についてはそれぞれ1セグメントでモデル化した。体表面および腰椎の形状は、H-Dummy^[47]のものを用いた。各椎体をそれぞれ Rigid Body としてモデル化し、椎体間をジョイント要素で結合するとともに、前後の靭帯をバー要素でモデル化した。頸部は表面形状を7分割し、セグメント間をジョイント要素で結合することで、各椎体の回転自由度を再現した。

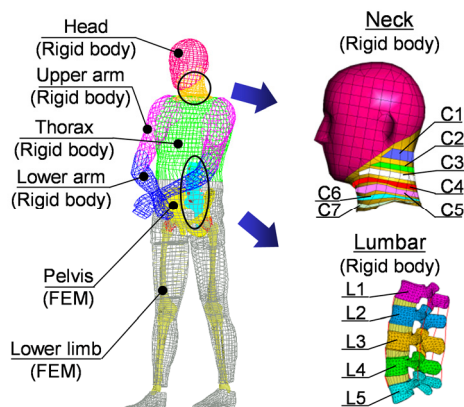


Figure 2.9 Structure of full-body model

2.1.2 材料特性

(1) 大腿骨・下腿骨

脚部長骨の皮質骨の力学特性は、ヤング率 (Young's modulus : E)、降伏応力 (yield stress : σ_y)、破断応力 (ultimate stress : σ_u)、破断ひずみ (ultimate strain : ϵ_u)、ポアソン比 (Poisson's ratio : ν) の5つのパラメータにより再現した。海綿骨については、Figure 2.10 に示すように、降伏後の応力の変化が小さい^{[61][62][63]}ことを考慮し、単純化のため、降伏応力と破断応力を同一と仮定した。

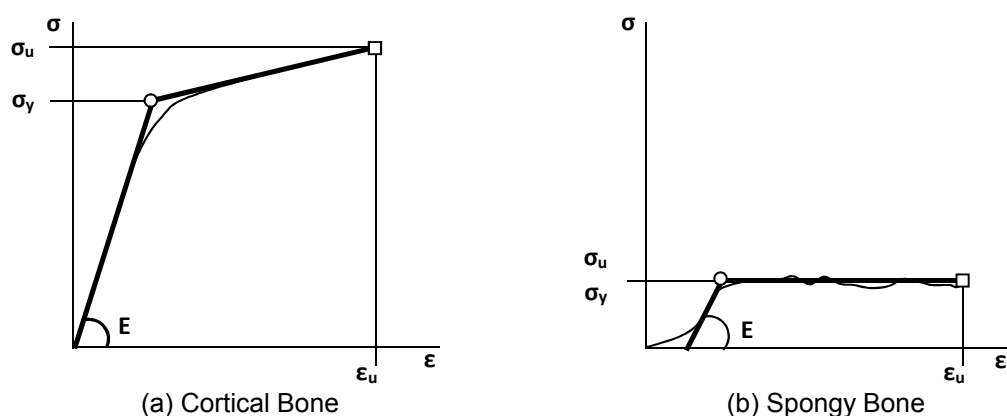


Figure 2.10 Typical stress-strain curves of bones and parameters specified in model

これらのパラメータに対するデータを文献調査により取得した^{[64]-[101]}。大腿骨皮質の引張および圧縮におけるヤング率および破断応力と年齢の関係を Figure 2.11 に示す。図より、大腿骨皮質は、圧縮よりも引張において、ヤング率および破断応力が低い傾向にあることがわかる。この傾向は、医療分野でよく知られている、骨折は引張負荷が加わった部位で発生することが多いという知見と一致する。そこで、骨折の可能性を精度よく予測するため、引張における特性値をモデルに反映した。大腿骨皮質のヤング率および破断応力と年齢の関係を男女別に表示したものを Figure 2.12 に示す。性別不明のデータが多いが、性別の判明しているデータを用いて、特性値の平均値の男女差を統計的に検定した。F 検定の結果、ヤング率、破断応力ともに、5%有意水準で男女両グループの分散に有意差はなかった（ヤング率： $p=0.167$ ，破断応力： $p=0.309$ ）。そして、等分散性を仮定した t 検定において、両グループの平均値は、ヤング率、破断応力ともに 5%有意水準で有意差がないとの結果が得られた（ヤング率： $p=0.681$ ，破断応力： $p=0.753$ ，両側検定）。この検定では、皮質骨の特性を比較したために男女の有意差が生じなかったものと考えられるが、性別が判明しているデータが少ないため、高齢女性の骨密度低下の影響の有無などについては、より多くのデータに基づいて検証する必要がある。

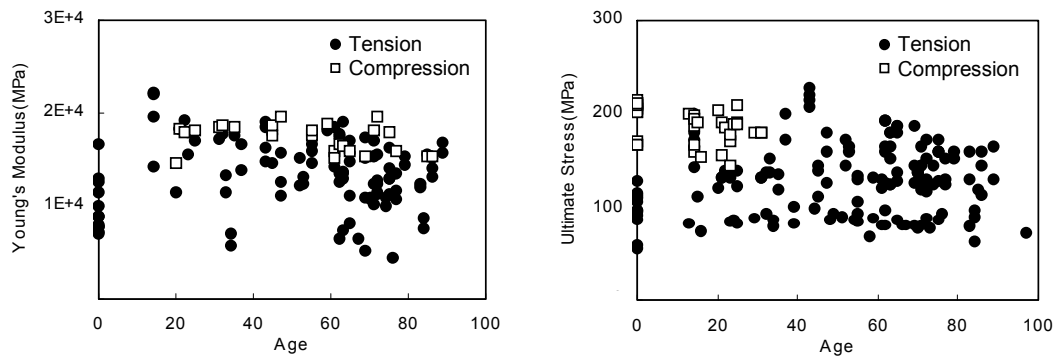


Figure 2.11 Tensile and compressive property of femoral cortical bone as a function of age

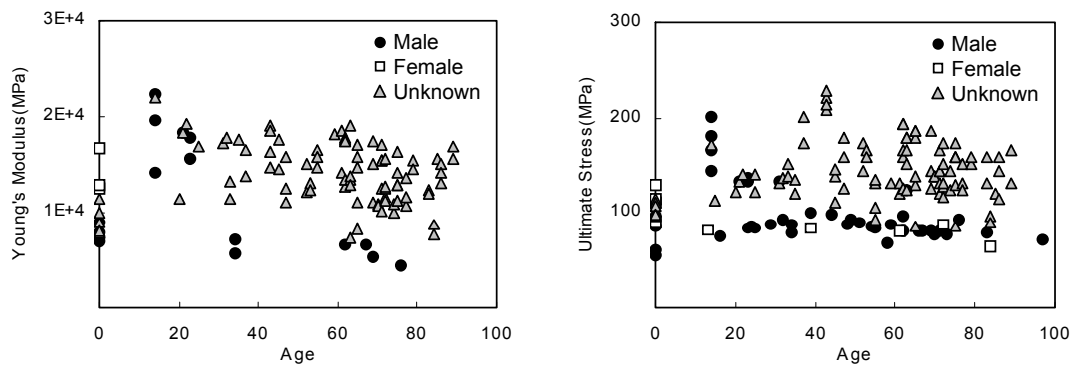


Figure 2.12 Difference in material property of femoral cortical bone between male and female

大腿骨皮質に対する各材料特性値と年齢との関係のコーリドを Figure 2.13 に示す. 年齢 10 歳ごとの平均値を○で示し, 正規分布を仮定した際にデータの 90%が含まれる範囲 (平均値 $\pm 1.645 \times$ 標準偏差) として定めた, 各年齢帯での上下限値を□で示している. また, 平均値 (○) および上下限値 (□) に対する 2 次の回帰曲線を示している. このグラフより, 骨の材料特性値の個体差 (個人間のばらつき) は, 平均値の年齢に対する依存性よりも大きいことがわかる. 降伏応力については, 年齢との関係を定めるのに十分なデータ数が得られなかったため, 平均値のみを定めた. 破断ひずみについても, データ数が少ないため, 線形回帰をおこなった. 脛骨皮質については, 個別別のデータは文献から得られず, データ群の平均値と標準偏差のみが得られた (Figure 2.14). 脛骨に関するデータが限られていたため, 脛骨の材料特性値のコーリドは, 大腿骨皮質に対するコーリドに, 当該パラメータの平均値の大腿骨と脛骨の比率を乗じることで定めた. 腓骨皮質についてはほとんどデータが得られなかったため, 腓骨の材料特性値については,

脛骨の特性値を初期値として、モデル検証の過程で、実験結果に近いモデルの予測結果が得られるような値を同定した。

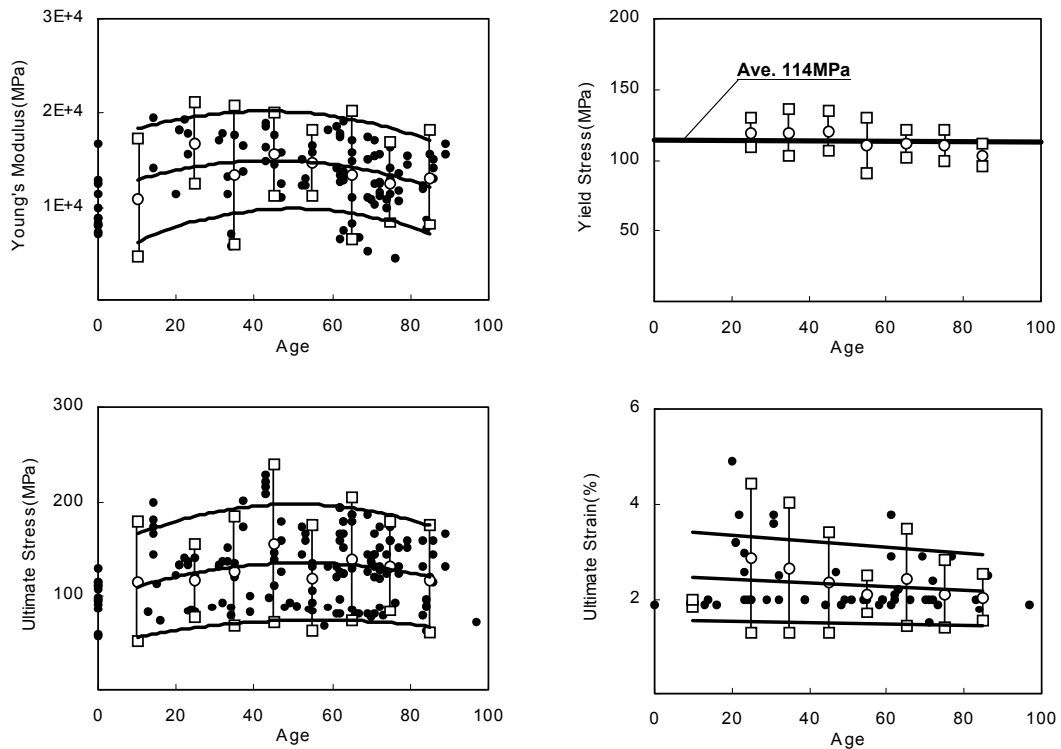


Figure 2.13 Material property corridors of femoral cortical bone as a function of age

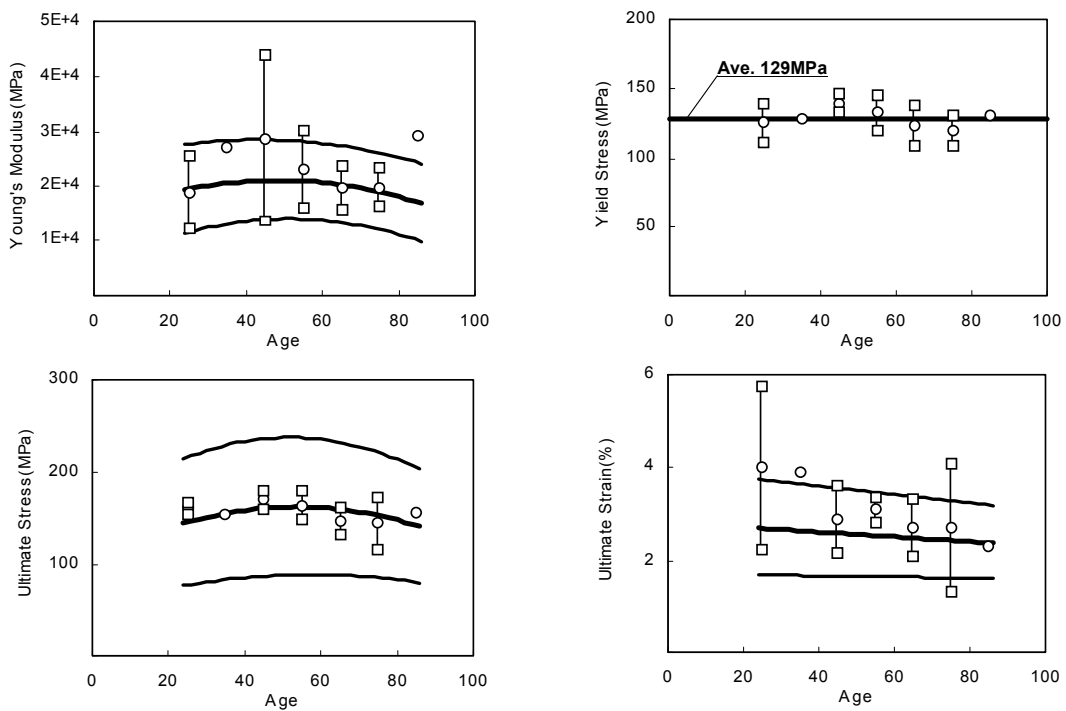


Figure 2.14 Material property corridors of tibial cortical bone as a function of age

海綿骨については、引張における材料特性が文献から得られなかったため、圧縮時の特性値を用いた。脛骨および腓骨については、海綿骨のデータが文献から得られなかったため、大腿骨海綿骨のデータを用いた。Brown ら^[102]および Martens ら^[103]によれば、海綿骨の中でも、大腿骨骨頭の高綿骨は、他の部位の高綿骨よりも剛性が高い。この情報に基づき、海綿骨の材料特性値は、大腿骨骨頭とその他の部位とに分けて定めた (Figure 2.15)。海綿骨の破断ひずみのデータが得られたのは、Lindahl^[104]からのみであった (13.4%)。皮質骨のポアソン比は、文献^{[73][77][97]}から得られたデータの平均値として、大腿骨、脛骨および腓骨すべてに対し同一の 0.315 を用いた。文献からデータが得られなかったため、海綿骨のポアソン比についても同一の値を適用した。なお、大腿骨の準静的 3 点曲げにおいて、ポアソン比が荷重-変位応答に与える影響をシミュレーションにより調べたところ、ポアソン比を 0.2 から 0.4 に変化させた場合であっても、破断荷重の変化は 1.5%以内であった。

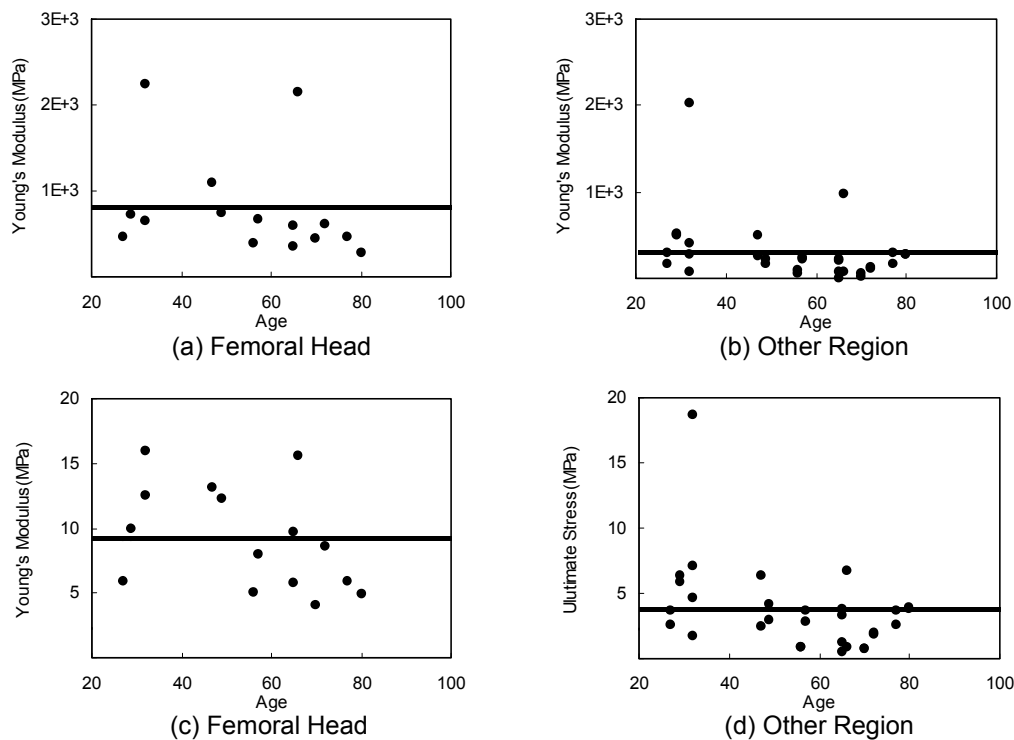


Figure 2.15 Material property of spongy bone for femoral head and other region

骨モデルに対する材料モデルとしては、破断モデルが利用できること、速度依存性が反映できることから、PAM-CRASH の弾塑性材料モデル (ソリッド要素: マテリアルタイプ 16, シェル要素: マテリアルタイプ 105) を用いた。骨折の再現には、PAM-CRASH の要素削除オプション

を適用した。このオプションは、要素の相当塑性ひずみが設定した閾値に達すると、100 タイムステップの間に要素の剛性をゼロまで低下させるものである。剛性のみを低下させるため、モデルの全質量は不変である。各骨の破断塑性ひずみを閾値として設定した^{[53][54]}。

Carter ら^{[105][106]}は、皮質骨と海綿骨について、ひずみ速度の強度および弾性率に対する影響を調査し、皮質骨、海綿骨ともに、強度および弾性率は、ひずみ速度の 0.06 乗にほぼ比例することを見出した (Figure 2.16)。この実験結果をモデルに反映するため、Figure 2.17 に示すように、ひずみ速度と応力-ひずみ特性の静動比との関係を定め、PAM-CRASH におけるひずみ速度依存性の対数補間カーブ定義 (各ひずみ速度に対する応力-ひずみ特性を、多数の直線区間の繋ぎ合わせで表現し、ひずみ速度に対し対数補間して用いる方法)^{[53][54]}を用いてモデルに反映した。骨の材料モデルとして採用した PAM-CRASH のマテリアルタイプ 16 および 105 では、ひずみ速度依存性は、応力-ひずみ特性の塑性域にのみ適用される。一方、Figure 2.18 に示すように、骨の応力-ひずみ特性の速度依存性は、塑性域のみでなく全域において見られることが判明している^[107]。そこで、設定した応力-ひずみ特性のほぼ全域に対してひずみ速度依存性を反映するため、見かけ上の降伏ひずみに非常に小さな値を設定することで、計算上は弾性域のほぼ全域を塑性域として扱うこととした。文献調査から求めた骨の各材料パラメータに対し、各モデルの検証過程において微修正を加えた。

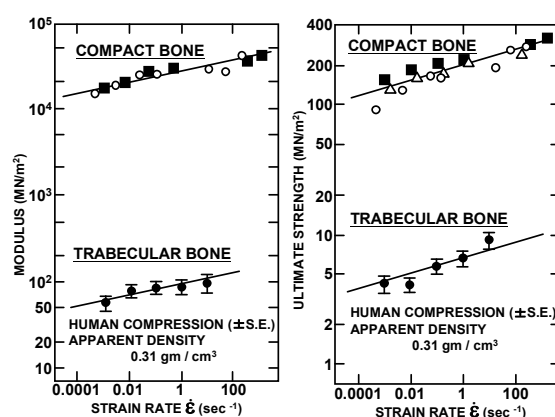


Figure 2.16 Strain rate sensitivity of bone material property^{[105][106]}

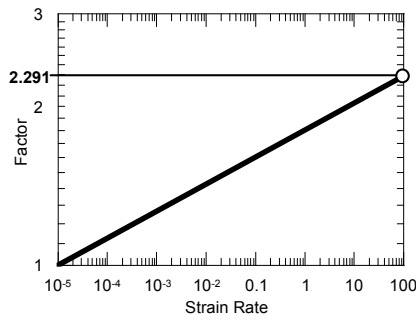


Figure 2.17 Dynamic amplification factor versus strain rate specified in model

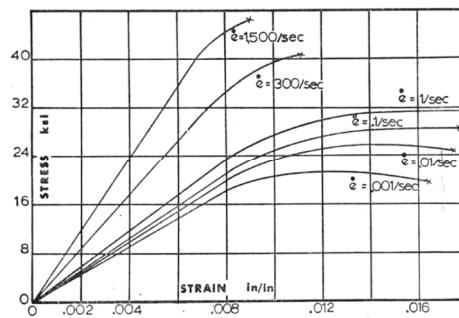


Figure 2.18 Stress-strain curves of human bone at different strain rates^[107]

(2) 膝靭帯・半月板

Figure 2.19 に、膝靭帯の典型的な応力-ひずみ特性を示す。膝靭帯の材料特性は、ヤング率 (E)、降伏応力 (σ_y)、破断応力 (σ_u)、破断ひずみ (ϵ_u) を用いて定義した。靭帯の力学特性を正確に再現するため、初期の剛性の低い領域 (Toe Region) についてもモデル化した。

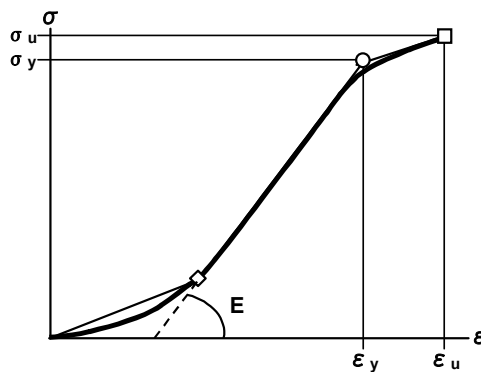


Figure 2.19 Typical stress-strain curve for knee ligaments

破断ひずみについては、文献データ^{[108]-[112]}を参照した。文献からの破断応力のデータ数は非常に限定されているため、破断荷重のデータを、ハノーバー医科大学より得た Table 2.1 に示す靭

帯の断面積で除したものを、破断応力のデータの一部として用いた。Figure 2.20 に、各靭帯の破断応力とひずみ速度の関係を示す。さらに高いひずみ速度域については、対数補間を用いて外挿した。破断ひずみとひずみ速度の関係についても同様に定めた。破断ひずみのひずみ速度依存性は顕著でなかったため、モデルには Figure 2.21 に示すように、平均値 (21.9%) を適用した。文献データの不足により、破断応力と降伏応力の比、および、破断ひずみと降伏ひずみの比を、それぞれ文献^{[110]-[112]}より 0.82 および 0.74 と定めた (Figure 2.22)。破断応力と同じひずみ速度依存性を、降伏応力に対しても適用した。文献^{[108]-[112]}から得られたヤング率はばらつきが大きい。そのため、ヤング率に対しても同じひずみ速度依存性を適用した (Figure 2.23)。Wismans^[113]は、応力-ひずみ特性の Toe Region における勾配は、ヤング率 (E) の 1/2 で近似できるとした。同著者の過去の研究において、初期の Toe Region は 2 次関数でよく近似できることが示されており、Toe Region の終端における微係数の連続性を仮定することで、この関係が導かれる。この知見に基づき、この領域における勾配は、ヤング率 (E) の 1/2 とした。

Table 2.1 Cross-sectional area of knee ligaments used in model

Ligament	LCL	MCL	ACL	PCL
Area (mm ²)	29	37	46	77

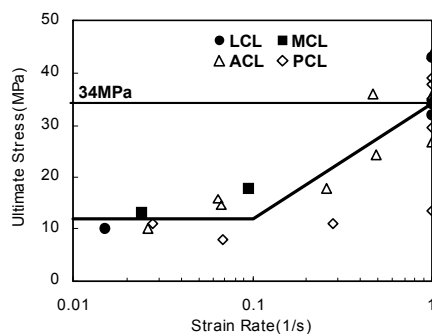


Figure 2.20 Ultimate stress of knee ligaments as a function of strain rate

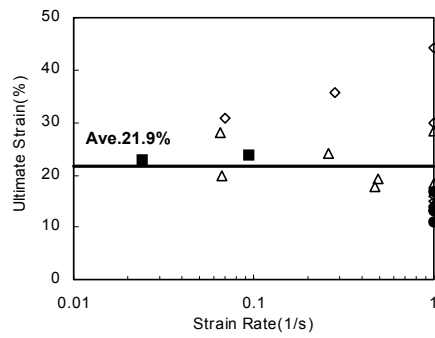


Figure 2.21 Ultimate strain of knee ligaments as a function of strain rate

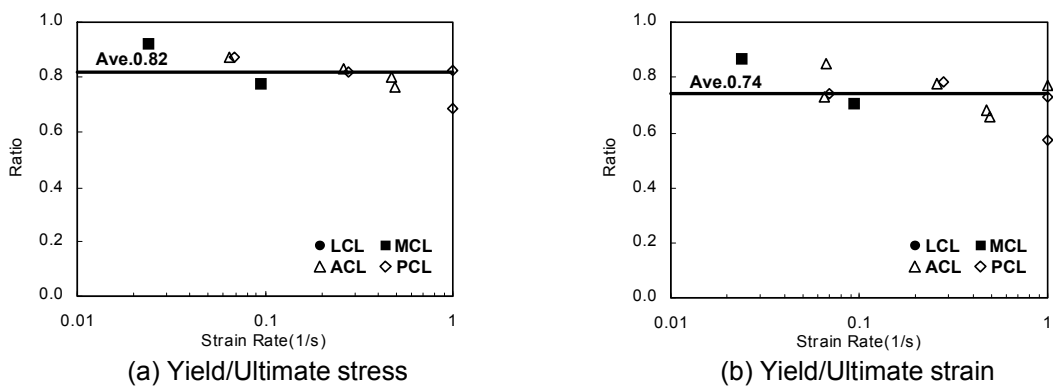


Figure 2.22 Ratio between ultimate stress/strain and yield stress/strain as a function of strain rate

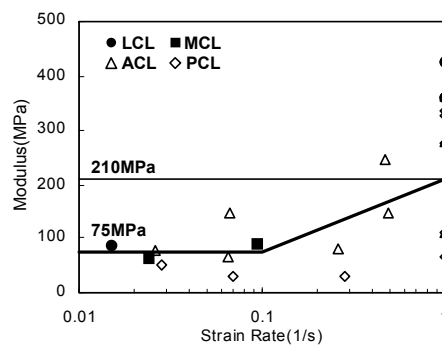


Figure 2.23 Modulus of knee ligaments as a function of strain rate

モデルに適用した応力-ひずみ特性を Figure 2.24 に示す。データ数は多くはないが、Figure 2.20~Figure 2.23 に示すように、靭帯間で力学特性に顕著な差異は認められない。そこで、すべての靭帯に対して同一の応力-ひずみ特性を与え、各靭帯の引張特性の検証時に微修正を加えることとした。さまざまな負荷速度に対する荷重-変位特性の塑性域を正確に再現するため、初期の Toe Region と弾性域を 2 つの直線区間の結合でモデル化し、塑性域のモデル化には、

PAM-CRASH のマテリアルタイプ 16 および 105 のダメージパラメータを使用した。ダメージパラメータの値は、モデル検証において実験結果における荷重-変位特性の塑性域を最も良く表す数値を採用した。半月板は、高速衝撃においては弾性的な挙動を示すことが知られている^[114]。そこで、半月板の材料モデルとして線形弾性モデルを用い、文献からのデータが得られなかったため、ひずみ速度依存性については靭帯と同等と仮定した。半月板の弾性率は、Mow ら^[115]より得た。靭帯の各材料パラメータの数値は、膝関節モデルの検証過程において、文献調査から求めた数値に対し僅かな変更を加えた。膝の関節包については、文献から材料特性データが得られなかったため、後述の皮膚モデルに設定した特性を初期値として、膝関節モデルの検証過程において微修正を加えた。

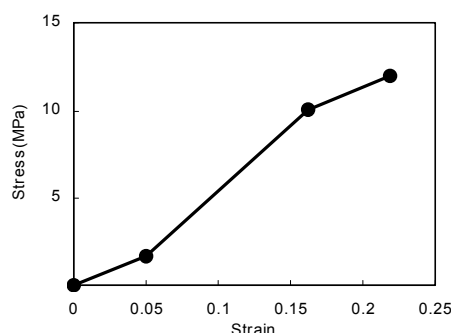


Figure 2.24 Quasi-static stress-strain curve for knee ligaments used in model

PAM-CRASH の弾塑性材料モデル（ソリッド要素：マテリアルタイプ 16，シェル要素：マテリアルタイプ 105）^{[53][54]}を靭帯および半月板モデルに適用した。Yamamoto ら^[116]は、メスの日本白兔から得た 20 の大腿骨・MCL-脛骨複合体を用いた動的引張実験を実施した。ひずみ速度を 11.8/s まで変化させたところ、応力-ひずみ特性の全域にわたってひずみ速度依存性を有することがわかった。この結果に基づき、見かけ上の降伏ひずみに非常に小さな値を設定することで、計算上は弾性域のほぼ全域を塑性域として扱い、Toe Region も含めたほぼ全域でひずみ速度依存性を持たせた。靭帯の破断再現には、PAM-CRASH の要素削除オプション^{[53][54]}を適用した。

(3) 骨盤

Kikuchi ら^[46]は、寛骨の皮質骨および海綿骨の材料特性として、ヤング率，降伏応力，破断応力，破断ひずみの 4 つのパラメータについて文献からデータを取得し，その平均値と上下限値を定めている。そして，求めた平均特性をもとに，モデル検証の過程で，実験結果に近いモデルの予測結果が得られるような値を同定している。寛骨の皮質骨および海綿骨の応力-ひずみ特性に

ついて、Kikuchi ら^[46]が文献データとモデル設定値を比較した結果を Figure 2.25 に示す。骨盤靱帯の応力-ひずみ特性は、膝関節靱帯と同一と仮定している。寛骨と恥骨結合には、PAM-CRASH の非線形弾塑性構成モデル（ソリッド要素：マテリアルタイプ 16，シェル要素：マテリアルタイプ 105）を用い、破断を要素削除オプションにて再現している。寛骨に用いた材料モデルには、ひずみ速度と静動比の関係を対数補間したひずみ速度依存性モデルを適用している。また、骨盤靱帯を表すバー要素に対しては、引張のみを受ける非線形材料モデルを用いている。

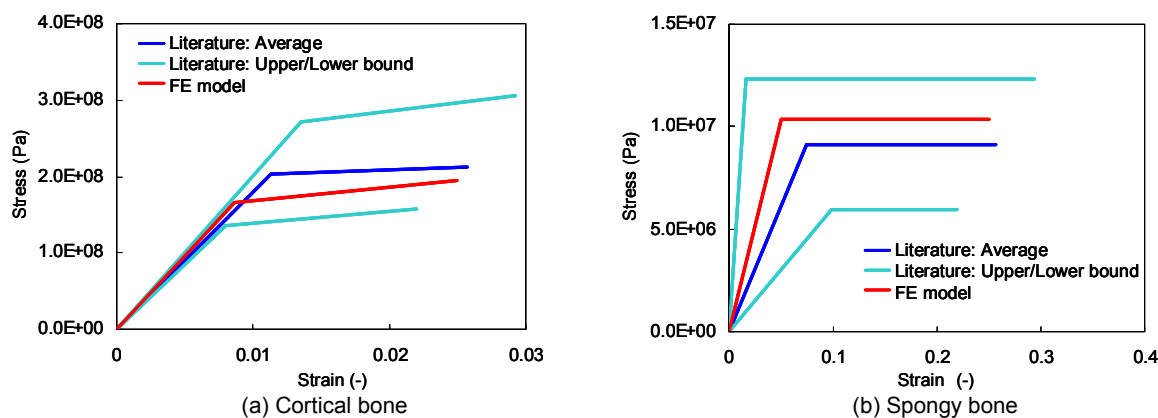


Figure 2.25 Quasi-static stress-strain curve for cortical and spongy bones of pelvis determined by Kikuchi et al.^[46]

本研究では、この Kikuchi ら^[46] の骨盤モデルを改良し、課題であった脚部の内転時に股関節まわりに発生するモーメントを低下させるため、股関節靱帯の特性を Stewart ら^[118]の実験データに基づき修正した。仙腸関節周辺の靱帯の材料特性は、股関節靱帯と同一と仮定した。恥骨結合は、Kikuchi ら^[46]のモデルに対して形状を変更したため、再検証をおこなった。恥骨結合の圧縮量 0.8 mm までの特性は、Dakin ら^[117]の実験結果に合うように定め、圧縮量がより大きい領域に対しては、要素の過大変形による計算の安定性の低下を回避するために高剛性域を追加した。本研究で追加した仙腸関節および寛骨臼における関節軟骨については、材料特性データが文献から得られなかったため、恥骨結合と同一の材料特性を適用した。仙骨には寛骨と同一の材料特性を与えた。骨のヤング率は、Kikuchi ら^[46] の骨盤モデルのものを採用し、降伏応力、破断応力、破断ひずみについては、Salzar ら^[56]の実験結果に対する検証過程において修正した。Kikuchi ら^[46] の骨盤モデルと同様、骨折は PAM-CRASH の要素削除オプションを用いて再現した。また、

検証過程で修正した破断応力と破断ひずみが、Kemper ら^[119]の実験結果のばらつきの範囲内にあることを確認した。

(4) 筋-脂肪複合体および皮膚・上半身

腰部および脚部の筋-脂肪複合体については、H-Dummy^[47]に用いられている特性を用いた。この特性は、被験者を用いた動的押し込み実験結果に対する検証がなされている^[47]。また、皮膚の引張特性データは Yamada^{[120][121]}より取得した。

上半身モデルでは、腰椎、肩、肘、手首のジョイント特性は、H-Dummy^[47]に用いられている特性を用い、頸椎ジョイントの特性は、H-Dummy^[47]の特性をベースに、モデル検証段階で頭頸部挙動が被験者実験結果に近くなるように修正した。

2.2 モデル検証

MRI 画像データから 3 次元形状を再構築した歩行者脚部モデルの人体忠実度を、一連の実験結果に対して検証した。

2.2.1 骨モデル

骨モデルは、米国バージニア大学応用生体工学センターにおいて Kerrigan ら^[40]が実施した、大腿骨、脛骨および腓骨に対する負荷位置を変化させた動的 3 点曲げ実験結果に対して検証した。この実験では、献体から取り出した骨の両端をポッティングカップに埋め込み、両カップにローラーを取り付けている。ローラー部を支持プレート上に配置し、プレート下部に固定したロードセルにより、支持荷重を計測している。円柱形の先端を有する負荷子を油圧サーボ試験装置に強固に固定している。大腿骨 3 点曲げ実験では、剛体の負荷子を用いている。しかし、負荷位置における応力集中による局所的な破断を避けるため、脛骨および腓骨の実験時には、負荷子の先端にフォーム材を取り付けている。負荷子の変位の時刻歴は、負荷速度約 1.5 m/s に制御し、変位計により変位を計測している。各骨に対し、スパン中央、近位 1/3（骨の近位端から骨の長さの 1/3 の位置）、遠位 1/3（骨の遠位端から骨の長さの 1/3 の位置）の 3 つの負荷位置で実験をおこなっている。3 つの骨に対しそれぞれ負荷位置 3 箇所を実験を実施しているため、合計 9 種類のセットアップでの実験となる。

これら 9 つのセットアップをそれぞれ各骨の FE モデルを用いて再現した。例として、脛骨スパン中央負荷の場合のモデルのセットアップを Figure 2.26 に示す。シェル要素でモデル化した支持プレートの周囲は、空間に固定した。ローラー付のポッティングカップはシェル要素でモデル化した。カップ内部の骨端とカップ内面の間の空間は、実験で用いた固定材をモデル化したソリッド要素で充填した。負荷子は Rigid Body でモデル化し、強制変位の時刻歴として実験結果の平均を与えた。脛骨および腓骨の実験の再現シミュレーションでは、Rigid Body の負荷子の周囲にソリッド要素でモデル化したフォーム材を取り付けた。フォーム材の材料特性には、Darvish ら^[122]が同定した特性値を用いた。大腿骨、脛骨、腓骨に対するモデルセットアップを Figure 2.27 に示す。図中には 3 つの負荷位置における負荷子のモデルが各骨に対して同時に表示されているが、実際のシミュレーションでは、1 つずつの負荷子モデルを各セットアップに対して用いている。ポッティングカップの寸法は、各骨の大きさに合わせ、それぞれ異なったものを用いている。

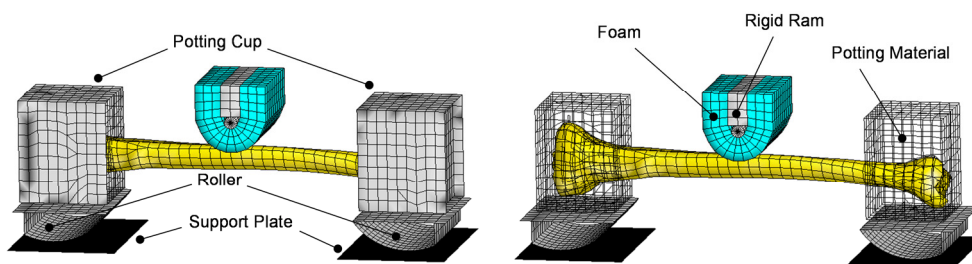


Figure 2.26 Schematic diagram of tibia mid-shaft 3-point bending model

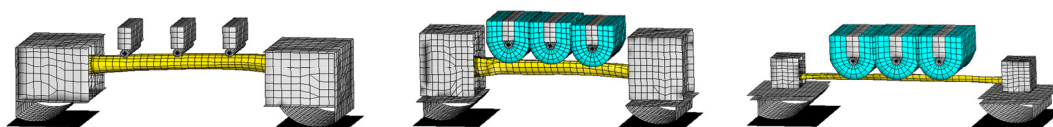


Figure 2.27 Model setup for 3-point bending of femur, tibia, and fibula

9 つのセットアップすべてに対し、シミュレーションにおける各骨の破断までの曲げ変形の進行状況を Figure 2.28 に示す。各骨の破断を再現、図示するため、PAM-CRASH の要素削除オプションを適用した。

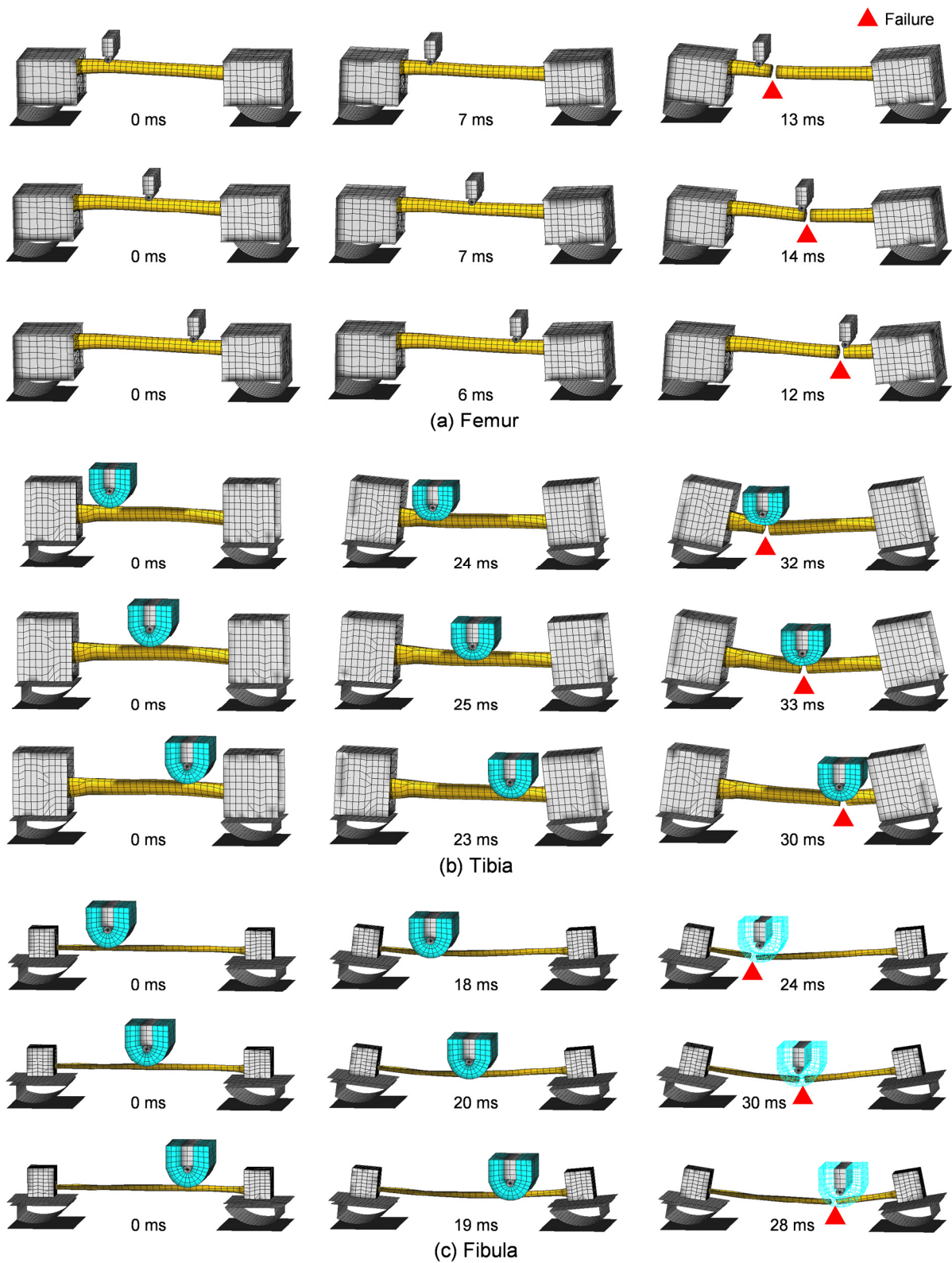


Figure 2.28 Time sequence of bone bending for proximal third, mid-shaft, and distal third loading (for fibula, foam is displayed as wire frame so that failure site is visible)

破断までの荷重—変位および曲げモーメント—変位応答の実験結果とシミュレーション結果の比較をそれぞれ Figure 2.29 および Figure 2.30 に示す。実験条件により、1~3 の献体が実験に用いられた。図中の青色および赤色の曲線は、それぞれ実験結果およびシミュレーション結果を示す。献体の大きさのばらつきの影響を補正するため、実験結果は、以下の式で定義されるスケールファクタ（荷重： λ_F 、曲げモーメント： λ_M 、変位： λ_D ）を用いて幾何学的にスケールリングした。

$$\lambda_F = \lambda_L^2 \quad (2.1)$$

$$\lambda_M = \lambda_L^3 \quad (2.2)$$

$$\lambda_D = \lambda_L \quad (2.3)$$

ここで、 λ_L は長さのスケールファクタである。質量のスケールファクタ λ_M は λ_L^3 に比例することを考慮すると、次式で表される長さの等価スケールファクタ $\lambda_{L_{equiv}}$ を導入することにより、献体の質量と身長を両方を考慮することができる。

$$\lambda_{L_{equiv}} = (\lambda_M \lambda_L)^{0.25} \quad (2.4)$$

各スケールファクタは、各骨モデルの長さ（大腿骨：46.7 cm、脛骨：39.1 cm、腓骨：35.6 cm）および全身モデルの質量（74.6 kg）を基準値として算出した。

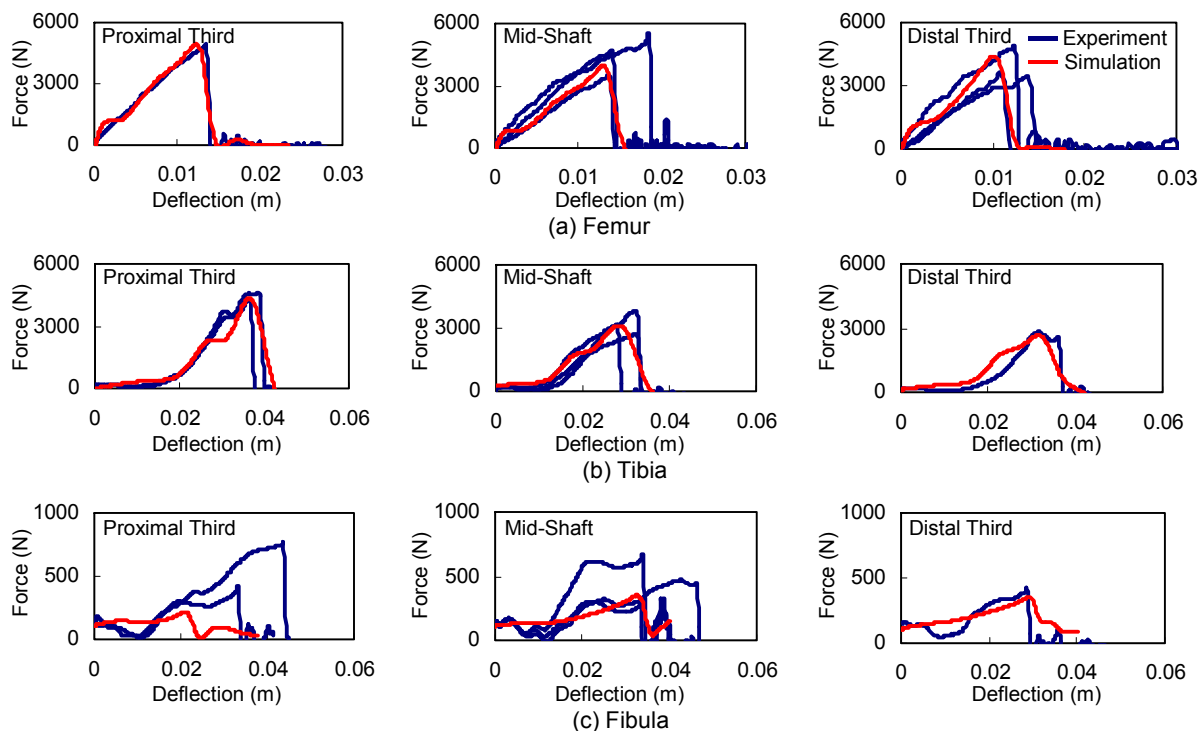


Figure 2.29 Comparison of force-deflection response to failure between experiment and computer simulation in dynamic 3-point bending

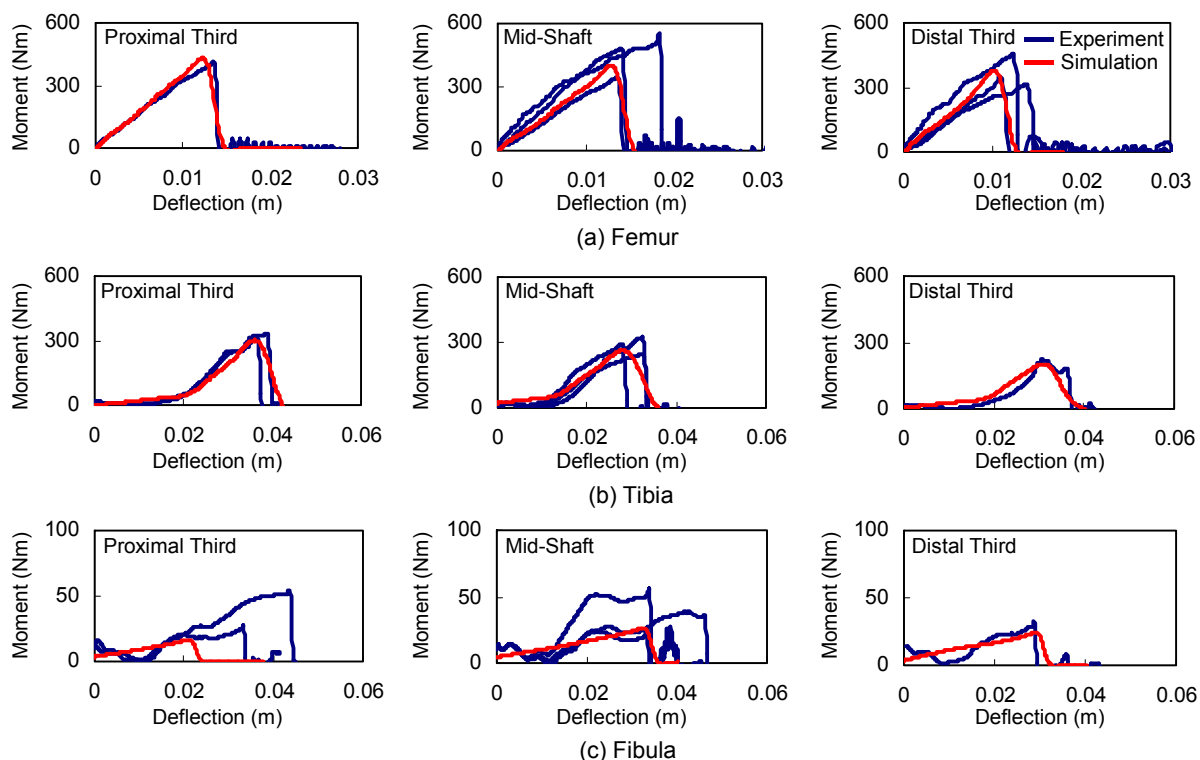


Figure 2.30 Comparison of moment-deflection response to failure between experiment and computer simulation in dynamic 3-point bending

実験、シミュレーションともに、破断発生時点で荷重が急激に低下するため、これらのグラフより、骨折発生時の荷重と変位の大きさを容易に比較することができる。大腿骨の3点曲げでは、すべての負荷位置に対し、シミュレーション結果は実験結果よりも初期の荷重の立ち上がりが急峻である。この差異は、脛骨および腓骨においては見られない。大腿骨の3点曲げにおいては、脛骨や腓骨の場合と異なり、負荷子にフォーム材を取り付けず、剛性の高い負荷子で直接骨に負荷を与えた。これを再現したシミュレーションモデルでは、負荷子は完全な剛体として取り扱っているため、骨と負荷子の接触剛性が実験よりも過大となり、骨がたわむ前の領域において、初期荷重の傾きが急峻となったものと考えられる。しかしながら、骨モデルの荷重-変位特性の人体忠実度を検証することが目的であり、実験そのものの正確な再現は必ずしも必要ではないため、骨の剛性と、骨折時の荷重および変位の大きさを比較した。これらの比較では、シミュレーション結果は実験結果と概ね一致したと見なすことができ、骨モデルは人体脚部長骨の動的剛性および破断特性の再現が可能であると判断できる。ただし、大腿骨のスパン中央の実験結果では、1つの献体において破断荷重、破断モーメントおよび破断変位が他の2つに比べ顕著に大きい。また、腓骨の実験結果においては、スパン中央では剛性、破断特性ともに3つの献体のうちの1つ

が他の2つと顕著に異なり、近位1/3では特に破断特性が献体間で大きく異なっている。このように、実験結果における献体間の個体差は非常に大きいですが、実験回数は最大でも3回であり、骨モデルの精度を定量的に論じるには、今後より多くの実験結果との比較をおこなう必要がある。

なお、Kikuchiら^[46]は、本研究で開発した脚部長骨のモデルに対し、筋-脂肪複合体を含む動的3点曲げ応答特性の検証をおこなっている。検証には、Kerriganら^{[41][123]}がおこなった負荷位置を変化させた速度1.5 m/sでの動的3点曲げ実験の結果をもとにIvarssonら^[124]が作成した、荷重-変位および曲げモーメント-変位コリドーを用いている。

Kikuchiら^[46]がおこなった、各実験条件に対する荷重-変位および曲げモーメント-変位の各応答特性のシミュレーション結果と実験コリドーとの比較を、大腿部および下腿部についてそれぞれFigure 2.31およびFigure 2.32に示す。各曲線の終点は、大腿骨または脛骨の破断に対応している。また、図中には、Ivarssonら^[124]が求めた、大腿骨および脛骨骨折確率25%、50%、75%に対する曲げモーメントも提示されている。大腿部、下腿部ともに、シミュレーション結果は実験結果の応答特性を精度良く再現しており、骨折時の曲げモーメントは献体実験での50%骨折確率に対応する曲げモーメントに近くなっていることから、本モデルにより、靭帯の大腿部および下腿部の平均的な動的曲げ応答が精度良く再現できていることがわかる。

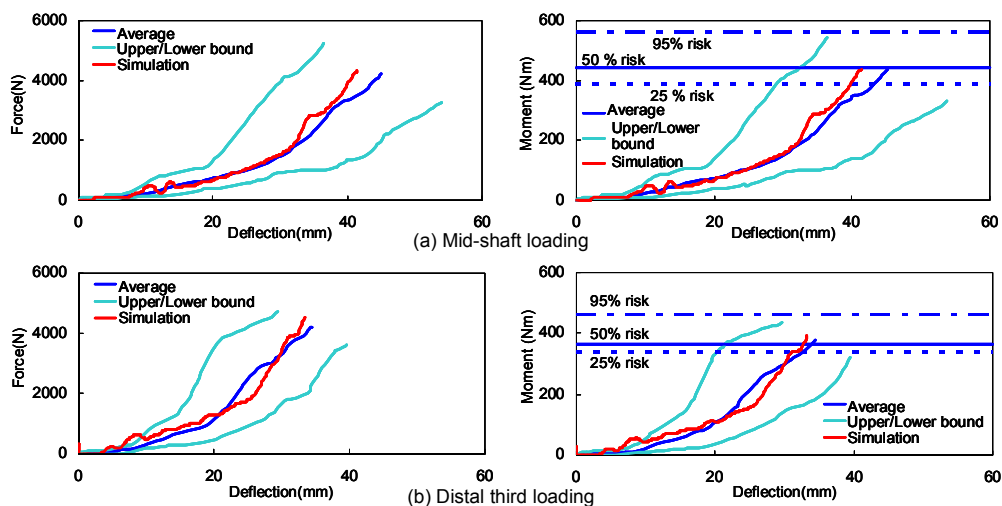


Figure 2.31 Comparison of force-deflection and moment-deflection responses to failure between experimental corridor and simulation in thigh 3-point bending^[46]

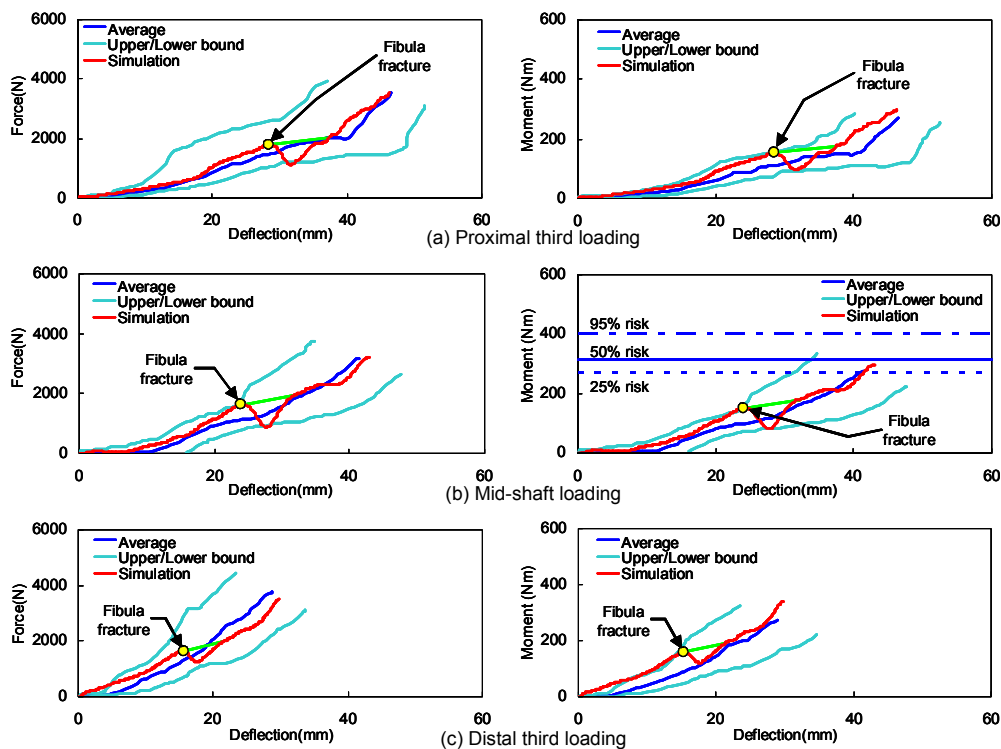


Figure 2.32 Comparison of force-deflection and moment-deflection responses to failure between experimental corridor and simulation in leg 3-point bending^[46]

2.2.2 膝関節靭帯モデル

4つの主要な膝関節靭帯のモデルを、米国バージニア大学で実施された一連の膝関節靭帯の引張実験結果に対して検証した。2つの十字靭帯については、それぞれ2つの線維束に分割し、個別に検証をおこなった。

人体データとしては、Boseら^[125]が実施した、破断までの準静的および動的引張実験の結果を用いた。実験では、各靭帯の付着部をそのまま用いるため、献体の膝関節から骨-靭帯-骨複合体を切り出して実験をおこなっている。切り出した複合体は、歩行者を模擬した直立姿勢における解剖学的な位置関係に配置し、遠位端を試験機の台座に、近位端を油圧サーボ試験機に固定し、脛骨の軸方向に沿い、準静的および動的に引張負荷を与えている。負荷速度は、1 mm/min (準静的)、160 mm/s (中速)、1600 mm/s (高速)の3種類である。Boseら^[125]の実験で用いられた靭帯と負荷速度の組合せをTable 2.2に示す。

Table 2.2 Test conditions used by Bose et al.^[125]

	Quasi-Static (1mm/min)	Medium Rate (160mm/s)	High Rate (1600mm/s)
A-ACL		■	■
P-ACL	■		
A-PCL	■		
P-PCL			■
MCL	■		
LCL	■	■	

■ available

これらの実験条件を再現するため、大腿骨遠位端、脛骨-腓骨近位端、各靭帯のモデルを用いた。骨は靭帯よりも剛性が高いため、骨モデルを **Rigid Body** として取り扱うことで計算時間の短縮を図った。靭帯の上下付着部は、骨に対し **Rigid Body** 結合した。脛骨-腓骨近位端を空間に固定し、大腿骨遠位端には、対応する実験における試験機の変位の時刻歴の平均を強制変位として与えた。

Bose ら^[125]に実験結果が提示されている、8 ケースの実験条件の再現シミュレーションにおける、靭帯の破断までの伸びの進行状況を Figure 2.33 に示す。準静的条件においては、引張開始後の経過時間ではなく変位量を示している。靭帯モデルに対しても、PAM-CRASH の要素削除オプションを適用し、靭帯の破断を再現、図示した。骨-靭帯-骨複合体は、前述のように、立位姿勢における膝関節の解剖学的な位置関係を再現するようにセットアップされており、大腿骨遠位端に対し、脛骨の軸方向に沿った変位が与えられている点は注意を要する。この条件下では、各靭帯はその軸方向とは異なる方向に引張られる。図中の変位量は、大腿骨遠位端の変位量であり、靭帯に沿った方向の変位量はこれよりも小さくなる。

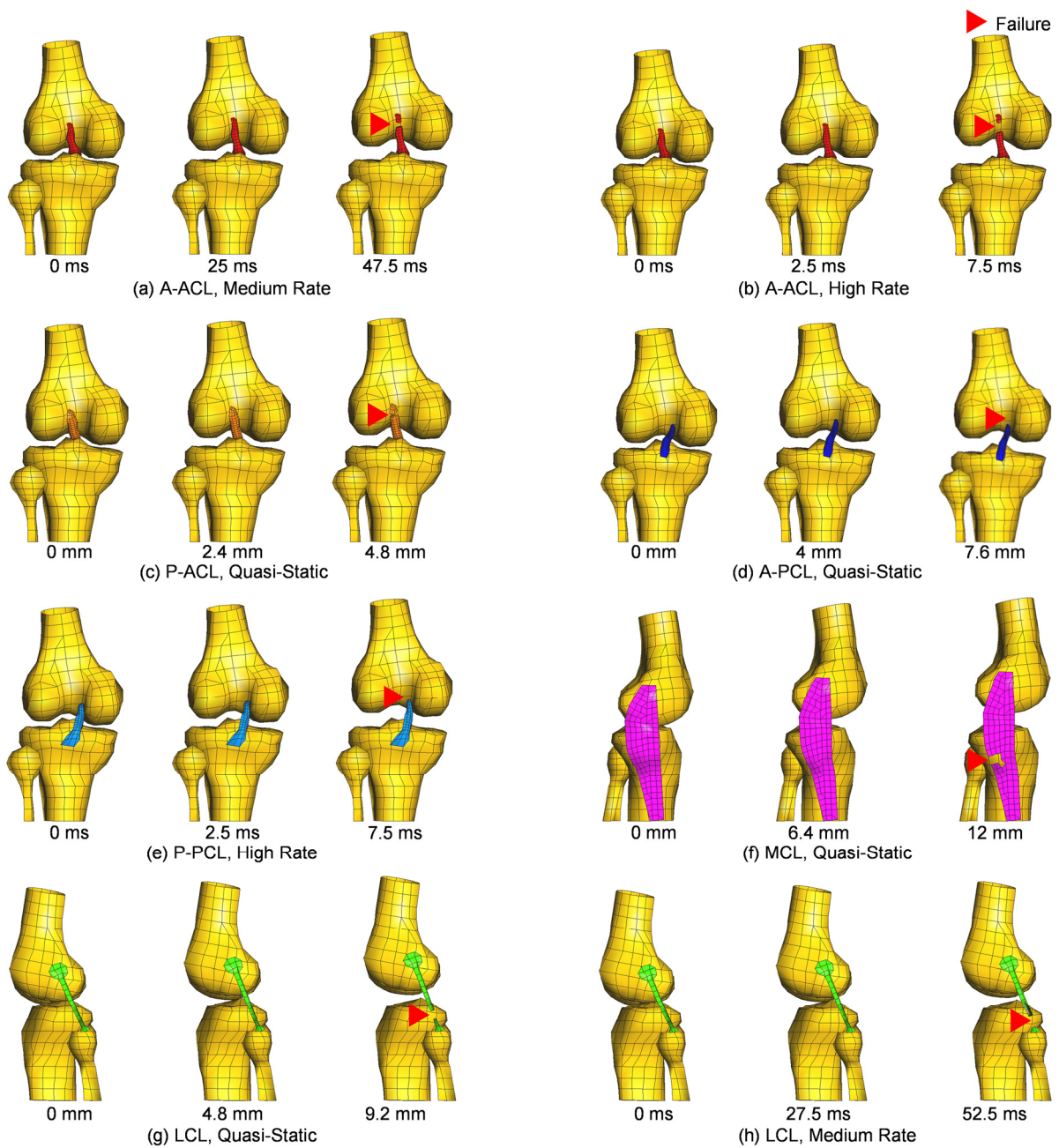


Figure 2.33 Time sequence of ligament tension to failure

シミュレーションで得られた荷重-変位応答と実験結果との比較を Figure 2.34 に示す。検証の手順として、まず、準静的実験データが Bose ら^[125]に掲載されている靭帯 (P-ACL, A-PCL, MCL, LCL) についてモデル検証を実施し、応力-ひずみの関係を定めた。A-ACL と P-PCL については準静的データが掲載されていないため、これらの靭帯については応力-ひずみの関係を推定する必要がある。そこで、A-ACL および P-PCL に対し、それぞれ同一靭帯内の線維束である P-ACL および A-PCL に対して定めた構成式モデルを初期値として適用し、動的实验結果と

の一致度を高めるために微調整を施した。ひずみ速度依存性のモデルとして用いた Cowper-Symonds モデルのパラメータは、A-ACL, P-PCL, LCL に対しては、中速、高速のいずれかもしくは両方における実験データとの比較から同定した。実験結果のいくつかにおいては、靱帯の破断後に、急激な荷重の低下が見られない場合がある。これは、靱帯を構成する線維の破断の進展が緩やかであったためと考えられるが、断面内の要素数が限られているモデルでこれを予測することは不可能である。しかし、車両対歩行者衝突における靱帯損傷の可能性を予測する目的では、破断までの靱帯の剛性と、破断時の荷重および伸び量を再現することは、破断後の荷重-変位特性を再現することよりも重要である。この靱帯の剛性および破断特性に関しては、Figure 2.34 に示すすべての比較結果は、実験結果とシミュレーション結果との良い一致を示している。

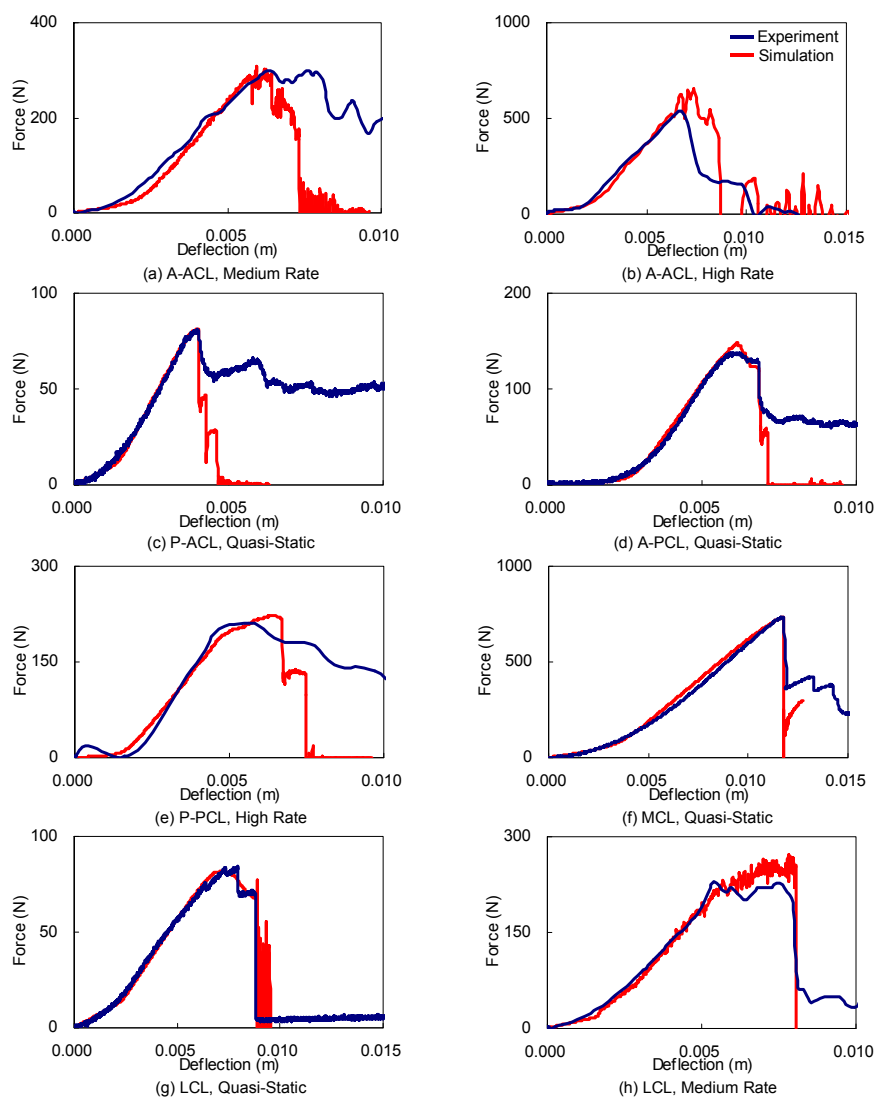


Figure 2.34 Comparison of force-deflection response to failure between experiment and computer simulation

なお、Kikuchi ら^[46]は、本研究で開発したすべての膝関節靭帯モデルを、Bose ら^[125]の実験でとくに不足していた引張速度 1600 mm/s (高速) で検証するため、van Dommelen ら^[126]の実験結果との比較をおこなっている (Figure 2.35). 図中の青色の四角は、実験結果の平均破断点 (平均破断荷重および平均破断変位) を示している. シミュレーション結果が実験結果を良く再現していることから、本モデルに適用した速度依存性モデルが適切なものであると判断できる.

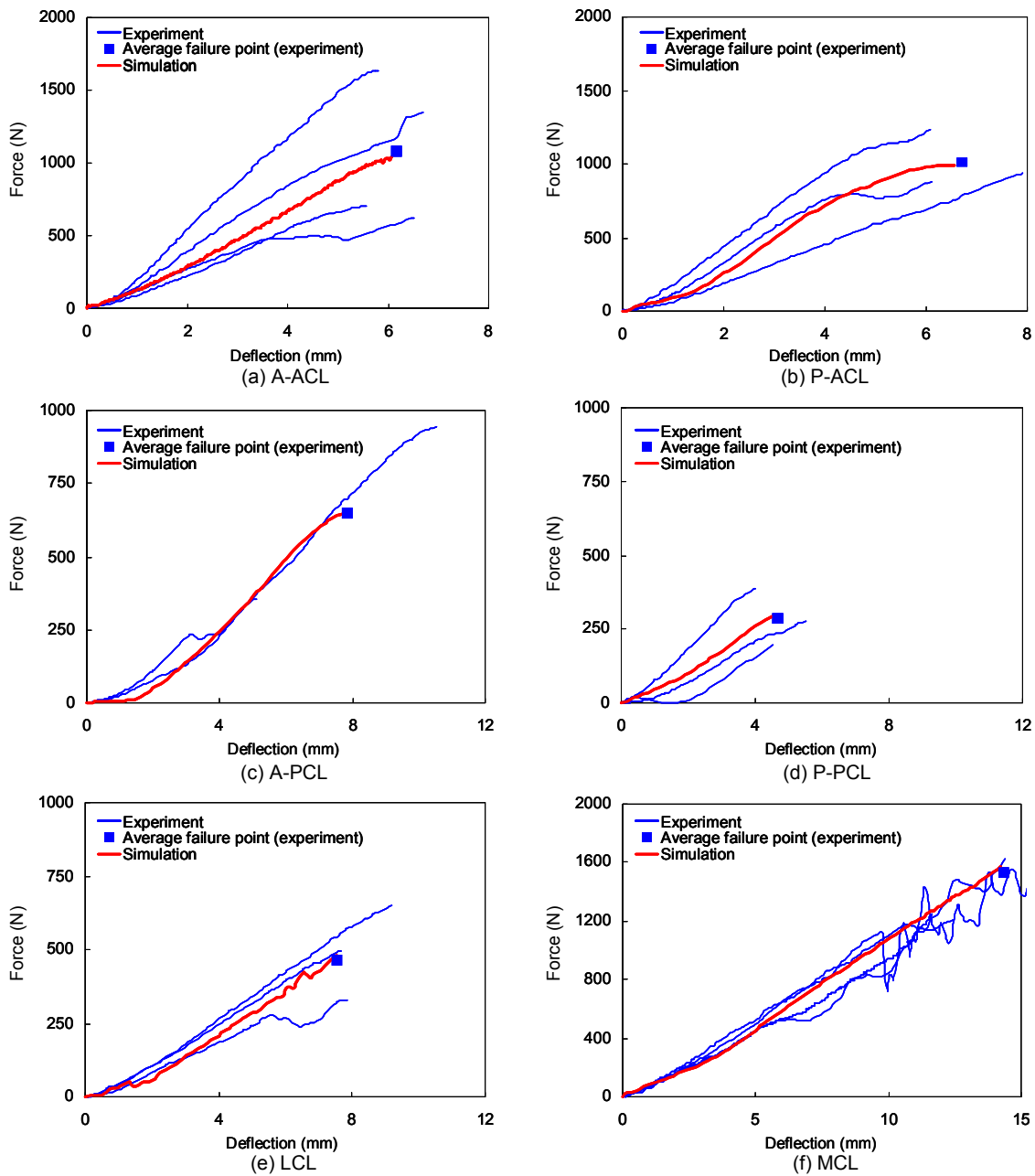


Figure 2.35 Comparison of force-deflection response to failure at 1600 mm/s between experiment and simulation^[46]

2.2.3 膝関節モデル

膝関節モデルについても、バージニア大学で実施された実験結果に対する比較検証をおこなった。検証は、Kerrigan ら^[40]が実施した、献体から取得した膝関節単体を用いた動的曲げおよびせん断実験に対しておこなった。Kerrigan ら^[40]は、膝関節の両端（大腿骨遠位部および脛骨-腓骨近位部）を治具に固定し、油圧サーボ試験機を用いて、負荷速度 1 m/s での外反方向の 4 点

曲げ実験と、膝関節の近位側を固定して遠位側を横方向内向きに速度 1.5 m/s で強制変位させるせん断実験がおこなっている。

この曲げおよびせん断実験を再現したシミュレーションモデルのセットアップを Figure 2.36 に示す。実験に用いられた治具は、エンドボックスを除きすべて Rigid Body でモデル化した。エンドボックスは、負荷子の先端との接触剛性を精度良く再現するために、変形可能なシェル要素でモデル化した。Rigid Body でモデル化したパーツ同士は、ジョイント要素を介して固定した。各パーツの質量、重心位置、慣性モーメントをそれぞれ算出し、各 Rigid Body に与えた。ポッティングカップ内の骨部分は、カップと Rigid Body 結合した。それ以外の献体膝関節部分は、骨、軟組織ともに、すべて変形可能な要素でモデル化した。膝関節モデルは、大腿骨遠位部、脛骨-腓骨複合体の近位部、6つの膝関節靭帯（十字靭帯は各2分割）、半月板および関節包で構成した。実験では、膝関節周辺の筋-脂肪複合体がそのまま維持されたが、筋-脂肪複合体はポッティングカップの膝関節側で切断されており、膝関節応答への力学的影響は、膝関節靭帯や関節包と比較して非常に小さいと考えられるため、シミュレーションモデルにおいては、簡略化のため膝関節周辺の筋-脂肪複合体はモデル化していない。曲げセットアップでは、Figure 2.36 に示すように、両エンドボックスを固定するピンジョイントに、冠状断面内の回転と、献体の上下方向の並進自由度を与えた。一方せん断セットアップでは、近位側エンドボックスのジョイントに献体の上下方向の並進自由度を与え、遠位側のエンドボックスの献体横方向内向きの動きは、実験結果の変位の時刻歴の平均を強制変位として与えた。また、せん断セットアップでは、実験に合わせ、850 N 一定の軸圧縮力を近位側エンドボックスに与えた。

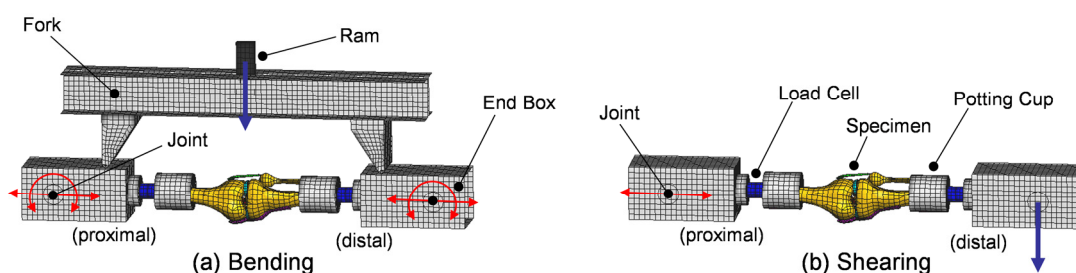


Figure 2.36 Model setup for knee bending and shearing tests

曲げおよびせん断セットアップに対する、膝関節靭帯の破断までの膝関節変形の進行状況を Figure 2.37 に示す。膝関節靭帯の破断は、PAM-CRASH の要素削除オプションを用いて再現した。曲げおよびせん断セットアップそれぞれについて、モーメント-角度および荷重-変位応答の実験結果とシミュレーション結果の比較を Figure 2.38 に示す。骨モデルの検証の際に実験結

果に適用した幾何学的スケーリングを，膝関節単体の実験結果に対しても適用した．ただし，長さのスケールファクタ (λ_L) については，標準長さを全身モデルの身長 (176 cm) として，献体の身長を用いて定めた．曲げ，せん断いずれのセットアップにおいても，実験結果のばらつきが比較的大きいが，波形の傾向は類似しており，モーメント-角度および荷重-変位特性の初期の傾きが実験結果のばらつきの範囲内であることから，本モデルにより，曲げおよびせん断に対する人体膝関節の剛性が再現できているものと考えられる．

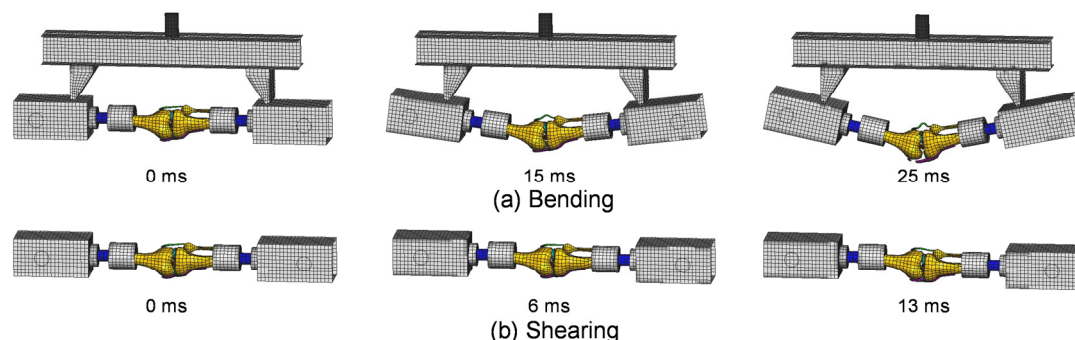


Figure 2.37 Time sequence of knee bending and shearing to ligament failure (joint capsule not shown)

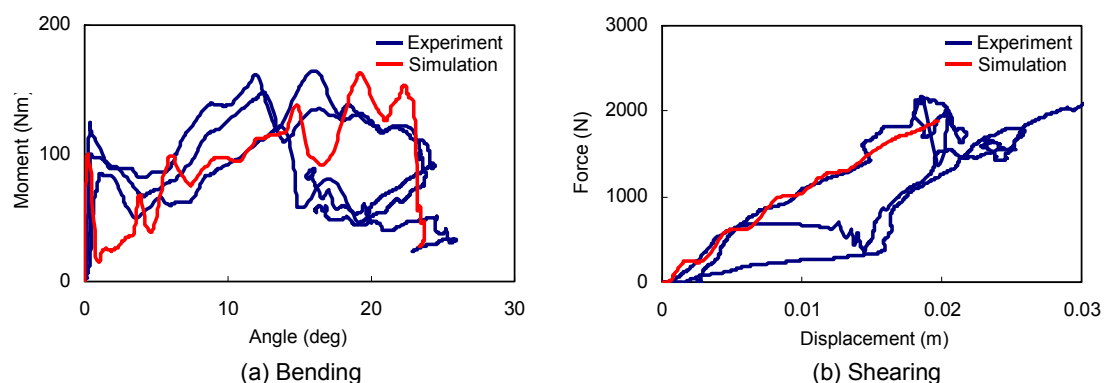


Figure 2.38 Comparison of knee joint stiffness between experiment and FE simulation in bending and shear tests

曲げおよびせん断セットアップでのシミュレーションにおいて予測された，膝関節靭帯の損傷を Figure 2.39 に示す．また，膝関節靭帯損傷の発生状況の実験結果とシミュレーション結果の比較を，曲げセットアップ，せん断セットアップについて，Table 2.3 および Table 2.4 にそれぞれ示す．曲げセットアップでは，実験のすべてのケースで見られた MCL の破断が，シミュレーションでも予測された．また，実験の 3 ケース中 1 ケースで見られた ACL の部分的な破断は，シミュレーションでは予測されなかった．せん断セットアップでは，実験のすべてのケースで

ACL の破断のみが発生し、シミュレーションでも、ACL の破断のみが予測された。これらの結果から、本モデルにより、横方向の曲げおよびせん断における人体膝関節の力学特性を再現できるものと考えられる。

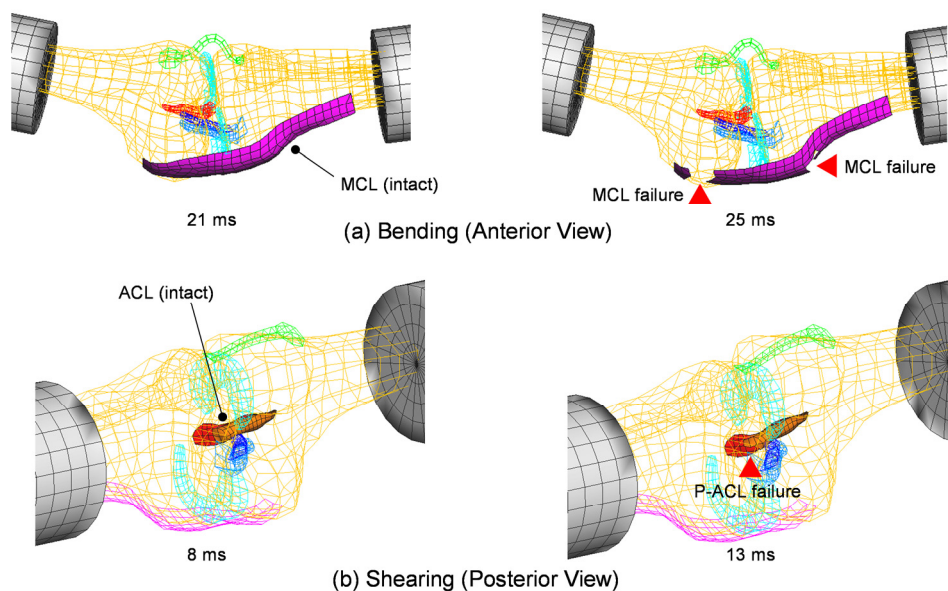


Figure 2.39 Ligamentous damage predicted in bending and shearing simulation

Table 2.3 Comparison of ligamentous damages in knee bending between experiment and simulation

	Test #1	Test #2	Test #3	Computer Simulation
ACL		■		
PCL				
MCL	■	■	■	■
LCL				

■ Ligament failure

Table 2.4 Comparison of ligamentous damages in knee shearing between experiment and simulation

	Test #1	Test #2	Test #3	Computer Simulation
ACL	■	■	■	■
PCL				
MCL				
LCL				

■ Ligament failure

なお、Kikuchi ら^[46]は、本研究で開発した膝関節モデルを用いて、Bose ら^[127]による膝関節の外反方向の動的 4 点曲げ実験結果に基づいて Ivarsson ら^[124]が作成した、モーメント-角度応答

コリドーに対する検証を実施している。Kikuchi ら^[46]が用いた、Bose らの負荷子速度 1.5 m/s での動的 4 点曲げ実験を再現したシミュレーションモデルを Figure 2.40 に示す。負荷子先端の曲率が小さく、要素のメッシュサイズが非常に小さいため、現実的な計算時間での解析を可能とする目的で、負荷子は Rigid Body でモデル化されている。これにより、負荷の初期において負荷子とアルミシャフトとの接触荷重が高くなる影響をスムージングで除去し、Ivarsson らのモーメント-角度のコリドーと比較している。シミュレーションで予測されたモーメント-角度応答は、実験結果の平均に近い特性を示しており、膝関節靭帯の破断時点でのモーメントのシミュレーション予測結果は、実験結果をもとに Ivarsson ら^[124]が算定した損傷確率 50%に相当するモーメントに近い結果となっていることから、本研究で開発した膝関節モデルは、人体膝関節の外反特性および膝関節靭帯の破断特性を良く表していると考えられる。

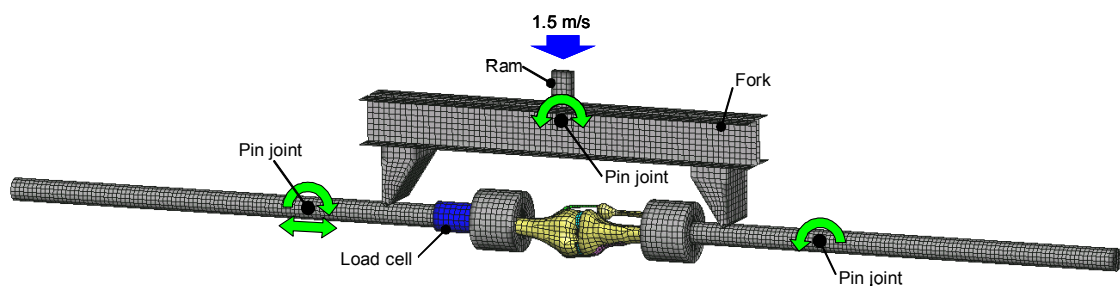


Figure 2.40 Model setup for knee 4-point bending^[46]

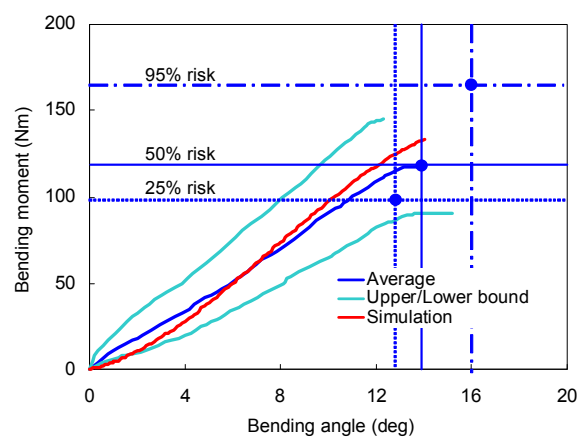


Figure 2.41 Comparison of bending moment-bending angle response to failure between experimental corridor and simulation in knee joint 4-point bending^[46]

2.2.4 骨盤モデル

Kikuchi ら^[46] は、骨盤モデルの恥骨結合の力学特性について、Dakin ら^[117]が実施した、準静的圧縮および引張実験の結果に対して検証し、モデルに設定した圧縮および引張における材料特性は、人体の恥骨結合の特性を良く表していること、破断荷重および破断変位も実験結果の平均値に近く、恥骨結合モデルに適用した破断モデルが、人体の恥骨結合の平均的な破断耐性を表現できていることを確認している。また、骨盤全体モデルについて、準静的圧縮特性の検証を、Figure 2.42 に示す Renaudin ら^[128]が5つの骨盤単体を用いておこなった実験結果に対しておこない、動的圧縮特性の検証を、Figure 2.43 に示す Guillemot ら^[129]が負荷速度 4 m/s でおこなった実験結果に対しておこなって、骨盤モデルが、人体の骨盤の横方向の準静的および動的圧縮特性、および、動的破断特性をよく表していることを確認している。

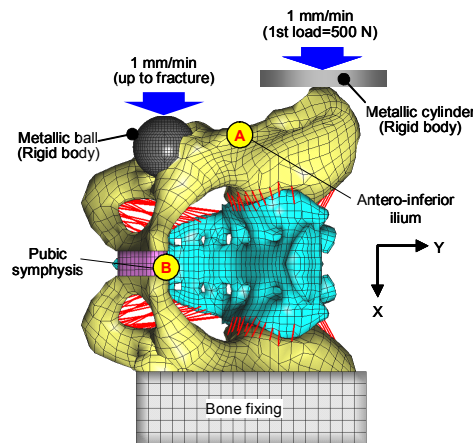


Figure 2.42 Model setup for quasi-static lateral loading of pelvis simulating experiment conducted by Renaudin et al.^[46]

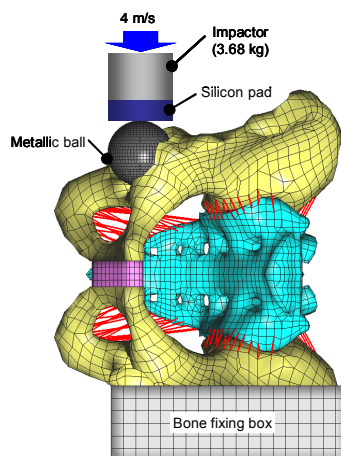


Figure 2.43 Model setup for dynamic lateral loading of pelvis simulating experiment conducted by Guillemot et al.^[46]

本研究では、Kikuchi ら^[46]の骨盤モデルを改良し、Salzar ら^[56]が実施した、骨盤単体の横方向動的圧縮実験に対して検証した。この実験のセットアップを Figure 2.44 に示す。支柱に固定したスライダの上方に落錘インパクト、下方に骨盤への負荷面を固定した可動梁が配置されている。質量 76.6 kg の落錘インパクトを自由落下させ、可動ビームに衝突させることで、骨盤に横方向から動的負荷を与えている。衝撃負荷は、腸骨翼または寛骨臼を入力し、骨盤の固定側を分割することにより、後側（仙骨経由）および前側（恥骨経由）の支持反力を独立して計測できるようにしている。2 つの負荷パターン（腸骨入力と寛骨臼入力）のそれぞれに対し、6 ケースの実験がおこなわれている。平均負荷速度は、寛骨臼入力、腸骨入力それぞれに対し、2.8 m/s および 1.9 m/s である。

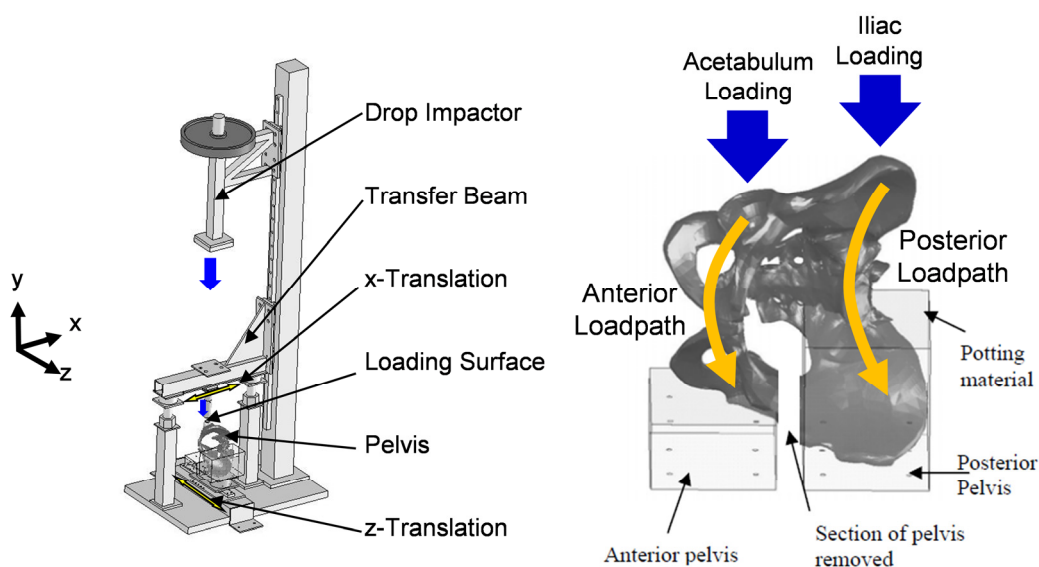


Figure 2.44 Test Setup from Salzar et al.^[56]

骨盤モデルの検証に用いるため、Salzar ら^[56]の実験結果をもとに、荷重-変位応答コリドーを作成した。腸骨入力の実験では、6 ケース中 2 ケースにおいて、献体の骨盤形状が他と著しく異なっているため、コリドー作成の元データから除外した。骨盤モデルのサイズ修正に使用した、AM50 の骨盤幅 262 mm を用いて、全データに対し幾何学的スケーリングをおこなった。骨盤への負荷入力の開始時刻を正確に定めることができなかったため、支持反力が寛骨臼入力では 100 N、腸骨入力では 500 N に達した時点からのデータを使用した。傷害発生時点までの応答コリドーを作成するため、支持荷重の最初のピークをデータの終了時刻とした。ただし、腸骨入力では、恥骨側の支持荷重が非常に小さいため、データの開始および終了時刻を仙骨側の支持荷重と同一とした。負荷面の変位は、可動ビームに取り付けた加速度計で計測した加速度の 2 階積分により

求めた。2種類の負荷位置（寛骨臼入力，腸骨入力）と2つの支持反力（恥骨側，仙骨側）の，計4つの組合せのそれぞれについて，各ケースの荷重－変位曲線における変位を最大変位で正規化した。そして，正規化した変位量に対し，荷重の平均と標準偏差からコリドーを作成し，正規化した変位量に最大変位量の平均値を乗算することで，荷重－変位応答コリドーを作成した。コリドーの上下限界は，荷重の標準偏差の1倍を用いて定めた。

このようにして作成した，寛骨臼および腸骨入力における，恥骨側および仙骨側支持荷重に対する荷重－変位コリドーを用い，本研究で改良した骨盤モデルを検証した。骨盤モデルを用いて，Salzarら^[56]の実験を再現したモデルを Figure 2.45 に示す。実験結果の平均から定めた強制変位の時刻歴を負荷面に対して適用し，骨盤モデルに横方向の動的負荷を与えた。実験のセットアップと同様に，負荷面の骨盤前後方向の並進自由度と，ポットティングカップの骨盤上下方向の並進自由度を，ともに無拘束とした。予備解析において，ポットティング材の剛性の骨盤応答に対する影響が無視できることが判明したため，ポットティングカップおよびその中に埋め込まれた骨盤部分を Rigid Body としてモデル化した。腸骨入力の実験で負荷面に用いられたパッドの材料パラメータは，負荷速度 35 km/h，温度 20°C における，フォーム材（CF-45 Confor Foam）の動的圧縮実験の結果をもとに定めた。

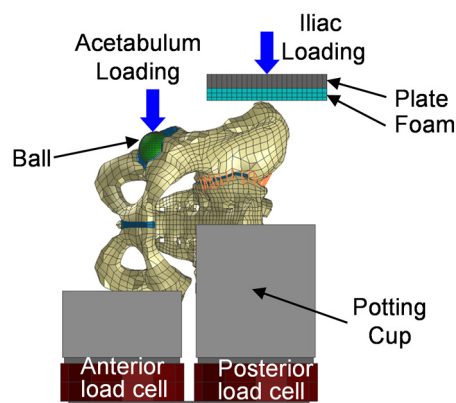


Figure 2.45 Simulation model setup

Salzarら^[56]が実施した，骨盤単体の横方向動的圧縮実験の結果から作成した応答コリドーと，シミュレーション結果との比較を Figure 2.46 に示す。図中の破線の長方形は，標準偏差の1倍から算出した，実験結果の最初のピークにおける荷重と変形量のばらつきを示す。寛骨臼入力，腸骨入力それぞれについて，恥骨側，仙骨側支持荷重を比較した。最初のピークも含め，モデルによるすべての予測結果は，応答コリドー内に収まっており，骨盤への異なる負荷位置における，骨盤内の内力分担（恥骨側荷重伝達経路と仙骨側荷重伝達経路を通して伝達される荷重の大きさ

の比率)も精度良く再現できていることから、本研究で改良した骨盤モデルの高い人体忠実度が確認できる。

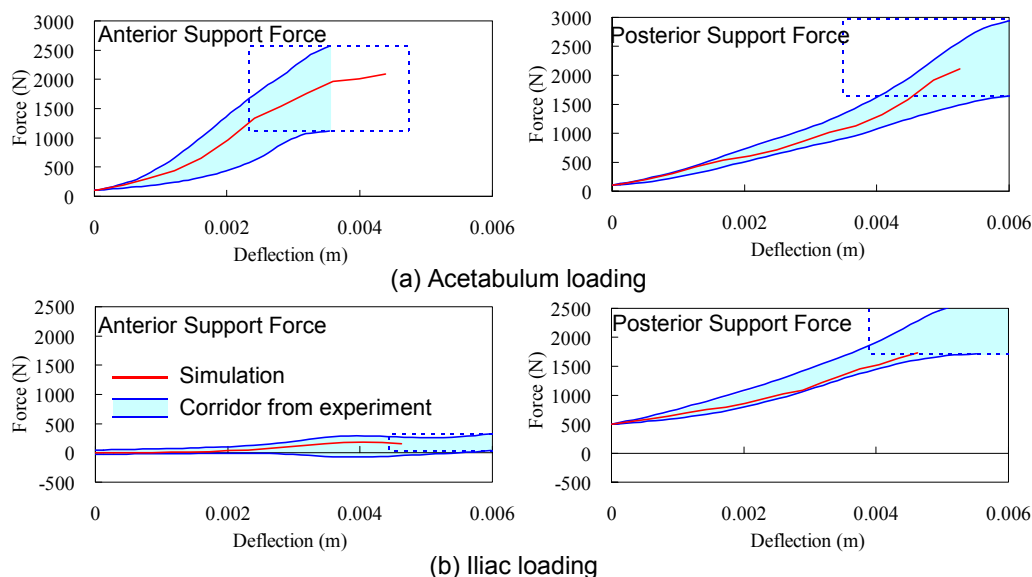


Figure 2.46 Comparison of anterior and posterior support forces in acetabulum and iliac loadings

2.2.5 上半身モデル

歩行者の死亡事故は、頭部の傷害が主要因であることが多く、頭部の挙動を正確に再現することは重要である。そこで、頭部の挙動に影響が大きいと考えられる頸部モデルの応答性について精度検証を実施した。Thunnissen ら^[130]は、Ewing ら^[131]が行った被験者を用いた横方向および前後方向の衝撃実験の結果を分析し、第1胸椎に対する相対的な頭部の軌跡、加速度および角加速度のコリドーを求めた。ここでは、Thunnissen ら^[130]に示されている第1胸椎の平均加速度波形 (Figure 2.47) を頭頸部モデルの胸部-第7頸椎間のジョイント点に与え、頭部の軌跡、加速度および角加速度を実験結果のコリドーと比較した。横方向および前後方向のそれぞれについて、頭頸部挙動の計算結果を Figure 2.48 に示す。波形比較では、図に示すような空間に固定された静止座標系を用いた。Figure 2.49 に頭部軌跡の比較結果を示す。横方向については最大変位近傍で計算結果がコリドーを若干超えているが、それ以外はコリドー内に収まっており、ほぼ人体と同等の軌跡を示していると判断できる。Figure 2.50 および Figure 2.51 にそれぞれ横方向、前後方向に対する頭部の加速度および角加速度の比較結果を示す。計算結果は実験結果のコリドー内に完全には収まっていないものの、波形パターンやピーク値については実験に近い結果が得られている。

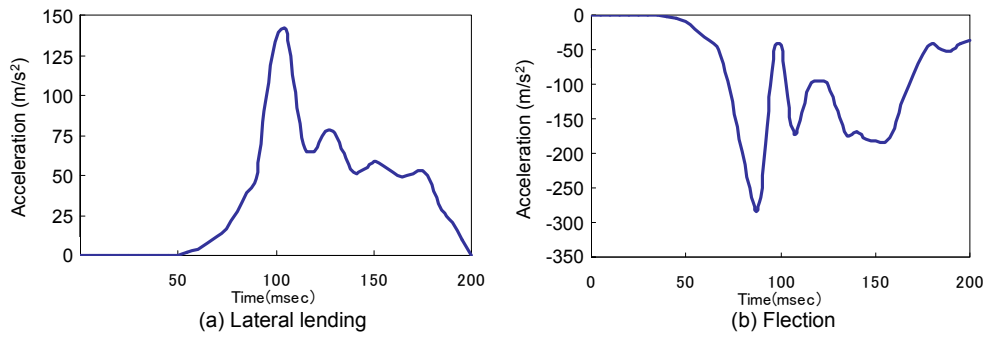


Figure 2.47 Acceleration pulse applied to 1st thoracic vertebra

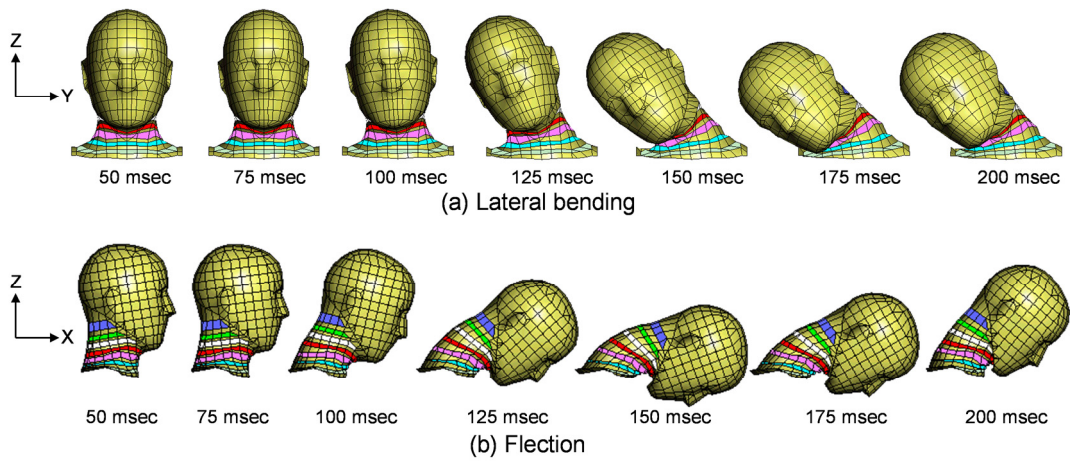


Figure 2.48 Kinematics of head-neck

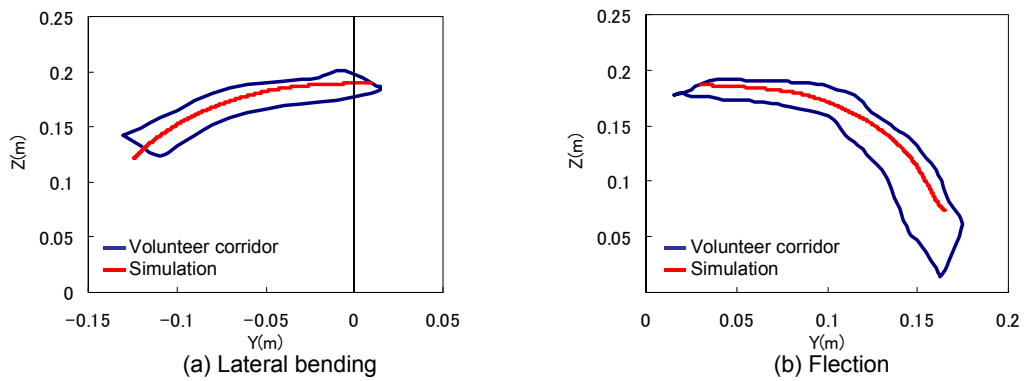


Figure 2.49 Comparison of head trajectory between volunteer corridor and simulation result in lateral bending and flexion

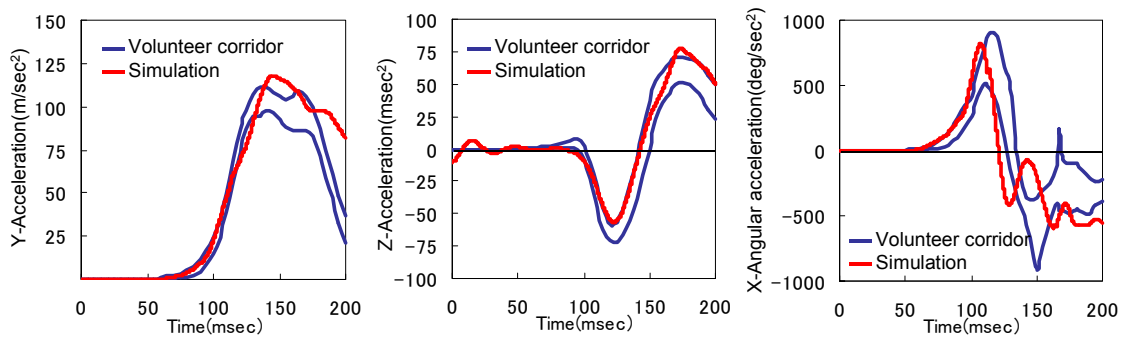


Figure 2.50 Comparison of head linear and angular acceleration between volunteer corridor and simulation result in lateral bending

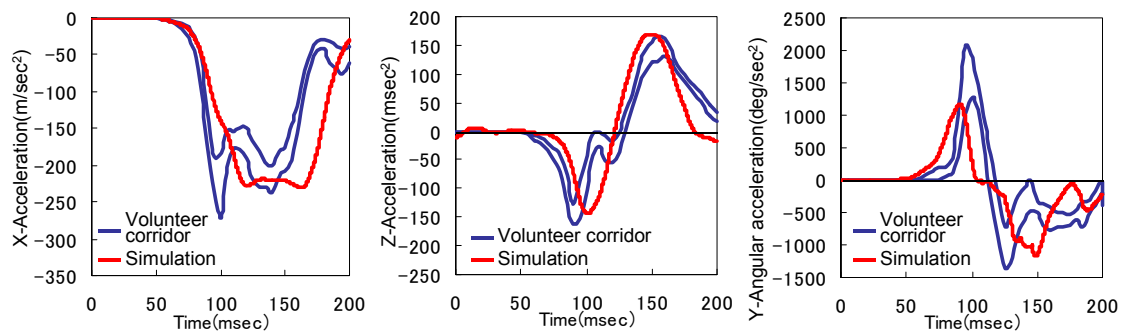


Figure 2.51 Comparison of head linear and angular acceleration between volunteer corridor and simulation result in flexion

2.2.6 全身モデル

Kikuchi ら^[132]は、本研究で開発した脚部 FE モデルおよび上半身モデルに、Kikuchi ら^[46]が開発した骨盤モデルを組み込んだ、全身モデルの検証をおこなった。Kerrigan ら^{[12][13][133]}が小型セダンおよび大型 SUV を用いて衝突速度 40 km/h で実施した、車両対歩行者フルスケール衝突実験を、全身モデルにより再現し、実験で骨盤および脚部に発生した傷害を、全身モデルで予測された傷害と比較した結果、実験において過半数のケースで発生した傷害が、すべてシミュレーションにより予測されていることを確認している。また、全身モデルで予測された、頭部、第 1 胸椎 (T1)、第 8 胸椎 (T8) および骨盤の車両に対する軌跡を実験結果と比較した結果、小型セダン、大型 SUV とともに、モデルによる予測結果は実験コリドールの範囲内に収まっており、献体を用いた実験結果を良く再現できることを確認している。

本研究で改良した骨盤モデルを組み込んだ全身モデルは、Kikuchi ら^[132]が検証した全身モデルに対し、骨盤モデルを改良版に入れ替えたものである。上半身モデルおよび脚部モデルは同一のため、歩行者事故において最も頻度が高い小型セダンの衝突における上半身挙動のみ、確認の

ための再検証を実施した。検証条件は、Kikuchi ら^[46]の骨盤モデルを組み込んだ全身モデルに対する検証条件と同一である。頭部、T1、T8 および骨盤の車両に対する軌跡の実験コリドーと、本研究で改良した骨盤モデルを組み込んだ歩行者全身モデルによる予測結果の比較を Figure 2.52 に示す。シミュレーションによる予測結果は、Kikuchi ら^[46]の骨盤モデルを組み込んだ全身モデルの場合と同様に、実験コリドーの中央付近の軌跡をほぼ再現できており、骨盤モデルの改良版への置き換えの上半身挙動への影響は小さいことがわかる。

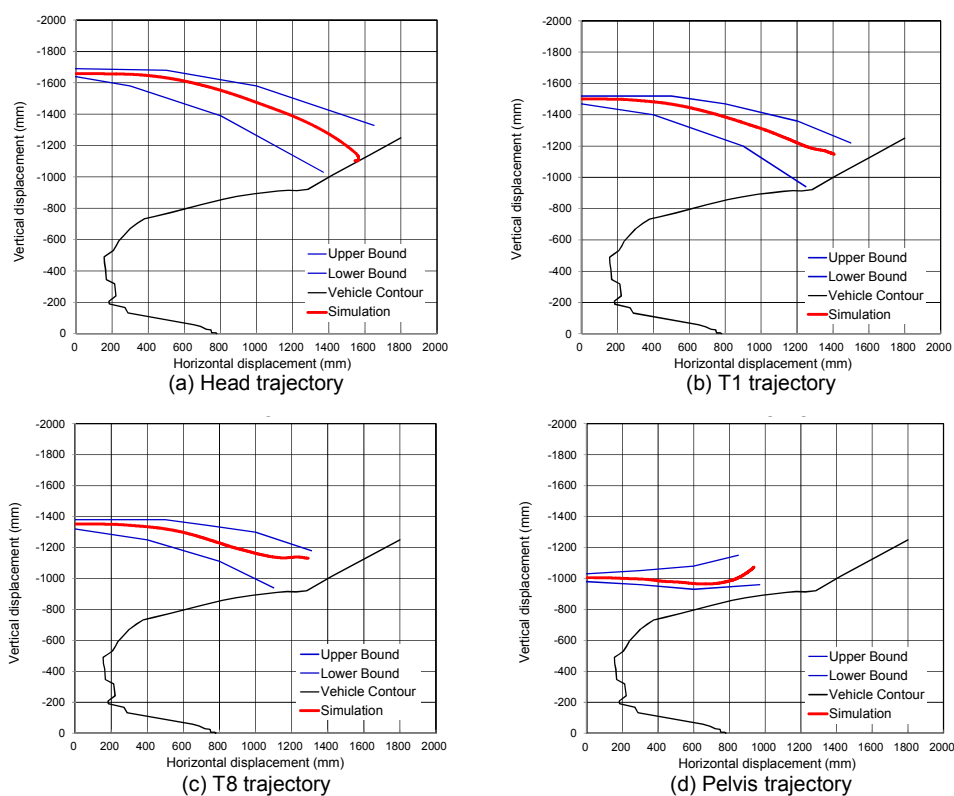


Figure 2.52 Comparison between experimental trajectory corridors and simulation results for head, T1, T8 and pelvis for small sedan (full-body model with modified pelvis)

2.3 考察

2.3.1 モデル検証手法

本研究では、骨盤および脚部モデルを、部位ごとに検証したが、モデルの検証に用いた部位ごとの実験は、車両対歩行者衝突における負荷状況を完全に再現しているとは限らないため、現実の歩行者事故の再現性という観点では、フルスケールの車両対歩行者衝突実験に対してモデルを検証するのが理想である。Kikuchi ら^[132]は、本研究で開発した脚部 FE モデルおよび上半身モデ

ルに、Kikuchi ら^[46]が開発した骨盤モデルを組み込んだ全身モデルを用いて、小型セダンおよび大型 SUV との衝突実験を再現し、骨盤および脚部の傷害の再現性と、上半身挙動の検証をおこなった。しかし、フルスケールの車両対歩行者衝突でのモデル検証は、各部位のモデルの妥当性を保証する観点からは、以下のような課題もある。

1. フルスケールの車両対歩行者衝突実験では、献体の体格差により、接触する車両の部位と歩行者の部位の関係が異なる。衝突車両をスケーリングすることは不可能であるため、事後のスケーリングによって、接触部位の関係を補正することはできない。このため、献体とモデルの体格が異なっている場合には、各部位の応答特性を定量的に比較することは難しい。

2. 衝突時の歩行者の動的応答は、一連の異なる部位と車両との衝突の時系列での積み重ねによって決まるため、衝突初期の接触部位以外の部位の応答は、他の部位の応答の影響を受ける。したがって、こうした部位のフルスケール実験での応答を比較する場合、応答の差異が部位の特性の差異のみに起因したものであるか、それ以外の部位の特性の差異の影響も受けているのかを判別することは極めて困難であり、得られた結果から部位の人体忠実度向上策の指針を得ることが難しい。

こうした事情を考慮すると、モデル検証は2つの異なるステップで実施する必要があると考えられる。第1ステップとしては、人体の部位単体レベルでのモデル検証を実施する。このステップの目標は、モデルの各構成要素単体の構造体としての力学応答特性を検証することである。ここでは、外力の入力方向や負荷速度、負荷位置といった負荷条件を、実際の車両と歩行者の衝突状況を代表したものとすることが重要である。また、実験とシミュレーションの精度の良い比較を可能とするためには、実験が十分に記述された境界条件下で実施されていることや、実験を再現したシミュレーションにおいて、実験の境界条件が詳細に再現されていることが重要である。この点においては、比較的単純な境界条件を用いることが望ましい。部位単体でのモデルの検証条件が、実際の歩行者事故での衝突状況を代表できる負荷条件であることが確認できていれば、境界条件そのものの再現性は必ずしも最重要ではない。モデル検証の第1ステップにおいて、関連する部位単体モデルをすべて検証したのち、第2ステップの検証を実施する。このステップでは、すべての部位単体モデルを組合せてフルスケールモデルを作成し、歩行者の全体応答を検証する。しかし、このステップでの検証は、前述の制約のため本質的に精度が低下する。

本研究で開発したモデルの検証に用いたすべての実験結果は、歩行者事故において生じる可能性のあるすべての負荷条件を網羅しているわけではないが、歩行者事故において代表的な負荷条件はほぼ網羅している。また、本研究においては、上記の2ステップでモデル検証を実施してお

り、フルスケール検証における検証精度の問題を、比較的単純かつ歩行者事故での条件を代表する負荷条件で実施された、部位単体実験結果による部位別モデル検証により補う形となっている。

2.3.2 破断モデル

本研究で開発した骨盤および脚部モデルでは、PAM-CRASH の要素削除オプションの適用により、骨および靭帯の破断を再現している。このオプションは、要素の相当塑性ひずみが設定値を超えると、100 計算ステップに渡り要素の剛性をゼロまで低下させる。要素の質量は、その要素を構成する節点に配分されるため、要素削除が働いても運動エネルギーは保存されるが、要素の内部エネルギーは要素削除により失われる。したがって、エネルギー保存の問題を小さくするには、基本的に細かいサイズの有限要素が必要とされる。また、亀裂の進展のような微視的な損傷メカニズムを物理的に表現した破断モデルとはなっておらず、損傷メカニズムの再現性も、このオプションでは要素サイズに強く依存する。このオプションに適用した閾値は、要素に用いた破断ひずみから定めており、その妥当性は、本研究での準静的および動的モデル検証過程で、破断点の実験結果との比較により検証されている。本研究でのモデル検証においては、破断点の予測結果が人体特性と良い一致を示したが、用いた破断クライテリアはひずみ速度に依存しない。骨および膝関節靭帯の動的単体実験で用いられた負荷速度は、速度 40 km/h での車両対歩行者衝突のシミュレーションで予測された各要素のひずみ速度をもとに決められたものの、破断クライテリアがひずみ速度に依存する可能性もあり、今後さまざまな負荷速度での人体特性データが得られれば、さらに検討が必要である。

2.3.3 骨モデル

本研究で開発した骨モデルは、多数の文献調査により定めた材料特性を用いている。骨折の可能性を予測するため、圧縮に比べ強度の低い引張における材料特性を、等方性材料モデルに適用した。異方性の影響については、負荷位置の異なる 3 点曲げ実験により、せん断力と曲げモーメントの寄与率を変化させることで、ある程度の検証が可能と考えられる。本研究では、脚部の各長骨に対し、中央部と両端部の 3 箇所を負荷位置での実験結果を用いてモデル検証をおこない、実験結果との良い一致が確認できた。このことから、脚部長骨の横方向の曲げ応答に関しては、骨の材料特性の異方性の影響は顕著ではないものと予想される。

また、Kikuchi ら⁴⁶⁾が本研究で開発した脚部モデルを用いて実施した、筋-脂肪複合体を含めた大腿部あるいは下腿部全体でのモデル検証では、腓骨の強度や脛骨に対する相対位置の個体差

が大きいこともあり、腓骨骨折時の荷重－変位応答の検証は困難であったが、脚部全体での最大荷重を決める脛骨の破断特性については、筋－脂肪複合体付の条件で精度良く人体データが再現できている。腓骨は、歩行時の荷重分担率が低く、部位によっては骨折していても歩行が可能であるなど、脛骨に比べれば骨折時の QOL (Quality Of Life) の低下は小さいと考えられる。したがって、歩行者の脚部傷害低減の観点では、まず脛骨骨折の低減が優先課題であるが、今後車両の安全技術がさらに進化し、脛骨骨折の可能性が極めて低くなった場合には、腓骨骨折の予測の観点で、さらなるモデル検証が必要である。

2.3.4 膝関節靭帯モデル

文献による膝関節靭帯の実験データにより、膝関節の各靭帯を負荷速度違いで検証することが可能となった。本研究で実施した、Bose ら^[125]の実験データに対する検証と、Kikuchi ら^[46]が実施した、van Dommelen ら^[126]の実験データに対する検証を合わせ、すべての靭帯に対し、複数の負荷速度での検証をおこない、人体忠実度を高めることができた。しかし、高速での引張実験は、van Dommelen ら^[126]のデータによりすべての靭帯が網羅されているものの、準静的および中速での実験データは、すべての靭帯に対しては得られておらず、準静的、中速の少なくとも一方のデータが得られている状況である。Bose ら^[125]の実験では、各十字靭帯の 2 つの線維束を区別しなければ、すべての靭帯についての準静的データが得られているため、本研究では、同じ靭帯を構成する異なる線維束の材料特性は同一である、すなわち、例えば ACL という靭帯を構成する、A-ACL という線維束と P-ACL という線維束の応力－ひずみ特性が同一であると仮定し、すべての靭帯のモデルを構築した。膝関節全体としての曲げ特性を別途検証しているため、膝全体としての影響は顕著ではないと予想されるが、線維束ごとに解剖学的な方向が異なっており、機能が異なることも考えられるため、特性を同一とした仮定の妥当性については、今後検討が必要となる可能性がある。

また、使用した衝突解析コードで利用可能な材料モデル化自由度の制約から、本研究で開発したモデルでは、膝関節靭帯モデルの材料特性に適用した破断モデルの閾値（破断ひずみ）は、ひずみ速度に依存しない。6 つの靭帯（十字靭帯は各 2 分割）のうち、3 つの負荷速度での実験データが存在するのは、P-ACL と LCL のみであり、他の靭帯については、実験データの負荷速度は 2 種類以下となる。このため、現状得られている実験データのみでは、破断特性の速度依存性について十分検証することは困難であるが、今後実験データが充実すれば、さらに検証が必要と考えられる。

本研究では、十字靭帯（ACL, PCL）については、それぞれを2つの線維束に分割してモデル化しており、再現性は比較的高いと考えられる。また、LCLは比較的細いひも状の組織であるため、線維束への分割は不要と考えられるが、LCL同様に線維束への分割をおこなっていないMCLについては、いくつかの異なる方向の線維束が重なっており、本来は線維束への分割が望ましいと考えられる。本研究では、膝関節の負荷方向として、歩行者事故で最も頻度が高い横方向からの衝突を代表する条件として、純粋な外反方向を想定した検証をおこなった。したがって、本研究で開発したMCLモデルは、純粋な外反時のMCL全体の応答を、均一な材料特性を有するモデルで等価的に再現したものと考えられる。しかし、今後人体モデルを用いて、斜め方向の曲げなどを再現する場合には、MCLを構成する異なる線維束の方向の違いなどにより、再現精度が低下する可能性もあり、確認が必要である。

2.3.5 膝関節モデル

膝関節モデルの検証では、膝関節単体を用いた動的実験結果を再現した。これらの実験では、膝関節周辺の組織や、各靭帯の骨への付着状態が保存された状態とするため、膝周囲の最小限の骨部分は実験に用いられているが、膝の変形量は、上下に強固に固定された治具の変位から求められているため、骨のたわみの影響は小さいと考えられる。一方、Kajzerら^{[34][35]}の実験のように、献体の全身を用いて膝関節の力学特性を計測した場合には、骨のたわみの影響がより大きいと考えられる。脚部全体モデルを検証する前段として、膝関節単体モデルを検証する場合には、本研究で実施したように、できるだけ検証部位に絞って実施された実験結果を用いて精度検証をおこなうのが適切と考えられる。

実験では、筋-脂肪複合体は膝関節の上下で切断されているが、関節包については保存されている。本研究で開発した膝関節モデルでは、Kerriganら^[40]の実験に対する曲げセットアップでの検証において、実験結果と同様にMCL損傷が予測された。これに対し、試みに関節包モデルを取り去った状態で、同様のシミュレーションをおこなったところ、MCLの破断に加え、実験では破断が生じなかったPCLの破断も予測された。このことから、関節包モデルは、膝関節への負荷に対する各靭帯の負荷を適切に予測するうえで不可欠であると考えられる。ただし、膝関節には、主要な靭帯以外にも、他の靭帯や線維状の組織などが存在するため、モデルに反映した関節包は、実際の関節包そのものだけでなく、これらの他の組織の影響も含めて等価的に再現したものであると考えるのが妥当である。

2.3.6 骨盤モデル

骨盤は長骨に比べて形状が3次元的で複雑であり、骨盤に加わる外力の骨盤内での伝達経路が複数存在する。そして、外力の大きさと、内力の伝達割合により、仙腸関節や仙骨といった骨盤の背面側が骨折する場合と、恥骨や恥骨結合といった前面側が骨折する場合がある。歩行者事故においては、恥骨骨折の発生頻度が高いことが知られているが、骨盤の損傷メカニズムを正確に再現するには、内力の伝達割合の再現精度が重要となる。Kikuchiら^[46]が開発した骨盤モデルの検証では、骨盤の負荷入力と反対側部分の全体を固定した、横方向の圧縮実験の結果を用いているが、こうした実験では、入力荷重や支持荷重から、内力の伝達経路ごとの割合を求めることはできない。これに対し、本研究で改良した骨盤モデルの検証に用いたSalzarら^[56]の実験では、骨盤の負荷入力と反対側部分を分断することにより、前後の荷重伝達経路を経由した荷重の大きさの独立した計測を可能としているため、支持荷重を荷重伝達経路ごとに比較検証することで、モデルにおいて前後の伝達経路を伝わる内力の大きさの比率も検証できた。この比率の再現は、骨盤の骨折部位を予測するうえで重要であり、本研究で改良した骨盤モデルでは、歩行者の骨盤骨折メカニズムの再現が可能であると考えられる。

一方、本研究の主目的である、脚部傷害を再現する観点からは、骨盤は股関節を介して、脚部の力学的境界条件を与える要素のひとつと捉えることができる。歩行者の横方向から車両が衝突する場合、一般的な乗用車（SUVやミニバンよりもボンネットが低い車両）では、脚部が車両進行方向に加速されることにより、衝突側の脚部は股関節まわりに内転する。Kikuchiら^[46]が開発した骨盤モデルでは、脚部が骨盤に対して内転した際に、内転角が小さい場合でも、寛骨臼の周囲の靭帯モデルの張力により、股関節まわりに比較的大きなモーメントが発生する。このモーメントは、車両前面との衝突による脚部への負荷を高める方向に作用するため、脚部の傷害メカニズムを再現するには、衝突時の股関節のモーメントを適正化することが重要と考えられる。実際の人体においては、脚部は骨盤に対し30度程度の内転までは、ほぼ無抵抗に内転できることが感覚的にも確認できるため、本研究で改良した骨盤モデルでは、股関節まわりの靭帯モデルの付着点位置および材料特性の適正化により、この領域での内転モーメントの低減を図った。内転時の股関節まわりのモーメント特性は文献にデータが見つからなかったため、定量的な検証は今後の課題であるが、この改良により、車両との衝突時の脚部の負荷状況が、より正確に再現できるようになったと考えられる。

2.3.7 全身モデル

一般に、車両前面の形状と構造は、歩行者の衝撃応答や挙動に大きく影響すると考えられている。献体を用いた車両対歩行者衝突実験は、この点を検討する方法のひとつである。高速度ビデオ解析により、献体各部の軌跡を求めることで、車両前面特性の違いが歩行者の挙動に及ぼす影響を調べることができる。しかしながら、骨や靭帯のような歩行者内部の組織の動きや伝達される内力を実験的に求めることは不可能である。献体内部に計測器を組み入れるには、組織の破壊が必要となるうえに、計測器の追加により力学的特性が変化してしまうからである。人体 FE モデルシミュレーションの主な利点のひとつは、こうした内部組織の動的応答が時系列で詳細に可視化、解析できることであり、骨や靭帯などの傷害メカニズムの理解を深めるうえで非常に有力である。

Kikuchi ら^[132]が、本研究で開発した脚部 FE モデルおよび上半身モデルと、Kikuchi ら^[46]の骨盤モデルを組み合わせた全身モデルを検証する際に用いた、小型セダンの衝突実験の再現シミュレーションにおける、時系列での脚部挙動を Figure 2.53 に示す。右側の脚部の膝下が、最初にバンパと直接接触している。このため、バンパからの衝撃により、腓骨の近位端が骨折している。その後、膝直下への衝撃荷重により、右側膝関節に高いせん断荷重が入力され、これが主要因となって ACL が破断している。左側の脚部は、上半身が車両に乗り上げ始める段階でバンパと衝突した。このため、左側の脚部にバンパが衝突する位置は、右側の脚部よりも低い位置となっている。衝撃荷重の膝関節に対する入力位置が低いため、左側の膝関節への負荷としては、せん断よりもむしろ曲げ荷重が支配的となり、その結果、LCL と ACL が破断している。

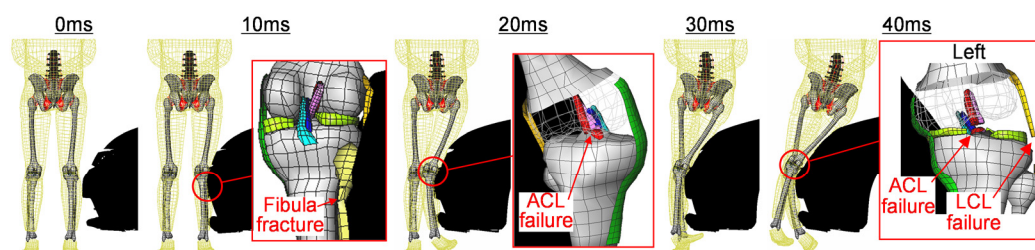


Figure 2.53 Time sequence of lower limb kinematics from FE simulation for small sedan impact^[132]

同検証時の大型 SUV との衝突実験の再現シミュレーションにおける、時系列での脚部挙動を Figure 2.54 に示す。フード先端部が骨盤に直接衝突し、衝撃荷重により恥骨骨折が発生している。バンパが膝関節よりも上方に衝突し、両脚部がバンパ下に入り込むことで、膝関節に横方向

の大きな曲げが生じ、その結果として、両膝関節に靭帯損傷が発生している。大型 SUV との衝突では、一般にフード先端部の位置が高いため、歩行者の骨盤もしくは大腿部に直接衝突する機会が多い。このため、小型セダンと比較して、骨盤や大腿骨の骨折が発生する可能性が高い。また、大型 SUV ではアプローチアングルを大きく取るため、バンパの位置が高く、スポイラー部（バンパ下部）を持たない、もしくは、バンパ前面よりも後方に位置していることが多い。したがって、バンパは脚部の膝関節よりも上方に衝突することが多くなるため、膝関節の曲げが大きくなる傾向にあり、その結果、膝関節靭帯が破断する可能性が高くなる。

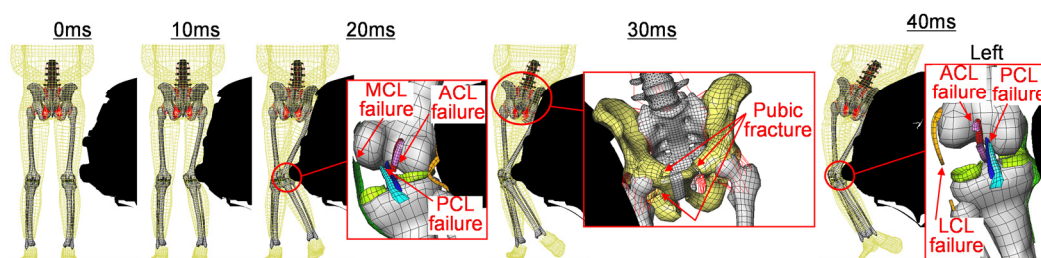


Figure 2.54 Time sequence of lower limb kinematics from FE simulation for large SUV impact^[132]

このように、分析対象部位を詳細に FE モデル化した全身モデルを作成することで、歩行者の全身挙動を再現しながら、分析対象部位における局所的な変形状態や内力の伝達状態などの情報が得られ、歩行者の車両との衝突時の脚部傷害発生メカニズムを分析できるツールを構築することができた。

本研究で開発した歩行者人体 FE モデルは、車両と衝突した際の歩行者の全身挙動のみならず、腰部および脚部に生じる変形や内力状態が解析できるため、車両前部の荷重特性が、歩行者の全身挙動および腰部、脚部の傷害値に与える影響について検討することも可能である。代表的な車体形状として、セダン（車両 A）、SUV（車両 B）およびミニバン（車両 C）を模擬し、車両外表面を表す剛体パネルと、各部の荷重特性を表すばねとで構成された簡易車両モデルを Figure 2.55 に示す。これらの簡易車両モデルを歩行者人体 FE モデルに速度 40 km/h で横方向から衝突させ、Figure 2.56 のように、車両前部構造の荷重－変位特性の最大荷重、最大変位量および最大荷重点までの吸収エネルギー量を不変として、最大荷重点までの荷重－変位特性を単純化した際の、腰部および脚部の傷害値の変化を調べた。その結果、最大荷重点までの荷重－変位特性を単純化しても、±10%程度の精度で各傷害指標の最大値の再現が可能であることがわかった。こうした知見は、米国自動車技術会（Society of Automotive Engineers : SAE）の歩行者ダミータス

クフォース (Pedestrian Dummy Task Force : PDTF) により検討されている, 歩行者ダミー性能要件規格において, 全身挙動の検証のためのフルスケール実験で用いられる, 車両を模擬した簡易台車の開発において参照され¹³⁴⁾, 実車に近い全身挙動や腰部, 脚部の傷害値を再現するための, 台車前部のエネルギー吸収構造の設計に役立てられている.

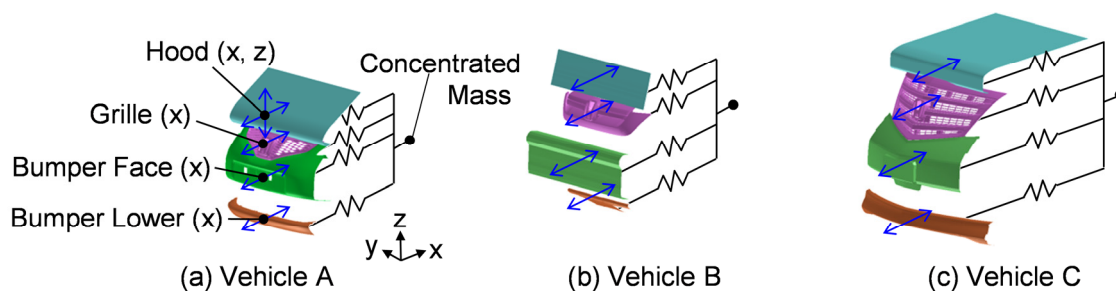


Figure 2.55 Simplified vehicle models

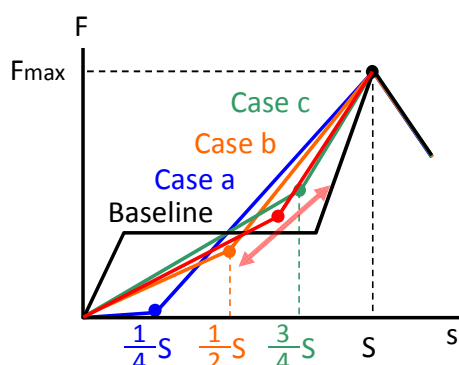


Figure 2.56 Simplification of force-deflection curves of vehicle front-end structures

本研究では, 歩行者の脚部重傷に着目したため, 全身モデルにおいては, 挙動再現のための上半身モデルと, 傷害メカニズム分析用の脚部詳細 FE モデルとを組合せた. これにより, 死亡事故において最も発生頻度が高い頭部傷害については, 車両に対する軌跡の再現により, 頭部の車両との衝突状況が再現でき, 重傷事故において最も発生頻度が高い脚部傷害については, 部位ごとに検証された詳細 FE モデルにより, 内力状態の再現に基づく傷害メカニズム分析が可能である. しかしながら, 今後, 評価対象部位を拡大する場合には, 脚部以外の部位についても詳細モデルを組み込む必要がある. また, 脚部の中でも, 本研究では取り扱っていない足部, 足関節は, 歩行者事故において傷害が発生する部位であり, 今後詳細モデルの開発が必要である.

2.4 結論

衝突時の傷害評価用ダミーでの標準体格とされている，アメリカ人成人男性平均体格に近い被験者の MRI 画像データを取得し，立位姿勢の脚部詳細 FE モデルを開発した．脚部の長骨（大腿骨，脛骨，腓骨），大腿部および下腿部のモデルを，負荷位置を変えた動的 3 点曲げ実験結果に対し検証した．膝関節靭帯は，2 つの十字靭帯をそれぞれ 2 つの線維束に分割し，個別にモデル化したうえで，靭帯ごとに，複数の負荷速度に対して単体の引張特性を検証した．この靭帯モデルと関節包を組合せて構成した膝関節モデルを作成し，膝関節単体を用いた動的 4 点曲げ実験に対し検証した．また，脚部に対して力学的境界条件を与える骨盤モデルについても詳細 FE モデルを作成し，横方向の圧縮特性を実験結果に対し検証するとともに，脚部内転時の股関節まわりのモーメントの適正化を図った．これらの部位別検証により，車両対歩行者衝突における脚部各部位の代表的な負荷条件に対し，各単体モデルの高い人体忠実度が確認できた．

骨盤から下の詳細 FE モデルを，剛体とジョイント要素で構成した上半身モデルと結合し，歩行者全身モデルを作成した．このモデルは，Kikuchi ら^[132]が作成した全身モデルの骨盤を改良したものであり，骨盤モデルの改良は車両衝突時の全身モデルの挙動への影響が小さいことがわかった．このことから，本研究で構築した全身モデルは，Kikuchi ら^[132]が確認した全身モデルの挙動および脚部傷害の予測精度に近い精度を有するものと考えられる．

第3章 歩行者ダミー脚部の開発

第2世代歩行者ダミーPOLAR IIは、頭部挙動の人体忠実度を向上するため、車両と最初に衝突する部位である脚部に着目し、人体の構造に近い膝関節構造や、人体と同等の曲げ特性を有する脛骨を採用している。この脚部の改良により、頭部挙動に一定の改善が見られたが、これまでの研究では、脛骨の3点曲げにおける荷重-変位特性はある程度検証されたものの、膝関節については人体特性との比較はおこなわれていない。また、車高の高い車両と歩行者との衝突で発生頻度が高い大腿部傷害については、POLAR IIの大腿骨が事実上の剛体であり、適切な傷害評価が困難である。傷害評価手法の観点からは、膝関節の傷害値計測の不足や、ダミーで計測される脚部の傷害値と実際の傷害との関係を明らかにすることも課題である。そこで本研究では、まず従来ダミーであるPOLAR II歩行者ダミーの膝関節および下腿部の人体忠実度を検証したうえで、SUVやミニバンといった車高の高い車両で重傷発生頻度が高い大腿部の傷害評価を可能とするため、これらの部位の人体忠実度を高めるための改良構造を開発するとともに、脚部の傷害値計測手法および傷害閾値を検討することにより、車両対歩行者衝突時の脚部傷害の可能性を、実車試験により定量的に評価できる手法を構築した。

3.1 従来ダミーの人体忠実度評価

全身歩行者ダミーPOLAR IIには、人体に近い膝関節構造と、変形可能な脛骨構造を採用することで、全身挙動の再現性向上に加え、脚部の人体忠実度の向上も図られている^[28]。脛骨特性は、準静的および動的3点曲げ実験に対して検証がなされており、膝関節については、Kajzerら^{[32][33]}が実施した脚部衝撃実験に対して検証がなされている。この実験は、全身献体の脚部に対する衝撃実験であり、検証項目が歩行者への外力である衝撃荷重の時刻歴に限定されていたことから、膝関節特性の影響よりもむしろ、下腿部の慣性力や、衝撃負荷面の力学特性の影響の方が支配的であった可能性があり、膝関節の力学特性が十分確認されたとはいえない。膝関節特性の人体忠実度を確認するには、膝関節単体を用いた実験結果との比較を実施する必要がある。また、脛骨についても、骨単体だけでなく、筋-脂肪複合体を含めた実験結果が公表されたため、この実験データを用いることで、さらなる人体忠実度検証が可能である。

そこで本研究では、POLAR IIダミーの膝関節および下腿部の人体忠実度を検証するため、これらの部位の単体を用いて、それぞれ横方向動的4点曲げおよび3点曲げ実験をおこなった。膝

関節の 4 点曲げ実験については Bose ら^[127]の実験条件, 下腿部の 3 点曲げ実験については Kerrigan ら^{[40][41][123]}の実験条件と同一の境界条件を用いて実施した. 実験結果は, Bose ら^[127]および Kerrigan ら^{[40][41][123]}の実験結果をもとに Ivarsson ら^[124]が開発した, 人体応答コリドーと比較した. POLAR II 膝関節のオリジナル仕様では, 人体応答コリドーと比較して剛性が低いことが判明したため, 膝関節靭帯の引張特性を改善した膝関節を製作し, 同様の 4 点曲げ実験を実施した.

3.1.1 単体特性実験

(1) 膝関節 4 点曲げ実験

POLAR II ダミー膝関節のオリジナル版は, 顆部や靭帯スプリングのケーシングを含む大腿骨遠位端, 半月板が固定された脛骨プラトー, 膝関節靭帯を模擬した 4 本のスチールワイヤケーブル, 膝関節靭帯の引張特性を再現する 4 本のスプリングで構成されている. 大腿骨顆部と脛骨プラトーの形状は, 人体膝関節の外科用モデルの形状を単純化し, 左右対称な形状としたものである. 半月板は, 衝撃試験の際の耐久性を考慮して, 人体の半月板よりも厚くしている. 靭帯の経路および付着点も外科用膝関節モデルに基づいており, 単純化のため, 2 本の側副靭帯を左右対称とし, 引張特性を同一としている. 2 本の十字靭帯の引張特性も互いに同一であるが, 側副靭帯とは異なる特性が用いられている. 膝関節オリジナル版 (左側) を Figure 3.1 に, その分解状態を Figure 3.2 に示す. 膝関節オリジナル版の設計の詳細については Artis ら^[28]に詳しい.



Figure 3.1 Anterior and lateral view of POLAR II original knee joint (left knee)



Figure 3.2 Disassembled POLAR II original knee joint (left knee)

膝関節オリジナル版の4点曲げ実験結果では、人体の膝関節に対して曲げ剛性が不足していることが判明した。膝関節特性の人体忠実度を高めるため、POLAR II ダミー膝関節の改良版を製作することとした。改良版膝関節の基本的な構造や形状は、オリジナル版と同一であるが、膝関節靭帯の引張剛性を高めるため、スプリングの径を大きくし、長さを短くしている。短くなったスプリングをケーシングに収めるため、スプリングの下部にアルミ製のスペーサを配置した。

Bose ら^[127]が献体からの膝関節単体を用いて実施した4点曲げ実験と同様のセットアップで、POLAR II ダミーのオリジナル版および改良版膝関節の外反方向4点曲げ実験をおこなった。膝関節4点曲げ実験のセットアップを Figure 3.3 に示す。アダプタを介し、POLAR II ダミーの膝関節をアルミ製の中空シャフトに結合した。このシャフトは、膝関節の内反-外反方向のみの回転を許容する、低摩擦のピンジョイントを介して、支持柱に固定した。膝関節の脛骨側の支持柱を試験機の定盤に固定し、大腿骨側の支持柱は、膝関節の上下方向の変位を許容する1自由度のベアリングを介して定盤に固定することで、単純支持の境界条件を構成した。2つの先端部を有する負荷子を用いてアルミシャフトを下方に負荷することで、4点曲げの負荷条件とした。負荷子は、低摩擦のピンジョイントを介し、変位制御油圧サーボ試験機 (Instron 8874) のアクチュエータに固定した。負荷子の先端とアルミシャフトとの接触面にグリースを塗布し、摩擦の低減を図った。膝関節は、外反方向の曲げ変形を受けるような向きに固定し、立位姿勢における大腿骨と脛骨の位置関係にセットした。

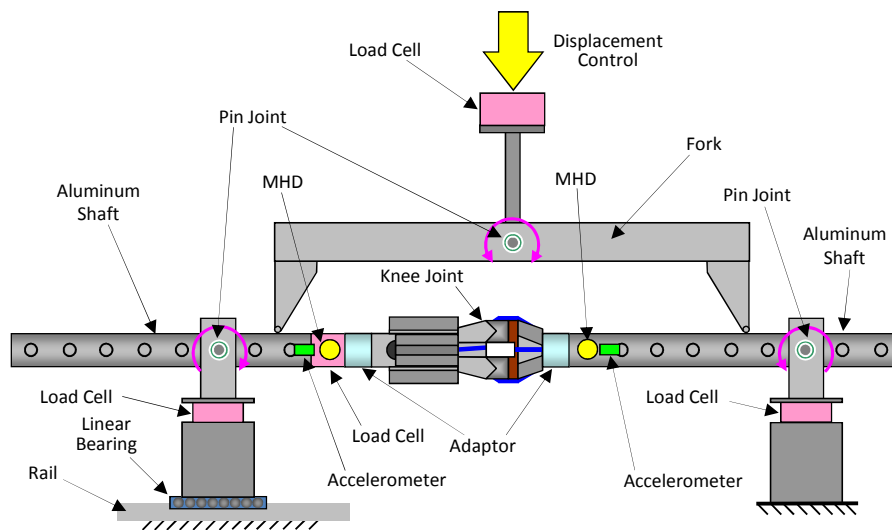


Figure 3.3 Schematic diagram of 4-point knee bending test configuration

試験機のアクチュエータにはロードセルと変位計を取り付け、負荷荷重と変位を計測した。支持柱の支持反力は、3軸ロードセルで計測した。アルミシャフトと膝関節の大腿骨側のアダプタの間に、6軸ロードセルをマウントした。膝関節まわりのモーメントを求めるための慣性力補正に必要な加速度を計測するため、ロードセル位置に加速度計を取り付けた。電磁流体 (Magneto-hydrodynamic : MHD) 角速度センサを膝関節の両側に固定し、計測した角速度を時間積分することで、膝関節の外反方向曲げ角度を計測した。

POLAR II の各膝関節 (オリジナル版, 改良版) について、2回の準静的実験と3回の動的实验を実施した。Bose ら^[127]は、過去の研究で得られた、献体脚部または脚部インパクトの膝関節曲げ角度の時刻歴を分析し、衝突速度 40 km/h における膝関節の曲げ速度が 1.0°/ms 程度であることを見出した。この結果に基づき、Bose ら^[127]の実験と同様に、膝関節曲げ速度を 1.0°/ms とした。そして、実験セットアップの幾何学的解析から、この曲げ速度を得るためのアクチュエータ速度の目標値を算出した。準静的実験での膝関節の曲げ速度は、約 1.0°/s とした。膝関節の最大曲げ角度を、準静的実験では 20°、動的实验では 15°とすることで、Ivarsson ら^[124]が定めた献体応答コリドーにおける平均応答の最大曲げ角度までの、実験結果とコリドーとの比較を可能とした。

(2) 下腿部 3 点曲げ実験

POLAR II の脛骨シャフトは、ナイロン/ケブラー製のロッドを硬質ウレタン製の中空ロッドで覆った構造となっている。遠位端と近位端は、内側、外側ともにスチール製のリングで補強され、

脛骨上下のロードセルに対するインターフェースとなっている^[28]。脛骨シャフトを取り巻く筋-脂肪複合体と表皮の剛性およびダンピング特性は、Huang ら^[26]がおこなったコンピュータシミュレーション結果から定めている。筋-脂肪複合体には、適切なダンピングを与える目的でフォーム材（Confor フォーム）を用いた。本研究で実験に用いた、POLAR II ダミーの脛骨シャフトと周囲の筋-脂肪複合体、表皮を Figure 3.4 に示す。



Figure 3.4 POLAR II tibia shaft and leg flesh/skin

この POLAR II ダミー下腿部（脛骨シャフトおよび周囲の筋-脂肪複合体、表皮）を用い、Kerrigan ら^{[40][41][123]}の実験条件と同様のセットアップでの 3 点曲げ実験をおこなった。下腿部 3 点曲げの実験セットアップを Figure 3.5 に示す。変形可能な脛骨シャフトの両端に、アルミ製の円柱形アダプタを固定した。そして、これらのアダプタを、半円柱形のアルミ製中実ローラーに取り付けたアルミ製円盤に固定した。ローラーの径は、Kerrigan ら^{[40][41][123]}の献体実験で用いられたローラーの径と同一である。このローラーを支持プレートで支持し、ローラーと支持プレートとの接触面にグリースを塗布した。膝関節の曲げ実験で用いたのと同じ試験機 (Instron 8874) を用い、POLAR II ダミー下腿部を横方向内向きに負荷した。試験機のアクチュエータに、円形断面の先端形状をもつ剛体の負荷子を取り付け、この負荷子によって下腿部のスパン中央位置に負荷を与えた。人体の脛骨中央に相当する位置に対応させるため、スパン中央位置は、ダミー脚部における膝関節位置と足関節位置の中央に相当する位置とした。このため、本研究で用いたスパン中央位置は、脛骨シャフトの中央とは一致しない。POLAR II ダミー下腿部の筋-脂肪複合体および表皮は、実験セットアップにおいてローラーと干渉しない範囲を切り出して脛骨シャフトの周囲に固定し、下腿部全体の応答を計測した。3 点曲げのスパン長さは、Ivarsson ら^[124]が献体実験の結果を AM50 相当にスケールリングする際に用いた 334 mm とした。アクチュエータと負荷子との間にロードセルを固定し、入力荷重を計測した。支持プレートの下に 3 軸ロードセ

ルを配置し、支持反力を計測した。また、MHD 角速度センサをローラーに取り付け、ローラーの角速度を計測した。

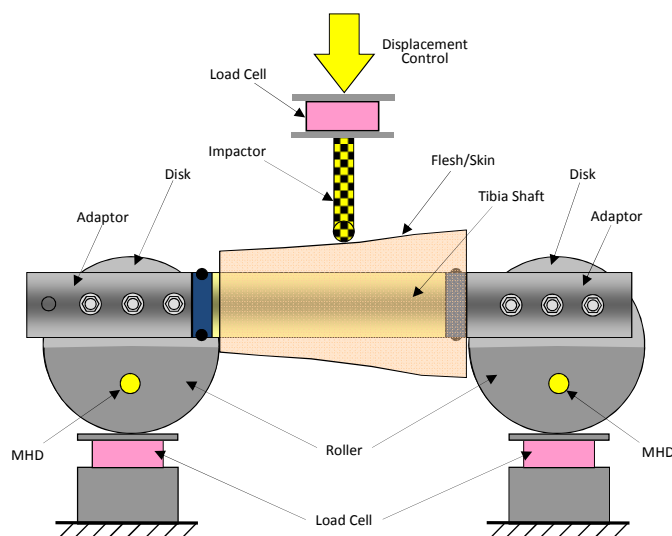


Figure 3.5 Schematic diagram of 3-point leg bending test configuration

POLAR II ダミーの脛骨シャフトに筋-脂肪複合体、表皮を取り付けた状態で、2回の準静的実験と3回の動的实验をおこなった。動的实验での負荷速度は、Kerrigan ら^{[40][41][123]}の実験と同じ約 1.5 m/s とした。準静的実験での負荷速度は 1.0 mm/s とした。

3.1.2 実験結果

Ivarsson ら^[124]は、下腿部中央の横方向内向き 3 点曲げ時の応答、および、膝関節の外反方向 4 点曲げ時の応答について、献体実験データに基づいて作成した応答コリドーを提示している。下腿部 3 点曲げについては荷重-変位および曲げモーメント-変位のコリドー、膝関節 4 点曲げについてはモーメント-角度のコリドー（いずれも AM50 体格にスケールング）が示されている。実験で得られたデータをもとに、膝関節のモーメント-角度、および、下腿部の荷重-変位と曲げモーメント-変位特性を算出し、POLAR II の実験結果を献体応答コリドーと比較した。

(1) 膝関節 4 点曲げ実験

Bose ら^[127]は、膝関節近傍に固定したロードセルの計測データに対し慣性力の補正をおこない、膝関節での荷重やモーメントを算出し、Ivarsson ら^[124]は、そのデータを用いて応答コリドーを作成した。本研究では、Bose ら^[127]が用いたものと同様の慣性力補正手法を用いて、膝関節での

モーメントを計算した。膝関節の上側部分（近位部）のセグメントに対する冠状断面（人体の前後軸に垂直な面）での自由物体線図を Figure 3.6 に示す。

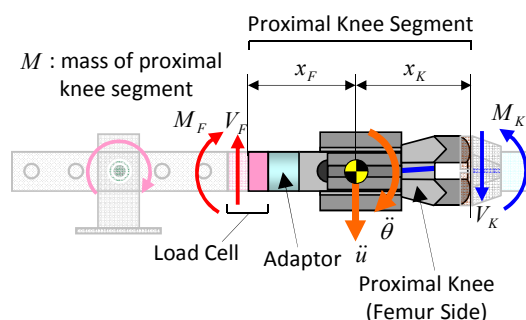


Figure 3.6 Free body diagram for proximal knee segment

膝関節近位部セグメントの重心点に対する，冠状断面内の接線方向（横方向内向き）の並進および回転の運動方程式を，式 (3.1) および式 (3.2) に示す。

$$M \ddot{u} = V_K - V_F \quad (3.1)$$

$$I \ddot{\theta} = M_F - M_K + V_F x_F + V_K x_K \quad (3.2)$$

ここで， M は膝関節近位部セグメントの質量， I は重心点を通る前後軸まわりの慣性モーメント， \ddot{u} は接線方向の加速度， $\ddot{\theta}$ は前後軸まわりの角加速度， V_K は膝関節での横方向せん断力， V_F は大腿骨側ロードセル中心での横方向せん断力， M_K は膝関節での前後軸まわりのモーメント， M_F は大腿骨側ロードセル中心での前後軸まわりの曲げモーメント， x_K は膝関節近位部セグメントの重心点から膝関節までの距離， x_F は膝関節近位部セグメントの重心点から大腿骨側ロードセル中心までの距離を示す。 M_F および V_F は，ロードセルでの計測データである。この 2 式より，膝関節でのモーメント M_K はつぎの式 (3.3) で表される。

$$M_K = M_F + V_F(x_F + x_K) + M \ddot{u} x_K - I \ddot{\theta} \quad (3.3)$$

この実験の境界条件は，膝関節の 4 点曲げを意図したものであり，準静的実験においては，膝関節の角度変化がゼロであれば，理論上は V_F はゼロとなる。しかしながら，実験結果では，膝関節の外反方向の曲げ角度が増加するにしたがって V_F も増加している。膝関節の外反方向の曲げ角度 15° の時点での V_F の大きさは，オリジナル版，改良版の膝関節に対しそれぞれ 40 N および 70 N である。式 (3.3) における V_F による力のモーメントの項は，オリジナル版，改良版の膝関節に対しそれぞれ， M_F の 17% および 13% であるため，膝関節でのモーメント M_K に対する V_F の

影響は無視できないと考え、単に M_F の項だけでなく、 V_F に依存する項についても、分析に含めることとした。

式 (3.3) を用いて膝関節でのモーメントを計算するため、膝関節のうちの、大腿骨側ロードセル中心から大腿骨顆部の遠位端までの間の部分（膝関節近位部セグメント：Figure 3.6 参照）の慣性モーメントと重心位置をねじり振り子装置（Inertia Dynamic Inc.）で計測した。オリジナル版および改良版膝関節の慣性特性値を Table 3.1 に示す。式 (3.3) における加速度は、ロードセル位置に固定した加速度計により計測した。また、式 (3.3) における角加速度は、加速度計の計測値を、支持部のピンジョイントと加速度計の距離で除して算出した。

Table 3.1 Inertial property of proximal knee segments

Knee	Mass (kg)	MOI (kgm ²)	x_F (m)	x_K (m)
Original	2.12	0.01362	0.1238	0.1345
Modified	2.48	0.01397	0.1225	0.1358

(MOI: Moment of Inertia)

オリジナル版および改良版膝関節に対する、式 (3.3) で算出した膝関節でのモーメントと曲げ角度の関係を、それぞれ Figure 3.7 および Figure 3.8 に示す。準静的条件では、オリジナル版、改良版膝関節ともに、モーメントー角度応答は直線に近い。しかし、動的条件では、とくにオリジナル版において、モーメントー角度応答に振動が見られる。この振動は、オリジナル版膝関節に対する一連の実験が終了した段階で確認された。準静的実験での膝関節の曲げ剛性と、膝関節および治具等の慣性特性から算出した固有振動数は、モーメントー角度応答で見られる振動の振動数よりもかなり低いことがわかった。このため、その後、改良版膝関節の実験を実施するにあたっては、この振動は試験装置自体とその結合部の剛性に起因しているものと考え、実験のセットアップの際に、治具の結合部剛性を極力高めるよう注意した。これにより、改良版膝関節の動的実験でのモーメントー角度応答では、振動の振幅が大幅に減少したことから、治具の結合剛性の影響が大きいとの上記仮説は妥当であったと考えられ、振動成分を除去することによって、膝関節の特性を抽出できるものと考えられる。この考えに基づき、モーメントー角度応答データに対して後処理をおこない、不要な振動成分を除去したうえで、献体実験の応答コリドーと比較することとした。

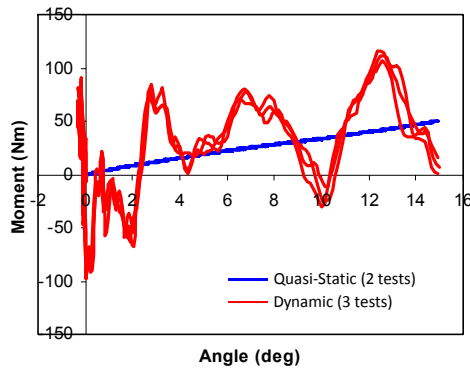


Figure 3.7 Quasi-static and dynamic moment-angle response at knee joint for POLAR II original knee joint

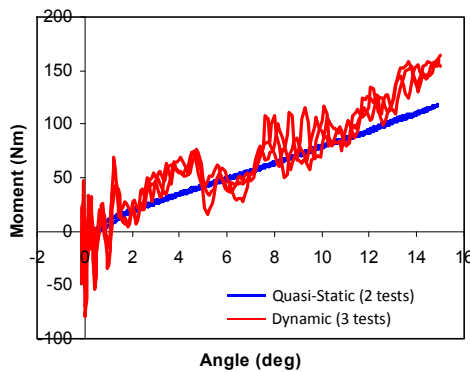


Figure 3.8 Quasi-static and dynamic moment-angle response at knee joint for POLAR II modified knee joint

振動を除去する手法として、フィルタリングと回帰関数の2つの方法を試みた。フィルタリングでは、式(3.3)の各項の時系列データにCFC 60を適用し、そのデータを用いて膝関節におけるモーメントを算出した。回帰関数では、フィルタリングしない生データを用いて、式(3.3)より膝関節におけるモーメントを算出し、モーメント-角度曲線に対して多項式回帰を適用した。モーメント-角度応答に対し、フィルタリングおよび多項式回帰を適用した結果を、オリジナル版および改良版膝関節のそれぞれについて、Figure 3.9およびFigure 3.10に示す。Figure 3.9に示す、オリジナル版膝関節に対するフィルタリングしたモーメント-角度曲線は、初期に負のモーメントが見られることや、強い非線形性を示していることから、非現実的な曲げ特性であると考えられる。改良版膝関節では、生データから算出したモーメント-角度応答の振動の振幅が、オリジナル版膝関節よりも大幅に小さいため、改良版膝関節においては、フィルタリングしたモーメント-角度曲線はより現実的なものになっている(Figure 3.10)。しかし、大きさはオリジ

ナル版膝関節と比較して大幅に小さいものの、初期の負のモーメントは改良版膝関節でも見られる。準静的外反曲げにおいては、両膝関節ともにほぼ線形なモーメントー角度応答を示すことを考慮し、本実験で得られたデータから膝関節の外反曲げ特性を抽出するには、CFC 60 を用いたフィルタリングよりも、多項式回帰関数によるカーブフィットの方が、より適切な結果を与えるものと判断した。

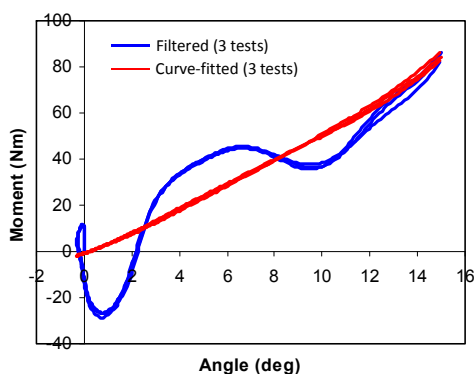


Figure 3.9 Filtered and curve-fitted dynamic moment-angle response at knee joint for POLAR II original knee joint

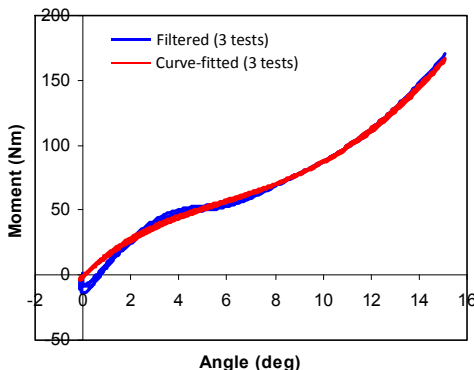


Figure 3.10 Filtered and curve-fitted dynamic moment-angle response at knee joint for POLAR II modified knee joint

(2) 下腿部 3 点曲げ実験

POLAR II 下腿部 3 点曲げ実験結果を Ivarsson ら^[124]の献体応答コリドーと比較するため、実験で得られた計測データから、荷重ー変位曲線および曲げモーメントー変位曲線を求めた。入力荷重は、負荷子の上部に固定したロードセルで計測したが、加速による慣性力の影響を避けるため、両支持面の下に固定したロードセルで計測した、支持面に垂直な方向の荷重の合計を、入力荷重とみなした。実験では下腿部のスパン中央に負荷を与えたため、曲げモーメントは、 F_1 およ

び F_2 を各支持荷重の支持面に垂直な成分, L をスパン長さ, $F = F_1 + F_2$ として, $FL/4$, $F_1L/2$, $F_2L/2$ の 3 通りの方法で計算することが可能である. 実験結果の一例を用いて, この 3 通りの算出方法により求めたモーメント-角度曲線を比較したところ, モーメント-変位曲線はほぼ同一であった. そこで, 単純化のため, モーメント計算には $FL/4$ を用いることとした. 準静的および動的 3 点曲げ実験から得られた, 荷重-変位曲線およびモーメント-変位曲線を, それぞれ Figure 3.11 および Figure 3.12 に示す. 動的実験では, 荷重-変位曲線およびモーメント-変位曲線においてある程度の振動が見られるが, 膝関節の動的曲げ実験と比較すると, 振幅は小さく, 振動数も低いいため, 振動を除去するためのフィルタリングや回帰関数によるカーブフィットはおこなわなかった.

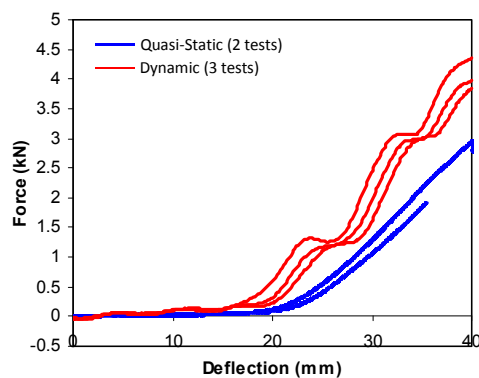


Figure 3.11 Quasi-static and dynamic force-deflection response of POLAR II leg

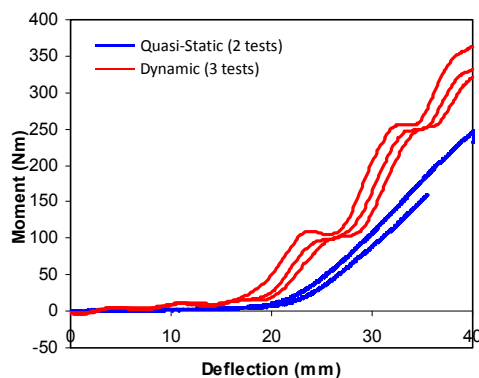


Figure 3.12 Quasi-static and dynamic moment-deflection response of POLAR II leg

(3) 人体忠実度評価

Ivarsson ら^[124]は, 膝関節と下腿部の動的実験結果を提示しているため, POLAR II ダミーの実験結果のうち, 動的実験結果のみを献体コリドーと比較した. 膝関節における外反方向のモー

メントー角度について、本研究で実施した POLAR II ダミーの実験結果と、Ivarsson ら^[124]の AM50 にスケーリングした献体応答コリドーとの比較を Figure 3.13 に示す。POLAR II ダミーの実験結果については、フィルタリングおよび回帰関数による応答曲線を示している。オリジナル版膝関節は、人体の膝関節と比べて明らかに剛性が低く、モーメントー角度曲線が献体コリドーの下限を下回っている。一方、改良版膝関節のモーメントー角度曲線は、フィルタリングによる応答曲線の初期における負のモーメントを除けば、献体コリドーの範囲内にほぼ完全に収まっている。下腿部 3 点曲げにおける荷重ー変位およびモーメントー変位の各応答曲線の、POLAR II ダミーと献体コリドーとの比較を、Figure 3.14 および Figure 3.15 にそれぞれ示す。POLAR II ダミー下腿部においては、初期の剛性の低い領域が献体コリドーよりも大きくなっている。これは、POLAR II ダミーと献体の脚部で、骨を取り巻く筋ー脂肪複合体の厚さが異なるためと考えられる。献体実験では、骨の周囲の筋ー脂肪複合体が骨の端部付近で分断されたため、セットアップ時に自重により垂れ下がり、骨の上方（骨と負荷子の間）の部分が、立位状態よりも薄くなっていた可能性が高い。この点を除けば、POLAR II ダミー下腿部の実験から得られた応答曲線は、献体の応答コリドー内にほぼ収まっている。

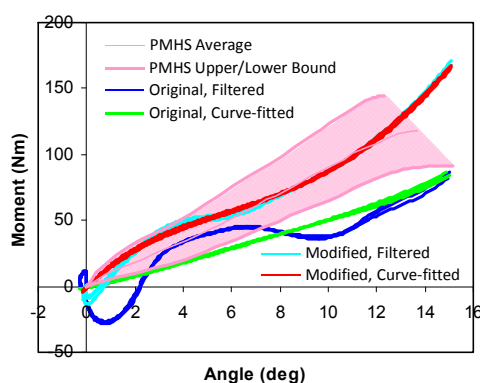


Figure 3.13 Comparison of moment-angle response of knee between PMHS and POLAR II dummy

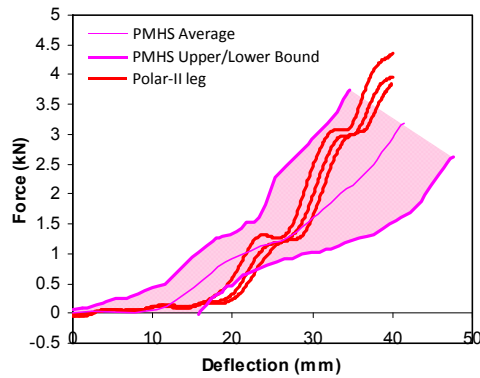


Figure 3.14 Comparison of force-deflection response of leg between PMHS and POLAR II dummy

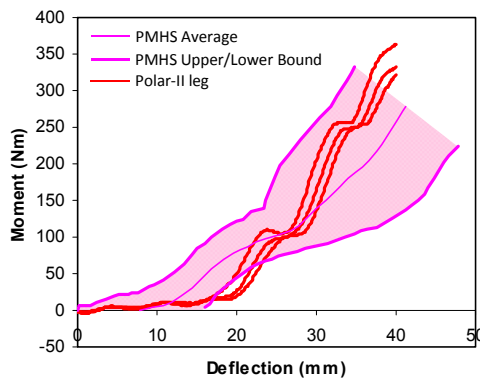


Figure 3.15 Comparison of moment-deflection response of leg between PMHS and POLAR II dummy

POLAR II 歩行者ダミーの膝関節および下腿部の人体忠実度を定量的に評価するため、Rhuleら^[135]が定義した、応答計測値の比較指標（Response Measurement Comparison Value）を各実験に対して算出した。Rhuleら^[135]による、ダミーばらつき（Dummy Variance : DV）および献体ばらつき（Cadaver Variance : CV）の定義を Figure 3.16 に示す。

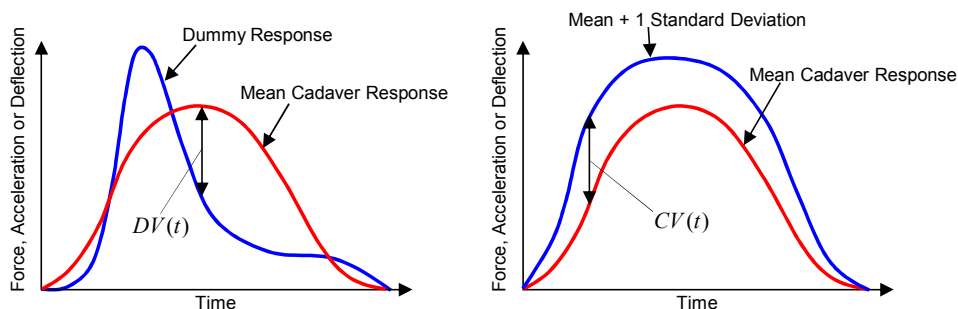


Figure 3.16 Dummy Variance (DV) and Cadaver Variance (CV) as defined by Rhule et al.^[135]

CV および DV は時間の関数に対して定義されているが、本研究では、膝関節のモーメントー角度および下腿部の荷重ー変位、曲げモーメントー変位に対して、この定義を直接適用した。献体実験、ダミー実験ともに、変位制御型の試験機が用いられており、献体やダミーの応答特性によらず、指定した負荷子変位の時刻歴が得られるため、負荷子の変位、もしくは、それと一対一の対応のある膝関節曲げ角度を、時間の代わりに独立変数として取り扱うことが可能と考えられる。ダミー累積ばらつき (Dummy Cumulative Variance : DCV)、献体累積ばらつき (Cadaver Cumulative Variance : CCV)、および、応答計測値の比較指標 (Response Measurement Comparison Value : R) は次式で定義される。

$$DCV = \sum_{d=0}^n DV(d)^2 \quad (3.4)$$

$$CCV = \sum_{d=0}^n CV(d)^2 \quad (3.5)$$

$$R = \frac{DCV}{CCV} \quad (3.6)$$

ここで、 d は膝関節曲げ角度もしくは下腿部スパン中央変位量を表す。この定義によれば、 \sqrt{R} は、献体平均応答に対するダミーばらつきの累積の絶対値を、献体平均応答に対する献体ばらつきの累積の絶対値で正規化した値を表している。したがって、 \sqrt{R} が 1.0 よりも小さければ、ダミー累積ばらつきは献体累積ばらつきよりも小さい (いずれも献体ばらつきに対する相対値) ことになり、人体忠実度が優れていると判断できる。

動的膝関節実験および下腿部実験のそれぞれについて、 \sqrt{R} の算出結果を Table 3.2 および Table 3.3 に示す。膝関節実験については、フィルタリング、回帰関数の両方の方法で補正したモーメントー角度曲線に対して計算した。Ivarsson ら^[124]は、平均応答に対し、従属変数だけでなく、独立変数の標準偏差も用いて、包絡線によりコリドーを定めている。このコリドー作成方法のため、従属変数の上限値と下限値の平均特性に対する差がそれぞれ異なっている。そこで、コリドーの上限値と下限値を用いた場合の CCV をそれぞれ求め、各応答コリドーに対し、その平均値を算出した。オリジナル版膝関節に対する \sqrt{R} は、フィルタリング、回帰関数いずれの方法でのモーメントー角度曲線ともに、1.0 と 2.0 の間であり、改良版膝関節では、いずれの曲線に対しても \sqrt{R} は 0.4 より小さい。下腿部の荷重ー変位、曲げモーメントー変位ともに、 \sqrt{R} は 1.0 よりも小さい。これらの結果から、POLAR II ダミーの改良版膝関節単体および下腿部単体の横方向の曲げ特性は、優れた人体忠実度を有すると判断できる。

Table 3.2 \sqrt{R} calculation for bending of original and modified knee with two different signal post-processing methods and two different CCV calculations (upper/lower bound)

Specimen	Test #	Moment-Angle / Filtered			Moment-Angle / Curve-Fitted		
		Upper	Lower	Average	Upper	Lower	Average
Original Knee	1	1.342	1.792	1.567	1.142	1.525	1.333
	2	1.354	1.808	1.581	1.138	1.520	1.329
	3	1.350	1.803	1.576	1.134	1.514	1.324
	Average	1.349	1.801	1.575	1.138	1.520	1.329
Modified Knee	1	0.292	0.390	0.341	0.234	0.312	0.273
	2	0.343	0.458	0.400	0.292	0.391	0.341
	3	0.304	0.406	0.355	0.236	0.315	0.276
	Average	0.313	0.418	0.366	0.254	0.339	0.297

Table 3.3 \sqrt{R} calculation for bending of leg with two different signal post-processing methods and two different CCV calculations (upper/lower bound)

Specimen	Test #	Force-Deflection			Moment-Deflection		
		Upper	Lower	Average	Upper	Lower	Average
Leg	1	0.455	0.889	0.672	0.429	0.856	0.642
	2	0.490	0.958	0.724	0.447	0.892	0.669
	3	0.580	1.132	0.856	0.513	1.026	0.769
	Average	0.508	0.993	0.751	0.463	0.925	0.694

3.1.3 考察

POLAR II 歩行者ダミーの改良版膝関節および下腿部は、歩行者事故におけるこれらの部位に対する代表的な負荷モードである、外反方向の曲げおよび横方向の曲げにおいて、高い人体忠実度を有することが、献体実験コリドーとの比較によりわかった。したがって、これらの部位の単体特性としては、脚部傷害の可能性を定量的に評価するためのツールとして適したものになっていると考えられる。しかしながら、POLAR II の大腿部は人体と比べて剛性が極めて高く、骨盤もアルミ製の鋳造のため、同様に人体の骨盤と比較して過大な剛性を有している。このため、膝関節や下腿部の単体で見れば高い人体忠実度を有しているものの、全身をアセンブリした状態では、膝関節や下腿部に対して力学的な境界条件を与える大腿部や、その上半身とのインターフェースに相当する骨盤の人体忠実度が低いことは、フルスケール衝突実験において、脚部傷害の可能性を定量評価する際の精度に影響を及ぼすと考えられる。したがって、脚部傷害の可能性を正確に評価できるダミーとするためには、骨盤や大腿部の人体忠実度を高めておくことが重要と考えられる。これらの部位は、第 1 章で述べたように、SUV やミニバンといった、車高の高い車両との衝突による重傷事故において、傷害発生頻度が高い部位であり、傷害定量評価が可能な車両の範囲を拡大するためにも、人体忠実度を向上すべき部位であるといえる。

POLAR II 歩行者ダミーの改良版膝関節および下腿部の単体特性としては、高い人体忠実度を有することが確認されたが、これらの部位は、繰り返し使用を可能とするため、速度 50 km/h ま

での衝突実験において破断しないように設計されている。一方、人体の膝関節や下腿部は、衝突条件によっては損傷を受ける場合がある。人体において損傷が予測される場合に、ダミーには損傷が生じなかった場合、損傷部位での荷重伝達経路が、人体では破断により分断されるのに対し、ダミーではこれが生じないため、脚部挙動に差が生じ、全身挙動に影響する可能性がある。脚部における破断の有無が、上半身挙動に与える影響については、今後研究が必要である。

3.1.4 結論

本研究では、POLAR II 歩行者ダミーのオリジナル版および改良版の膝関節および下腿部を用いて、一連の単体実験を実施した。膝関節の外反方向動的4点曲げ実験では、実験治具の接合部の剛性不足が、モーメント-角度応答における振動を引き起こすことがわかった。この不要な振動成分を除去するためのデータの後処理としては、ローパスフィルタよりも、多項式回帰関数によるカーブフィットを用いた方が、より適切な結果が得られることがわかった。POLAR II ダミーのオリジナル版膝関節は、外反方向の曲げ剛性が人体と比べて低く、Rhule ら^[135]の比較指標 (\sqrt{R}) は、カーブフィットによるモーメント-角度曲線に対して1.33である。改良版膝関節では、靭帯スプリングの剛性向上により人体忠実度が改善し、Rhule ら^[135]の比較指標 (\sqrt{R}) は、カーブフィットによるモーメント-角度曲線に対して0.30まで低下している。POLAR II ダミーの下腿部（変形可能な脛骨シャフトと周囲の筋-脂肪複合体、表皮のアッセンブリ）は、横方向内向きの動的3点曲げにおける荷重-変位および曲げモーメント-変位応答について、 \sqrt{R} がそれぞれ0.75および0.69となり、高い人体忠実度を有することがわかった。

3.2 改良ダミーの開発

第2世代歩行者ダミーPOLAR IIの課題であった、脚部の人体忠実度検証では、POLAR II 改良版膝関節および下腿部単体が高い人体忠実度を有することが確認できた。しかし、車高の高い車両と歩行者との衝突で発生頻度が高い腰部や大腿部については、非常に剛性の高い骨構造であるため、これらの部位を評価するうえでは、人体忠実度の向上が必要である。また、これらの部位は、膝関節および下腿部に対し力学的境界条件を与える部位でもあり、全身ダミーでのフルスケール衝突においても、膝関節や下腿部の応答の妥当性を確保するためには、腰部や大腿部の人体忠実度向上は重要な課題である。本研究では、POLAR IIの改良ダミー（以下POLAR IIIと呼ぶ）として、乗用車だけでなくSUVやミニバンに対しても、傷害の可能性を定量的に評価で

きるダミーを目指し、脚部（大腿部、膝関節、下腿部）の構造を見直すとともに、その人体忠実度を検証した。なお、POLAR III は、POLAR II に対して腰部および脚部の人体忠実度のさらなる向上を図った歩行者ダミーであり、上半身の構造は POLAR II を流用し、胸部変形量の 2 次元計測による傷害評価機能のみを追加したものである^[136]。また、腰部構造の改良および人体忠実度検証については、Okamoto ら^[137]が報告している。

3.2.1 改良構造

POLAR III ダミー脚部の POLAR II に対する改良点は、大腿部への変形可能な構造の採用による人体忠実度向上、および、ロードセルの廃止と膝関節の上下方向小型化による大腿骨および脛骨の変形可能部位の最大化である。また、腰部については、Okamoto ら^[137]により、POLAR II でアルミ鋳造の剛体であった骨盤が変形可能な構造に変更され、腰部の人体忠実度向上が図られている。POLAR III の全体図を Figure 3.17 に示す。衝突実験での使用時は、腰部、股関節、大腿部、膝関節、下腿部にそれぞれ筋-脂肪複合体を取り付けるが、本図では、腰部および脚部の骨構造を提示するため、筋-脂肪複合体を取り外した状態を示している。骨盤、大腿骨および脛骨の白色の部分は樹脂製であり、横方向の衝撃入力に対して人体に近い応答を示すように、材料や形状を選定している。

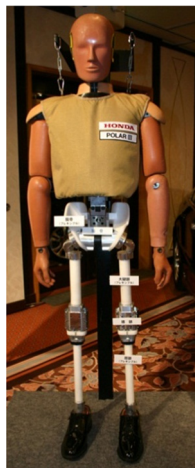


Figure 3.17 POLAR III pedestrian dummy (with pelvis, thigh and leg flesh removed)

POLAR II の大腿骨は、股関節（大腿骨頭頸部）、骨幹部、ロードセル、膝関節上部で構成されているが、いずれも中実もしくはそれに近い構造で、人体の骨よりも高い剛性を有している。ロードセルで荷重計測はできるものの、剛性が人体と著しく異なるため、計測値を人体における傷害値に変換するための変換関数が作成できない。大腿部は、歩行者の脚部重傷全体で最も発生頻

度が高い下腿部や膝関節の力学的境界条件を与える部位であるとともに、車高の高い車両との衝突においては、重傷の発生頻度が高い部位でもある。そこでまず、大腿骨の変形可能な構造への改良を検討した。

股関節は、所定の関節自由度を機械的構造で再現し、繰り返し使用にも耐えるという条件から、POLAR II 同様に金属部品で構成した。骨幹部は POLAR II ではアルミの中実材であるが、この部分は樹脂部品に置き換えることで、人体忠実度の向上を図った。POLAR II で傷害値計測に用いていた大腿部ロードセルを廃止し、股関節遠位部と膝関節近位部を除く骨幹部全体を、変形可能な構造へと置き換えた。脛骨については、POLAR II では傷害値計測のため、近位端、遠位端それぞれにロードセルを配しているが、大腿骨と同様に、変形可能な部位を極力長くし、人体特性との相関性を向上するため、ロードセルを廃止し、樹脂部を延長した。さらに、大腿骨および脛骨の変形可能な部位を最大化するため、膝関節の設計を見直し、衝撃応答特性の人体忠実度に関連しないと思われる部分の設計変更により、上下方向の寸法を極力短くした。

POLAR III の膝関節構造を Figure 3.18 に示す。POLAR II では、膝まわりの解剖学モデルの形状を単純化して外形形状を定めたため、人体の骨形状に近い形状を有している。しかし、POLAR III では、衝撃応答特性の人体忠実度向上を重視し、その観点で不要と思われる、単なる形状の再現性は優先順位を下げ、人体忠実度に影響のあるものの優先順位を上げて設計した。その結果、大腿骨と半月板との接触面を構成する、大腿骨顆部の形状は、POLAR II と同一形状としながら、その上部については断面積を増やし、靭帯の引張特性を与えるスプリングの格納部の位置を極力関節面に近づけることで、膝関節部材の大腿部側の上下方向の寸法を大幅に縮小した。スプリング自体も、POLAR II の人体忠実度検証の際に検討した、改良版膝関節の特性に準じた結果、POLAR II に比べて大径かつ短くなり、膝関節の上下方向の寸法短縮に寄与している。半月板は、膝関節応答の人体忠実度に影響する要素と考えられるため、POLAR II と同様の形状および材質とした。一方、脛骨プラトーは、形状の再現性が人体忠実度には影響がないと考えられるため、上下方向の寸法を短縮し、脛骨シャフト部を極力長く取れるように設計した。POLAR III の脚部構造を Figure 3.19 に示す。図中の赤色の部分が、樹脂製で変形可能な部位を表す。大腿骨は、剛体シャフトとロードセルの部分を樹脂製のシャフトに置き換え、膝関節の上下方向の小型化によりその長さを最大化した。脛骨シャフトは、POLAR II でも樹脂製であったが、同様に膝関節の上下方向の小型化とロードセルの廃止により、その長さを最大化することで、人体忠実度の向上を図った。大腿骨および脛骨シャフトの材質としては、POLAR II と同等の径で、人体

の曲げ特性を再現するのに必要な材料特性が得られ、比較的入手しやすい材料として、ポリオキシメチレン樹脂（Polyoxymethylene : POM）を採用した。

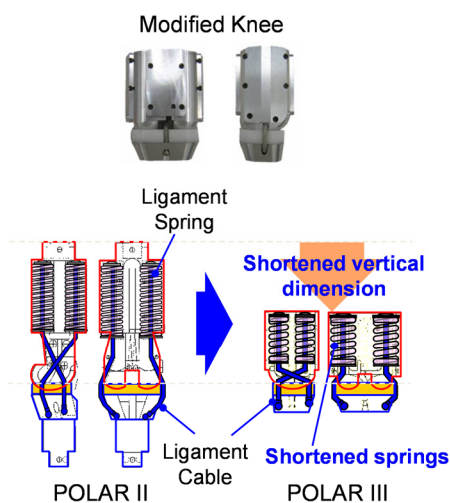


Figure 3.18 POLAR III knee joint structure

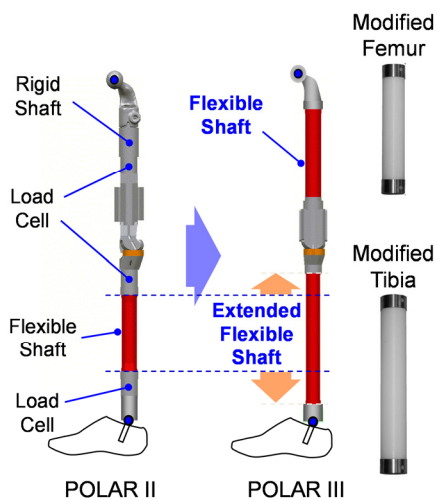


Figure 3.19 POLAR III lower limb structure

3.2.2 人体忠実度検証

POLAR III 脚部の衝撃応答特性の人体忠実度については、Bose ら^[138]が報告している。Bose ら^[138]は、前節で POLAR II の膝関節および下腿部に対し実施したのと同様の手法で、POLAR III の膝関節、大腿部および下腿部（いずれも筋-脂肪複合体付き）の人体忠実度検証をおこなった。大腿部の3点曲げのスパン長さは、下腿部と同様 Ivarsson ら^[124]が献体実験の結果を AM50 相当にスケーリングする際に用いた 404 mm とし、大腿部の負荷位置は、下腿部と同様にスパン中央

である。膝関節における外反方向のモーメントについては、3.1.2 項と同様に式 (3.3) による慣性力補正をおこなっている。Bose ら^[138]の実験においては、固定部剛性を高める工夫を施したうえで、式 (3.3) で算出したモーメントの時刻歴にカットオフ周波数 200 Hz の 4 次ローパスバターワースフィルタを適用している。実験結果と Ivarsson ら^[124]の献体コリドーとの比較をおこなう、膝関節の動的 4 点曲げでのモーメントー角度応答、大腿部および下腿部の動的 3 点曲げでの曲げモーメントー変位応答ともに、実験結果が献体実験結果のコリドーに収まることが確認されている。

また、前節と同様に、Rhule ら^[135]が定義した、応答計測値の比較指標による、人体忠実度の定量評価をおこなっている (Table 3.4)。前節で述べたように、Ivarsson ら^[124]の作成したコリドーの幅は、従属変数の標準偏差だけでなく、独立変数の標準偏差も用いて作成されているため、平均値と上限値および下限値の差が異なっている。表中には、CCV の算出に平均値と上限値の差を用いた場合、下限値との差を用いた場合、および、その平均値を示している。この平均値の全実験ケース平均 (表中のハッチング部分) は、いずれも 1.0 より下回っており、POLAR III ダミーの応答特性と献体の平均応答特性の差の累積値が、献体応答の標準偏差の累積値よりも小さいことがわかる。このように、POLAR III 脚部の横方向の衝撃応答特性は、歩行者事故で典型的な負荷条件 (大腿部、下腿部の横方向曲げおよび膝関節外反曲げ) において、大腿部も含め、高い人体忠実度を有していることが確認されている。

Table 3.4 \sqrt{R} calculation for bending of knee, thigh and leg

Specimen	Test Number	\sqrt{R}		
		Upper	Lower	Average
Knee	1	1.034	1.034	1.034
	2	0.390	0.521	0.456
	3	0.799	1.067	0.933
	4	0.565	0.755	0.660
	Average	0.697	0.844	0.771
Thigh	1	0.167	0.449	0.308
	2	0.174	0.467	0.320
	3	0.191	0.513	0.352
	Average	0.177	0.476	0.327
Leg	1	0.550	1.099	0.825
	2	0.601	1.201	0.901
	3	0.596	1.191	0.893
	Average	0.582	1.164	0.873

3.2.3 考察

POLAR II の大腿骨幹部は、アルミの中実材で構成されており、その下部にはロードセルが配置されている。したがって、ロードセルを流用し、骨幹部のみを樹脂部品に置き換えた場合は、ロードセルの剛性が人体の大腿骨に比べて著しく高いため、大腿骨のうち変形可能な範囲が非常に短くなり、大腿骨全体の剛性を人体と同等なものにすることが困難である。同様に、脛骨についても、POLAR II では近位端、遠位端それぞれにロードセルが配置されているため、ロードセルを流用した場合は、変形可能な範囲が限定され、人体忠実度の向上が困難となり、車体と脚部の衝突位置によっては、ダミー脚部の応答が顕著に異なる可能性がある。そこで、POLAR III の開発では、POLAR II で傷害値計測に用いていた大腿部および下腿部のロードセルを廃止し、骨幹部全体を変形可能な構造へと置き換えた。このため、本研究では、次節で述べるように、大腿部および下腿部のロードセルによらない傷害値計測手法の開発にも取り組んだ。

POLAR III では、POLAR II で横方向衝撃応答の高い人体忠実度が確認された、膝関節と下腿部に加え、大腿部についての人体忠実度も検証された。大腿部は、膝関節と連続した部位であり、膝関節および下腿部に対し力学的境界条件を与える部位であるため、大腿部の人体忠実度向上は、この部位の衝撃応答特性のみならず、歩行者の全身が車両と衝突する、いわゆるフルスケール衝突において、膝関節から下の部位の衝撃応答特性の人体忠実度向上にも寄与するものと考えられる。同様に、Okamoto ら^[137]がおこなった、変形可能な骨盤構造の開発および人体忠実度検証は、POLAR III のフルスケール衝突において、大腿部から下の部位の衝撃応答特性の人体忠実度向上に寄与するものと期待できる。

3.2.4 結論

第 2 世代歩行者ダミーPOLAR II の課題であった、車高の高い車両と歩行者との衝突で発生頻度が高い大腿部の人体忠実度を向上するための改良構造を、第 3 世代歩行者ダミーPOLAR III の大腿部として開発した。POLAR II では金属製であった大腿骨を樹脂製にすることで、人体の大腿骨に近い横方向の曲げ特性を再現した。また、大腿骨および脛骨の変形可能部を極力長く取り、人体忠実度を高めるため、膝関節の上下方向の寸法を最大限縮小する構造とし、大腿骨および脛骨のロードセルを廃止した。その結果、大腿部、下腿部、膝関節ともに、Rhule ら^[135]の Response Measurement Comparison Value (\sqrt{R}) が 1.0 を下回り、POLAR II で検証した膝関節、下腿部に加え、大腿部についても、高い人体忠実度を有することが Bose ら^[138]によって確認されている。POLAR III の大腿部の人体忠実度向上は、大腿部の傷害予測性能向上に加え、現

在の歩行者保護性能試験法（サブシステム試験法）において評価対象となっている，膝関節および下腿部に対する力学的境界条件の精度向上を通じて，全身フルスケール実験でのこれらの部位の動的応答再現精度の向上にも寄与することが期待できる。

3.3 脚部傷害評価手法の検討

本研究で開発した POLAR III 歩行者ダミー脚部では，大腿部および下腿部の人体忠実度を高めるため，POLAR II において傷害値計測用にこれらの部位に用いていたロードセルを廃止した。したがって，大腿部および下腿部に対しては，ロードセルに代わる傷害値計測手法も含め，傷害評価手法を開発する必要がある。また，歩行者ダミーは繰り返し使用を前提に設計されているため，人体の衝撃耐性を上回る負荷が加わった場合でも，容易には破断しない構造としている。膝関節靭帯は，関節の変位に伴って順次破断していくため，最も破断しやすい靭帯の破断を再現するか否かにより，他の靭帯の負荷状態が変化し，傷害予測に影響する可能性があり，この点についても検討が必要である。本研究で開発した人体脚部 FE モデルとの比較をおこなうため，まず POLAR III 脚部 FE モデルを開発した。そして，このモデルと人体脚部 FE モデルの衝撃応答の対比により，POLAR III における脚部傷害評価手法を検討した。

3.3.1 歩行者ダミー脚部 FE モデルの開発

本研究では，歩行者ダミーPOLAR III の大腿骨，脛骨，膝関節の FE モデルを作成し，Bose ら^[138]がおこなった実験結果との比較により精度検証をおこなった。また，モデルの精度評価には，前節と同様に，Rhule ら^[135]が提案した，応答計測値の比較指標（Response Measurement Comparison Value）を用いた。

(1) モデル化

POLAR III 歩行者ダミーの大腿骨，脛骨，膝関節の FE モデルを，動的陽解法コード PAM-CRASH 上で作成した。大腿骨，脛骨については，中実の円形断面シャフトをソリッド要素でモデル化した。材料モデルには弾塑性材料モデル（マテリアルタイプ 36）を用いた。大腿骨および脛骨材料のヤング率は，パラメータ解析により実験結果と最もよい一致が得られる値として 1.33 GPa に設定した。また，Bose ら^[138]がおこなった準静的および動的 3 点曲げ実験結果か

ら、材料特性の速度依存性は小さいことが判明しているため、速度依存パラメータは設定していない。

Figure 3.20 に POLAR III 膝関節の FE モデルを示す。大腿骨および脛骨の顆部は金属部品のため Rigid Body としてモデル化し、樹脂製の半月板はソリッド要素でモデル化した。半月板の材料モデルには弾塑性材料モデル（マテリアルタイプ 36）を用い、単体圧縮実験から得られた特性パラメータを設定した。靭帯ケーブルについては大腿骨および脛骨から露出した部分のみをバー要素でモデル化し、スプリングの圧縮特性をバー要素の伸び特性に置き換えた。材料モデルには非線形引張材料モデル（マテリアルタイプ 205）を用いた。

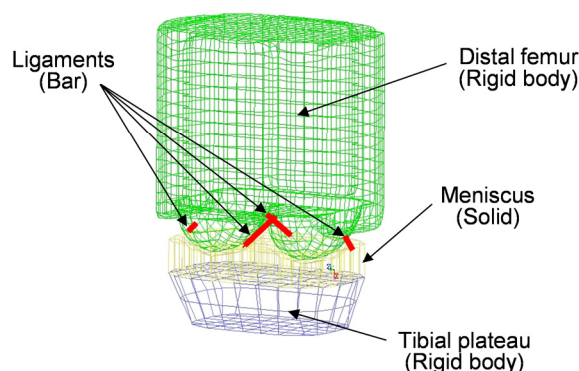


Figure 3.20 POLAR III knee joint FE model

(2) 精度検証

大腿骨および脛骨の動的 3 点曲げおよび膝関節の動的 4 点曲げについて、Bose ら^[138]の実験結果との比較により FE モデルの精度を検証した。

Bose ら^[138]は、POLAR III 歩行者ダミー大腿骨、脛骨、膝関節の動的曲げ実験をおこない、人体特性コリドーとの比較により各部位単体の人体忠実度を検証した。大腿骨および脛骨の 3 点曲げでは、人体特性データとの比較のため、Ivarsson ら^[124]がスケーリングに用いたスパン長さ（大腿骨：404 mm、脛骨：334 mm）を用い、負荷速度も Ivarsson ら^[124]の実験と同様の 1.5 m/s としている。負荷位置はスパン中央（Mid-span）に加え、両支持点からスパン長さの 3 分の 1 の 2 点（Distal third, Proximal third）についても実施している。なお、脛骨については対称性から Proximal Third のみを実施している。膝関節の 4 点曲げ実験の負荷速度は、Ivarsson ら^[124]の実験に合わせ 1.0°/ms とし、膝関節に発生するモーメントは、大腿骨側に配置したロードセルで計測した荷重と曲げモーメントから、3.1.2 項と同様に式 (3.3) により算出している。

Figure 3.21 に大腿骨および脛骨 3 点曲げ検証に用いたモデルを示す。負荷位置は Bose ら^[138]の実験と同様とした。支持部のローラ、シャフト末端のアダプタおよび負荷子は Rigid Body でモデル化した。脛骨 3 点曲げにおけるパッドの特性パラメータは、Darvish ら^[122]の実験結果より定めた。負荷位置におけるモーメントを各支持点における反力より算出し、モーメントと負荷子変位量の関係を Bose ら^[138]の実験結果と比較した。大腿骨および脛骨の比較結果を Figure 3.22 および Figure 3.23 にそれぞれ示す。脛骨 3 点曲げの Proximal third においては実験結果の波形に振動が見られるが、それ以外のケースについては、FE 計算結果は実験結果をよく再現していることがわかる。

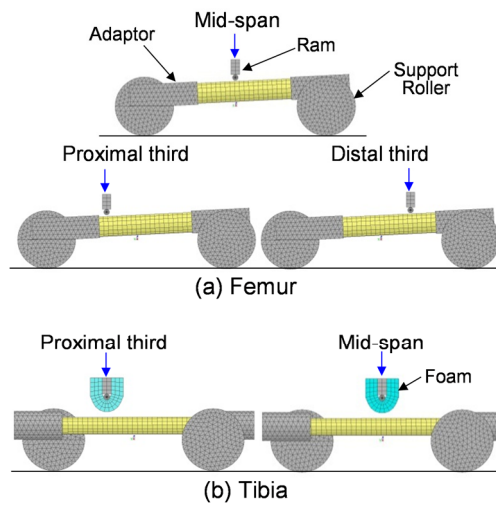


Figure 3.21 Model setup for POLAR III femur and tibia 3-point bending

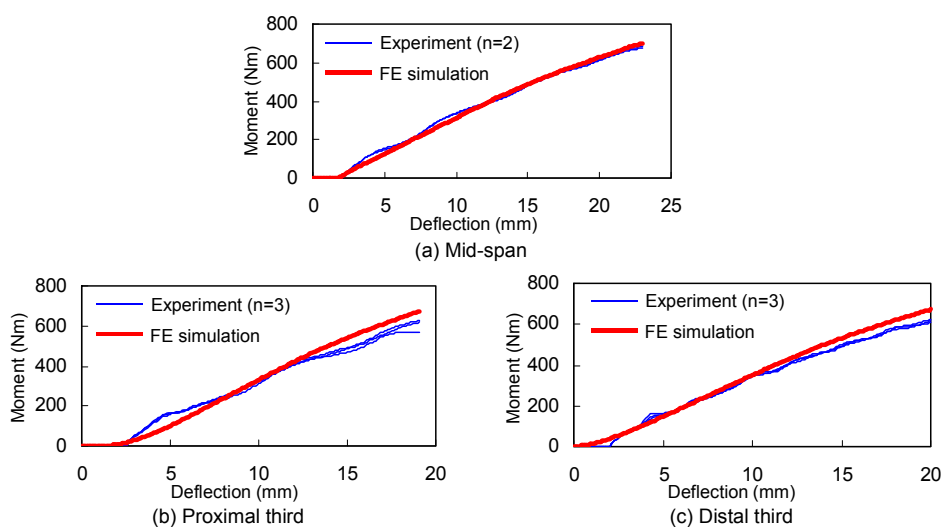


Figure 3.22 Comparison of moment-deflection response for POLAR III femur

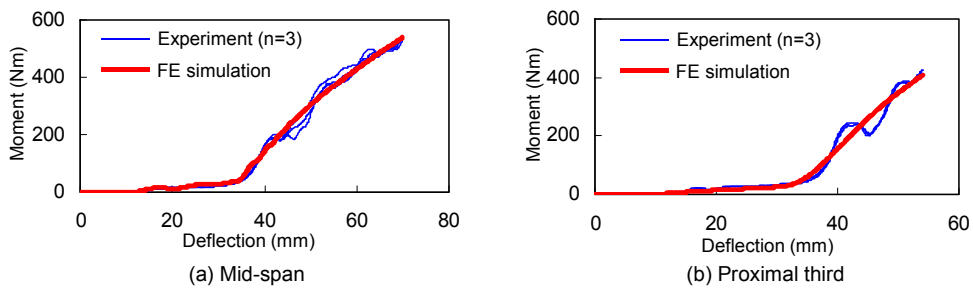


Figure 3.23 Comparison of moment-deflection response for POLAR III tibia

Figure 3.24 に膝関節 4 点曲げ検証に用いたモデルを示す. フォーク, パイプ, アダプタおよびロードセルはいずれも **Rigid Body** でモデル化した. 膝関節におけるモーメントの算出にロードセルでの計測値を用いるため, ロードセルのモデルを中央で 2 分割し, 変位を許容しないジョイント要素 (**Bracket Joint**) でつなぐことでモーメントの出力を可能とした. 膝関節におけるモーメントは, 3.1.2 項と同様に式 (3.3) により算出した. 膝関節におけるモーメントと曲げ角度との関係を比較した結果を Figure 3.25 に示す. FE 計算結果では負荷初期において, パイプとフォークを完全剛体として取り扱ったことによると思われる過大なモーメントが生じているが, 膝の曲げ角度の増加に伴うモーメントの増加はよく再現されている.

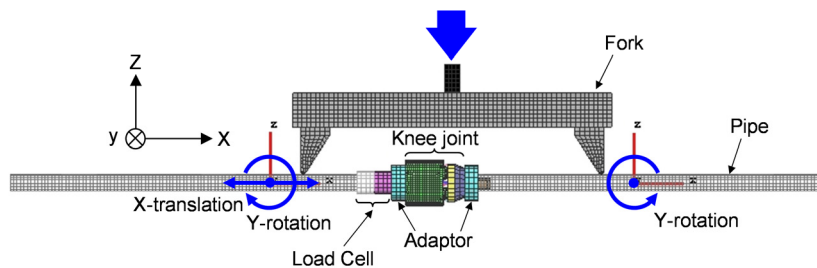


Figure 3.24 Model set-up for POLAR III knee 4-point bending

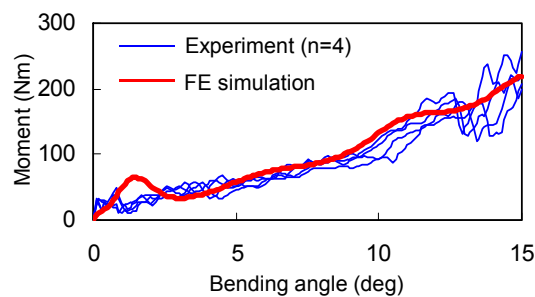


Figure 3.25 Comparison of moment-bending angle response for POLAR III knee 4-point bending

実験と FE 計算の波形を定量的に比較検証するため、Rhule ら^[135]が提案した応答計測値の比較指標を用いた (3.1.2 (3)参照)。本研究では、Rhule ら^[135]の手法における人体応答を実物ダミーの応答、人体応答の標準偏差を実物ダミーの応答のばらつきと読み替えて FE 計算精度の定量評価に適用した。実物ダミーの応答のばらつきは、経験的数値として一律 10%を用いた。各検証ケースについて \sqrt{R} を算出した結果を Table 3.5 に示す。脛骨 3 点曲げの Proximal third については実験結果の波形に振動が見られ、膝関節 4 点曲げの FE 計算においては、負荷初期において膝関節以外のモデルによるものと思われる高いモーメントが生じていることから、 \sqrt{R} は 1.0 を上回っているが、それ以外の項目についてはほぼ 1.0 を下回っており、波形比較の定量評価指標においても FE モデルの高い精度が確認できた。

Table 3.5 Quantitative assessment of validation results using \sqrt{R}

Validation case		\sqrt{R}
Femur 3-point bending	Mid-shaft	0.376
	Proximal third	1.075
	Distal third	0.782
Tibia 3-point bending	Mid-shaft	0.531
	Proximal third	1.213
Knee 4-point bending		1.500

3.3.2 大腿部および下腿部の傷害評価手法

本研究で開発した歩行者ダミー POLAR III の大腿骨、脛骨、膝関節の FE モデルを、POLAR II の上半身モデルと結合して全身 FE モデルを作成し、車両との衝突シミュレーションにおける大腿骨と脛骨の応答を人体 FE モデルと比較することにより、ダミーの傷害閾値を検討した。また、POLAR III では、大腿骨および脛骨にロードセルを用いない構造となっているため、ひずみゲージを用いた計測データから曲げモーメントを算出する手法を検討し、3 点曲げ実験によりその妥当性を検証した。

(1) 全身モデル

歩行者ダミーで用いる傷害閾値を検討するにあたり、評価対象部位単体での人体およびダミー特性データの相関関係から、人体での傷害閾値をスケールリングして用いる方法が考えられる。しかしながら、POLAR III 歩行者ダミーの大腿骨および脛骨は、前節で示したように、部位単体での人体忠実度検証はなされているものの、全身ダミーに組み込んだ状態での検証はなされてい

い。このため実際にダミーが活用される全身での衝突時の応答では、人体との差異が生じる可能性がある。そこで、POLAR III の大腿骨、脛骨および膝関節を組み込んだ歩行者ダミー全身 FE モデルを作成し、車両との衝突シミュレーションにおける大腿骨および脛骨の応答を、本研究で開発した人体脚部 FE モデルを組み込んだ歩行者全身 FE モデルと比較することにより、歩行者ダミーに対する傷害閾値を検討した。

脚部モデルには、前項で作成、検証した POLAR III 大腿部、膝関節および下腿部モデルで構成した POLAR III 脚部モデルを用いた。Figure 3.26 に用いた脚部モデルを示す。骨周囲の軟組織モデルは、Artis ら^[28]が従来構造の軟組織付き下腿部を用いておこなった動的 3 点曲げ実験に対し検証したモデルを用いた。Shin ら^[139]は、歩行者ダミーPOLAR II の上半身 FE モデルを開発し、実験結果との比較により、各部位の単体特性、アッセンブリでの特性および全身挙動の検証を実施した。単体特性としては、肩部ウレタンパッド、肩関節の自由度を規制するストッパーラバー、腹部フォーム材、胸部ジョイント、腰部ジョイント、頭部および頸部の検証を実施している。アッセンブリでは、頭頸部ペンデュラム試験、胸部ペンデュラム衝撃試験および腹部ステアリングホイール衝撃試験に対する検証をおこなっている。また全身挙動については、Kerrigan ら^[12]が衝突速度 40 km/h でおこなった実験結果に対し、頭部重心、胸椎上端、胸部重心および腰部重心の車両に対する軌跡を検証している。Figure 3.27 に Shin ら^[139]の上半身モデルを示す。この上半身 FE モデルを股関節で脚部 FE モデルと結合し、全身 FE モデルを作成した。股関節での結合にはジョイント要素を用い、図面上の可動範囲を設定した。足部は車両との衝突初期に地面から浮き上がることから簡易モデルで十分と判断し、Rigid Body でモデル化した。足部と脛骨遠位端との結合には、股関節と同様ジョイント要素を用い、図面上の可動範囲を反映した。Figure 3.28 に歩行者ダミー全身 FE モデルを示す。

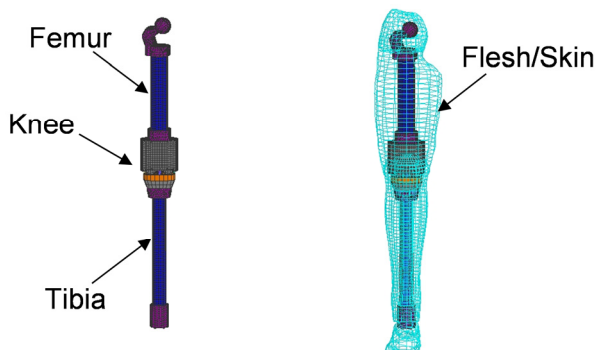


Figure 3.26 FE model for POLAR III lower limb

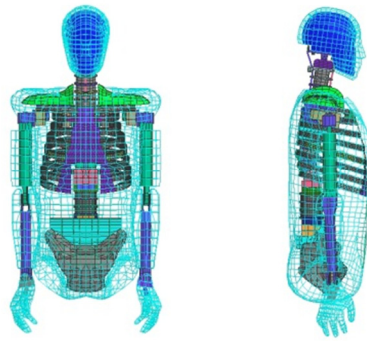


Figure 3.27 FE model for POLAR II upper body developed by Shin et al.^[139]

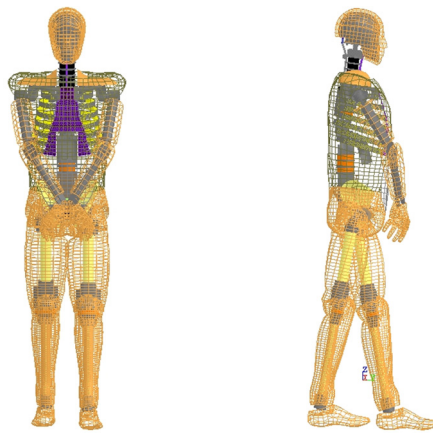


Figure 3.28 Full-body FE model
(POLAR II pelvis and above combined with POLAR III lower limb)

(2) 大腿部および下腿部の傷害閾値

作成した歩行者ダミー全身 FE モデルと、本研究で開発した歩行者全身 FE モデルを用い、3種類の異なる前部形状を有する車両 FE モデルとの衝突シミュレーションを実施し、応答の比較から POLAR III 大腿部および下腿部に対する傷害閾値を検討した。小型セダン、ミニバンおよび SUV の 3 種の車両 FE モデルを、速度 40 km/h で歩行者ダミーおよび人体の全身 FE モデルに衝突させる FE シミュレーションをおこなった。解析ソルバーには PAM-CRASH を用いた。ダミーおよび人体の左右の脚部は、左脚を前にして直立状態から前後に各 10°回転し、右側方から車両の横方向中央部に衝突させた。Figure 3.29 に衝突モデルを示す。

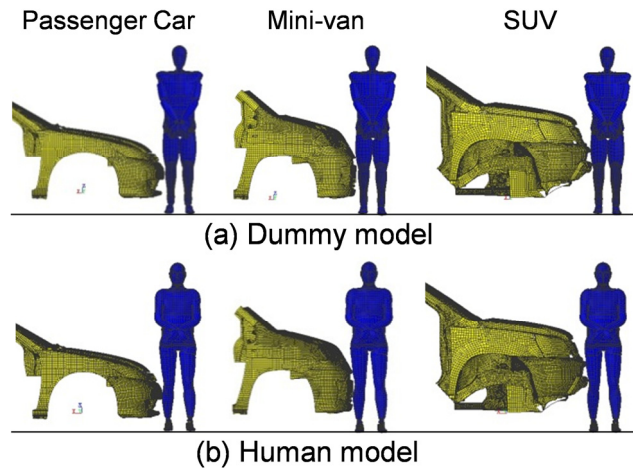


Figure 3.29 Car-to-pedestrian impact simulation models

車両との衝突時には、歩行者の脚部は引張荷重や曲げモーメントなどを受けるが、引張荷重は主として脚部の慣性によるものであり、閾値に対して一般に十分小さい値となる。そこで、大腿骨と脛骨に生じる曲げモーメントに着目し、それぞれの全長の中央部 (Mid-shaft) と、両端から骨の全長の 3 分の 1 の位置 (Proximal third, Distal third) の 3 断面に生じる曲げモーメントの最初のピークの絶対値をダミーモデルと人体モデルで比較した。結果を Table 3.6 に示す。人体での傷害閾値のスケールリングに用いるため、ダミーモデルと人体モデルのピーク値の比も算出した。また、同じ断面に対するピーク値の比が車両により異なるため、3 車種の平均値も算出した。車両や断面位置の違いにより、ダミーモデルでの曲げモーメントの方が大きい場合と小さい場合が混在するが、3 車種の平均値では、いずれの断面についてもダミーモデルでの曲げモーメントの方が大きくなり、人体モデルとの比は 1.15~1.65 となった。

Table 3.6 Peak moment comparison (moment in Nm)

		Small sedan	Mini-van	SUV	Ave.
Prox	Dummy	83.6	30.2	61.5	-
	Human	48.3	34.7	71.4	-
	Ratio D/H	1.73	0.87	0.86	1.15
Mid	Dummy	123.0	30.2	61.5	-
	Human	68.6	34.7	71.4	-
	Ratio D/H	1.79	0.87	0.86	1.17
Dist	Dummy	137.0	26.4	36.2	-
	Human	63.4	21.0	37.8	-
	Ratio D/H	2.16	1.26	0.96	1.46

(a) Femur

※D/H : Dummy / Human

		Small sedan	Mini-van	SUV	Ave.
Prox	Dummy	63.1	53.7	89.0	-
	Human	61.4	22.1	79.0	-
	Ratio D/H	1.03	2.43	1.13	1.53
Mid	Dummy	70.4	37.8	88.8	-
	Human	32.1	22.5	83.0	-
	Ratio D/H	2.19	1.68	1.07	1.65
Dist	Dummy	76.6	29.2	75.7	-
	Human	30.2	36.2	85.1	-
	Ratio D/H	2.54	0.81	0.89	1.41

(b) Tibia

Ivarsson ら^[124]は、献体の大腿部と下腿部を用いて動的 3 点曲げ実験をおこない、曲げモーメント-変位の実験データから、平均体型の成人男性に対する傷害確率曲線を求めた。ここでは、この傷害確率曲線から求まる大腿骨および脛骨の 50%傷害確率に対する曲げモーメントに、前項で求めたダミーモデルと人体モデルの比を乗じて、歩行者ダミー大腿骨、脛骨の傷害閾値を試算した。Ivarsson ら^[124]は大腿部および下腿部の中央を負荷した実験のみをおこなっているため、他の断面 (Proximal third, Distal third) については、人体 MRI 画像から求めた各断面の断面係数 (Z) の中央断面との比を求め、中央断面の閾値にこれに乗じることで求めた。試算結果を Table 3.7 に示す。歩行者ダミーの大腿骨および脛骨に対する傷害閾値は、断面によりそれぞれ 490~577 Nm および 394~520 Nm となった。

Table 3.7 Tentative moment threshold (moment in Nm)

		Z ratio	Human threshold	Correlation factor	Dummy threshold
Femur	Prox	0.953	426	1.15	490
	Mid	1.000	447	1.17	523
	Dist	0.885	395	1.46	577
Tibia	Prox	1.090	340	1.53	520
	Mid	1.000	312	1.65	515
	Dist	0.896	280	1.41	394

(3) 大腿骨および脛骨の曲げモーメント計測手法

前節で述べたように、POLAR III の大腿骨および脛骨では、人体忠実度向上のため樹脂製のシャフト部を極力長くした結果、ロードセルを用いない構造となっている。そこで本研究では、大腿骨および脛骨の表面に貼付したひずみゲージのデータから、弾性はり理論を用いて曲げモーメントを算出する手法を検討し、3 点曲げ実験により手法の妥当性を検証した。

歩行者ダミーの改良版大腿骨および脛骨は、中実の円形断面を有する円柱形である。Figure 3.30 に示すように、大腿骨または脛骨の一定断面の表面にひずみゲージを複数貼付し、計測した長手方向のひずみ量から、各断面に生じる曲げモーメントを算出することを考える。弾性はり理論では、断面内の任意の点 (x, y) に生じる長手方向のひずみは次式のように表される。

$$\varepsilon(x, y) = \varepsilon_{\text{axial}} + A_x x + A_y y \quad (3.7)$$

ここで、 $\varepsilon_{\text{axial}}$: 軸力による長手方向ひずみ、 A_x 、 A_y : 断面内のひずみ場を定める定数である。歩行者ダミーのように負荷が時間的に変化する場合は、 ε 、 $\varepsilon_{\text{axial}}$ 、 A_x 、 A_y は時間の関数となる。

断面内のひずみ場を決定するには、 $\varepsilon_{\text{axial}}$ 、 A_x 、 A_y の 3 つのパラメータを定める必要がある。従って、一つの断面内には最低 3 つのひずみゲージが必要となる。これら 3 つのパラメータは、3 つのひずみゲージの x 、 y 座標と長手方向ひずみの計測値を用いて、次式により求められる。

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 \\ 1 & x_3 & y_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_{\text{axial}} \\ A_x \\ A_y \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

ここで、添字 1~3 : ひずみゲージの番号、 $\varepsilon_1 \sim \varepsilon_3$: 各ひずみゲージでの長手方向ひずみ計測値、 $x_1 \sim x_3$ 、 $y_1 \sim y_3$: 各ひずみゲージの x 、 y 座標である。断面に生じる曲げモーメントは、円形断面であることを考慮すると、次式により求められる。

$$M_x = -EA_y I \quad (3.9)$$

$$M_y = EA_x I \quad (3.10)$$

ここで、 E : ヤング率、 I : 断面二次モーメントである。

このひずみからの曲げモーメント計測手法を、3 点曲げ実験により検証した。POLAR III の大腿骨および脛骨の軸に垂直な断面の表面上に、長手方向のひずみを計測するためのひずみゲージを貼付し、準静的 3 点曲げ実験をおこなった。Figure 3.31 に実験セットアップを示す。スパン長さは、Ivarsson ら^[124]の実験に合わせて大腿骨、脛骨に対しそれぞれ 404 mm、334 mm とした。ひずみゲージを貼付する断面位置は、スパン長さの中央 (Mid-span) と、各支持点からスパン長さの 3 分の 1 の位置 (Proximal third, Distal third) とした。各断面の表面上には、Figure 3.30 に示すように 4 箇所ずつひずみゲージ (KYOWA KFEL-5-120) を貼り付けた。負荷位置は Mid-span とし、負荷速度は 10 mm/min とした。各支持点の下にはロードセルを配置し、反力を計測した。

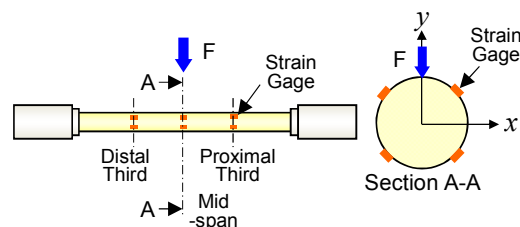


Figure 3.30 Strain gages in cross-sections

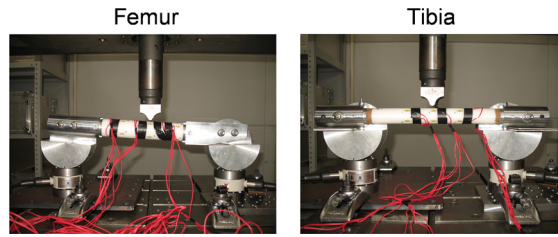


Figure 3.31 3-point bending test setup

ひずみから曲げモーメントを算出するには、前節で示したように各断面に対し3点のひずみデータが必要となる。実験では各断面に4つのひずみゲージを貼付したため、算出に用いるひずみデータの選定には4通りの組み合わせが可能となる。そこで算出手法の妥当性確認の一項目として、各組み合わせで算出した曲げモーメントの時刻歴を比較した。例として、脛骨 Mid-span における結果を Figure 3.32 に示す。図中の凡例における数字は、選定したひずみゲージ番号の組み合わせを示す。4つのカーブはほぼ完全に一致しており、本手法の妥当性が確認できた。

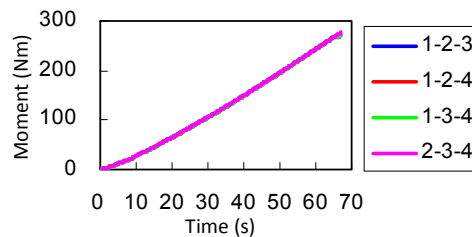


Figure 3.32 Bending moment from different combinations of strain gages

次に、各断面について、ひずみから求めた曲げモーメントを、ロードセルで計測した反力から求めたモーメントと比較した。ロードセルの反力からの各断面のモーメントの算出には次式を用いた。

$$M_{\text{mid}} = \frac{1}{4} FL \quad (3.11)$$

$$M_{\text{third}} = \frac{1}{6} FL \quad (3.12)$$

ここで、 M_{mid} : Mid-span でのモーメント、 M_{third} : Proximal/Distal third でのモーメント、 F : ロードセル反力の合計値、 L : スパン長さである。大腿骨および脛骨に対する比較結果を Figure 3.33 および Figure 3.34 にそれぞれ示す。大腿骨では約 300 Nm、脛骨では約 150 Nm までは、ひずみから算出した曲げモーメントはロードセル反力から算出した曲げモーメントとよく一致しているが、それ以降はひずみから算出した曲げモーメントの方がやや大きくなっている。

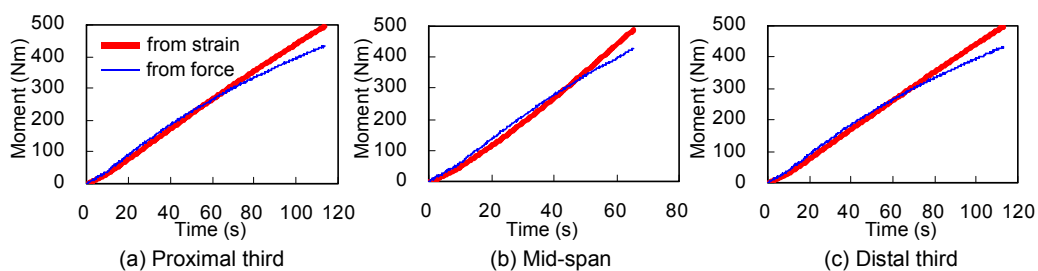


Figure 3.33 Comparison of bending moment determined from strain and support force for tibia 3-point bending

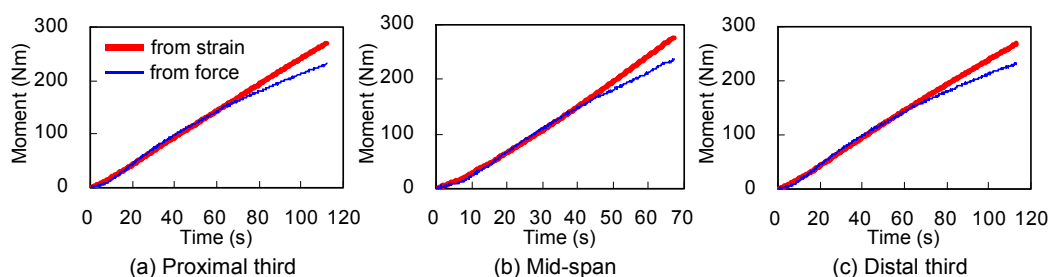


Figure 3.34 Comparison of bending moment determined from strain and support force for femur 3-point bending

3.3.3 膝関節の傷害評価手法

POLAR III 歩行者ダミーを用いた膝部靭帯損傷の予測手法を検討するため、POLAR III および人体の膝関節 FE モデルを用いて外反方向の曲げシミュレーションをおこない、相関関係からダミー各靭帯の引張荷重閾値を検討した。また、歩行者ダミー全身 FE モデルを用いた車両衝突シミュレーションでの各靭帯の引張荷重の最大値を閾値で無次元化し、献体実験での傷害発生状況と比較して、閾値の妥当性を検証した。

(1) 膝部靭帯の損傷閾値

歩行者事故においては歩行者の横方向から車両が衝突するケースが多く^[140]、歩行者の左右脚部のうち車両と最初に接触する側の膝関節は、外反方向の曲げ変形を受けることになる。そこで、膝関節が外反方向の曲げ変形を受けた際の人体とダミーの応答比較から、POLAR III を用いた膝部人体損傷の予測手法を検討した。

POLAR III の膝関節では、各靭帯の引張特性を再現したスプリングの下端に配置したロードセルにより、引張荷重が計測される。したがって、本ダミーを用いて膝部靭帯損傷の可能性を予測

するには、ダミーにおける各靭帯の引張荷重と人体における靭帯損傷の関係を明らかにする必要がある。

衝突ダミーにおける傷害閾値を検討する方法として、注目する部位に損傷が発生した献体実験と同様の負荷条件でダミーを用いた実験を実施し、ダミーにおける傷害評価指標の計測値と献体実験での損傷の相関関係を調べる方法がある。しかしながら、膝部靭帯の損傷耐性を実験的に求めた研究は少なく、Ivarsson ら^[124]の研究では、膝関節単体を用いて外反方向の靭帯損傷耐性値を実験的に求めているものの、再現された靭帯損傷は内側側副靭帯の損傷に限られている。そこで、十字靭帯も含めた膝部靭帯損傷の可能性を予測する手法を検討するため、各靭帯の破断までの動的引張特性を個別に検証した、本研究で開発した膝関節 FE モデルと、3.3.1 項で開発したダミー膝関節 FE モデルを用いて応答特性の比較をおこなった。

POLAR III 歩行者ダミーおよび人体膝関節 FE モデルはいずれも、Bose ら^[127]が献体の膝関節を用いておこなった動的 4 点曲げ実験結果に対し検証されている。そこで、Bose ら^[127]の実験と同様の境界条件下で、人体およびダミーの膝関節 FE モデルを用いた外反方向の動的 4 点曲げシミュレーションをおこない、ダミーにおける各靭帯の引張荷重と人体における靭帯損傷の関係を調べた。Figure 3.35 および Figure 3.36 に、人体およびダミー膝関節 FE モデルを用いた 4 点曲げシミュレーションのセットアップを示す。膝関節の両端をパイプに結合し、各パイプにピンジョイントを設定して y 軸まわりの回転自由度を与えた。また、脛骨側のピンジョイントには x 軸方向の並進自由度も与えることで単純支持条件とした。両ピンジョイントの内側をフォークにより 2 点で負荷し、フォークによる負荷速度は膝部の曲げ角速度が Bose ら^[127]の実験と同様に $1.0^\circ/\text{s}$ となるように調整した。人体モデルにおける各靭帯の破断の様子を Figure 3.37 に示す。外反方向の曲げを与えているため、まず MCL が曲げ角度 14.7° で破断し、次いで PCL が 22.0° で、ACL が 29.1° でそれぞれ破断した。

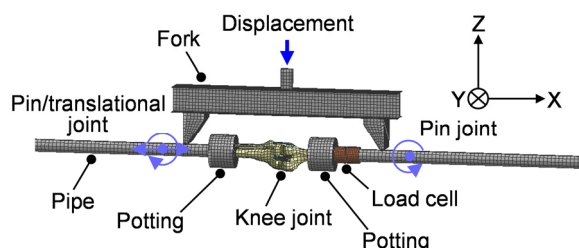


Figure 3.35 4-point bending setup for human knee joint

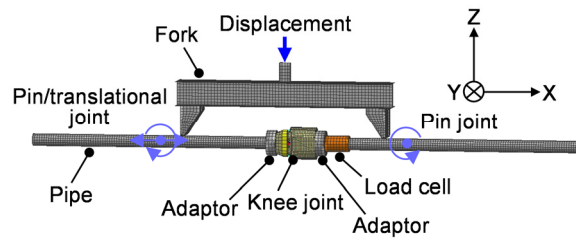


Figure 3.36 4-point bending set-up for dummy knee joint

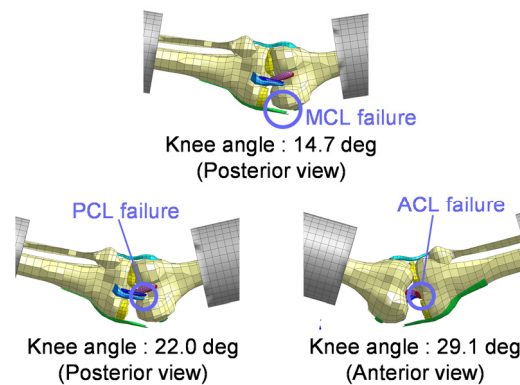


Figure 3.37 Knee ligament failure predicted by human knee joint model

ダミーおよび人体膝関節 FE モデルはいずれも、Bose ら^[127]が実施した献体実験の結果に近い外反方向のモーメント-角度特性を有するため、人体モデルにおいて靭帯損傷が発生した時点と同じ膝関節曲げ角度で、ダミーモデルにおいて対応する靭帯に生じる引張荷重を調べた。Figure 3.38 にダミーモデルに対する膝関節曲げ角度と各靭帯の引張荷重の関係を示す。図中の●は、人体モデルにおいて各靭帯が破断した時点での膝関節曲げ角度を対応する靭帯の引張荷重-曲げ角度曲線上にプロットしたものである。各点に対応するダミーの靭帯引張荷重から、人体モデルで発生した靭帯損傷に対応するダミーでの靭帯引張荷重を求めた。Table 3.8 に結果を示す。人体モデルにおける靭帯損傷に対応するダミー靭帯引張荷重は、MCL, PCL, ACL に対しそれぞれ 2.99 kN, 0.52 kN, 1.12 kN である。

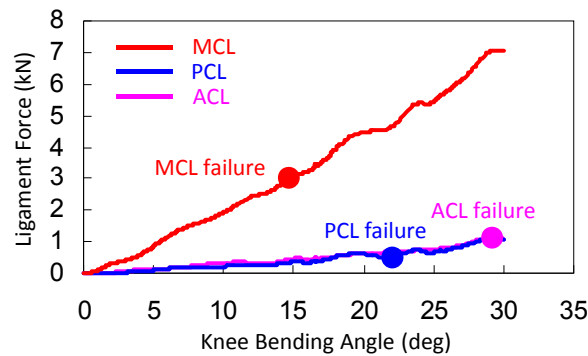


Figure 3.38 Knee ligament force as a function of knee bending angle (POLAR III knee joint model)

Table 3.8 Knee ligament tensile force measures for POLAR III

Ligament	Bend. ang. @ failure for human knee model (deg)	Ligament force @ corresponding bend. ang. for dummy knee model (kN)
MCL	14.70	2.99
PCL	22.03	0.52
ACL	29.10	1.12

(2) 損傷閾値の妥当性検証

ダミーの MCL, ACL, PCL に対し設定した引張荷重の閾値の妥当性を検証するため, Kerrigan ら^[133]がおこなった小型セダンおよび SUV を用いた歩行者献体衝突実験をダミー全身 FE モデルと類似の車両 FE モデルを用いて再現し, 閾値で無次元化したダミー靭帯引張荷重と献体実験における靭帯損傷の発生状況を比較した。

歩行者衝突シミュレーションには, 前項で作成した歩行者ダミー全身 FE モデルに対し, 骨盤を Okamoto ら^[137]が開発した POLAR III 骨盤 FE モデルに置き換えたものを用いた。Kerrigan ら^[133]は, 小型セダンおよび大型 SUV の前半部をスレッドにマウントし, 立位歩行姿勢の献体 (各車両形状に対し 3 体) の右横方向から速度 40 km/h で衝突させる実験をおこない, 献体脚部に生じた傷害を詳細に調べた。本研究では, Kerrigan ら^[133]の実験と同様の姿勢にセットアップした歩行者ダミーPOLAR III 全身モデルの右横から, 実験で用いられた小型セダンおよび大型 SUV と前部形状が近似している車両の FE モデルを速度 40 km/h で衝突させるシミュレーションをおこなった。Figure 3.39 に歩行者衝突モデルを示す。左右の脚部は前後方向にそれぞれ 10° 回転し, Kerrigan ら^[133]の実験と合わせ右脚を後方に配置した。衝突から 70 ms までの間の全身挙動を, 小型セダンおよび大型 SUV との衝突についてそれぞれ Figure 3.40 および Figure 3.41 に示す。衝突側の脚部挙動を見やすくするため, ダミー後方からの視点で表示している。大型 SUV

との衝突では、バンパ下部に構造体を持たない前部形状のため、バンパ下部への脚部の入りこみにより膝関節の曲げ変形が大きくなっている。小型セダンでは、ロアバンパとの接触により下腿部の入りこみは見られないものの、大腿部の倒れこみにより膝関節に曲げが生じている。

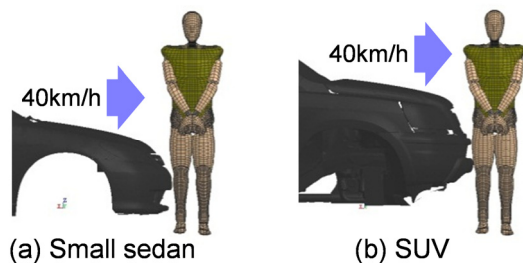


Figure 3.39 Model setup for small sedan and large SUV impact simulations

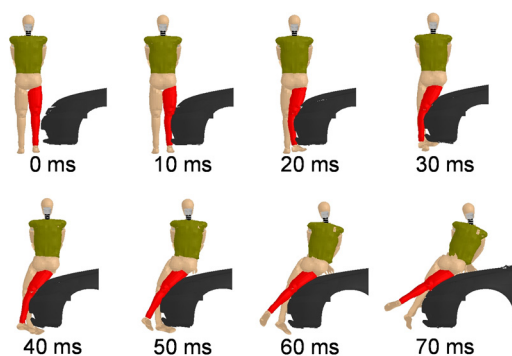


Figure 3.40 POLAR III kinematics for small sedan impact

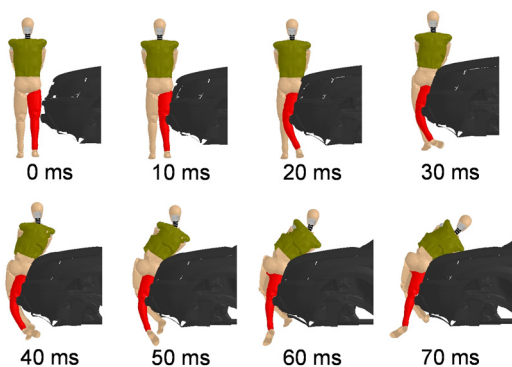


Figure 3.41 POLAR III kinematics for large SUV impact

衝突時に外反方向の曲げ変形を生じる衝突側（右側）膝関節について、ダミーの MCL, ACL および PCL のモデルに生じた引張荷重の時刻歴を、小型セダンおよび大型 SUV との衝突についてそれぞれ Figure 3.42 および Figure 3.43 に示す。小型セダン、大型 SUV とともに、膝関節の外

反方向曲げ変形により MCL が最も大きな引張荷重を発生した。また、大型 SUV との衝突では、下腿部のバンパ下への巻き込みにより、小型セダンの場合よりも大きな靭帯引張荷重が生じた。

各靭帯に生じた引張荷重の最大値をそれぞれの閾値で無次元化した数値と、Kerrigan ら^[133]の実験で献体（小型セダン、大型 SUV それぞれに対し 3 体）の膝関節靭帯、脛骨および腓骨に生じた傷害の発生状況を整理した。Table 3.9 および Table 3.10 に、小型セダンおよび大型 SUV に対する結果をそれぞれ示す。表中で Sed1~3 および SUV1~3 は献体番号を、×は傷害（靭帯損傷または骨折）の発生を示す。小型セダンとの衝突では、MCL で無次元化された引張荷重の最大値が 1.0 を超えており、歩行者ダミーは MCL の損傷を予測している。これに対し Kerrigan ら^[133]の実験では、3 体中 2 体（Sed1 および Sed3）で脛骨もしくは腓骨骨折が発生し、これらの献体では MCL は損傷していないが、骨折の発生しなかった Sed2 では MCL が損傷している。大型 SUV との衝突では、ダミーでの無次元化された引張荷重の最大値は MCL と PCL について 1.0 を越えている。これに対し Kerrigan ら^[133]の実験では、いずれの献体も脛骨・腓骨骨折を生じておらず、MCL、ACL、PCL のすべてが損傷している。

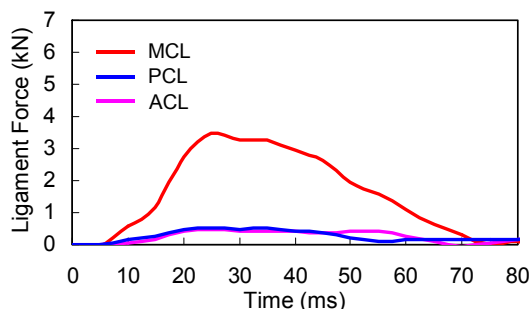


Figure 3.42 Tensile force time histories of POLAR III MCL, PCL and ACL for small sedan impact

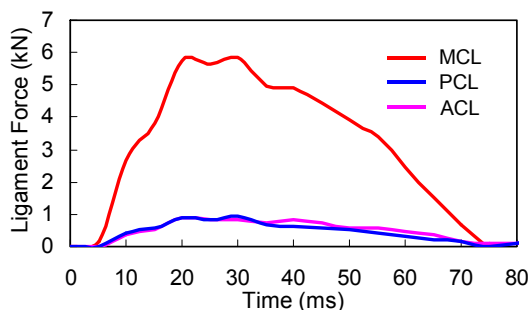


Figure 3.43 Tensile force time histories of POLAR III MCL, PCL and ACL for large SUV impact

Table 3.9 Comparison of normalized peak tensile force of POLAR III MCL, PCL and ACL with injuries observed in experiments for small sedan impact

Ligament / bone	Normalized Ligament Force	Injury observed		
		Sed1	Sed2	Sed3
MCL	1.15		X	
PCL	0.99			
ACL	0.41		X	X
Tibia	-	X		
Fibula	-	X		X

Sed1-3 : Subject number, X : Injury

Table 3.10 Comparison of normalized peak tensile force of POLAR III MCL, PCL and ACL with injuries observed in experiments for large SUV impact

Ligament / bone	Normalized Ligament Force	Injury observed		
		SUV1	SUV2	SUV3
MCL	1.95	X	X	X
PCL	1.81	X	X	X
ACL	0.78	X	X	X
Tibia	-			
Fibula	-			

SUV1-3 : Subject number, X : Injury

3.3.4 考察

歩行者ダミーPOLAR III の大腿部および下腿部の傷害閾値の検討では、車両 FE モデルと POLAR III 全身モデルの衝突シミュレーションから得られた、曲げモーメントの最大値の人体モデルに対する比が 1.15~1.65 となり、ダミーでの最大値の方が人体での最大値よりも大きくなっている。POLAR III 脚部特性の人体忠実度検証では、大腿部および下腿部の中央部を負荷した 3 点曲げや、膝関節の 4 点曲げでの特性比較をおこない、高い人体忠実度が確認されている。しかし、POLAR III の大腿骨や脛骨では、膝関節の上下方向の小型化やロードセルの廃止により、人体に近い曲げ特性を有するシャフト部を極力長くしたもの、関節を構成する遠位端および近位端はアルミ部材で構成されており、人体よりも剛性が高いことは明らかである。車両との衝突では、車体前部の変形により接触面積が大きくなり、とくに膝関節は車両のバンパ近傍に位置するため、車両と接触する可能性が高い。このため、車両からの入力荷重が人体よりも大きくなる傾向にあり、曲げモーメントの最大値も、人体に対し大きくなったものと考えられる。ただし、曲げモーメントの最大値の人体との比が最大でも 1.65 であったことから、適切な係数を用いた補正

により、歩行者ダミーで計測された傷害値から、人体で傷害が発生する確率を推定することが可能であると考えられる。

本研究で用いた、大腿骨、脛骨のひずみから曲げモーメントを算出する手法は、準静的3点曲げ実験により検証しており、動的条件での検証はおこなっていない。しかしながら、歩行者ダミーPOLAR IIIの大腿骨、脛骨の3点曲げ実験^[138]では、準静的負荷と動的負荷で特性差がほとんど見られないことが確認されており、本手法は動的条件下においても今回の検証結果と同様に機能すると考えられる。

ひずみから求めた曲げモーメントは、Figure 3.33 および Figure 3.34 に示すように、高負荷域においてロードセル反力から求めた曲げモーメントよりも大きい値となった。これは、曲げ変形が大きくなるにつれて塑性変形が進み、弾性は理論の適用の妥当性が低下するためと考えられる。しかしながら、定性的には右上がりの単調増加関数であることは共通であり、一定の曲げモーメントを超える領域で何らかの補正を加えれば、実用上は曲げモーメントの定量的評価が高負荷域においても可能と考えられる。そこで例として、脛骨 Mid-span におけるひずみからの曲げモーメント計算値に対する補正を検討する。曲げモーメント 150 Nm 以上の領域について、曲げモーメントの差異と、ひずみから算出した曲げモーメントの関係を調べたところ、線形関数で精度よく近似できることがわかった。そこで、最小二乗近似によりその線形関数を定め、曲げモーメント 150 Nm 以上の領域に対する補正式を次式のように定めた。

$$M' = M - 0.317(M - 150) \quad (M \geq 150) \quad (3.13)$$

ここで、 M : ひずみから算出した曲げモーメント(Nm)、 M' : 補正後の曲げモーメント(Nm)である。これを用いて補正した曲げモーメントをロードセル反力から求めた曲げモーメントと比較したものを Figure 3.44 に示す。ロードセル反力から求めた曲げモーメントとほぼ完全に一致した結果が得られ、実用上は補正により高負荷域も含めて曲げモーメントの定量評価が可能であることがわかった。

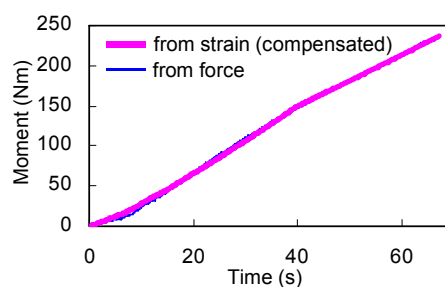


Figure 3.44 Comparison of bending moment from strain (compensated) and support force

本研究では、人体膝関節 FE モデルにおいて靭帯損傷が発生した時点での膝関節曲げ角度をもとに、靭帯損傷に対応するダミー靭帯引張荷重値を推定した。前章で開発した、膝関節 FE モデルにおける各靭帯モデルは、Bose ら^[125]および van Dommelen ら^[126]がおこなった各靭帯単体の引張実験結果の平均に近い特性を有することが確認されているため、設定したダミー靭帯引張荷重の閾値は人体における平均的な靭帯破断特性に対応したものであると考えられる。しかしながら、靭帯モデルの検証に用いた実験データはデータ数が限られているため、靭帯損傷発生確率 50%に対応する閾値をより精度良く推定し、さらに異なる発生確率に対する閾値についても検討するには、より多くの献体実験データの蓄積が必要である。

歩行者ダミー POLAR III および人体モデルの膝関節はいずれも、Bose ら^[127]がおこなった外反方向の献体膝関節 4 点曲げ実験結果に対して検証されているため、人体モデルとの比較による歩行者ダミー膝部靭帯引張荷重の閾値は外反方向の曲げに対して検討した。外反方向の曲げにおいては幾何学的な位置関係から LCL はたるむため、本研究では LCL の引張荷重閾値は検討していない。しかしながら、衝突と反対側の脚部は車両との衝突時に内反方向の曲げ変形を受けるため、LCL の引張荷重閾値については、今後内反方向の人体特性データが得られ次第改めて検討する必要がある。

大型 SUV との衝突における POLAR III 靭帯引張荷重閾値の検証では、Table 3.10 に示すように、すべての献体において損傷が発生した MCL および PCL については POLAR III でも引張荷重閾値を超えた荷重が発生し、これらの靭帯の損傷が予測された。しかしながら、献体実験では ACL の損傷もすべての献体で発生しているのに対し、POLAR III では設定した閾値よりも小さい荷重値となり、ACL の損傷は予測されなかった。POLAR III の膝部靭帯は、繰り返し使用を可能とするため、人体において損傷が生じるレベルを超えた負荷に対しても破損が生じないように設計されている。このため、人体では膝関節の曲げ変形により順次靭帯損傷が発生し、破断した靭帯の荷重分担はゼロとなるのに対し、POLAR III では人体での損傷レベルを超えても荷重が増加し続けるため、他の靭帯の荷重分担は人体と比較して小さくなる。Figure 3.41 に示すように、大型 SUV との衝突では膝関節の曲げ角度が大きく、4 点曲げ負荷時と同様に MCL が最初に損傷するものと考えられる。靭帯損傷そのものを再現しない POLAR III では、最初の靭帯損傷は適切に評価できるが、それに続く靭帯損傷については、上記の事情から発生の可能性が過小評価されるものと考えられる。

小型セダンとの衝突では、Table 3.9 に示すように、3 体の献体のうち 2 体 (Sed1, Sed3) において脛骨もしくは腓骨の骨折が発生した。Kerrigan ら^[133]によれば、献体の身長はそれぞれ Sed

1 : 187.0 cm, Sed 2 : 178.5 cm, Sed 3 : 185.9 cm であり, Sed 1 および Sed 3 は POLAR III が再現している米国成人男性の平均身長 (約 176 cm) よりもかなり身長が高く, Sed 2 は平均身長に近い. Sed2 においては, 身長と車両バンパ部の高さの関係から, 車両バンパ部から脛骨および腓骨の膝関節近傍への入力と考えられるのに対し, Sed1 および Sed3 では相対的により低い位置に入力されたと考えられる. 脛骨および腓骨の断面積は膝関節近傍で大きいことから, Sed2 では脚部骨折が生じず, Sed1 および Sed3 では骨折が生じたものと推定される. また脚部の骨折が生じることで, 膝部靭帯への負荷状況も大きく影響を受けるため, 歩行者ダミーによる膝部靭帯損傷予測の検証としては, 身長が POLAR III に近く脚部骨折の発生していない Sed 2 と比較するのが妥当と考えられる. Sed 2 との比較では, Figure 3.40 に示す膝部の変形状況から, 最初に損傷したと推定される MCL については, POLAR III においても損傷が予測されている. また, 靭帯損傷そのものを再現しない POLAR III では, 最初に損傷する靭帯以外については損傷の可能性が過小評価されるため, POLAR III が予測した靭帯損傷は MCL のみとなっているが, 献体実験では ACL も損傷している. Sed 2 では, 小型セダンのバンパにより膝関節よりも下側に負荷を受ける位置関係にあり, ACL 損傷の発生には, 外反方向の曲げだけでなくせん断変形も影響しているものと考えられる. 本研究で用いた POLAR III および人体 FE モデルは, 膝関節のせん断変形特性に関する人体特性データがほとんどないことから, せん断方向の特性検証がなされていない. せん断変形も含めた特性検証は今後の課題である.

3.3.5 結論

歩行者ダミー-POLAR III の大腿骨, 脛骨および膝関節の FE モデルを開発した. 大腿骨, 脛骨の 3 点曲げにおける曲げモーメント-変位および膝関節の 4 点曲げにおけるモーメント-曲げ角度について, 実験結果と FE 計算結果の比較をおこなったところ, 脛骨 3 点曲げの実験結果の一部に見られる振動波形と, 実験治具のモデル化によるものと思われる, 膝関節 4 点曲げの FE 計算における負荷初期の過大なモーメントを除き, FE 計算結果は実験結果をよく再現していることがわかった. また, Rhule らが提案した衝突ダミーの人体忠実度評価指標を適用したところ, 上記 2 項目を除き, \sqrt{R} も 1 に近い値となり, 定量的にも高い精度が確認できた.

歩行者ダミー-POLAR III の大腿骨, 脛骨および膝関節の FE モデルを組み込んだ歩行者ダミー全身 FE モデルと人体全身 FE モデルを用い, 異なる前部形状を有する車両 FE モデルとの衝突シミュレーションを実施した. 大腿骨, 脛骨の各断面に生じる曲げモーメントを比較した結果, 車両違いの平均値では, 歩行者ダミーモデルは人体モデルに対し, 断面により大腿骨では 1.15~

1.46 倍、脛骨では 1.46~1.65 倍大きくなることがわかった。また、この比を用いて Ivarsson ら^[124]の 50%傷害確率に対する大腿部、下腿部の曲げモーメント耐性値をスケーリングした結果、歩行者ダミーに対する傷害閾値は断面により大腿骨では 490~577 Nm、脛骨では 394~520 Nm となった。

ひずみゲージによる計測データから、歩行者ダミーの大腿骨、脛骨に生じる曲げモーメントを弾性は理論により算出する手法を検討し、準静的 3 点曲げ実験結果に適用したところ、大腿骨では約 300 Nm、脛骨では約 150 Nm 以下の領域では、ロードセル反力から求めた曲げモーメントとよく一致した結果が得られた。また、曲げモーメントがより大きい領域では、ひずみから算出した曲げモーメントの方が大きくなる傾向が見られたが、実用上は簡易な補正手法を導入することにより高負荷域での定量評価が可能であることがわかった。

歩行者ダミー POLAR III および人体の膝関節 FE モデルを用いた外反方向の動的 4 点曲げシミュレーションをおこない、人体における MCL、ACL および PCL の損傷に対応する歩行者ダミー各靭帯の引張荷重閾値を推定した。その結果、歩行者ダミーの MCL、ACL および PCL の閾値はそれぞれ 3.0 kN、0.5 kN および 1.1 kN となった。推定した閾値の妥当性を検証するため、小型セダンおよび SUV と献体を用いた歩行者衝突実験を全身ダミー FE モデルと類似の車両モデルを用いて再現し、ダミーモデルにより予測された靭帯損傷と献体実験での靭帯損傷発生状況を比較した。その結果、下腿部骨折が生じない場合について、最初に損傷すると推定される靭帯の損傷については、推定した閾値を用いて歩行者ダミーでの予測が可能であることがわかった。

第4章 脚部インパクトを用いた歩行者脚部傷害評価手法の構築

FlexPLI の最終仕様 (FlexPLI Type GTR) では、脛骨骨折の評価指標として曲げモーメントが採用されている。脚部インパクトの傷害指標の妥当性については、Konosu ら^[45]が、EEVC legform モデルの脛骨上端加速度と人体モデルの脛骨曲げモーメントとの間には相関がないことを示しているが、脛骨骨折評価指標としての曲げモーメントの妥当性については、これまで明らかにされていない。そこで本研究ではまず、適切な脛骨骨折評価指標の選定について、開発した脚部 FE モデルを組み込んだ歩行者全身 FE モデルを用いた衝突シミュレーションにより検討した。

FlexPLI の人体忠実度については、最終仕様の 1 つ前の仕様 (Flex-GT) に対し、Konosu ら^[44]がフルアッセンブリ状態での人体忠実度評価をおこなっている。しかし、FlexPLI 最終仕様に対する評価がおこなわれていないため、本研究で選定した傷害評価指標を用いて、FlexPLI 最終仕様の各傷害評価指標に対する人体忠実度の定量評価をおこなった。

FlexPLI の歩行者保護基準への導入の正当性を確認するには、FlexPLI の傷害基準値による保護効果が、従来の EEVC legform の傷害基準による保護効果と比較して、少なくとも同等であることを、定量的に検証する必要がある。しかし、FlexPLI と従来の EEVC legform では、用いる傷害指標が異なるため、傷害基準値に対応する保護効果の同等性を検証するには、両インパクトに対する傷害基準値を、傷害確率関数により傷害発生確率に置き換え、その同等性を確認する必要がある。また、設定した傷害基準値により、どの程度の脚部重傷発生件数の低減が期待できるかを推定することは、FlexPLI を用いた歩行者保護世界統一基準の各国への導入を検討するうえで重要である。これらの検討を可能とするため、献体実験データに基づき、歩行者脚部の各傷害指標に対する傷害確率関数を開発した。

一方、FlexPLI の課題のひとつとして、FlexPLI のリバウンド特性がある。とくにボンネットの低い車両との衝突では、FlexPLI の傷害値が、車両と接触している間の最大値よりも、その後のリバウンドの段階における振動による最大値の方が大きくなる場合がある。本研究では、リバウンド段階での振動を低減し、傷害指標の最大値による評価を適正化するための方策について検討し、将来の改良の方向性を提案する。

4.1 脚部インパクトの人体忠実度評価

歩行者脚部保護性能試験用に開発された FlexPLI は、従来型の EEVC legform に対し、骨のたわみや膝の靭帯の再現などにより、人体忠実度の大幅向上が図られている。EEVC legform や FlexPLI の人体忠実度に関するこれまでの研究^{[37][44][45]}では、人体の脛骨骨折指標として曲げモーメントが用いられているが、その妥当性については必ずしも明確になっていない。また、従来の EEVC legform および FlexPLI の最終仕様に対しては、実際の試験条件と同等の、フルアッセンブリ状態での人体忠実度が、すべての傷害指標に対して包括的に検証されていないため、両インパクトの各傷害指標に対する再現精度の定量比較ができていない。さらに、両インパクトの人体忠実度の差異が生じる物理的要因についても、検討がなされていない。

そこで本研究ではまず、これまでの研究で用いられてきた 18 種類の簡易車両モデルと、本研究で開発した歩行者全身 FE モデルを用い、人体の脛骨骨折評価指標として最も適切な指標について検討した。次に、簡易車両モデルと歩行者全身 FE モデル、EEVC legform および FlexPLI の FE モデルを用い、全傷害評価指標について人体とインパクトの相関性を検証した。さらに、相関性の差異が最も大きかった脛骨骨折指標について、簡易車両モデルとインパクトモデルを用いた衝突解析、および、下腿部単体モデルを用いた衝突解析により、差異の発生メカニズムを検討した。本節の構成を Figure 4.1 に示す。

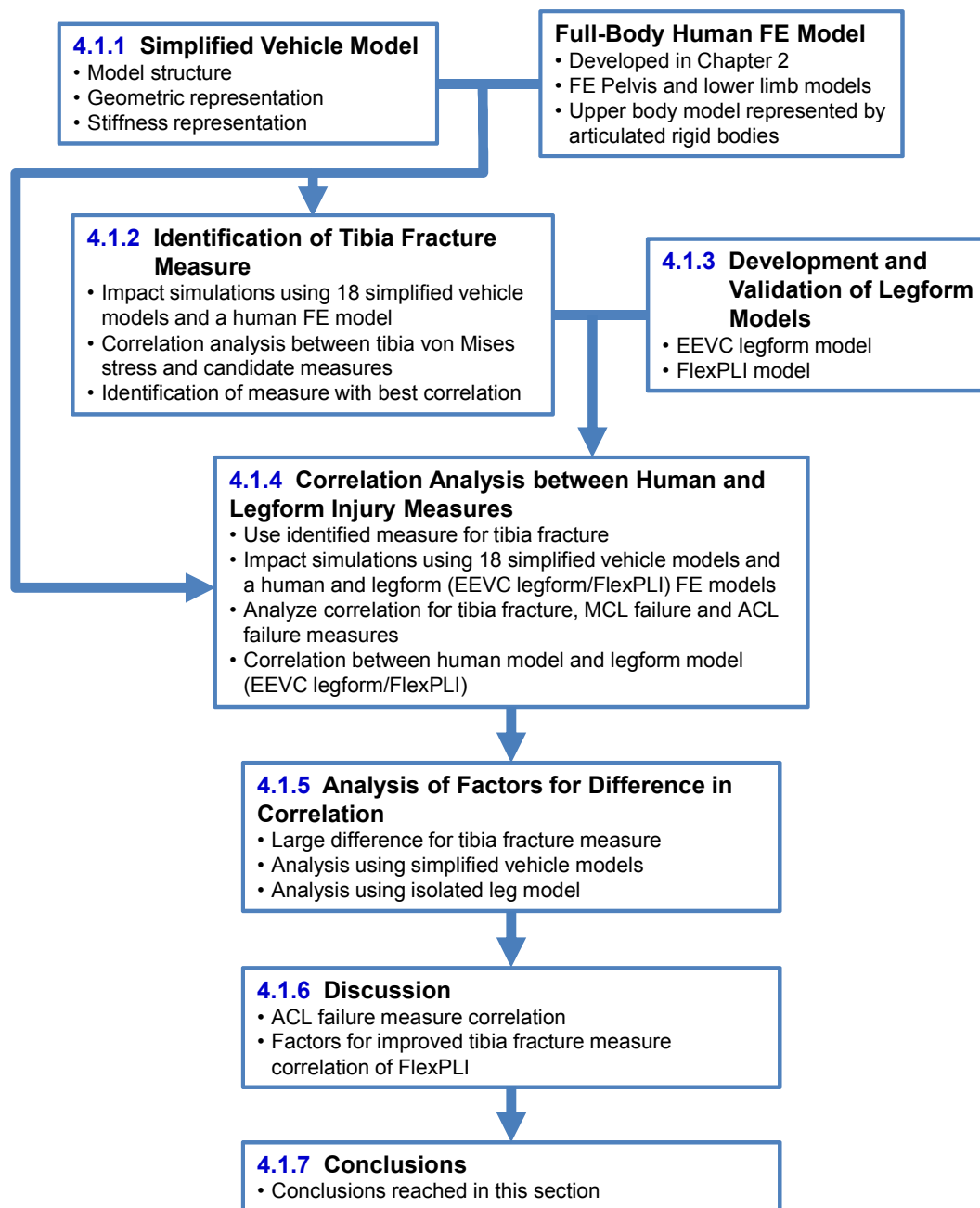


Figure 4.1 Structure of Section 4.1

4.1.1 簡易車両モデル

本研究では、車両前部のさまざまな形状および剛性を網羅するため、Konosu ら^{[44][45]}が用いた 18 種類の簡易車両モデルと同様のモデルを用いた。使用した簡易車両モデルの構成を Figure 4.2 に示す。また、さまざまな車体前部形状を模擬する際に用いた形状パラメータの定義を Figure 4.3 に示す。フード先端 (Bonnet Leading Edge : BLE) は、歩行者との衝突時の変形による接触面積の変化が大きいため、変形可能なシェル要素でモデル化し、鋼板の材料特性を与えた。一方、

バンパ (Bumper : BP) とスポイラ (バンパ下部, Spoiler : SP) は, Rigid Body でモデル化した. このモデル化ではバンパ表面の変形による接触面積の変化が再現できないが, バンパ表面は内部構造に比べて発生荷重が低いため, バンパ表面のみが変形する衝突初期の接触面積変化の影響は小さいと考え, 内部構造を簡易化した形状と, 内部構造も含めた荷重特性を与えることで, パラメータ解析での相対比較は可能と判断した. BP および SP は, スプリング要素を介して, 車両質量として 1500 kg を付加した節点と結合した. BLE の横方向の両端は, 同節点に固定した. BLE の荷重特性はシェル要素の板厚で設定し, BP および SP の荷重特性はジョイント要素に荷重-変位特性を定義した. BP および SP に用いた荷重-変位特性を Figure 4.4 に示す. また, モデル間で変化させた, 形状および荷重特性パラメータの水準値を Table 4.1 に示す. これらを L18 直交表に適用することで, 18 種類の形状および荷重特性パラメータの組合せを得た. そして, これらの組合せを用いて, 18 種類の簡易車両モデルを作成することで, 各パラメータの影響を少ないモデル数で検討できるようにした. 18 種類の簡易車両モデルに対する各パラメータの水準値の組合せを Table 4.2 に示す.

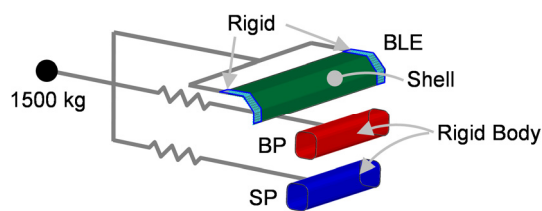


Figure 4.2 Schematic of simplified vehicle model

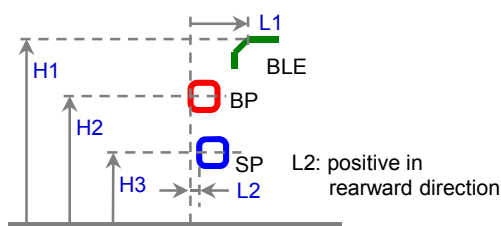


Figure 4.3 Definition of geometric parameters

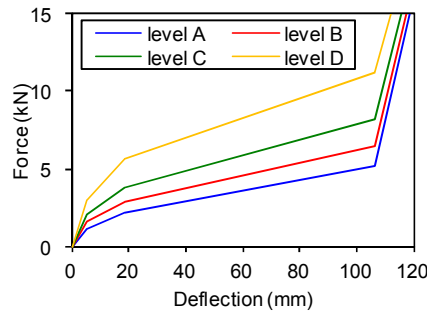


Figure 4.4 Stiffness characteristics for BP and SP

Table 4.1 Levels of geometric and stiffness parameters

Parameter	Unit	Level 1	Level 2	Level 3
K1 (BLE thickness)	mm	0.4	0.6	-
K2 (BP stiffness)	-	B	C	D
K3 (SP stiffness)	-	A	C	D
H1 (BLE height)	mm	650	700	750
H2 (BP height)	mm	450	490	530
H3 (SP height)	mm	250	270	350
L1 (BLE lead)	mm	125	200	275
L2 (SP lead)	mm	-20	0	30

Table 4.2 Combinations of geometric and stiffness parameters

Model	K1	K2	K3	H1	H2	H3	L1	L2	Model	K1	K2	K3	H1	H2	H3	L1	L2
S1	0.4	B	A	650	450	250	125	-20	S10	0.6	B	A	750	530	270	200	-20
S2	0.4	B	C	700	490	270	200	0	S11	0.6	B	C	650	450	350	275	0
S3	0.4	B	D	750	530	350	275	30	S12	0.6	B	D	700	490	250	125	30
S4	0.4	C	A	650	490	270	275	30	S13	0.6	C	A	700	530	250	275	0
S5	0.4	C	C	700	530	350	125	-20	S14	0.6	C	C	750	450	270	125	30
S6	0.4	C	D	750	450	250	200	0	S15	0.6	C	D	650	490	350	200	-20
S7	0.4	D	A	700	450	350	200	30	S16	0.6	D	A	750	490	350	125	0
S8	0.4	D	C	750	490	250	275	-20	S17	0.6	D	C	650	530	250	200	30
S9	0.4	D	D	650	530	270	125	0	S18	0.6	D	D	700	450	270	275	-20

4.1.2 脛骨骨折指標の選定

人体全身 FE モデルとしては、本研究で開発した歩行者全身 FE モデルを用いた。この人体モデルに対し、18 種類の簡易車両モデルを、左横方向から速度 40 km/h で衝突させる衝突シミュレーションを実施した。モデルのセットアップを Figure 4.5 に示す。インパクトモデルの結果と比較するため、左脚部は直立位置とし、右脚部を股関節まわりに 20°回転した。脛骨の骨折はミーゼス応力が閾値を超えた際に発生すると仮定し、Figure 4.6 のように、FlexPLI の 4 カ所の脛骨曲げモーメント計測位置に対応する断面に生じるミーゼス応力を出力した。車両との衝突時に、

歩行者の体は車体前部に沿って倒れ込むため、下腿部には主として慣性による引張荷重と、パンパとの衝突によるせん断荷重および曲げモーメントが生じると考えられる。そこで、EEVC legform で脛骨骨折指標として用いられている脛骨上端加速度（膝関節から 66 mm 下方で計測）も加え、同じ脛骨断面に発生するこれらの指標を出力して、各指標の最大値とミーゼス応力の最大値（4 か所の断面の最大値）との相関を調べた。Figure 4.7 に結果を示す。これらの指標の中で、曲げモーメントの相関係数が 0.79 と他の指標に比べ顕著に高く、ばらつき幅も小さいことがわかる。引張荷重およびせん断荷重は、曲げモーメントに比べてばらつきが顕著に大きい。脛骨上端加速度は、データの約 2/3 がほぼフラットに分布しており、残り約 1/3 のデータは、他のデータ群から非常に大きく乖離している。この結果から、人体における脛骨骨折と最も良く関連する傷害指標は曲げモーメントであると考えられる。したがって、以後の解析では、人体の脛骨骨折指標として、曲げモーメントを用いることとした。

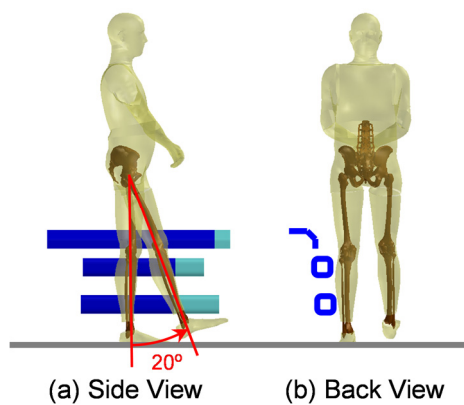


Figure 4.5 Human model setup

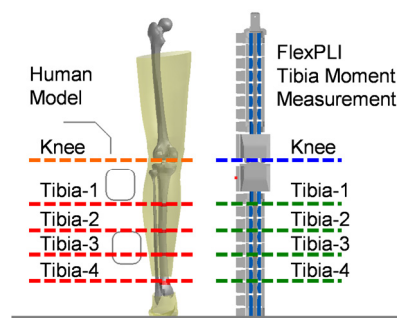


Figure 4.6 Measurement locations

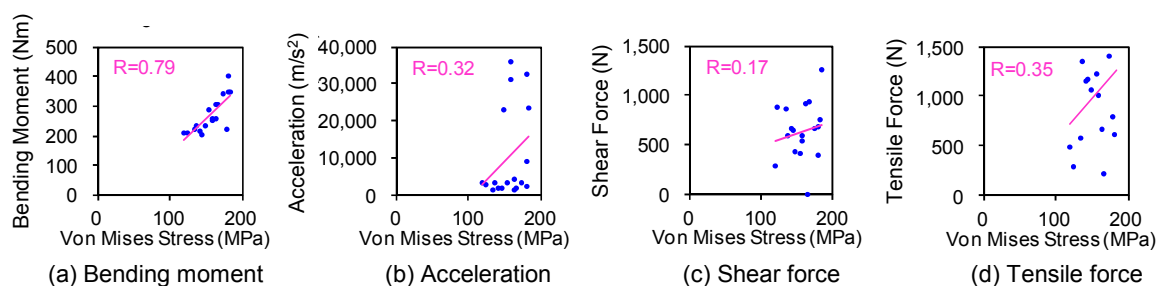


Figure 4.7 Correlation between peak von Mises stress of tibia and peak tibia measures

4.1.3 インパクトモデルの開発と検証

EEVC legform 実機の構造および計測装置と、EEVC legform をモデル化した FE モデルを Figure 4.8 に示す。大腿骨および脛骨はスチール製の円筒であり、車両との衝突においては事実上の剛体である。膝関節におけるスチールプレート（膝部材）の変形により、膝関節の曲げが再現されている。また、膝関節のせん断は、大腿骨の内部の片持ちはりの変形により再現されている。膝関節のせん断変位および曲げ角度が、それぞれ MCL および ACL の傷害指標として用いられる。また、膝関節の下部に取り付けられた加速度計で計測される、脛骨上端加速度が、脛骨骨折の傷害指標として用いられる。FE モデルでは、大腿骨と脛骨を Rigid Body でモデル化し、その周囲のフォーム材をソリッド要素でモデル化した。大腿骨内部の片持ちはりはシェル要素でモデル化し、その上端を大腿骨と剛結した。片持ちはりモデルの下端は、ダンピング特性を有するスプリング要素を介して大腿骨と結合されている節点に結合した。そして、膝関節の曲げ特性を与えたジョイント要素を用いて、その節点と脛骨とを結合した。モデル検証は、UN GTR No. 9^[29]に規定されている、準静的膝関節曲げおよびせん断較正試験と動的較正試験、および、3 車種に対する実車試験に対しておこなった。実車試験では、車両の横方向中央に EEVC legform を衝突速度 40 km/h で衝突させた。また、実車試験に用いた車両は、セダン、スポーツカーおよび SUV から選定した。

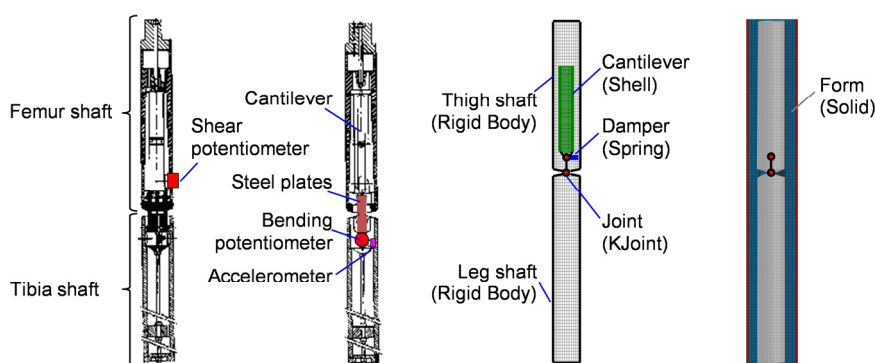


Figure 4.8 Structure and instrumentation of EEVC legform and schematics of EEVC legform model

FlexPLI 実機の構造および計測装置と、FlexPLI をモデル化した FE モデルを Figure 4.9 に示す。大腿骨および脛骨は、ガラス繊維強化ビニールエステル樹脂製の骨心材 (Bone Core)、バインダ (Core Binder)、ハウジング (Exterior Housing)、緩衝ラバー (Rubber Buffer) で構成されている。人体の大腿骨および脛骨の曲げ特性は、主として骨心材により再現されている。4 つの主要な膝関節靭帯 (MCL, ACL, PCL, LCL) をワイヤケーブルで再現し、その両端に結合したスプリングにより、各靭帯の引張特性が再現されている。脛骨の骨心材には、4 箇所にはずみゲージが貼付されており、計測されたひずみを曲げモーメントに換算して、脛骨骨折評価指標として用いられる。MCL, ACL および PCL の損傷については、各靭帯の伸び量をポテンショメータにて計測して評価に用いられる。インパクト全体がラバーシートおよび表皮材 (Neoprene) で覆われている。FlexPLI の FE モデルにおいては、骨心材、ラバーシートおよび表皮材を、変形可能なソリッド要素でモデル化し、バインダとハウジングは Rigid Body でモデル化した。靭帯ケーブルはバー要素でモデル化し、両端のスプリングの圧縮特性を与えた。モデル検証は、骨心材単体、大腿骨アッセンブリ、脛骨アッセンブリの準静的 3 点曲げ、フルアッセンブリでのペンデュラム試験、簡易車両との衝突実験、および、実車との衝突実験に対しておこなった^[141]。骨心材の 3 点曲げ較正試験については、Flex-TEG 会議資料^[142]に記載されている。また、大腿骨アッセンブリ、膝関節アッセンブリおよび脛骨アッセンブリの 3 点曲げ較正試験、および、ペンデュラム較正試験については、UN GTR No. 9 の Phase-2 改正案^[143]に記載されている。

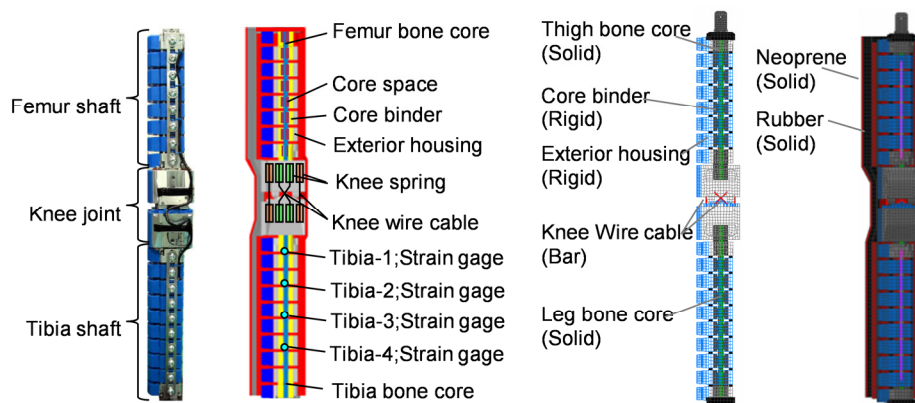


Figure 4.9 Structure and instrumentation of FlexPLI and schematics of FlexPLI model

4.1.4 人体とインパクトの相関性検証

EEVC legform および FlexPLI の FE モデルを用いて、脛骨骨折指標の選定において人体 FE モデルを用いて実施した解析と同様に、18 種類の簡易車両モデルとの速度 40 km/h の衝突シミュレーションを実施し、脛骨骨折、MCL 損傷、ACL 損傷に対する各評価指標について、人体モデルと各インパクトモデルとの相関性を調べた。衝突条件は、EEVC legform については UN GTR No. 9^[29]、FlexPLI については UN GTR No. 9 の Phase-2 改正案^[143]と同一とした。人体モデルの傷害評価指標としては、脛骨骨折については曲げモーメント、MCL および ACL 損傷については靭帯組織の解剖学的構造を考慮し、伸び量を用いた。各インパクトについては、UN GTR No. 9^[29] および UN GTR No. 9 の Phase-2 改正案^[143]に規定されている評価指標（脛骨骨折、MCL 損傷および ACL 損傷に対し、EEVC legform：脛骨上端加速度、膝関節曲げ角度および膝関節せん断変位、FlexPLI：脛骨曲げモーメント、MCL 伸び量および ACL 伸び量）を用いた。相関検証の結果を Figure 4.10 に示す。人体との相関性は、MCL 損傷指標については EEVC legform の方がやや高いが、脛骨骨折指標と ACL 損傷指標については FlexPLI の方が顕著に高くなっている。特に脛骨骨折指標については、EEVC legform モデルの脛骨上端加速度が人体モデルに対し負の相関を示しており、ばらつきの大きい一部のデータを除いて見たとしても、比較的フラットな相関を示していることから、EEVC legform の脛骨上端加速度は、脛骨骨折指標として適していないことがわかる。

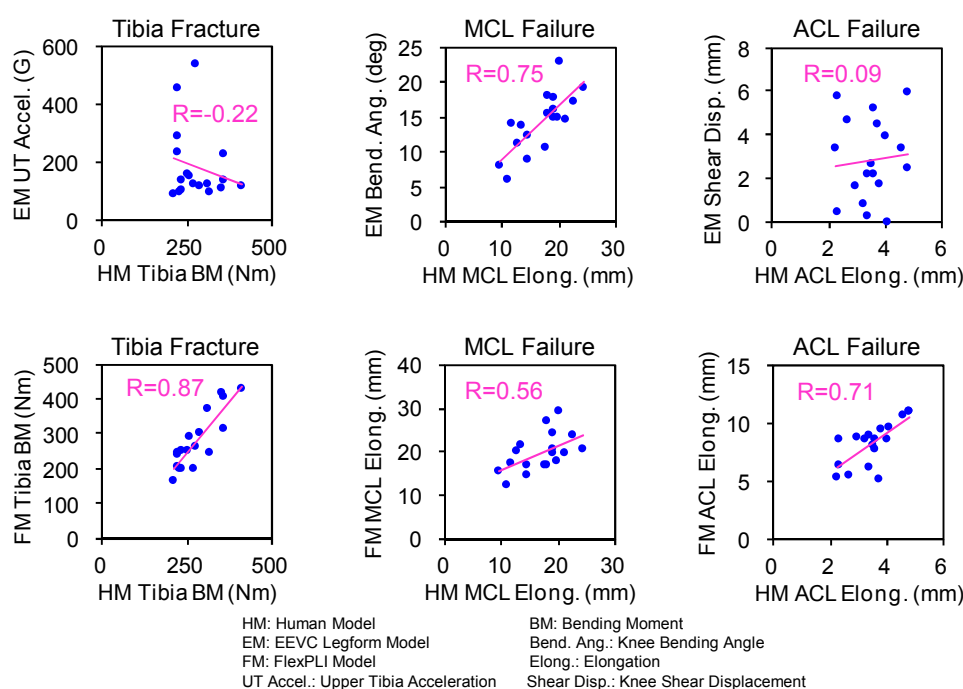


Figure 4.10 Correlation of injury measures for tibia fracture, MCL failure and ACL failure between human and legform models

4.1.5 相関性の差異に対する要因分析

脚部傷害指標の両インパクトモデルと人体モデルとの相関解析の結果、EEVC legform に対し FlexPLI では、脛骨骨折指標と ACL 損傷指標の相関性が大きく向上していることがわかった。とくに脛骨骨折指標では、EEVC legform モデルは人体モデルと負の相関を示し、相関性の差異が大きいことがわかった。そこで本研究では、脛骨骨折指標の相関性に差異が生じた要因について、傷害評価指標およびインパクトの骨剛性の違いの観点から分析した。

(1) 簡易車両モデルを用いた分析

脛骨骨折評価指標の検討において用いた 18 種類の簡易車両モデルは、L18 直交表により車体の剛性パラメータと幾何学的パラメータの水準値を割り付けているため、モデル間で常に複数のパラメータの水準値が異なっている。ここでは、BP の剛性変化の影響を明瞭にするため、簡易車両モデル S1 に対して SP lead (L2) を 30 mm に、BP stiffness (K2) を水準 B から水準 D に、BLE lead (L1) を 275 mm にそれぞれ変更したモデルをベースモデルとし、これに対し BP および SP の剛性と SP の位置を変化させたモデルを用いて、インパクトモデルとの速度 40 km/h の衝突シミュレーションを実施した。Figure 4.11 に示すように、BP および SP の荷重-変位特

性を個別に変化させ、SP の剛性を高くしたモデルに対し、Figure 4.12 のように、SP lead (L2) を 0 mm および 20 mm に変化させた。インパクトモデルとしては、EEVC legform モデルをベースに、Rigid Body として取り扱っていた下腿部の骨のヤング率をスチール相当 (Tibia Stiffness = Steel) とした場合と、人体脛骨の曲げ剛性 (555.6 Nm²) と等価となるヤング率 (Tibia Stiffness = Bone) とした場合の 2 種類を用いて、下腿部剛性の影響を検討した。シミュレーションを実施したケースの一覧を Table 4.3 に示す。

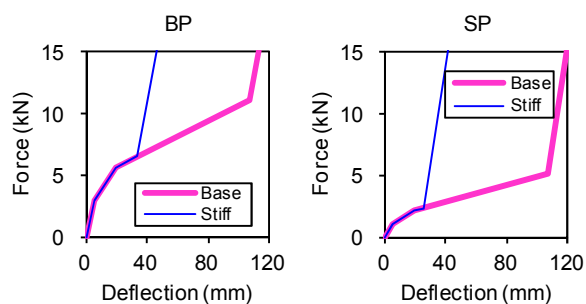


Figure 4.11 Stiffness characteristics of BP and SP

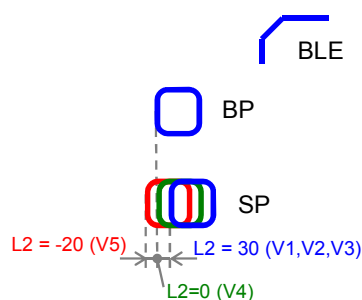


Figure 4.12 SP locations

Table 4.3 Impact simulation cases

Case	BP Stiff.	SP Stiff.	SP Loc. (L2)	Tibia Stif.
V1-B	Base	Base	30 mm	Bone
V2-B	Stiff	Base	30 mm	Bone
V3-B	Base	Stiff	30 mm	Bone
V4-B	Base	Stiff	0 mm	Bone
V5-B	Base	Stiff	-20 mm	Bone
V1-S	Base	Base	30 mm	Steel
V2-S	Stiff	Base	30 mm	Steel
V3-S	Base	Stiff	30 mm	Steel
V4-S	Base	Stiff	0 mm	Steel
V5-S	Base	Stiff	-20 mm	Steel

EEVC legform においては、バンパ高さ近傍の加速度が計測され、FlexPLI の曲げモーメントも、バンパ高さに近い Tibia-1 (Figure 4.6 参照) が最大値となる場合が多いため、ここでは BP

高さの断面に生じた曲げモーメントおよび加速度の最大値について比較した。BP および SP の剛性を変化させた V1, V2 および V3 における最大値を、V1 における最大値で無次元化した結果を Figure 4.13 に示す。加速度と曲げモーメントの比較では、V2 の結果に見られるように、曲げモーメントに比べ加速度の方が荷重変化の影響がやや大きくなっている。また、骨の剛性の違いの比較では、同様に V2 の結果に見られるように、剛性が高い方が荷重変化の影響が顕在化する傾向が見られる。次に、SP 位置を変化させた V3, V4 および V5 における最大値を V3 における最大値で無次元化した結果を Figure 4.14 に示す。SP 位置を前方に移動するに従い、曲げモーメントは最大値が一様に減少するのに対し、加速度は一様に増加しており、骨の剛性によらず、曲げモーメントと加速度で逆の傾向が見られる。また、骨の剛性の違いでは、曲げモーメントにおいては骨の剛性が高い方が、変化が若干小さくなっているのに対し、加速度においては変化がやや大きくなっており、骨の剛性の影響についても曲げモーメントと加速度で逆の傾向が見られる。

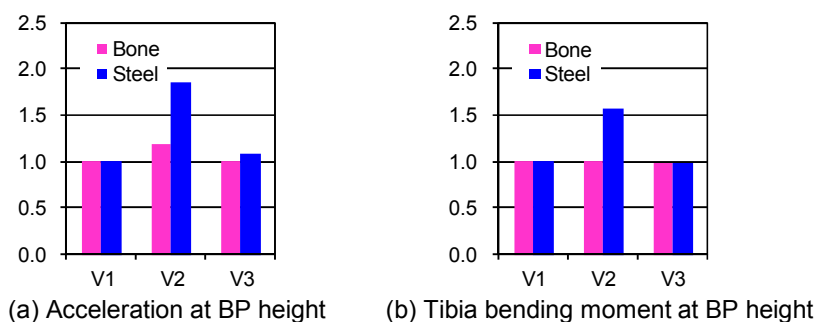


Figure 4.13 Peak tibia bending moment and acceleration at BP height with changing BP and SP stiffness normalized by results from vehicle model V1

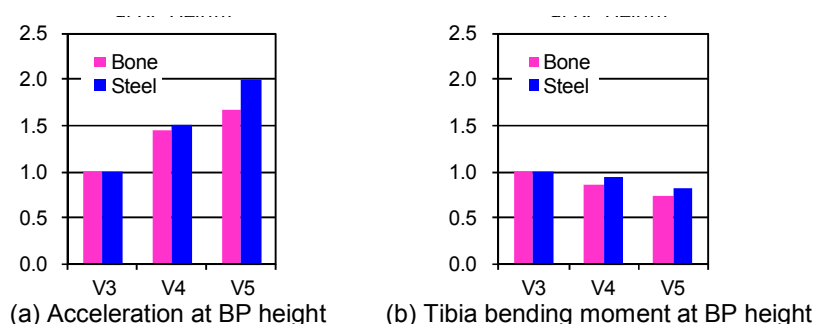


Figure 4.14 Peak tibia bending moment and acceleration at BP height with changing SP height normalized by results from vehicle model V3

(2) 下腿部単体モデルを用いた分析

簡易車両モデルを用いた分析では、BP および SP の剛性のみをそれぞれ変化させた場合と、SP 位置のみを変化させた場合について、骨折評価指標やインパクトの骨の剛性の違いの影響を

分析した。この分析では、脚部インパクトに対し BP と SP の 2 つの部材から荷重が入力されるため、剛性および位置パラメータを単独で変化させた場合であっても、脚部インパクトへの入力荷重の合計値と等価入力点の位置（BP および SP からの荷重入力を等価的に 1 点への荷重入力で置き換えた場合の入力点の位置）がともに変化しているものと考えられる。そこで、入力荷重の大きさと入力位置を独立して変化させた場合の、骨折評価指標および骨の剛性の影響を調べるため、簡易車両モデルによる分析で用いたインパクトモデルの下腿部単体を用いて、単一の負荷子（Ram）による速度 40 km/h の衝突シミュレーションを実施した。Figure 4.15 にモデルのセットアップを示す。EEVC legform モデルの骨周囲のフォーム材を含む下腿部を用い、簡易車両モデルによる分析と同様に、骨のヤング率の異なる 2 種類のモデルを作成した（4.1.5 (1)参照）。また、簡易車両モデルによる分析で用いた BP のモデルのみを、車両相当の質量（1500 kg）を与えた節点とスプリング要素で結合し、速度 40 km/h で下腿部単体モデルに衝突させた。スプリング要素の荷重-変位特性としては、Figure 4.16 に示す荷重レベルの異なる 2 種類のランプ関数を与えた。入力位置は、下腿部単体モデルの下端から 250 mm, 350 mm および 450 mm の 3 種類とし、高さ 450 mm の位置で曲げモーメントおよび加速度を出力した。解析を実施したケースの一覧を Table 4.4 に示す。

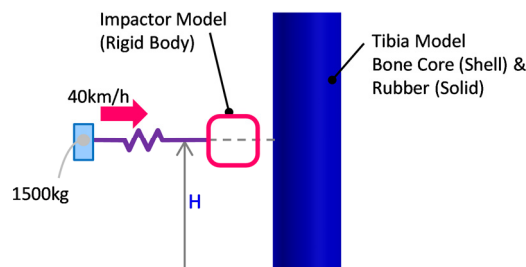


Figure 4.15 Setup of isolated leg impact simulation

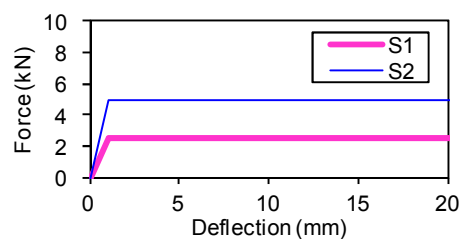


Figure 4.16 Stiffness characteristics of ram

Table 4.4 Isolated leg impact simulation cases

Case	Impact Height (H)	Force Level	Tibia Stiff.
H1-S1-B	250 mm	2.5 kN	Bone
H2-S1-B	350 mm	2.5 kN	Bone
H3-S1-B	450 mm	2.5 kN	Bone
H1-S2-B	250 mm	5.0 kN	Bone
H2-S2-B	350 mm	5.0 kN	Bone
H3-S2-B	450 mm	5.0 kN	Bone
H1-S1-S	250 mm	2.5 kN	Steel
H2-S1-S	350 mm	2.5 kN	Steel
H3-S1-S	450 mm	2.5 kN	Steel
H1-S2-S	250 mm	5.0 kN	Steel
H2-S2-S	350 mm	5.0 kN	Steel
H3-S2-S	450 mm	5.0 kN	Steel

解析結果を Figure 4.17 および Figure 4.18 に示す. 入力荷重レベルの影響を調べるため, Figure 4.17 では, 各ケースについて荷重レベル S2 (荷重値 5.0 kN) での傷害値 (加速度, 曲げモーメント) を S1 (荷重値 2.5 kN) での傷害値で無次元化した変化率を示している. 入力荷重レベルの変化による傷害値の変化率は, 加速度と曲げモーメントで顕著な差異は認められず, 下腿部の骨の剛性の違いによっても大きな差は生じていないことがわかる. 次に, 入力位置の影響を調べるため, Figure 4.18 では, 各ケースについてインパクト高さ H1 (H=250 mm) の結果で無次元化した値を示している. 入力位置の影響では, 加速度については入力位置が上昇するに従って増加するのに対し, 曲げモーメントは H2 (H=350 mm) において最大で, H3 (H=450 mm) では H1 の場合よりも減少しており, 加速度と曲げモーメントでは, 入力位置の変化による傷害値変化の傾向が顕著に異なることがわかる. また, 下腿部の骨の剛性の違いで比較すると, 傷害値変化の傾向は加速度, 曲げモーメントとも骨の剛性によらず同等であるが, 傷害値の変化率については骨の剛性が高い方が顕著に大きくなっている.

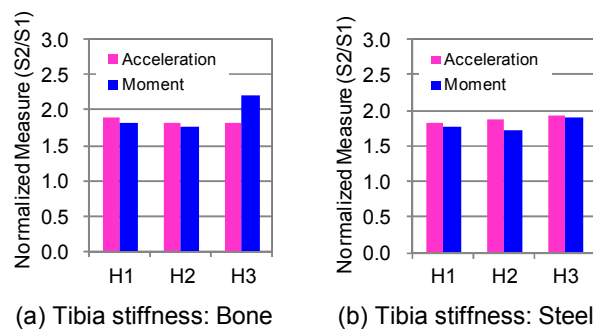


Figure 4.17 Normalized injury measures (S2/S1)

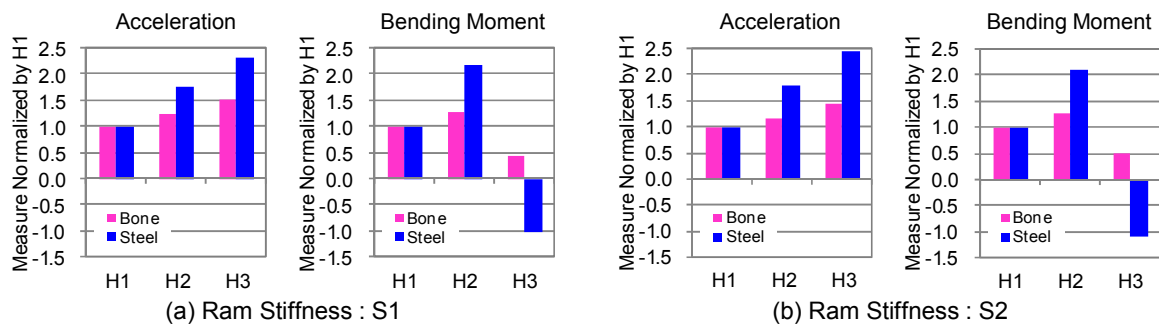


Figure 4.18 Injury measures normalized by H1

4.1.6 考察

人体とインパクトの相関性検証結果では、MCL 損傷指標は両インパクトで同様であるが、ACL 損傷指標について、EEVC legform に対して FlexPLI の方が人体との相関性が顕著に高い。ACL の幾何学的位置関係から、ACL は下腿部が大腿部に対し内側にせん断変位した際に伸ばされるが、同様に膝関節の横方向の曲げによっても伸ばされる。このため ACL の伸び量は、膝関節のせん断変位と曲げ角度の両方に依存するが^[144]、EEVC legform ではせん断変位のみが評価指標として用いられているのに対し、FlexPLI では、ACL の伸び量を直接計測しており、せん断変位、曲げ角度双方の寄与が適切に反映されることで、ACL 損傷指標の人体との相関性が著しく向上しているものと考えられる。

FlexPLI では、脛骨骨折指標についても、人体との相関性が EEVC legform に対して顕著に高い。下腿部単体シミュレーションでは、Figure 4.17 のように、負荷子の荷重レベルを変化させた際の傷害値の変化率は、傷害評価指標、骨の剛性および入力位置によらず、ほぼ一定である。これに対し、Figure 4.13 に示す簡易車両シミュレーションの結果では、BP 剛性の変化に対する傷害値の変化は、骨の剛性が高い方が顕著に大きい。下腿部単体シミュレーションでは、負荷子の荷重-変位特性に Figure 4.16 のランプ関数を用い、平坦部の荷重値を変化させたのに対し、簡易車両シミュレーションでは、荷重-変位特性の傾きの変化点の変位量を変化させた (Figure 4.11)。このことから、荷重値そのものの傷害値に対する影響は骨の剛性に依存しないが、荷重値が急変するいわゆる底付き特性を有する部材との衝突においては、骨の剛性が人体よりも著しく高い場合に傷害値の変化率が顕著に大きくなるものと考えられる。

一方、SP の入力位置が変化した場合の傷害値変化について、簡易車両シミュレーションでは Figure 4.14 からわかるように、加速度と曲げモーメントで逆の傾向が見られ、下腿部単体シミュレーションにおいても、Figure 4.18 のように傾向が顕著に異なっている。下腿部単体シミュ

レーションでは、傷害値の出力を H3 の位置でおこなったことから、加速度については、入力位置が下腿部の重心位置 (H1 近傍) から離れるに従い、加速度成分に加えて角加速度成分が上乘せされるため、加速度が増加したものと考えられる。曲げモーメントについては、入力点と計測点の距離が小さいほど増加する傾向がある一方、入力点が下腿部の端部に近づくに従い、入力点より上方の下腿部長さが短くなり、負荷子からの入力に対する受け荷重となる慣性力が小さくなるため、曲げモーメントは減少傾向となると考えられ、これら 2 つの効果が重ね合わさった結果として、Figure 4.18 のような傾向となったものと考えられる。

4.1.7 結論

車両と歩行者の横方向からの衝突において、脛骨に生じるミーゼス応力の最大値と最も関連のある評価指標は、脛骨断面の曲げモーメントであることがわかった。FlexPLI では、脛骨骨折指標と ACL 損傷指標について、EEVC legform に対し人体との相関が顕著に向上していることがわかった。脚部インパクトの脛骨骨折指標の違いや骨の剛性の違いは、入力荷重レベルの変化に対する傷害値の傾向には影響しないが、入力位置が変化した場合には、加速度と曲げモーメントの変化の傾向は顕著に異なり、骨の剛性が高いと傷害値の変化率が増加することがわかった。また、入力荷重が底付き等により急激に変化する場合には、骨の剛性が高いと傷害値変化が顕著に大きくなることがわかった。

4.2 傷害確率関数の開発

従来の EEVC legform に代わり、脚部インパクトとして FlexPLI を採用した、新しい歩行者保護基準の導入の正当性を確認するには、両インパクトに対して設定された傷害基準値により得られる歩行者保護効果を、定量的に比較する必要がある。しかし、EEVC legform と FlexPLI では、とくに脛骨骨折に対する評価指標が物理的に異なるため、単純に傷害値同士の比較をおこなうことができない。したがって、保護効果の比較は、両インパクトに対する傷害基準値を、傷害確率関数によって傷害確率に置き換え、傷害確率の比較をおこなう必要がある。そのためには、FlexPLI に対する傷害確率関数が必要である。また、FlexPLI を採用した新しい歩行者保護基準を導入する際には、新基準導入の社会的正当性として、その基準を満足するために必要な費用 (研究開発費、部品製造費用など) と、基準導入による歩行者の傷害軽減に伴う社会的費用の低下分とを比較する、いわゆる費用対効果分析を実施し、効果が費用を上回っていることを示す必要が

ある。その際、新基準導入による効果を試算するには、新基準導入による傷害発生確率の低下分を求める必要があり、そのためにも傷害確率関数が必要となる。

そこで本研究では、献体実験から得られた人体特性データに基づき、下腿部骨折および膝関節靭帯損傷に対する傷害確率関数を導出した。また、前節で実施した人体および FlexPLI の FE モデルを用いた相関解析結果を用いて、導出した人体に対する傷害確率関数を FlexPLI 傷害値に対する傷害確率関数に変換した。そして、EEVC legform と FlexPLI とで物理的に異なる傷害評価指標を用いている脛骨骨折について、EEVC legform の加速度指標に対する傷害確率関数を作成することで、両者に対する傷害基準に対応する傷害確率を比較し、FlexPLI に対する傷害基準値の妥当性を検証した。本節の構成を Figure 4.19 に示す。

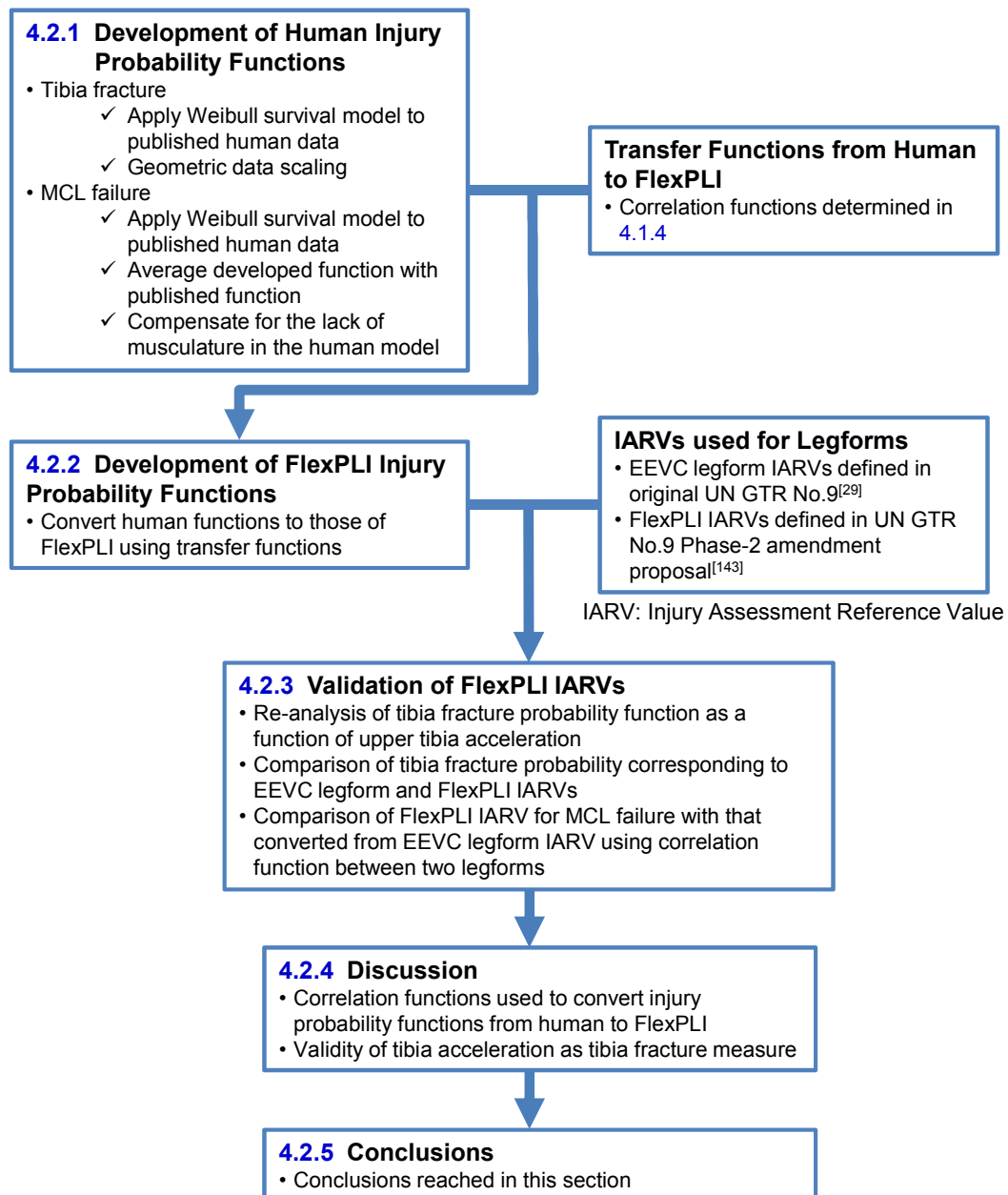


Figure 4.19 Structure of Section 4.2

4.2.1 人体に対する傷害確率関数の導出

人体に対する傷害確率関数を導出するには、献体実験データが必要である。しかし、膝関節十字靭帯(ACL, PCL)については、献体実験データがほとんどないのが実情である。そこで、FlexPLIの傷害評価指標のうち、献体実験データがある程度得られる、脛骨骨折とMCL損傷に対する傷害確率関数を導出することとした。

(1) 脛骨骨折

歩行者事故では、歩行者の横断中に、車両が歩行者の横方向から衝突する機会が多いため、衝突時に最初に車体と接触する側の脚部は、主として人体の横方向内向き（Lateral-Medial direction : L-M 方向）に入力を受ける。そこで、脛骨曲げモーメントに対する傷害確率関数の元データとして、Kerrigan ら^[123]に提示されている L-M 方向の下腿中央部動的 3 点曲げ実験結果を用いることとした。Kerrigan ら^[123]は、実施した実験結果に、Nyquist ら^[145]および Kerrigan らが過去におこなった実験結果^{[40][41]}を加え、傷害確率関数を導出している。

Nyquist ら^[145]および Kerrigan ら^[123]に提示されている、実験に用いた献体情報と骨折時の頸骨曲げモーメントを整理したものを Table 4.5 に示す。献体下腿部の寸法として、Nyquist ら^[145]は足裏から脛骨プラトーまでの距離 (Tibia Height) を、Kerrigan ら^[123]は脛骨長さ (Tibia Length) を計測しており、Kerrigan ら^[123]は、それぞれの標準長さとして 460.7 mm, 378.7 mm を用いて、骨折時の曲げモーメントを幾何学的にスケールリングしている。一方、FlexPLI は、TRL Legform とほぼ同一の寸法を有しており、TRL Legform の寸法は、米国ミシガン大学交通研究所 (University of Michigan Transportation Research Institute : UMTRI) の立位姿勢の平均成人男性体型データ^[146]をもとに定められている^{[21][147]}。そこで本研究では、FlexPLI の寸法と整合性のあるデータスケールリングをおこなうため、UMTRI データから得られた Tibia Height 483 mm, Tibia Length 402 mm を標準長さとし、下腿部曲げモーメントの幾何学的スケールリングを次式によりおこなった。

$$M_{\text{scaled}} = \lambda L^3 M = \left(\frac{L_{\text{ref}}}{L} \right)^3 M \quad (4.1)$$

ここで、 M : 計測された曲げモーメント、 M_{scaled} : スケールリング後の曲げモーメント、 λ_L : 長さスケールファクタ、 L : 計測寸法 (Tibia Height / Tibia Length)、 L_{ref} : 標準長さである。この幾何学的スケールリングでは、献体の密度やヤング率の違いは考慮していないため、得られる傷害確率関数から求められる傷害発生確率は、FlexPLI が再現している体格と同一体格のさまざまな歩行者に対する傷害発生確率の平均値であると解釈される。Table 4.6 に幾何学的スケールリング後の骨折時曲げモーメントの一覧を示す。

Table 4.5 Leg fracture moment data from literature

Test No.	Data Source	Age	Gender	Stature (mm)	Weight (kg)	Anatomical Measurement		Fracture Moment (Nm)
						Type	(mm)	
N-126	A	58	M	1740	73	TH	480	224
N-129	A	57	M	1780	99	TH	500	349
N-147	A	57	M	1780	84	TH	405	431
N-127	A	56	M	1760	79	TH	465	237
N-124	A	64	M	1770	82	TH	490	287
N-118	A	54	M	1820	68	TH	520	395
N-132	A	57	M	1870	45	TH	445	264
N-148	A	57	F	1630	75	TH	420	254
N-152	A	51	F	1630	68	TH	430	274
K(a)-134L	B	44	M	1702	73	TL	420	416
K(b)-D1	C	54	M	1905	88	TL	445	463
K(b)-D2	C	54	M	1905	88	TL	450	485
K(b)-D3	C	68	M	1651	51	TL	385	290
K(b)-D4	C	68	M	1651	51	TL	385	309
K(b)-D5	C	65	F	1727	60	TL	378	416
K(b)-D6	C	75	M	1778	65	TL	395	306
9.1	D	66	M	1829	79.8	TL	397	277
9.2	D	69	M	1702	81.6	TL	418	433
9.3	D	62	M	1829	60.8	TL	416	259
9.4	D	54	M	1880	117.9	TL	479	482

Data Source

A: Nyquist et al., 1985 [145]

B: Kerrigan et al., 2003(a) [40]

C: Kerrigan et al., 2003(b) [41]

D: Kerrigan et al., 2004 [123]

Table 4.6 Geometrically-scaled leg fracture moment

Test No.	Standard Length (mm)	λ_L	Scsaled Moment (Nm)	Test No.	Standard Length (mm)	λ_L	Scsaled Moment (Nm)
N-126	483	1.006	228.2	K(b)-D1	402	0.9034	341.3
N-129	483	0.966	314.6	K(b)-D2	402	0.8933	345.8
N-147	483	1.193	731.1	K(b)-D3	402	1.0442	330.1
N-127	483	1.039	265.6	K(b)-D4	402	1.0442	351.8
N-124	483	0.986	274.9	K(b)-D5	402	1.0635	500.4
N-118	483	0.929	316.5	K(b)-D6	402	1.0177	322.6
N-132	483	1.085	337.6	9.1	402	1.0126	287.6
N-148	483	1.150	386.3	9.2	402	0.9617	385.2
N-152	483	1.123	388.3	9.3	402	0.9663	233.7
K(a)-134L	402	0.9571	364.8	9.4	402	0.8392	284.9

Table 4.5 からわかるように、全 20 データのうち 3 データは女性献体下腿部のデータとなっている。下腿部の形状の差異については幾何学的スケーリングにより補正されるため、性別により骨の特性値に有意差があるか検討した。Lindhahl ら^[67]は、さまざまな年齢および性別の献体の、大腿骨および上腕骨から得られた試験片を用いて、準静的引張実験をおこない、破断強度、破断変位および弾性率に有意な男女差がないことを示した。また、2.1 節で開発した脚部モデルでは、骨モデルに与える材料特性について、文献調査で得られた大腿骨皮質の弾性率および破断応力と年齢の関係を男女別に調べた。このデータに対し F-検定をおこなったところ、弾性率、破断応力ともに、5%有意水準で分散に有意差は認められず（弾性率： $p=0.167$ ，破断応力： $p=0.309$ ，両側検定），t-検定において 5%有意水準で平均値に有意差が認められなかった（弾性率： $p=0.681$ ，破断応力： $p=0.753$ ，両側検定）。これらの結果から、傷害確率関数の導出には、男女両データを用いることとした。

幾何学的スケーリング適用後の曲げモーメントに対し、外れ値検定としてスミルノフ・グラブス検定（Smirnov-Grubbs test）を両側検定にておこなった結果、Table 4.6 の N-147 のデータが 5%有意水準で有意であった。また、データ数が少ないことを考慮し、IQR (InterQuartile Range) の 1.5 倍を用いた判定をおこなっても同様の結果が得られたため、同データを外れ値として除外した。なお、Table 4.5 に示すスケーリング前の曲げモーメントでは、N-147 のデータの平均値との差が顕著でないことから、スケーリングに用いた N-147 の Tibia Height 405 mm (Nyquist ら^[45]に記載) の妥当性が疑問視される。

Table 4.5 のデータのうち、実験番号が N で始まるものは Nyquist ら^[45]が実施した実験結果であるが、論文中に、「曲げモーメントはフィルタ後のデータのため、ピーク値が約 10%低下している」との記載がある。しかしながら、10%の妥当性について確認できる記載内容が見当たらないため、この記載内容から、実際の骨折時曲げモーメントは Nyquist ら^[45]のデータよりも大きいものと解釈した。一方、Table 4.5 に記載の他のデータは、Kerrigan ら^[123]の実験結果であり、フィルタ処理をおこなわずに曲げモーメントのピーク値を抽出している。そこで本研究では、生存分析 (Survival Analysis) 手法を用いて傷害確率関数を算出することとした。本手法では、Nyquist ら^[45]のデータのように、骨折が発生しない段階での曲げモーメントのみがわかっている場合は、右側打ち切り (Right Censored) データとして、Kerrigan ら^[123]のデータのように、骨折時の曲げモーメントが正確にわかっている場合は、非打ち切り (Uncensored) データとして取り扱うことが可能である。また、データの分布形としては、非対称分布を取り扱うことができるため、入力ゼロの場合の傷害確率がゼロになることが保証される Weibull 分布を用いた。なお、傷害確

率関数の導出には、これまでロジスティック回帰分析がよく用いられてきたが、この手法では理論上、傷害の発生していないデータは右側打ちデータとして、傷害の発生したデータは左側打ち（Left Censored）として取り扱われるため（Doubly Censored）、傷害発生時点での正確なデータ（Uncensored Data）を含むデータにロジスティック回帰分析を適用すると、非現実的な傷害確率関数が得られることが、Kent ら^[148]の研究で示されている。

Table 4.6 に示す幾何学的スケールリングを適用した下腿部曲げモーメントのデータから、実験番号 N-147 のデータを外れ値として除外し、Weibull 分布を仮定した生存分析手法を用いて傷害確率関数を作成した。得られた下腿部曲げモーメントと傷害発生確率の関係を次式に示す。

$$P = 1 - \exp[-\exp\{5.775 \cdot \ln(M) - 34.51\}] \quad (4.2)$$

ここで、 P ：下腿部骨折発生確率、 M ：下腿部曲げモーメント (Nm)である。Weibull 分布の形状パラメータは 5.77 である。下腿部骨折に対する傷害確率関数のグラフを Figure 4.20 に示す。横軸は下腿部曲げモーメント、縦軸は骨折発生確率である。骨折発生確率 50%に対応する下腿部曲げモーメントは約 370 Nm となった。

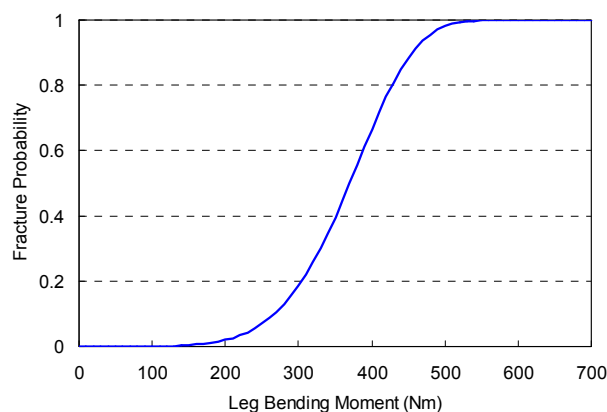


Figure 4.20 Human injury probability function for leg fracture

(2) MCL 損傷

歩行者衝突時に最初に車体と接触する側の膝関節は、一般に外反方向の曲げ (Valgus Bending) を受ける。そこで、献体からの膝関節を用いた外反方向の動的曲げ実験結果を文献より抽出し、MCL 損傷に対する傷害確率関数を算出することとした。

Ivarsson ら^[124]は、Bose ら^[127]が実施した、献体膝関節の外反方向動的 4 点曲げ実験結果を用い、膝関節の外反方向曲げ角度と MCL 損傷確率の関係を求めた。傷害確率関数の導出には、本研究で下腿部骨折に対して用いた手法と同様に、Weibull 分布を仮定した生存分析手法が用いら

れている。また、MCL 損傷発生時点について 2 種類の定義を用い、それぞれに対して傷害確率関数を導出している。定義 A では曲げモーメントの最初のピーク時点を傷害発生時点とし、定義 B では最大曲げモーメント発生時点を傷害発生時点としている。Bose ら^[127]は 8 ケースの動的 4 点曲げ実験をおこなっているが、実験後の解剖所見では、1 ケースで靭帯損傷が発生せず、1 ケースで MCL の完全断裂、6 ケースで MCL の部分断裂がそれぞれ発生し、MCL 以外の靭帯損傷は発生していない。大部分のケースにおいて MCL が部分的にしか断裂していないことから、仮に定義 A を採用した場合は、傷害発生確率を過大評価する可能性が高いと判断し、本研究では Ivarsson ら^[124]の傷害確率関数のうち、定義 B にもとづいたものを採用した。膝関節曲げ角度と MCL 損傷確率の関係を次式に示す。

$$P = 1 - \exp[-\exp\{7.43354 \cdot \ln(\beta) - 21.937127\}] \quad (4.3)$$

ここで、 P : MCL 損傷発生確率、 β : 膝外反方向曲げ角度 (°)である。なお、Ivarsson ら^[124]の論文には、傷害確率関数導出に用いた元データは提示されていない。また、膝関節曲げ角度は無次元量のため、幾何学的データスケリングは不要である。

一方 Konosu ら^[149]は、Kajzer ら^[34]がおこなった、献体全身を用いた膝関節の動的外反曲げ実験結果を用いて、同様に膝関節曲げ角度と MCL 損傷確率の関係を導いた。本研究では、データの信頼性向上のため、Ivarsson ら^[124]および Konosu ら^[149]の傷害確率関数の双方を加味した傷害確率関数の策定を試みることにした。Konosu ら^[149]は、Nakahira らが開発した手法 (Modified Maximum Likelihood Method) を用いて傷害確率関数を導出しているため、Konosu ら^[149]が用いた元データに立ち返り、あらためて、Ivarsson ら^[124]と同様に、Weibull 分布を仮定した生存分析手法を用いた傷害確率関数を導出し、Ivarsson ら^[124]の関数との平均化をおこなうことにした。Konosu ら^[149]が用いた動的実験結果を Table 4.7 に示す。生存分析を用いた傷害確率関数の導出にあたっては、傷害が発生したケースのデータは靭帯損傷発生時点の角度とみなし、非打ち切りデータとして取り扱った。また、傷害が発生しなかったケースについては、右側打ち切りデータとして取り扱った。得られた傷害確率関数を次式に示す。

$$P = 1 - \exp[-\exp\{3.493 \cdot \ln(\beta) - 10.81\}] \quad (4.4)$$

Weibull 分布の形状パラメータは 3.49 である。傷害確率 50%に対応する膝関節曲げ角度は 19.9°となり、Konosu ら^[149]の結果 (19.8°) と近似した結果が得られた。

Table 4.7 Knee valgus bending angle from Konosu et al.^[149]

Test No.	Bending Angle (deg)		Data Censoring
	No Injury	Injury	
2B	19.5		Right Censored
3B		14.4	Uncensored
6B		14.7	Uncensored
7B	21.9		Right Censored
10B	15.5		Right Censored
11B	14.8		Right Censored
14B	10.0		Right Censored
15B	12.6		Right Censored
18B	20.4		Right Censored
22B	12.3		Right Censored
27B		10.2	Uncensored
30B		14.3	Uncensored

式 (4.3) と式 (4.4) を平均化する方法として、傷害確率を平均化する方法と、曲げ角度を平均化する方法が考えられるが、ここでは、統計学的推定値である傷害確率よりも、物理計測値である曲げ角度を平均化の方が適切と考えた。曲げ角度を平均化するため、式 (4.3) および式 (4.4) を逆関数化して平均値をとった。曲げ角度の平均化により得られた傷害確率関数を次式に示す。

$$\beta = \frac{\exp\left(\frac{B_1}{A_1}\right)\{-\ln(1-P)\}^{\frac{1}{A_1}} + \exp\left(\frac{B_2}{A_2}\right)\{-\ln(1-P)\}^{\frac{1}{A_2}}}{2} \quad (4.5)$$

ここで、 A_1 、 B_1 、 A_2 、 B_2 は式 (4.3) および式 (4.4) で用いた定数係数で

$$A_1 = 7.434, \quad A_2 = 3.493, \quad B_1 = 21.94, \quad B_2 = 10.81$$

である。式 (4.5) で得られた傷害確率関数のグラフを、式 (4.3) および式 (4.4) の結果とともに Figure 4.21 に示す。

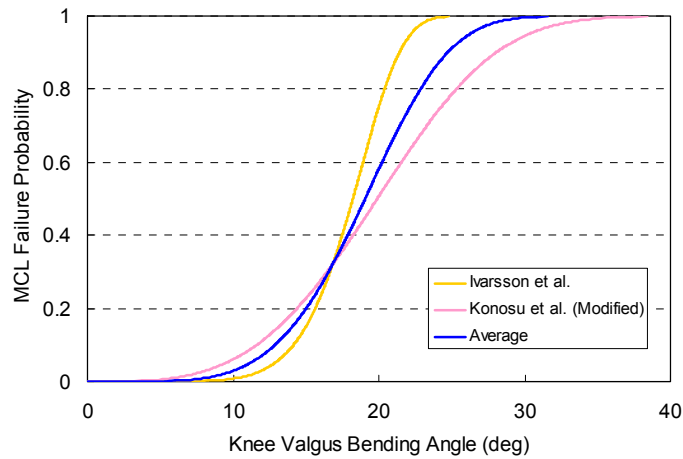


Figure 4.21 Injury probability function for MCL failure

4.2.2 FlexPLI に対する傷害確率関数の導出

FlexPLI モデルと人体モデルとの相関関係を用いて、前項の下腿部曲げモーメントおよびMCL 伸び量に対する人体での傷害確率関数を、Flex-GTR 傷害値に対する傷害確率関数に変換した。

(1) 脛骨骨折

前節で実施した相関解析では、Flex-GTR モデルおよび人体モデルの下腿部 4 箇所曲げモーメントの最大値を、18 種類の簡易車両モデルとの衝突シミュレーションから求め、その相関関係を調べた (Figure 4.10)。この結果から、人体モデルおよび Flex-GTR モデルの下腿部曲げモーメントの関係として次式が得られた。

$$M_{\text{Flex-GTR}} = 1.259 \cdot M_{\text{Human}} - 72.80 \quad (4.6)$$

ここで、 M_{Human} : 人体モデルでの下腿部最大曲げモーメント(Nm), $M_{\text{Flex-GTR}}$: Flex-GTR モデルでの下腿部最大曲げモーメント(Nm)である。Flex-GTR での下腿部最大曲げモーメントと下腿部骨折発生確率との関係は、式 (4.6) を式 (4.2) に代入することにより得られる。こうして得られた Flex-GTR 下腿部最大曲げモーメントに対する傷害確率関数を Figure 4.22 に示す。

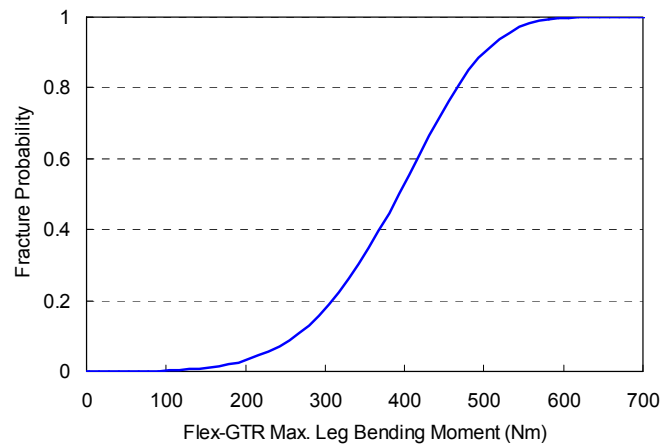


Figure 4.22 Leg fracture probability function for Flex-GTR maximum leg bending moment

(2) MCL 損傷

前節で実施した相関解析では，下腿部と同様に，人体モデルの膝関節曲げ角度と Flex-GTR モデルの MCL 伸び量の相関関係を調べている (Figure 4.10)．一方，Lloyd ら^[150]は，被験者実験の結果から，膝関節の外反方向のモーメントが，筋-脂肪複合体の影響により $10 \pm 6.3\%$ 増加するとしている．そこで本研究では，膝関節曲げ角度とモーメントの間に直線関係を仮定し，人体の膝関節曲げ角度を上記相関関係で Flex-GTR の MCL 伸び量に置き換える際に，筋力の影響を加味するための係数 1.1 を導入した．その結果，人体モデルの膝関節曲げ角度と Flex-GTR モデルの MCL 伸び量の関係として次式が得られた．

$$\delta_{\text{Flex-GTR}} = 1.1 \cdot (0.5338 \cdot \beta_{\text{Human}} + 8.972) \quad (4.7)$$

ここで， β_{Human} : 人体モデルでの膝外反方向曲げ角度 ($^{\circ}$)， $\delta_{\text{Flex-GTR}}$: Flex-GTR モデルでの MCL 伸び量 (mm)である．Flex-GTR での MCL 伸び量と，MCL 損傷発生確率との関係は，式 (4.7) を式 (4.5) に代入することにより得られる．こうして得られた Flex-GTR の MCL 伸び量の最大値に対する傷害確率関数を Figure 4.23 に示す．

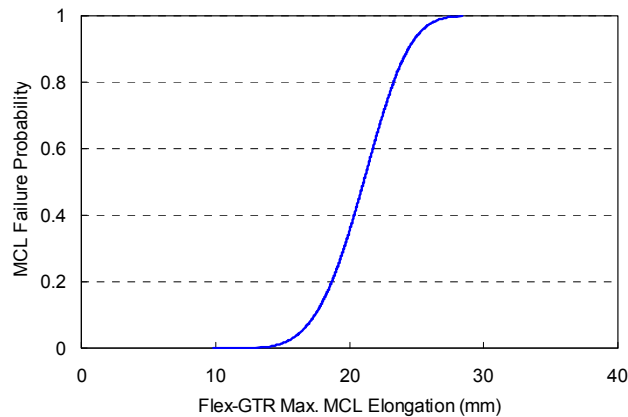


Figure 4.23 MCL failure probability function for Flex-GTR maximum MCL elongation

4.2.3 FlexPLI に対する傷害基準値の妥当性検証

本研究では、歩行者衝突事故における傷害の重要度と、定量的検討の可能性の両面から、FlexPLI の傷害基準値の妥当性検証を、脛骨骨折と MCL 損傷についておこなった。MCL 損傷については、EEVC legform の傷害指標である膝関節曲げ角度、FlexPLI の傷害指標である MCL 伸び量ともに、人体の MCL 伸び量と相関性があることが、前節の検討で明らかになっている (Figure 4.10)。そこで、MCL 損傷指標については、両インパクトの指標間の直接の相関関係から、傷害基準値の妥当性を評価した。一方、脛骨骨折の傷害指標については、EEVC legform では脛骨上端加速度、FlexPLI では下腿部全域にわたる 4 箇所での曲げモーメントの最大値が用いられており、Figure 4.10 からわかるように、人体の脛骨曲げモーメントとの相関性が大きく異なるうえ、物理的に異質な指標であるため、傷害基準値同士の相関関係から妥当性を検証することができない。そこで、傷害基準値に対応する傷害確率を用いて、保護効果の比較検証をおこなった。

(1) 加速度を用いた脛骨骨折確率関数の再解析

EEVC WG17 のレポート^[22]では、脛骨加速度に対する脛骨骨折確率関数が示されている。これを用いて、UN GTR No. 9^[29]に規定されている、EEVC legform に対する傷害基準値 (脛骨上端加速度 170 G 以下) に対応する、脛骨骨折確率を算出することは可能である。しかし、このレポートに掲載されている 2 つの確率関数は、ロジスティック回帰によるものと、正規分布確率密度関数によるものであり、いずれも、本研究で FlexPLI に対する傷害確率関数を作成する際に用いた、Weibull 分布を用いた生存分析手法とは異なる手法で作成されている。そこで、EEVC WG17 のレポート^[22]で脛骨骨折確率関数の作成に用いられた元データを再分析し、Weibull 分布を用い

た生存分析手法により、脛骨加速度に対する脛骨骨折確率関数を新たに作成することで、両インパクトの傷害基準値に対応する傷害確率を比較する際に、一貫性のある比較ができるようにした。

EEVC WG17 が作成した脛骨骨折確率関数は、Bunketorp ら^[151]がおこなった、脚部衝撃献体実験の結果に基づいている。この実験では、上半身の慣性の影響を再現するために、付加質量を骨盤に固定した、献体脚部単体が用いられている。この献体脚部に、バンパおよびフッド先端を模擬した、単純化した車両前部モデルを、横方向から衝突させている。バンパ高さは、地上高 45 cm (High) と 32.5 cm (Low) の 2 種類としている。また、バンパ剛性も 2 種類 (Rigid および Compliant) とし、これらの組合せから、4 種類の条件で実験をおこなっている。各実験条件に対して 5 回、合計 20 回の実験がおこなわれ、脛骨加速度の最大値と、膝関節、下腿部、足関節への傷害発生状況が記録されている。脛骨長さを含む献体情報、脛骨最大加速度、脛骨および腓骨骨折の発生状況を、Table 4.8 にまとめて示す。下腿部の骨折は、20 ケース中 9 ケースで発生している (実験番号 1, 3, 6, 11-15, 18)。表中の傷害発生状況については、0 は傷害なし、1 は傷害ありを表す。

Table 4.8 Summary of isolated leg impact tests performed by Bunketorp et al.^[151]

Test Configuration	Test No.	Age	Gender	Tibia Length (mm)	Peak Accel. (G)	Tibia Condyle Fracture	Tibia Fracture	Fibula Fracture
High/Rigid	1	61	M	400	230	1	0	0
	2	80	M	350	260	0	0	0
	3	77	M	350	285	1	0	1
	4	81	F	360	295	0	0	0
	5	77	M	380	245	0	0	0
High/Compliant	6	71	M	390	95	1	1	1
	7	76	F	350	85	0	0	0
	8	65	M	370	70	0	0	0
	9	72	M	380	85	0	0	0
	10	54	M	420	100	0	0	0
Low/Rigid	11	73	F	380	225	1	0	1
	12	73	F	370	275	0	1	1
	13	75	M	350	200	1	0	1
	14	86	M	390	270	0	1	1
	15	-	-	370	280	0	0	1
Low/Compliant	16	74	F	350	70	0	0	0
	17	75	F	340	80	0	0	0
	18	83	F	350	115	0	0	1
	19	76	M	380	120	0	0	0
	20	69	M	400	80	0	0	0

EEVC legform では、脛骨上端加速度を用いて脛骨骨折の可能性を評価するため、骨折が発生したデータとしては、直衝撃により骨折が発生したケースのみを用いる必要がある。また、FlexPLI の脛骨曲げモーメントに対する基準値は、脛骨骨折発生時点のデータに基づいており、腓骨単独骨折は脛骨骨折に比べて重傷度が顕著に低いため、腓骨単独骨折が発生したケースは傷害なしとして取り扱う必要がある。このような観点から、Table 4.8 にまとめた実験結果を精査した。実験番号 11 および 13 については、バンパ高さは Low であるが、脛骨プラトーと腓骨が骨折している。バンパの脚部に対する衝突位置は、脛骨骨折位置（膝関節近傍）よりも顕著に低い位置であったと推定されるため、脛骨プラトー骨折は直達力ではなく介達力によって発生したものと考えられる。しかしながら、主要な荷重伝達経路である脛骨の骨折が、脛骨の最大加速度に影響した可能性がある。このため、これらのケースについては、傷害なしとして取り扱うのではなく、解析から除外することとした。実験番号 15 および 18 では、腓骨のみが骨折したため、これらのケースは傷害なしとして取り扱った。

脛骨最大加速度データには、Table 4.8 に示す脛骨長さを用いて幾何学的スケーリングを適用した。脛骨の標準長さとしては、FlexPLI の傷害確率関数導出の際に用いた 402 mm を用いることで、分析に一貫性を持たせた。質量密度と弾性率が同一と仮定した幾何学的スケーリングでは、長さのスケールファクタを λ_L とすると、加速度のスケールファクタは $1/\lambda_L$ である。Bunketorp ら^[51]がおこなった 20 回の実験に対し、長さのスケールファクタ、スケーリングした脛骨最大加速度、および、傷害の有無を、Table 4.9 にまとめて示す。このデータセットに対し、FlexPLI の傷害確率関数導出に用いた、Weibull 分布を用いた生存分析手法を適用し、次式で表される、脛骨加速度に対する脛骨骨折確率関数が得られた。確率関数のグラフを Figure 4.24 に示す。

$$P = 1 - \exp[-\exp\{1.831 \cdot \ln(G) - 10.43\}] \quad (4.8)$$

ここで、 P : 脛骨骨折発生確率、 G : 脛骨加速度 (G)である。Weibull 分布の形状パラメータは 1.83 である。

Table 4.9 Length scale factor, scaled peak leg acceleration, and injury classification for twenty tests by Bunketorp et al.^[151]

Test Configuration	Test No.	Length Scale Factor	Scaled Accel. (G)	Injury Classification	Test Configuration	Test No.	Length Scale Factor	Scaled Accel. (G)	Injury Classification
High/Rigid	1	1.0050	228.9	Injury	Low/Rigid	11	1.0579	212.7	Not Used
	2	1.1486	226.4	No Injury		12	1.0865	253.1	Injury
	3	1.1486	248.1	Injury		13	1.1486	174.1	Not Used
	4	1.1167	264.2	No Injury		14	1.0308	261.9	Injury
	5	1.0579	231.6	No Injury		15	1.0865	257.7	No Injury
High/Compliant	6	1.0308	92.2	Injury	Low/Compliant	16	1.1486	60.9	No Injury
	7	1.1486	74.0	No Injury		17	1.1824	67.7	No Injury
	8	1.0865	64.4	No Injury		18	1.1486	100.1	No Injury
	9	1.0579	80.3	No Injury		19	1.0579	113.4	No Injury
	10	0.9571	104.5	No Injury		20	1.0050	79.6	No Injury

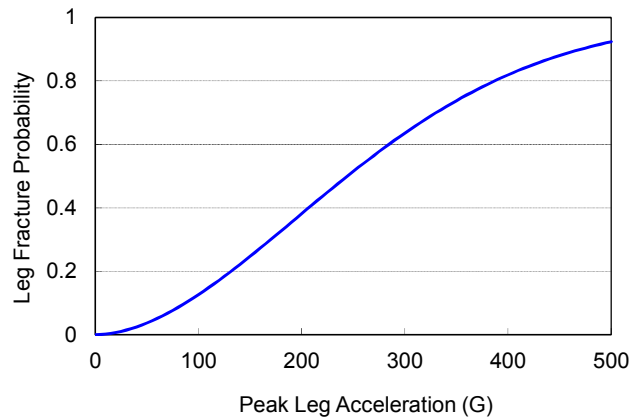


Figure 4.24 Leg fracture probability function as a function of peak leg acceleration

(2) 傷害基準値の妥当性検証

本研究で作成した、EEVC legform および FlexPLI に対する脛骨骨折確率関数を用いて、両インパクトに対する脛骨骨折の傷害基準値に対応する脛骨骨折確率を比較した。UN GTR No. 9^[29]に規定されている EEVC legform の脛骨上端加速度の基準値は 170 G であり、UN GTR No. 9 の Phase-2 改正案^[143]に規定されている、FlexPLI の脛骨曲げモーメントの基準値は 340 Nm である。これまで、人体と EEVC legform の脛骨上端加速度の相関分析はおこなわれていないが、加速度への影響が最も大きいと考えられる下腿部の質量は、人体と EEVC legform で同等であることから、人体と EEVC legform の脛骨上端加速度の変換関数を用いず、EEVC legform の脛骨上端加速度の基準値を直接式 (4.8) に代入し、脛骨骨折確率を求めた。各基準値に対応する脛骨骨折確率の比較を Table 4.10 に示す。この結果から、FlexPLI に用いられている脛骨骨折の基準

値に対応する傷害確率は、EEVC legform の基準値に対応する基準値とほぼ同等であることが確認できる。

Table 4.10 Comparison of leg fracture probability between EEVC legform and FlexPLI

Legform	Injury Measure	Threshold	Injury Probability (%)
EEVC Legform	Upper Leg Acceleration	170 G	30.0
FlexPLI	Leg Bending Moment	340 Nm	29.2

MCL 損傷については、前項での両インパクトの人体との相関解析で実施した、18種類の簡易車両モデルとの衝突シミュレーションの結果から、EEVC legform の膝関節曲げ角度と、FlexPLI の MCL 伸び量との相関を分析した。結果を Figure 4.25 に示す。両指標間の相関は高く、相関係数は 0.90 である。この相関関係から得られた相関関数を用いて、UN GTR No. 9 の Phase-2 改正案^[143]に規定されている、FlexPLI の MCL 伸び量の基準値 22 mm を変換すると、対応する EEVC legform の膝関節曲げ角度は 18.1° となり、UN GTR No. 9^[29]に規定されている基準値 19° よりもやや小さい、すなわち、FlexPLI の基準値の方が、やや保護効果が大きかった。

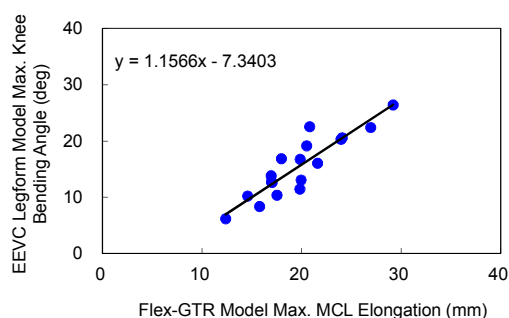


Figure 4.25 Correlation between Flex-GTR MCL elongation and EEVC legform knee bending angle

4.2.4 考察

FlexPLI では、従来の EEVC Legform に対し膝関節特性の人体忠実度を高めるため、人体の膝関節における 4 つの主要靭帯をワイヤケーブルとスプリングで再現しており、MCL 損傷の指標として MCL 伸び量が採用されている。一方、献体実験においては、動的負荷時の膝靭帯の伸び量を直接計測するのは困難であり、Bose ら^[127]、Kajzer ら^[34]が実施した膝関節の動的曲げ実験

では、MCL 損傷に対する傷害指標として外反方向の曲げ角度が用いられている。このため本研究では、人体に対する膝関節曲げ角度を用いた MCL 損傷確率関数を FlexPLI の傷害指標に対する確率関数に変換する際、人体モデルの外反方向膝曲げ角度と Flex-GTR モデルの MCL 伸び量との相関関係を用いた。この処理は、異種の傷害指標同士の相関関係に基づいて指標の変換を実施したものであり、その妥当性は、人体における膝関節曲げ角度と MCL 伸び量の相関性に依存する。前節で人体と Flex-GTR の傷害指標の相関関係を求めるために実施した、簡易車両モデルとの衝突シミュレーションでは、人体モデルの MCL 伸び量と同時に、膝関節曲げ角度も出力することが可能である。そこで、この衝突シミュレーションの結果から、人体モデルの膝関節曲げ角度と MCL 伸び量の相関関係を調べた。結果を Figure 4.26 に示す。人体モデルにおける膝関節曲げ角度と MCL 伸び量は極めて高い相関性を示すことが確認できた。また、Figure 4.27 に示す人体モデルと Flex-GTR モデルの MCL 伸び量の相関は、Figure 4.10 における人体モデルの膝関節曲げ角度と Flex-GTR モデルの MCL 伸び量の相関と類似した分布を示すことも確認できた。これらの結果から、傷害指標の人体から Flex-GTR への変換において、人体の膝関節曲げ角度と Flex-GTR の MCL 伸び量の相関関係を用いたとしても、変換精度は低下しないことがわかった。

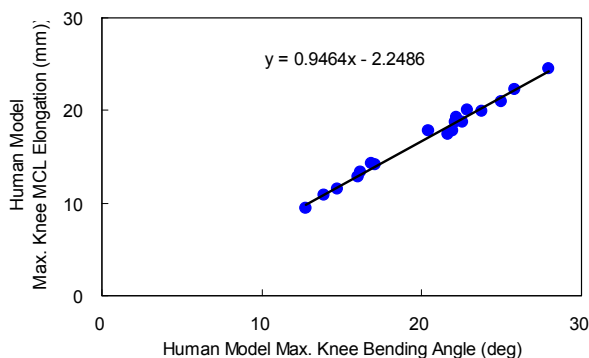


Figure 4.26 Correlation between human model maximum knee bending angle and MCL elongation

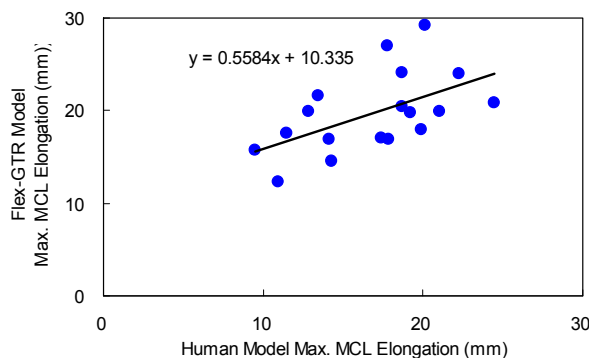


Figure 4.27 Correlation between human model and Flex-GTR model MCL elongation

本研究では、人体データから得られた傷害確率関数を FlexPLI に対する傷害確率関数に置き換える際、式 (4.6) および式 (4.7) のように、人体の傷害値と FlexPLI の傷害値の相関関係から得られる、原点を通過しない回帰直線を用いた。人体の傷害値がゼロとなる状態においては、FlexPLI の傷害値もゼロとなるため、本来は原点を通過する回帰直線を用いるべきである。しかし、本研究での傷害確率関数の開発は、国連の世界統一基準 (UN GTR, UN Regulation) において採用すべき、FlexPLI に対する傷害基準値の策定を目的のひとつとしており、既存の EEVC legform に対する現行の傷害基準値に対して、少なくとも同等の保護性能を確保することが必要であったため、傷害基準値近傍の相関関係をより正確に評価する目的で、基準値近傍のデータ群を用いて、原点を通過するという拘束条件を設けずに回帰関数を同定した。ただし、低速衝突などにおける傷害値が小さい場合の傷害発生確率が検討対象となる場合のように、より広範囲なデータを用いて分析する場合においては、原点を通過する回帰関数を用いて傷害確率関数の変換をおこなう必要がある。

EEVC legform と FlexPLI の各傷害基準値に対応する脛骨骨折確率の比較は、脛骨曲げモーメントおよび脛骨加速度に対する脛骨骨折確率関数に基づいている。脛骨曲げモーメントに対する傷害確率関数は、全パラメータに対して統計的に有意 ($p < 0.01$) であったが、脛骨加速度に対する傷害確率関数では、パラメータの 1 つ (スケール値) の統計的有意性が確認できなかった ($p = 0.304$)。これは、脛骨加速度と脛骨骨折の相関が低いことを表していると考えられるが、本研究で推定した、EEVC legform の傷害基準値に対応する脛骨骨折確率は、統計的に有意な数値とはいえないことは注意が必要である。また、前節の相関解析においても、脛骨加速度とミーゼス応力との相関が低いことが明らかとなっていることも踏まえると、脛骨加速度を脛骨骨折指標として用いるのは適切でないと考えられる。

4.2.5 結論

FlexPLI の最終仕様 Flex-GTR に対する傷害確率関数を導出するため、文献からの人体特性データに基づき、人体に対する傷害確率関数を導出した。傷害指標として、Flex-TEG により提案されている下腿部曲げモーメントと MCL 伸び量について検討した。下腿部曲げモーメントについては、データの幾何学的スケーリングをおこなえば、性差を考慮する必要はないことを確認し、外れ値を除外したうえで、Weibull 分布を用いた生存分析手法により下腿部骨折に対する傷害確率関数を作成した。MCL 伸び量については、2 つの異なるデータソースから Weibull 分布を用いた生存分析手法により導出された傷害確率関数を平均化することにより作成した。前節で実施し

た、人体モデルおよび Flex-GTR モデルと簡易車両モデルとの衝突シミュレーションから得られた傷害指標の相関関係を用いて、人体に対する傷害確率関数を Flex-GTR に対する傷害確率関数に変換した。その際、MCL 伸び量については、実際の歩行者における筋-脂肪複合体が膝関節の力学特性に及ぼす影響を考慮した。本研究で開発した Flex-GTR に対する傷害確率関数を用いることで、Flex-GTR を用いた歩行者脚部保護性能試験の結果から、下腿部骨折および MCL 損傷が発生する確率を定量的に求めることが可能となった。

FlexPLI に対する傷害基準値の妥当性を検証するため、EEVC レポートからの脛骨加速度に対する脛骨骨折確率関数を再検討し、両インパクトの傷害基準値を比較検討した。その結果、FlexPLI の曲げモーメントの基準値に対応する傷害確率は、EEVC legform の脛骨上端加速度の基準値に対応する傷害確率とほぼ等価であり、FlexPLI の MCL 伸び量の基準値は、EEVC legform の膝関節曲げ角度の基準値よりもやや保護効果が大きいことがわかった。

4.3 新脚部インパクトの課題と対応手法

FlexPLI の人体忠実度については、4.1 節において、すべての傷害評価指標について、人体モデルとの相関解析による検証をおこなった。その結果、EEVC legform に対し FlexPLI では、脛骨骨折指標および ACL 損傷指標について、人体との相関性が大幅に向上していることがわかった。この検証結果は、傷害評価指標の最大値についての人体との相関性の評価であるため、同様に傷害評価指標の最大値で性能評価をおこなう、車両の歩行者保護性能試験での FlexPLI の使用の妥当性を裏付ける根拠となる。傷害評価指標の最大値の人体との相関性が、従来の EEVC legform に対して大きく向上した、FlexPLI を歩行者脚部保護性能評価試験に用いることで、車両の脚部保護性能がさらに向上することが期待される。

一方、1.1.4 項で述べたように、FlexPLI の課題のひとつとして、衝突時の骨の振動や、上半身の欠如による大腿部の振込みに起因し、脛骨曲げモーメントが、車両との接触を失った後のリバウンドの段階で全体の最大値をとる場合がある点がある。このような場合は、車両の脚部保護性能が適切に評価できないことになるため、リバウンド段階での脛骨曲げモーメントの増幅を起こさないような改良について検討する必要がある。

また、FlexPLI では、脚部保護性能試験における衝突高さとして、インパクト下端の地上高が 75 mm と定められている^[143]。これは、FE モデルを用いた人体との相関解析において、最も良好な相関が得られるように最適化した結果であるが、実際の歩行者の靴底の高さを 25 mm とす

ると、実際の歩行者の脚部よりも 50 mm 上方で車両と衝突させていることになる。前述のように、FlexPLI は脚部のみを模擬しており、大腿骨上端に上半身からの慣性力が作用しないため、とくに車高が低い車両との衝突では、大腿骨上端が実際の歩行者よりも車両側に大きく倒れこむ結果、車両前面の表面上を人体脚部が滑りあがるような挙動が生じにくい。人体との相関を最適化した衝突高さでは、実際の歩行者よりも 50 mm 程度高い位置に衝突させることによって、この挙動の差異を補正する効果があるものと考えられる。しかし、この衝突高さの差は、歩行者の脚部と車両の前面構造との接触位置の関係を変化させるため、人体との衝突時の脚部の挙動や内力状態をより正確に再現するには、実際の歩行者と同一の衝突高さで、良好な傷害指標の相関性を確保する必要がある。

本研究では、衝突高さを調整することなく、FlexPLI の脛骨曲げモーメントの時刻歴の人体忠実度を高めるための、インパクトの改良の方向性を明確化することを試みた。第 2 章で開発した歩行者全身 FE モデルと、4.1 節で開発した FlexPLI の FE モデルを用い、4.1 節で用いた、さまざまな車両前部形状および荷重特性を再現した 18 種類の簡易車両モデルとの衝突シミュレーションをおこなって、脛骨曲げモーメントの時刻歴を比較した。次に、脛骨曲げモーメントの振動を小さくするため、FlexPLI モデルに対し、いくつかの仕様変更を反映した。そして、そのうち最も効果のあった仕様変更と、上半身の慣性力を補正するための、FlexPLI 上端に固定した追加質量とを組み合わせたモデルを作成した。このモデルを、同様に 18 車種の簡易車両モデルと衝突させるシミュレーションを、衝突高さの補正をおこなわずに実施し、反映した仕様変更の脛骨曲げモーメントの時刻歴および各傷害評価指標の最大値への影響を調べた。また、FlexPLI 下腿部の自由振動シミュレーションおよびばね質点系モデルによるシミュレーションをおこない、脛骨曲げモーメントの振動を低減するための主要因について検討した。

4.3.1 脛骨曲げモーメント時刻歴の比較

第 2 章で開発した歩行者全身 FE モデルと、4.1 節で開発した FlexPLI の FE モデルを用い、4.1 節で用いた 18 種類の簡易車両モデルとの衝突シミュレーションをおこなった。モデルのセットアップを Figure 4.28 に示す。18 種類の簡易車両モデルを、人体モデルの左横方向から速度 40 km/h で衝突させた。歩行者脚部保護性能試験では、インパクトを直立状態で車両に衝突させるため、左側脚部を直立位置とし、右側脚部を股関節まわりに 20°前方に回転させることで、FlexPLI のシミュレーション結果と同条件で比較できるようにした。歩行者の靴底の高さを考慮するため、左足の底面を地上から 25 mm の位置に設定した。FlexPLI モデルは、静止させた簡易車両モデ

ルに同じ衝突速度で衝突させた。この場合、車両質量相当の付加質量を与えた節点を空間に固定した。FlexPLI モデルの衝突時の地上高は、UN GTR No. 9 の Phase-2 改正案^[143]に従い、75 mm に設定した。4.1 節で実施した衝突シミュレーションと同様、Figure 4.6 に示すように、人体モデルにおいても、FlexPLI の 4 カ所の脛骨曲げモーメント計測位置に対応する断面に生じる曲げモーメントを出力した。人体モデル、FlexPLI モデルとも、4 箇所の出力結果のうち、脛骨曲げモーメントの最大値が最も大きくなる位置について、脛骨曲げモーメントの時刻歴を比較した。

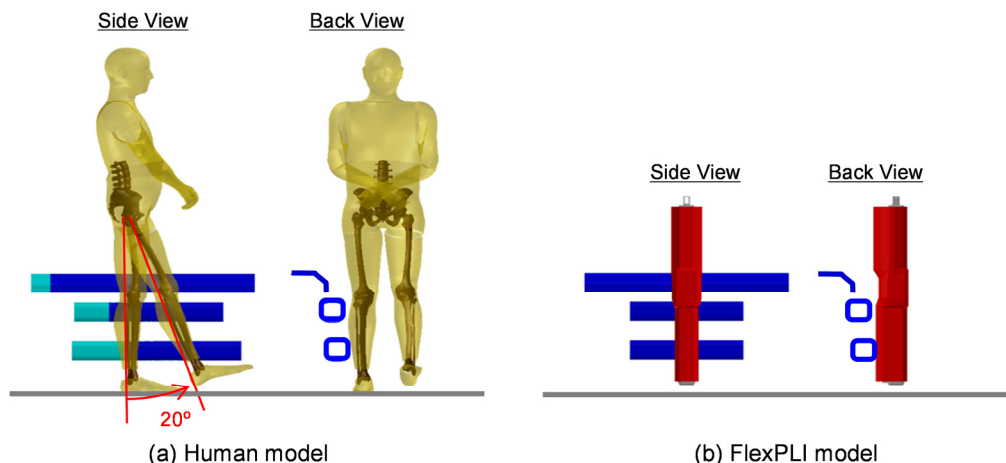


Figure 4.28 Model setup

脛骨曲げモーメント時刻歴の比較を Figure 4.29 に示す。FlexPLI モデルは一般に、人体モデルと比べて脛骨曲げモーメントの時刻歴が振動していることがわかる。簡易車両モデル 18 種類のうち、脛骨曲げモーメントの時刻歴の第 2 ピークが最大となる事例は見られなかったが、S1 と S14 については、第 1 ピークと第 2 ピークの大きさがほぼ同等であった。これに対し、S6 や S17 などでは、人体モデル、FlexPLI モデルともに、明確な第 2 ピークは見られない。

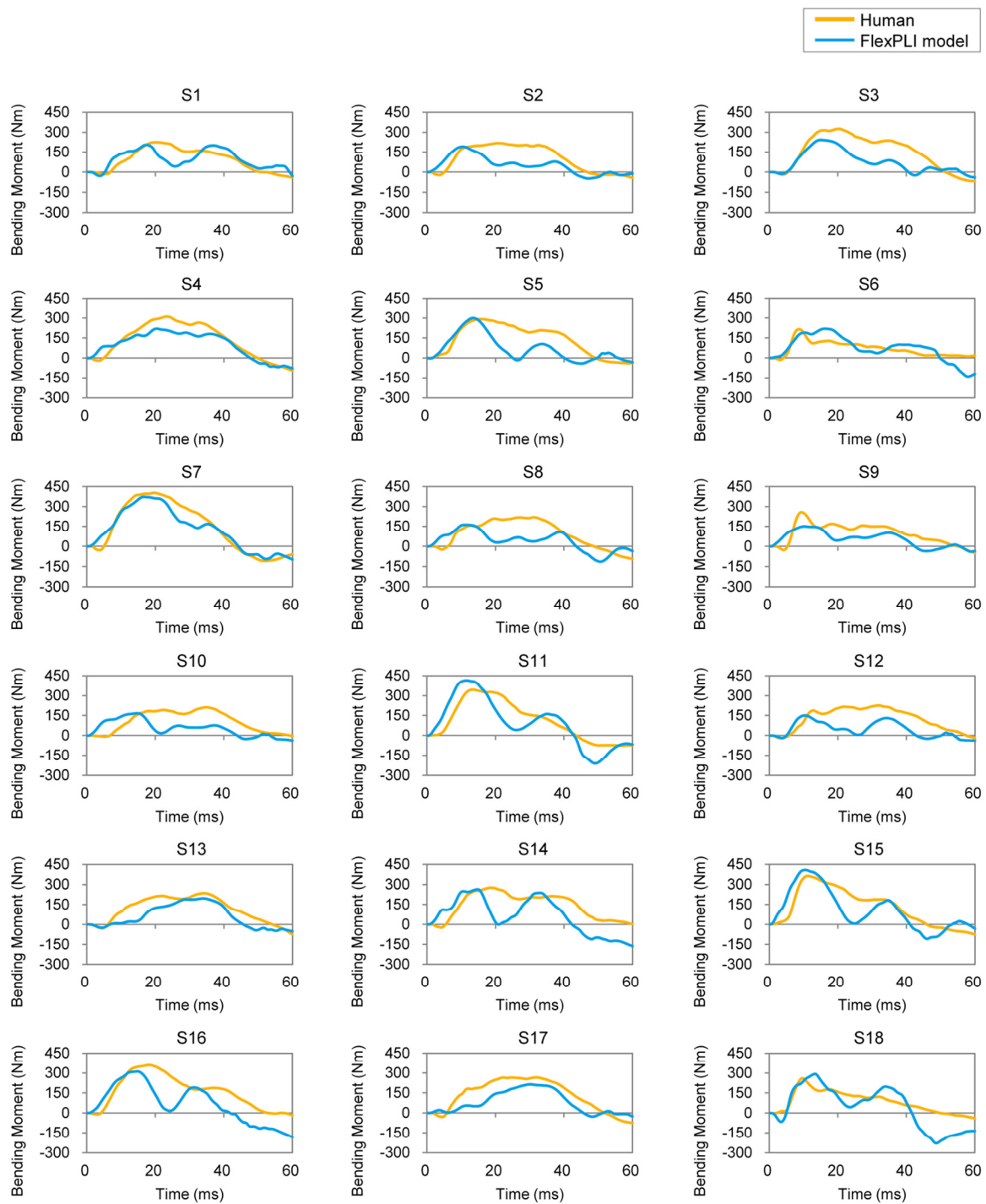


Figure 4.29 Comparison of tibia bending moment time histories

4.3.2 FlexPLI 仕様変更の振動への影響

脛骨曲げモーメントの時刻歴を比較から、FlexPLI モデルは人体モデルと比べて、第 2 ピークが過大評価される傾向にあることがわかったため、脛骨曲げモーメントの振動の低減が期待でき

る仕様変更を FlexPLI モデルに適用した。本研究では、以下の 3 種類の仕様変更について検討した。

1. 上半身の慣性力の影響の再現
2. 骨心材の材料特性へのヒステリシスの反映
3. 脚部の質量分布の人体忠実度向上

他の脚部インパクトと同様、FlexPLI においても、上半身は再現されていない。このため、大腿部上端は力学的拘束なしに自由に動くことができるが、人体においては、大腿骨頭部が寛骨臼と結合して股関節を形成しているため、大腿部上端の力学的境界条件が異なる。この差異により、衝突時に大腿部の車両側への曲げが大きくなり、FlexPLI の脛骨曲げモーメントの振動を増幅する可能性がある。FlexPLI 骨心材の材料特性に関する準備調査において、特性が極めて弾性的であり、ヒステリシスが見られないことがわかっている。一方、人体の骨は粘弾性材料であり、除荷時にある程度のエネルギー散逸があるため、この差も脛骨曲げモーメントの振動の要因となり得る。また、骨と筋-脂肪複合体および表皮の間の質量配分は、FlexPLI と人体脚部とで顕著に異なっている。FlexPLI の骨部分は、人体脚部よりも顕著に重い。これにより、下腿部や大腿部の固有振動数が大きく異なり、脛骨曲げモーメントの振動に影響する可能性がある。

上半身の慣性力の影響の再現、骨心材の材料特性へのヒステリシスの反映、脚部の質量分布の人体忠実度向上の 3 つの仕様変更を盛り込んだ FlexPLI モデルを作成し、前項で脛骨曲げモーメントの時刻歴を人体モデルと FlexPLI モデルとで比較した際と同一のセットアップで、18 種類の簡易車両モデルとの衝突シミュレーションをおこなった。比較のため、各簡易車両モデルに対し、脛骨曲げモーメントの 4 箇所の計測部位のうち、前項のシミュレーションで FlexPLI のベースラインモデル（仕様変更をしていないモデル）で用いた位置と同じ位置における時刻歴を比較した。

(1) 上半身の影響再現

FlexPLI は、EEVC legform などの他の脚部インパクトと同様、片側の脚部（大腿部から下の部位）を再現したもので、上半身は再現されていない。先行研究^[152]において、全身人体モデル、人体脚部単体モデル、大腿骨頭部に 28 kg（上半身モデルの質量の約 1/2）を付加した人体脚部単体モデルの 3 つのモデルの間で、簡易バンパモデルとの 40 km/h での横方向の衝突における、膝関節せん断変位および曲げ角度と衝突高さとの関係を比較した。その結果、追加質量を付加した人体脚部単体モデルで得られた膝関節曲げ角度と衝突高さの関係は、付加質量なしの人体脚部単

体モデルよりも、全身モデルの結果に顕著に近いことがわかった。この結果に基づき、人体における大腿骨頭部に相当する位置の節点に 28 kg の追加質量を付加し (Figure 4.30), 脛骨曲げモーメントの時刻歴を FlexPLI ベースラインモデルと比較した。

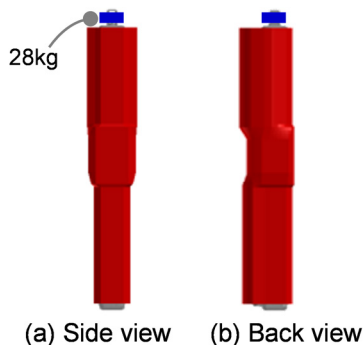


Figure 4.30 Upper body representation

(2) 骨心材の材料特性

FlexPLI の骨心材は、ガラス繊維強化ビニルエステル樹脂からなる弾性材料である。この弾性が脛骨曲げモーメントの振動に影響している可能性があるため、骨心材モデルの構成モデルを、弾性材料モデルから弾塑性材料モデルに変更し、Figure 4.31 のようにヒステリシスを与え、骨心材の弾性の影響を調べた。FlexPLI 実機では、Figure 4.6 に示す 4 箇所でのひずみを計測し、これを曲げモーメントに換算する。FlexPLI モデルでも同様の算出方法を用いているが、骨心材の材料特性にヒステリシスを与えると、塑性ひずみが曲げモーメントに換算されてしまうため、除荷時の脛骨曲げモーメントの時刻歴には非現実的な平坦部が生じてしまう。これを回避するため、ひずみから曲げモーメントを計算する代わりに、節点力から求められる断面の曲げモーメント(モデルのある断面を介して伝達される曲げモーメント)を用いた。比較のため、断面モーメントによる比較は、脛骨曲げモーメント時刻歴の振動を低減するための仕様変更を反映した全てのモデルに対して適用した。

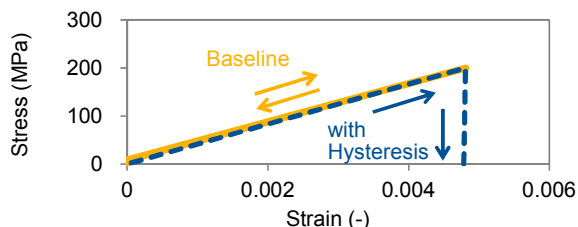


Figure 4.31 Representation of hysteresis

(3) 質量分布

FlexPLI は人体の脚部に比べ、骨部が重く、筋-脂肪複合体および表皮が軽い、脚部全体の質量としては、平均体格の成人男性の質量を正確に再現している。骨部と筋-脂肪複合体および表皮との間の質量配分が変化すれば、FlexPLI の脛骨曲げモーメント時刻歴の振動にも変化が生じると考えられる。筋-脂肪複合体および表皮の質量の、骨部の質量に対する比率を、FlexPLI モデルと人体モデルとで比較すると Table 4.11 のようになる。比率は大腿部（膝関節の上部）と下腿部（膝関節の下部）それぞれに対して算出した。FlexPLI では、ラバー層とネオプレンのみが骨心材と機械的に結合していない部位であるため、FlexPLI モデルのラバーシートとネオプレンを筋-脂肪複合体および表皮に分類し、その他のパーツは骨部に分類した。FlexPLI の下腿部の形状および慣性特性は、人体における足部を含んだものになっている。本研究で用いた人体モデルでは、足部の骨をモデル化していないため、人体脚部の膝関節上下における、骨部と筋-脂肪複合体および表皮の質量は、グローバル人体モデルコンソーシアム (Global Human Body Models Consortium : GHBMC) が開発した人体モデル^[153]を参照して定めた。質量配分の影響を調べるため、要素の密度を変更することにより、FlexPLI モデルの骨部と筋-脂肪複合体および表皮との質量配分を人体脚部での質量配分に変更した。

Table 4.11 Comparison of mass ratio above and below knee between human model and FlexPLI model

	Mass Ratio (Flesh&Skin / Bone)	
	Human	FlexPLI
Above knee	8.755	0.520
Below knee	3.230	0.220

(4) シミュレーション結果

18 種類の簡易車両モデルのそれぞれについて、人体モデル、FlexPLI ベースラインモデルと、脛骨曲げモーメント時刻歴の振動低減のための 3 種類の仕様変更（上半身の影響再現 (Upper Body Representation) : 股関節位置への質量 28 kg の追加、骨心材の材料特性 (Bone Material Property) : 骨心材の材料特性へのヒステリシスの反映、質量分布 (Mass Distribution) : 筋-脂肪複合体/表皮と骨部の質量配分を人体モデルでの質量配分に変更) を反映した各モデルに対する、脛骨曲げモーメント時刻歴の比較を Figure 4.32 に示す。

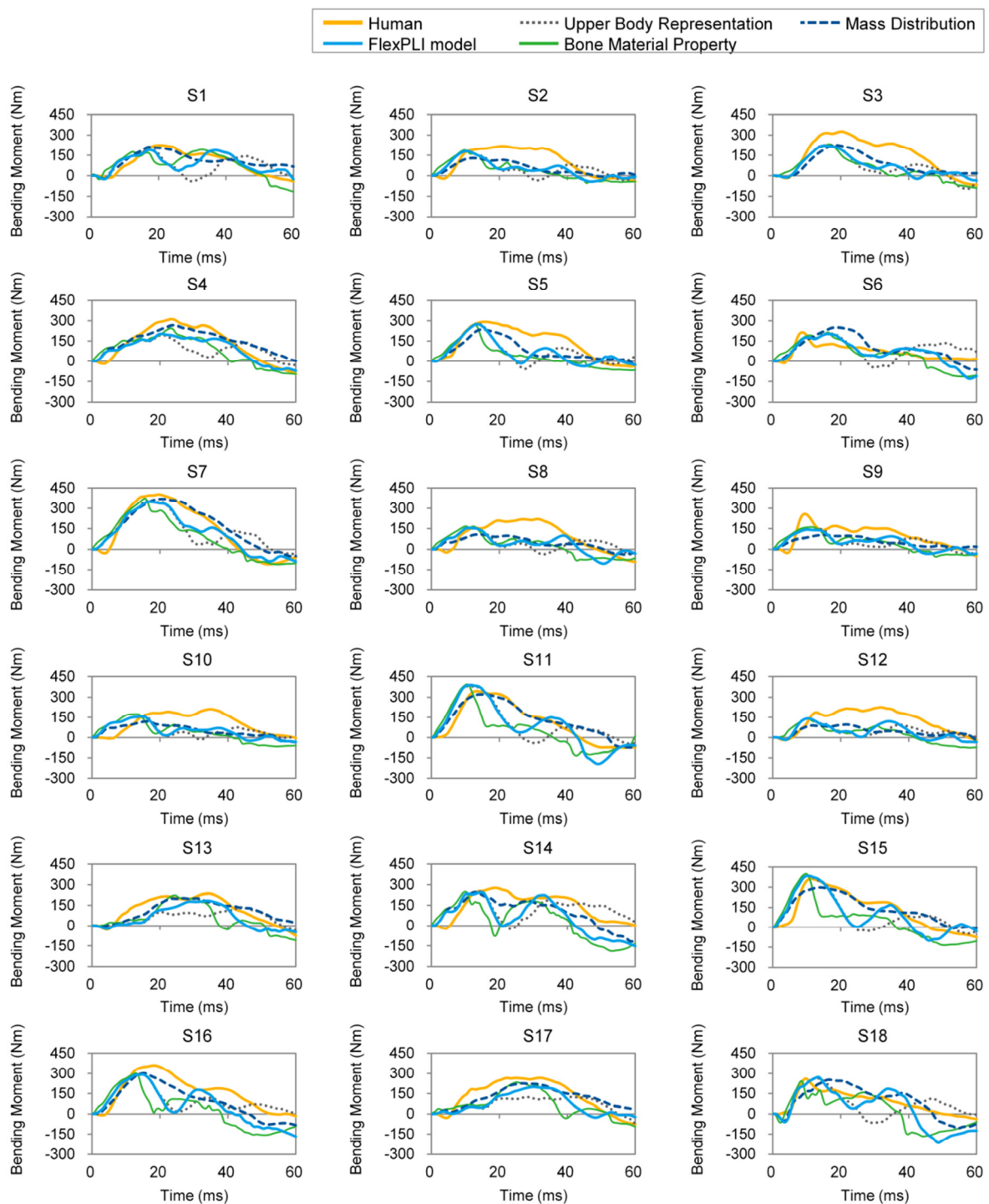


Figure 4.32 Comparison of time histories of tibia bending moment between baseline FlexPLI model, human model and FlexPLI models incorporating measures (cases for Upper Body Representation, Bone Material Property and Mass Distribution)

FlexPLI モデルに上半身の慣性力再現用の質量を追加した場合 (Upper Body Representation) は、時刻歴の第 2 ピークの位相がシフトし、第 2 ピークの大きさが一般に減少しているが、波形の振動は依然として残っている。FlexPLI モデルの骨心材の材料特性にヒステリシスを反映した

場合 (Bone Material Property) は、少なくとも 4 つの簡易車両モデルに対しては、第 2 ピークの大きさが顕著に低減した。しかしながら、残留塑性ひずみが大きい (Figure 4.31)、除荷フェーズにおける曲げモーメントの低下が急激で、人体モデルには見られない傾向であることが Figure 4.32 からわかる。FlexPLI モデルの筋-脂肪複合体/表皮と骨部分の質量分布を、人体モデルにおける質量分布に合せた場合 (Mass Distribution) は、全ての簡易車両モデルに対して、脛骨曲げモーメントの顕著な第 2 ピークが見られなくなり、検討した 3 種類の仕様変更の中では、最も人体モデルの波形に近いものとなった。

4.3.3 脛骨曲げモーメント時刻歴の振動の発生要因

FlexPLI の脛骨曲げモーメントの振動の発生要因を調べるため、追加解析をおこなった。FlexPLI ベースラインモデルと、筋-脂肪複合体/表皮と骨部の質量配分を人体モデルに合せた FlexPLI モデルとを用いて、下腿部の自由振動シミュレーションをおこなった。また、自由振動シミュレーションで判明した要因について、因果関係をさらに明確にするため、ばね質点系モデルを用いた解析も実施した。

(1) 自由振動シミュレーション

FlexPLI ベースラインモデル (Baseline)、および、筋-脂肪複合体/表皮と骨部の質量配分を人体モデルに合せた FlexPLI モデル (Mass Distribution) を用いて、下腿部の自由振動シミュレーションをおこなった。モデルセットアップを Figure 4.33 に示す。モデルの上半分 (脛骨プラトーおよびその上部) を、その範囲の筋-脂肪複合体/表皮も含めて空間に対して固定した。自由振動シミュレーションの初期の 20 ms の間、骨部の下端のセグメントに、上下方向の並進自由度を与えたうえで、横方向内向きに 50 mm の強制変位を与えた。次に、脚部の力学的平衡状態を得るため、その後 180 ms の間、骨部の下端のセグメントを空間に固定した。そして、骨部の下端のセグメントの拘束条件を解除し、下腿部を自由振動させた。この負荷条件では、Tibia 1 (4 箇所計測位置の最上位 : Figure 4.6 参照) での脛骨曲げモーメントの最大値が 4 箇所計測位置のうちで最大であったため、この位置における脛骨曲げモーメントを、ベースラインモデルと質量配分を変更したモデルとで比較した。

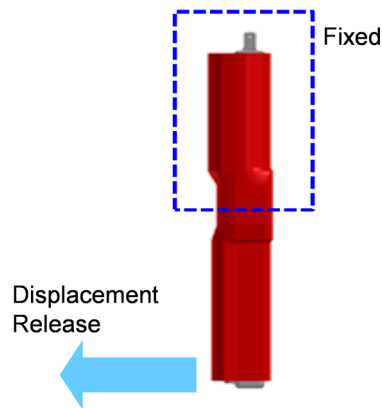


Figure 4.33 Model setup for free oscillation simulation

比較結果を Figure 4.34 に示す。FlexPLI ベースラインモデルに対して、質量配分を人体モデルに合せた FlexPLI モデルでは、振動の周波数が低下している。また、質量配分を人体モデルに合せた FlexPLI モデルでは、FlexPLI ベースラインモデルと比べて、振幅の減衰が小さい。

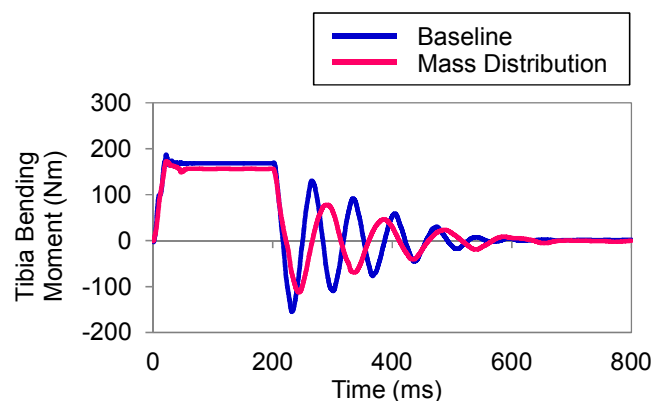


Figure 4.34 Comparison of time histories of tibia bending moment

(2) ばね質点系モデル解析

FlexPLI ベースラインモデルと、質量配分を人体モデルに合せた FlexPLI モデルの、Tibia 1 における脛骨曲げモーメント時刻歴の振動周波数の変化に着目し、その主要因について考察するため、単純ばね質点系モデルを作成した。FlexPLI ベースラインモデル (Baseline) および質量配分を変更した FlexPLI モデル (Mass Distribution) の、骨部と筋-脂肪複合体/表皮を表したばね質点系モデルを Figure 4.35 に示す。FE シミュレーションでの自由振動は、下腿部の曲げであったが、単純化のため、ばね質点系モデルは 1 自由度の並進モデルとした。骨部および筋-脂肪複合体/表皮の質量を、それぞれ M_1 および M_2 で表す。質量配分を変更した FlexPLI モデ

ルの M_1 は、平均体型の成人男性の骨部の質量から、1 kg に設定した。また、質量配分を変更した FlexPLI モデルの M_2 は、本研究で求めた人体脚部での質量比 (Table 4.11 参照) を用い、3.23 kg とした。FlexPLI ベースラインモデルにおいても、全質量 (M_1+M_2) は質量配分を変更した FlexPLI モデルと同一とし、それを Table 4.11 の FlexPLI 下腿部における質量比で M_1 と M_2 に配分したところ、 M_1 が 3.47 kg、 M_2 が 0.76 kg となった。線形ばね (K_1 および K_2) を用いて、それぞれ骨部および筋-脂肪複合体/表皮の剛性を表した。FlexPLI ベースラインモデルの脛骨曲げモーメント時刻歴の振動の周期は約 40 ms のため、 K_1 のばね定数を 1.04×10^5 N/m とし、 $K_1-(M_1+M_2)$ 系の固有振動の周期がこれに一致するようにした。筋-脂肪複合体/表皮の剛性は骨部よりも顕著に低いため、 K_2 のばね定数は K_1 のばね定数の 1/10 および 1/100 とした。初速度を M_2 に与えた際の変位の時刻歴を、FlexPLI ベースラインモデルおよび質量配分を変更した FlexPLI モデルとで比較した。初速度は、FlexPLI ベースラインモデルと質量配分を変更した FlexPLI モデルとで、ばね質点系に与えられる運動エネルギーが同一になるように定めた。

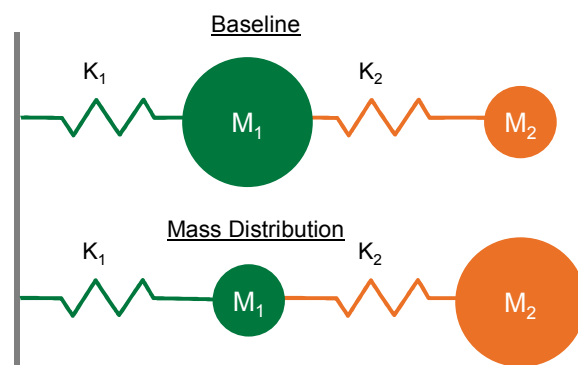


Figure 4.35 Spring-mass model

FlexPLI ベースラインモデルおよび質量配分を変更した FlexPLI モデルを表したばね質点系モデルの M_1 の変位の時刻歴の比較を、 K_2 の剛性が K_1 の剛性の 1/10 の場合と 1/100 の場合について Figure 4.36 に示す (Figure 4.35 参照)。変位は $K_1-(M_1+M_2)$ 系の単振動の振幅で正規化した。 K_2 の剛性によらず、質量配分を変更した FlexPLI モデルを表したばね質点系モデルでは、FlexPLI ベースラインモデルを表したばね質点系モデルよりも、高周波成分が重なっているものの、振動の周波数が低くなっている。

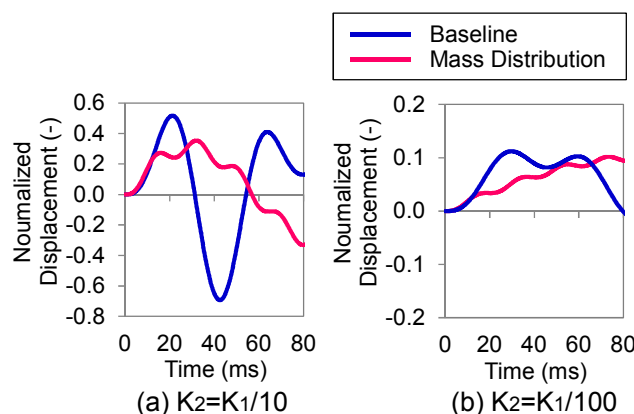


Figure 4.36 Comparison of time histories of normalized displacement of M_1 between 'Baseline' and 'Mass Distribution' models

4.3.4 FlexPLI 仕様変更の評価

本節では、FlexPLIにおける2つの主要な技術課題を克服するために有効となり得る対応手法を明確にすることを目的とした。1つ目の技術課題は、脛骨曲げモーメントの時刻歴の振動による第2ピークの過大評価であり、2つ目の技術課題は、歩行者の立位における高さよりも50 mm高くした衝突高さである。本節で検討した仕様変更のうち、質量配分変更の効果が最も大きいことがわかった。一方、先行研究^[152]において、脚部上端に固定した付加質量により、脚部衝撃応答に対する上半身の慣性力の影響を補正できることが判明している。しかし、2つの効果的な対応手法（質量配分の変更、上半身の慣性力を再現する付加質量の追加）の組合せにより、歩行者の立位における衝突高さにおいて、人体に近い脛骨曲げモーメントの時刻歴が得られるか否かについては明らかになっていない。また、脚部インパクトは、傷害指標の最大値によって傷害発生の可能性を評価するためのツールであるため、FlexPLIの仕様変更が、各傷害指標の最大値の人体との相関性に及ぼす影響について調べることも重要である。

質量配分を人体モデルと同一に変更し、大腿骨骨頭に対応する大腿部上端位置に28 kgの付加質量を追加した、改良版FlexPLIモデル(Modified)を作成し、人体モデル(Human)と同一の衝突高さ(地上高25 mm)で、18種類の簡易車両モデルと速度40 km/hで衝突させ、脛骨曲げモーメントの時刻歴を人体モデルと比較した。参考として、質量配分を人体モデルに合わせたFlexPLIモデル(Mass Distribution)を、地上高75 mmで衝突させた場合も併せて比較した。時刻歴の比較には、各簡易車両モデルについて、FlexPLIベースラインモデルと人体モデルの比較の際に用いた計測位置と同じ位置での脛骨曲げモーメントを用いた。比較した結果をFigure 4.37に示す。いくつかの簡易車両モデルにおいて、2つのFlexPLIモデル間で時刻歴の傾向が約

40 ms 以降において異なるが、改良版 FlexPLI モデルについても、顕著な振動は見られず、人体モデルの脛骨曲げモーメントの時刻歴と同様の時刻歴が得られた。

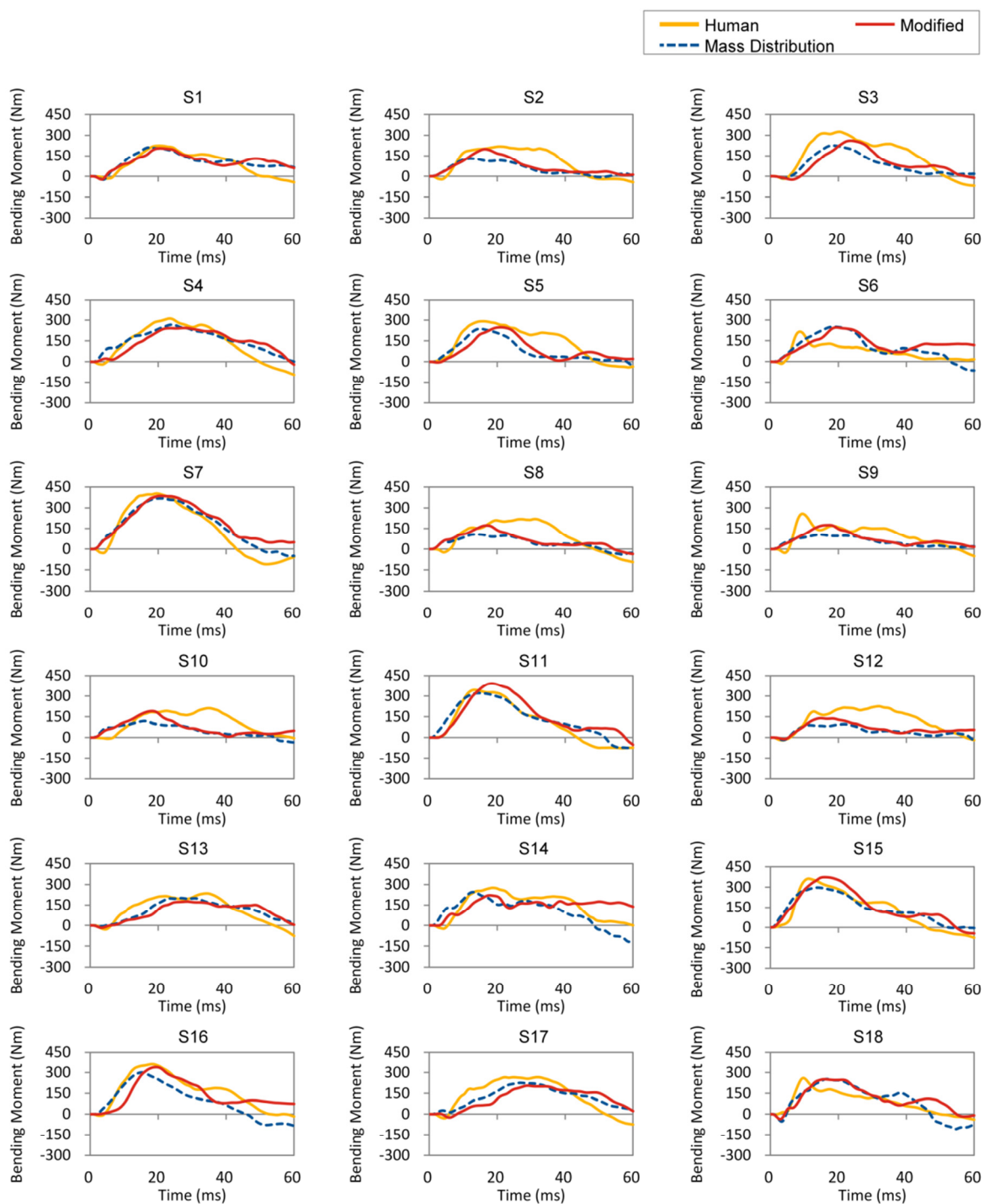


Figure 4.37 Comparison of time histories of tibia bending moment between human model and FlexPLI models incorporating measures (cases for 'Mass Distribution' and 'Modified' at ground clearance of 25 mm and 75 mm, respectively)

脛骨曲げモーメントの時刻歴の比較に加えて、脛骨曲げモーメントおよび MCL 伸び量の最大値の人体モデルとの相関性についても、同様に FlexPLI ベースラインモデルと 2 つの FlexPLI モデルで比較し、FlexPLI の仕様変更が傷害指標の最大値の人体との相関性に及ぼす影響について調べた。18 種類の簡易車両モデルとの衝突シミュレーションで得られた、脛骨曲げモーメントおよび MCL 伸び量の最大値の人体モデルとの相関性を、上記 3 種類の FlexPLI モデル間で比較した結果を Figure 4.38 に示す。各相関関係について、最小二乗法を用いた線形回帰により相関関数を求め、相関係数 R を算出した。脛骨曲げモーメントに対する相関係数は、FlexPLI ベースラインモデル、質量配分を人体モデルに合せた FlexPLI モデル、改良版 FlexPLI モデルに対し、それぞれ 0.83, 0.81 および 0.88 である。また、MCL 伸び量に対する相関係数は、同順にそれぞれ 0.59, 0.71 および 0.74 である。

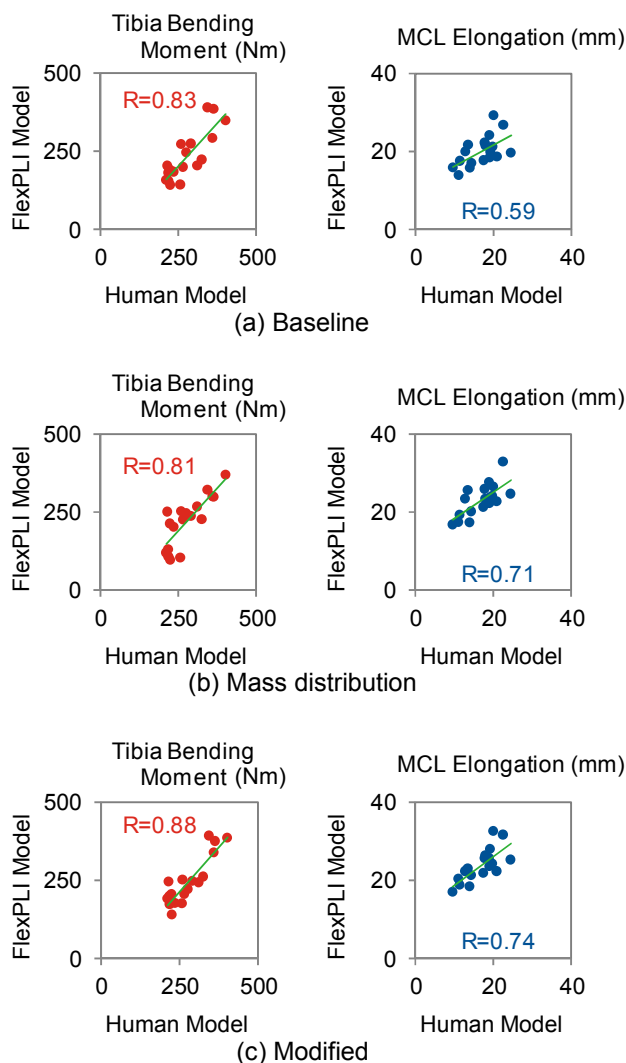


Figure 4.38 Correlations of maximum values of tibia bending moment and MCL elongation between human model and FlexPLI models incorporating measures

4.3.5 考察

Figure 4.29 に示す、FlexPLI ベースラインモデルの衝突シミュレーション結果のいくつかで見られた、脛骨曲げモーメントの第 2 ピークの過大評価は、下腿部が車両前面から離れていくリバウンド段階で見られる。この過大評価された第 2 ピークは、主として 2 つの要因によるものと考えられる。1 つは、下腿部の自由振動による、脛骨の車両に向かう方向の曲げの再負荷であり、もう 1 つは、大腿骨の車両に向かう方向への曲げである。人体の股関節に相当する位置に、上半身の慣性力を補正するための付加質量を追加した場合 (Upper Body) は、大腿骨の車両側への曲げが付加質量により時間遅れが発生し、脛骨曲げモーメントの第 2 ピークの位相が遅れて振幅が小さくなったものと考えられる (Figure 4.32 参照)。しかし、付加質量は下腿部の固有振動数には影響しないため、脛骨曲げモーメントの時刻歴は依然として、FlexPLI ベースラインモデルと同様の振動波形を示す。

骨心材の材料特性にヒステリシスを反映した場合 (Bone Material Property) は、S5, S11, S15 および S16 においては、脛骨曲げモーメントの第 2 ピークの大きさが顕著に低減した。これらの簡易車両モデルは、SP 高さが 18 種類の簡易車両モデルの中で最も高いモデルとなっている。しかし、他の簡易車両モデルにおいては、SP 高さがこれよりも低いいため、脛骨のリバウンドがより早期に発生し、下腿部の再負荷も早まって、明確な第 2 ピークが発生するものと考えられる。また、大きな残留塑性ひずみ (Figure 4.31 参照) により発生する、曲げモーメントの最大値以降の急激な低下は人体モデルでは見られない。このことから、骨心材へのヒステリシスの反映は、必ずしも下腿部の曲げ応答の人体忠実度向上に寄与するとは限らないと考えられる。

FlexPLI 下腿部の骨部と筋-脂肪複合体/表皮の質量配分を人体モデルの配分に合せた場合 (Mass Distribution) には、脛骨曲げモーメントの第 2 ピークの過大評価は見られず、他の 2 つの仕様変更と比較し、時刻歴波形は人体モデルに有意に近い (Figure 4.32 参照)。

FlexPLI ベースラインモデル (Baseline) および下腿部の質量配分を人体モデルに合せた FlexPLI モデル (Mass Distribution) を用いた自由振動シミュレーションでは、下腿部の質量配分を人体モデルに合せた FlexPLI モデルの方が、脛骨曲げモーメントの時刻歴の振動の周波数が小さく、ダンピングが小さい (Figure 4.34 参照)。筋-脂肪複合体/表皮に用いられ手いるラバー材およびネオプレーンはひずみ速度依存性を有する材料であるため、これらの材料を表す構成モデルには、ひずみ速度依存性を反映した。このため、振動の周波数が低下すると、ひずみ速度も低下し、質量配分を変更した FlexPLI モデルでは、ダンピング効果が低下することになる。Figure 4.32 に示すように、質量配分を変更した FlexPLI モデルにおいて、脛骨曲げモーメント

時刻歴の顕著な第2ピークが見られないことから、振動の周波数低下が脛骨曲げモーメントの第2ピークの過大評価軽減に及ぼす影響は、ダンピング効果低下の影響よりも顕著に大きいものと考えられる。

ばね質点系解析における M_1 の変位の時刻歴の振動は、 K_1-M_1 系と K_2-M_2 系の2つの成分で構成されている。質量配分を変更した FlexPLI モデルを表したばね質点系モデル (Mass Distribution) では、 M_2 の質量が M_1 よりも顕著に大きく、 K_2 の剛性が K_1 よりも顕著に低いいため、 K_1-M_1 系および K_2-M_2 系が、それぞれ高い周波数成分と低い周波数成分を決定する。しかしながら、FlexPLI ベースラインモデルを表すばね質点系モデル (Baseline) では、 M_1 の質量が M_2 の質量よりも大きいため、2つの系の固有振動数が近くなり、Figure 4.36 に示すように、より統合された波形となった。FlexPLI の質量配分を変更したモデルを表したばね質点系モデルの場合 (Mass Distribution) に見られる、 K_1-M_1 系による振幅が小さく周波数が高い振動は、FlexPLI の実機においては、筋-脂肪複合体/表皮のひずみ速度依存性によるダンピング効果で低減する (Figure 4.34)。したがって、自由振動シミュレーションおよびばね質点系解析の結果は、筋-脂肪複合体/表皮の質量を増加するとともに、骨部よりも顕著に剛性の低い材料特性とし、筋-脂肪複合体/表皮の固有振動数を低減することで、FlexPLI の脛骨曲げモーメントの過大評価された第2ピークを顕著に低減し、脛骨曲げモーメント時刻歴の人体忠実度を高めることができることを示していると考えられる。

Flex-TEG およびそれに続く歩行者保護 GTR Phase-2 インフォーマル会議が、UN GTR No. 9 の Phase-2 改正案^[143]に向けて提案した試験法では、傷害指標の最大値の人体脚部との相関性を高めるため、FlexPLI の衝突高さを歩行者の立位における衝突高さよりも 50 mm 高くしている^[144]。歩行者が乗用車と衝突する際、通常骨盤の動きは、衝突初期においては上半身の慣性の影響で制限され、その後骨盤が車両と直接衝突する。この骨盤の動きの制約により、車両前面に沿った脚部のスライドが発生するが、上半身をもたない脚部インパクトでは、単純に車両前面に巻き付いて、ほとんどスライドは発生しない。FlexPLI の衝突高さを 50 mm 高くすることは、この挙動の差を補正する効果があるものと解釈できる。しかし、衝突高さを変更すれば、車両前面と脚部インパクトとの衝突位置の組合せが変化してしまうため、実際の接触位置を正確に再現するには、衝突高さを変更しないことが望ましい。

衝突高さを変更せずに、人体忠実度の高い脛骨曲げモーメント時刻歴が得られる FlexPLI の仕様変更の例として、上半身の慣性力を付加質量で補正し、質量配分を人体に合せた改良版 FlexPLI モデル (Modified) を作成した。このモデルの妥当性を、歩行者の立位における衝突高さにおい

て評価した。Figure 4.37 に示すように、質量配分を人体モデルに合せた FlexPLI モデル (Mass Distribution) において見られる、脛骨曲げモーメント時刻歴の第 2 ピークの過大評価の消失が、歩行者の立位における衝突高さでの改良版 FlexPLI モデル (Modified) でも見られ、脛骨曲げモーメントの時刻歴は人体モデルと同様の傾向を示している。脛骨曲げモーメントおよび MCL 伸び量の最大値に関する、FlexPLI モデルと人体モデルとの間の相関性分析の結果 (Figure 4.38) では、質量配分を変更した FlexPLI モデル (Mass Distribution) において、MCL 伸び量の相関係数は顕著に増加しているが、脛骨曲げモーメントの相関係数は若干低下している。これに対し、質量配分の変更、付加質量の追加および衝突高さを歩行者の立位における衝突高さとした改良版 FlexPLI モデル (Modified) では、両方の相関係数が FlexPLI ベースラインモデル (Baseline) に対して顕著に増加している。このことから、本研究が提案する FlexPLI の仕様変更は、歩行者の立位における衝突高さで用いても、脛骨曲げモーメント時刻歴、傷害指標の最大値の相関性の両面で、FlexPLI の人体忠実度を向上させることがわかった。ただし、本研究で検討した仕様変更を反映した場合であっても、Figure 4.37 が示すように、車体の形状や荷重特性によっては、人体モデルと FlexPLI モデルとで、脛骨曲げモーメントの時刻歴の傾向が異なるものも見られる。本研究では、上半身の慣性力の影響を再現するため、付加質量を股関節に相当する位置に固定したが、人体の股関節における自由度を再現していない。また、FlexPLI は打ち出し試験で用いる前提で開発されているため、大腿部や下腿部の長手方向に垂直な断面が一定であるが、人体においては断面形状が変化する。こうした差異は、車両との衝突時の脛骨曲げモーメントに影響する因子と考えられ、さらなる人体忠実度向上のための改良について今後検討していく必要がある。また、こうした人体忠実度の更なる向上と、車両の認証試験に用いる評価ツールとしての制約を両立するには、実際のサブシステム試験における打ち出し試験機の仕様への影響を最小化するための付加質量の低減や、本研究で提案した仕様変更以外の選択肢などについても検討する必要がある。今後はインパクトの仕様の最適化に向けて、インパクトの各設計変数の影響をさらに定量的に検討する必要がある。

4.3.6 結論

FlexPLI 下腿部の骨部と筋-脂肪複合体/表皮の質量配分を変更することにより、FlexPLI ベースラインモデルで見られる、脛骨曲げモーメントの第 2 ピークの過大評価を顕著に低減できることがわかった。また、この効果は主として、筋-脂肪複合体/表皮の質量の増加による、この部位の固有振動数の低下によるものであることがわかった。そして、筋-脂肪複合体/表皮のダ

ンピング特性の影響は、固有振動数の変化に比べると小さいことも明らかになった。上半身の慣性の影響を再現するための付加質量の追加、下腿部の質量配分の人体下腿部との整合、および、歩行者の立位における衝突高さの使用を反映した **FlexPLI** の改良により、脛骨曲げモーメント時刻歴の人体忠実度が向上するとともに、脛骨および **MCL** 傷害指標の最大値の人体との相関性もさらに向上することがわかった。

第5章 結 論

わが国においては、状態別の交通事故死者では歩行者が自動車乗車中を上回って最も多く、世界的に見ても歩行中の死者の割合が最も高い国のひとつとなっており、歩行者保護の重要性は非常に高い。この歩行者事故において、重傷の発生頻度が最も高い脚部傷害は、EEVCが開発したサブシステムインパクトを用いた車両の歩行者保護性能試験法での評価項目のひとつとなっており、歩行者保護世界統一基準（UN GTR No. 9 および UN Regulation No. 127）にも規定されている。本研究では、歩行者の脚部傷害のさらなる低減に資するため、歩行者の脚部傷害を定量的に評価する手法について検討した。本章では、歩行者脚部傷害評価手法を構築するために検討した内容と得られた結果について、以下にまとめる。

本研究は、歩行者の重傷事故において最も発生頻度が高い脚部傷害について、傷害発生メカニズムを精度よく再現できる評価ツールとして、人体腰部・脚部 FE モデルおよび歩行者ダミー脚部を開発、改良するとともに、歩行者ダミーや脚部インパクトを用いた車両の歩行者脚部保護性能の定量的評価手法を構築することにより、車両の歩行者に対する安全性向上に資することを目的とした。

第 2 章では、人体特性データに基づいた人体脚部 FE モデルの開発をおこなった。被験者の MRI 画像データをもとに、立位姿勢の脚部詳細 FE モデルを開発した。多数の文献調査結果に基づき、脚部の骨および膝靭帯の材料特性を定めた。脚部の長骨単体について、負荷位置を変えた動的 3 点曲げ実験結果に対し検証した。膝関節靭帯は、十字靭帯をそれぞれ 2 つの線維束に分割し、靭帯ごとに、複数の負荷速度に対して単体の引張特性を検証した。この靭帯モデルと関節包を組合せて膝関節モデルを構成し、膝関節単体の動的 4 点曲げおよびせん断実験に対し検証した。また、骨盤は脚部に対して力学的境界条件を与えるため、Kikuchi ら^[46]のモデルを改良した詳細 FE モデルを作成し、最新の献体実験データを用いて横方向の圧縮特性を検証するとともに、内転時の股関節まわりのモーメントの適正化を図った。これらの部位別検証により、車両対歩行者衝突における脚部各部位の代表的な負荷条件に対し、各単体モデルの高い人体忠実度が確認できた。

骨盤および脚部の詳細 FE モデルを、Rigid Body とジョイント要素で構成した上半身モデルと結合し、歩行者全身モデルを作成した。頸部の力学特性は、死亡事故で最も傷害発生頻度が高い

頭部の挙動に影響するため、上半身モデルの頸部を被験者実験データにより検証した。この全身モデルを用いて、小型セダンおよび大型 SUV との衝突実験を再現したところ、上半身各部の車両に対する軌跡を Kikuchi ら^[132]の結果と大きな差異がないことがわかり、Kikuchi ら^[132]の全身モデルに対して骨盤モデルを改良版に入れ替えても、脚部の骨や膝関節靭帯の傷害発生メカニズムについて、同等の再現性を有すると考えられる。

これらの検討の結果、歩行者が車両と衝突した際の全身挙動を再現しつつ、腰部、大腿部、膝関節および下腿部の内力状態を精度よく推定できる、歩行者人体 FE モデルが構築できた。

第 3 章では、従来ダミーである POLAR II 歩行者ダミーの膝関節および下腿部の人体忠実度を検証し、大腿部の改良構造を開発した。そして、脚部の傷害値計測手法および傷害閾値を検討した。

まず、POLAR II 歩行者ダミーの膝関節（オリジナル版および改良版）および下腿部を用いて、一連の単体実験を実施した。POLAR II ダミーの改良版膝関節では、POLAR II オリジナル仕様に対し、靭帯スプリングの剛性向上により人体忠実度が改善し、Rhule らの比較指標（ \sqrt{R} ）は 0.30 であった。また、POLAR II ダミーの下腿部は、横方向内向きの動的 3 点曲げにおける荷重-変位および曲げモーメント-変位応答について、 \sqrt{R} がそれぞれ 0.75 および 0.69 となり、POLAR II の改良版膝関節および下腿部の高い人体忠実度が確認できた。

次に、第 2 世代歩行者ダミー POLAR II において課題であった、車高の高い車両と歩行者との衝突で発生頻度が高い大腿部の人体忠実度を向上するための改良構造を含む、第 3 世代歩行者ダミー POLAR III の脚部を開発し、その人体忠実度を検証した。大腿骨を樹脂化するとともに、大腿骨および脛骨の変形可能部を極力長く取って人体忠実度を高めるため、膝関節の上下方向の寸法を最大限縮小する構造とし、大腿骨および脛骨のロードセルを廃止した。その結果、大腿部、下腿部、膝関節ともに、Rhule らの比較指標（ \sqrt{R} ）が 1.0 を下回り、POLAR II で検証した膝関節、下腿部に加え、大腿部についても、高い人体忠実度が確認された。

歩行者ダミー POLAR III を用いた脚部傷害の定量評価手法を検討するため、まず、POLAR III の大腿骨、脛骨および膝関節の FE モデルを開発し、実験結果に対して検証した。そして、大腿骨、脛骨および膝関節の FE モデルを組み込んだ歩行者ダミー全身 FE モデルと人体全身 FE モデルを用い、異なる前部形状を有する車両 FE モデルとの衝突シミュレーションを実施した。大腿骨、脛骨の各断面に生じる曲げモーメントの歩行者ダミーモデルと人体モデルの比率を用いて、Ivarsson らの 50% 傷害確率に対する大腿部、下腿部の曲げモーメント耐性値をスケールリングす

ると、歩行者ダミーに対する傷害閾値は断面により大腿骨では 490～577 Nm，脛骨では 394～520 Nm となった。

POLAR III では、脚部の人体忠実度向上のために大腿骨および脛骨のロードセルを廃止したため、ひずみゲージによる計測データから、歩行者ダミーの大腿骨，脛骨に生じる曲げモーメントを弾性はり理論により算出する手法を検討し，準静的 3 点曲げ実験結果に適用したところ，大腿骨では約 300 Nm，脛骨では約 150 Nm 以下の領域では，ロードセル反力から求めた曲げモーメントとよく一致した。また，曲げモーメントがより大きい領域についても，簡易な補正手法により誤差を補正することで，定量評価が可能であることがわかった。

膝関節の傷害評価については，POLAR III および人体の膝関節 FE モデルを用いた外反方向の動的 4 点曲げシミュレーションをおこない，人体での靭帯損傷に対応する歩行者ダミー各靭帯の引張荷重閾値を推定した。その結果，POLAR III の MCL，ACL および PCL の閾値はそれぞれ 3.0 kN，0.5 kN および 1.1 kN となった。推定した閾値の妥当性を検証するため，小型セダンおよび SUV と献体を用いた歩行者衝突実験を全身ダミー FE モデルで再現し，ダミーモデルで予測された靭帯損傷と献体実験で発生した靭帯損傷を比較した結果，下腿部骨折が生じない場合については，最初に発生すると推定される靭帯損傷については，推定した閾値により予測できることがわかった。

これらの検討の結果，従来の歩行者ダミー POLAR II に対し，人体忠実度を向上した POLAR III 脚部構造と，POLAR III 脚部を用いた大腿部，下腿部および膝関節の傷害の定量評価手法が構築できた。

第 4 章では，脛骨骨折の適切な評価指標について検討したうえで，脚部インパクトの人体忠実度を人体 FE モデルとの相関性により網羅的に評価し，新脚部インパクト FlexPLI の優位性を明確にした。次に，脛骨と MCL の傷害評価指標について，人体データに基づく傷害確率関数を作成し，相関解析結果を用いて FlexPLI に対する傷害確率関数に変換した。この傷害確率関数を用いて，FlexPLI の脛骨骨折と MCL 損傷に対する傷害基準値の妥当性を検証した。一方，FlexPLI の課題である，車両との接触終了後のリバウンド段階で，傷害値の最大値が発生する場合がある点について，リバウンド段階での振動を低減し，傷害指標の最大値による評価を適正化するための方策について検討し，将来の改良の方向性を提案した。

適切な脛骨骨折評価指標については，18 種類の簡易車両モデルと，人体モデルを用いた衝突シミュレーションの結果から，脛骨に生じるミーゼス応力の最大値と最も相関のある評価指標は，

脛骨断面に働く曲げモーメントであることがわかった。また、人体モデル、EEVC legform モデルおよびFlexPLIモデルと簡易車両モデルとの衝突シミュレーションの結果から、FlexPLIでは、脛骨とACLの傷害評価指標について、EEVC legform に対し人体との相関が大きく向上していることがわかった。この差異の要因を検討したところ、脚部インパクトの脛骨骨折指標の違いや骨の剛性の違いは、入力荷重レベルの変化に対する傷害値の傾向には影響しないが、入力位置が変化した場合には、加速度と曲げモーメントの変化の傾向は顕著に異なり、骨の剛性が高いと傷害値の変化率が增加することがわかった。また、入力荷重が急激に増加する場合には、骨の剛性が高いと傷害値変化が顕著に大きくなることがわかった。

次に、FlexPLI に対する傷害確率関数を導出するため、文献からの人体特性データに基づき、人体に対する傷害確率関数を導出した。下腿部曲げモーメントについては、Weibull 分布を用いた生存分析手法により傷害確率関数を作成した。MCL 伸び量については、2つの異なるデータソースから Weibull 分布を用いた生存分析手法により導出された傷害確率関数を平均化することにより作成した。これに簡易車両モデルとの衝突シミュレーションで得られた傷害指標の相関関係を用いて、人体に対する傷害確率関数を Flex-GTR に対する傷害確率関数に変換した。その際、MCL 伸び量については、実際の歩行者における筋-脂肪複合体が膝関節の力学特性に及ぼす影響を考慮した。FlexPLI に対する傷害基準値の妥当性を検証するため、EEVC レポートからの脛骨加速度に対する脛骨骨折確率関数を再検討し、両インパクトの傷害基準値を比較検討した。その結果、FlexPLI の曲げモーメントの基準値に対応する傷害確率は、EEVC legform の脛骨上端加速度の基準値に対応する傷害確率とほぼ等価であり、FlexPLI の MCL 伸び量の基準値は、EEVC legform の膝関節曲げ角度の基準値よりもやや保護効果が大きいことがわかった。

FlexPLI の課題のひとつである、脛骨曲げモーメントの振動によるリバウンド段階での最大値の過大評価について、FlexPLI モデルに対する仕様変更をおこなって脛骨曲げモーメント時刻歴への影響を検証した結果、FlexPLI 下腿部の骨部と筋-脂肪複合体/表皮の質量配分を変更することにより、脛骨曲げモーメントのリバウンド段階での過大評価を大きく低減できることがわかった。また、この効果は主として、筋-脂肪複合体/表皮の質量の増加による固有振動数の低下によるものであることがわかった。そして、筋-脂肪複合体/表皮のダンピング特性の影響は、固有振動数の変化に比べると小さいことも明らかになった。上半身の慣性の影響を再現するための大腿骨上端への付加質量の追加、および、下腿部の質量配分の人体との整合を反映した FlexPLI の改良により、衝突高さの補正をおこなわなくても、脛骨曲げモーメント時刻歴の人体忠実度が

向上するとともに、脛骨および MCL の傷害指標の最大値の人体との相関性も向上することがわかった。

これらの検討の結果、FlexPLI の人体忠実度を定量化し、FlexPLI を用いた膝関節および下腿部の傷害発生確率の定量的予測手法を構築するとともに、将来の FlexPLI の改良に対する技術的指針が得られた。

本研究で開発した、脚部 FE モデルおよび歩行者全身モデルは、人体忠実度評価や改良構造の開発、評価用台車の開発などでの活用を通じて、全身歩行者ダミーの開発に大きく貢献しており、全身歩行者ダミーの性能規格を策定している、SAE 歩行者ダミータスクフォース (Pedestrian Dummy Task Force) において、得られた成果が活用されている。また、新脚部インパクト FlexPLI の人体忠実度検証や、傷害基準値選定のための人体との相関解析などでもモデルが活用され、その研究成果は、FlexPLI の国連世界統一技術基準 (UN GTR) および国連規則 (UN Regulation) への導入を検討する GRSP 傘下の歩行者保護 GTR Phase-2 インフォーマル会議での議論を通じて、歩行者脚部保護性能に関する世界統一基準の改正に多大なる貢献をしている。

歩行者ダミー脚部の開発においてベースとなった POLAR II ダミーは、SAE の Information Report (J2782 および J2868) に規定された、全身歩行者ダミーの各部の人体忠実度要件およびフルスケール実験における全身挙動要件を満足していることが、本研究で実施した人体忠実度検証によって定量的に明らかになり、欧州を中心とした、歩行者保護あるいは自転車乗員保護研究での活用に貢献するとともに、その脚部構造は、国連の世界統一基準で使用されることが決定した新脚部インパクト FlexPLI で採用されている。また、大腿部の人体忠実度については、SAE 規格改定での参照が予定されており、ダミーと規格双方の更新より、ダミーのさらなる適用範囲拡大が期待される。

本研究で開発した FlexPLI に対する傷害確率関数は、FlexPLI を用いた歩行者脚部保護性能試験の結果から、下腿部骨折および MCL 損傷が発生する確率を定量的に求めることを可能とした。これにより、各国が歩行者脚部保護性能基準を導入する際に、傷害基準値に対応する傷害確率を用いて、基準導入の費用対効果分析をおこなうことが可能となり、その社会的正当性を検証するために不可欠な知見となった。また、物理的に異なる指標を用いている従来の EEVC legform と FlexPLI に対する傷害基準値を、対応する傷害発生確率により比較することが可能となり、FlexPLI の傷害基準値の妥当性を検証する際に不可欠なものとなった。これらを通じて、本研究で開発した傷害確率関数は、国連 GRSP 傘下の歩行者保護 GTR Phase-2 インフォーマル会議で

も参照され、2013年12月のGRSPにおける、歩行者保護UN規則01シリーズ改正案の合意に大きく貢献した。

謝 辞

本研究論文を作成するにあたり、多大なるご指導、ご鞭撻を賜った、名古屋大学大学院 工学研究科 機械理工学専攻 水野幸治教授に深く感謝の意を表します。また、本論文の内容に関して、有益なご検討とご教示を賜った、同研究科 田中英一教授、山田陽滋教授、情報科学研究科 複雑系科学専攻 北栄輔教授に厚くお礼申し上げます。

本研究は、歩行者脚部傷害メカニズムに関する研究への着手から、2014年6月に、その研究成果を反映した歩行者脚部保護性能試験用フレキシブル脚部衝撃子 (FlexPLI) が、歩行者保護国連規則 (UN R127) 改正案に導入されることが、国連自動車基準調和世界フォーラム (WP.29) において、参加各国の全会一致により合意されるまでの研究成果をまとめたものである。その間、(株) 本田技術研究所における関連の社内研究プロジェクトに携わった方々、とくに、人体 FE モデルや FlexPLI の研究において多大なご協力を頂いた菊池裕二研究員、歩行者ダミー POLAR II および POLAR III において多くのご貢献を頂いた岡元正義研究員に、感謝の意を表します。また、小職が分科会長として参加させて頂き、研究成果の世界統一基準への反映に向けた活動を積極的にサポートして下さった、(一社) 日本自動車工業会 安全環境技術委員会 安全部会 歩行者保護分科会の各社委員の皆様、受託研究を通じて研究成果を世界統一基準に反映する活動とともにさせて頂いた (一財) 日本自動車研究所 安全研究部の関係者各位には、ひとかたならぬお世話になった。ここに深く感謝致します。

水野幸治教授には、本論文の作成をご進言頂いたうえに、論文執筆にあたり、ご多忙の中、多くのご指導、ご協力を頂いた。先生からのお申し出がなければ、小職の研究がこのような形でまとまることはなかったであろう。改めて深謝申し上げます。

最後に、長年にわたり小職の健康に気を配り、常に励ましてくれた妻、家庭でのくつろぎとが んばる糧を与えてくれた子供たちに、心から感謝します。

2014年9月

(株) 本田技術研究所
高橋 裕公

参 考 文 献

- [1] “IRTAD Database, December 2012 – Fatalities by road use”, OECD, <http://internationaltransportforum.org/irtadpublic/pdf/roaduse.pdf>, (参照 2014-9-9).
- [2] 公益財団法人 交通事故総合分析センター, “交通統計 平成 24 年度版”, p.16, 2013.
- [3] 公益財団法人 交通事故総合分析センター, “交通統計 平成 23 年度版”, p.79, 2013.
- [4] Ashton S., Pedder J., Mackay G., “Influence of Vehicle Design on Pedestrian Leg Injuries”, Proceedings of the 22nd Annual Conference of the American Association of Automotive Medicine, pp. 216-236, 1978.
- [5] Laumon B., Martin J., Collet P., Chiron M., Vemey M., NDiaye A., Vergnes I., “A French Road Accident Trauma Registry: First Results”, Proceedings of the 41st Annual Conference of the American Association of Automotive Medicine, pp. 127-137, 1997.
- [6] Stutts J., “Injuries to Pedestrians and Bicyclists: A Look at Non-Motor Vehicle and Non-Roadway Events”, Proceedings of the 41st Annual Conference of the American Association of Automotive Medicine, pp. 139-155, 1997.
- [7] Harruff R., Avery A., Alter-Pandya A., “Analysis of Circumstances and Injuries in 217 Pedestrian Traffic Fatalities”, Accident Analysis and Prevention, Vol. 30, No. 1, pp. 11-20, 1998.
- [8] Jarrett K., Saul R., “Pedestrian Injury – Analysis of the PCDS Field Collision Data”, Proceedings of the 16th ESV Conference, Paper Number 98-S6-O-04, 1998.
- [9] Matsui Y., Ishikawa H., Sasaki A., “Pedestrian injuries Induced by the Bonnet Leading Edge in Current Car-Pedestrian Accidents”, SAE Paper Number 1999-01-0713, 1999.
- [10] 公益財団法人 交通事故総合分析センター, “交通統計 平成 24 年度版”, p.(2), 2013.
- [11] Association for the Advancement of Automotive Medicine, “THE ABBREVIATED INJURY SCALE, 1990 Revision, UPDATE 98”, 1998.
- [12] Kerrigan J.R., Murphy D.B., Drinkwater D.C., Kam C.Y., Bose D., Crandall J.R., “Kinematic Corridors for PMHS Tested in Full-scale Pedestrian Impact Tests”, Proceedings of the 19th ESV Conference, Paper Number 05-0394, 2005.

- [13] Kerrigan J., Kam C., Drinkwater C., Murphy D., Bose D., Ivarsson J., Crandall J.R., “Kinematic Comparison of the POLAR-II and PMHS in Pedestrian Impact Tests With a Sport-Utility Vehicle”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 159-174, 2005.
- [14] Ishikawa H., Kajzer J., Schroeder G., “Computer Simulation of Impact Response of the Human Body in Car-Pedestrian Accidents”, Proceedings of the 37th Stapp Conference, SAE Paper Number 933129, 1993.
- [15] Yang J.K., Kajzer J., “Computer Simulation of Impact Response of the Human Knee Joint in Car-Pedestrian Accidents”, SAE Paper Number 922525, 1992.
- [16] Yang J.K., Rzymkowski C., Kajzer J., “Development and Validation of a Mathematical Breakable Leg Model”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 175-186, 1993.
- [17] Yang J.K., Kajzer J., “Mathematical Model of Pedestrian Lower Extremity”, Proceedings of the 14th ESV Conference, pp. 220-232, 1994.
- [18] Bermond F., Ramet M., Bouquet R., Cesari D., “A Finite Element Model of the Pedestrian Knee-Joint in Lateral Impact”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 117-129, 1993.
- [19] Bermond F., Ramet M., Bouquet R., Cesari D., “A Finite Element Model of the Pedestrian Leg in Lateral Impact”, Proceedings of the 14th ESV Conference, pp. 199-209, 1994.
- [20] Yang J.K., Wittek A., Kajzer J., “Finite Element Model of the Human Lower Extremity Skeleton System in a Lateral Impact”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 377-388, 1996.
- [21] European Experimental Vehicles Committee, “EEVC Working Group 10 Report – Proposals for methods to evaluate pedestrian protection for passenger cars”, 1994.
- [22] European Enhanced Vehicle-safety Committee, “EEVC Working Group 17 Report – Improved test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars”, 1998.
- [23] Harris J., “A Study of Test Methods to Evaluate Pedestrian Protection for Cars”, Proceedings of the 12th ESV Conference, pp. 1217-1225, 1989.

- [24] Akiyama A., Yoshida S., Matsushashi T., Rangarajan N., Shams T., Ishikawa H., Konosu A., “Development of Simulation Model and Pedestrian Dummy”, SAE Paper Number 1999-01-0082, 1999.
- [25] Ishikawa H., Kajzer J., Schroeder G., “Computer Simulation of the Impact Response of the Human Body in Car Pedestrian Accidents”, Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference, SAE Paper Number 933129, 1993..
- [26] Huang T.J., McDonald J., Artis M., Rangarajan N., Shams T., White Jr. R.P., Beach D., Campbell Jr. R., Akiyama A., Yoshida S., Ishikawa H., Konosu A., “Development of a Biofidelic Dummy for Car-Pedestrian Accident Studies”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 315-327, 1999.
- [27] Akiyama A., Okamoto M., Rangarajan N., “Development and Application of the New Pedestrian Dummy”, Proceedings of the 17th ESV Conference, Paper Number 463, 2001.
- [28] Artis M., McDonald J., White R., Huang T.J., Shams T., Rangarajan N., Akiyama A., Okamoto M., Yoshizawa R., Ishikawa H., “Development of a New Biofidelic Leg for Use With a Pedestrian Dummy”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 41-52, 2000.
- [29] United Nations, “Global technical regulation No. 9 (gtr 9) : PEDESTRIAN SAFETY (Established in the Global Registry on 12 November 2008)”, ECE/TRANS/180/Add.9, 2009.
- [30] Bunketorp O., Romanus B., Hansson T., Aldman B., Thorngren L., Eppinger, R., “Experimental Study of a Compliant Bumper System”, SAE Paper Number 831623, 1983.
- [31] Bunketorp O., Aldman B., Jonson R., Romanus B., Roos B., Thorngren L., “Experimental Studies on Leg Injuries in Car-Pedestrian Accidents”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 243-255, 1981.
- [32] Kajzer J., Cavallero C., Ghanouchi S., Bonnoit J., Ghorbel A., “Response of the Knee Joint in Lateral Impact – Effect of Shearing Loads”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 293-304, 1990.

- [33] Kajzer J., Cavallero C., Bonnoit J., Morjane A., Ghanouchi S., “Response of the Knee Joint in Lateral Impact – Effect of Bending Moment”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 105-116, 1993.
- [34] Kajzer J., Schroeder G., Ishikawa H., Matsui Y., Bosch U., “Shearing and Bending Effect at the Knee Joint at High Speed Lateral Loading”, Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference, SAE Paper Number 973326, 1997.
- [35] Kajzer J., Matsui Y., Ishikawa H., Schroeder G., Bosch U., “Shearing and Bending Effect at the Knee Joint at Low Speed Lateral Loading”, SAE Paper Number 1999-01-0712, Occupant Protection SAE SP-1432, 1999.
- [36] Matsui Y., Ishikawa H., Sasaki A., Kajzer J., Schroeder G., “Impact Response and Biofidelity of Pedestrian Legform Impactors”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 343-354, 1999.
- [37] Matsui Y., “Biofidelity of TRL Legform Impactor and Injury Tolerance of the Human Leg in Lateral Impact”, Stapp Car Crash Journal, Vol. 45, pp. 495-510, 2001.
- [38] Wittek A., Konosu A., Matsui Y., Ishikawa H., Sasaki A., Shams T., McDonald J., ” A New Legform Impactor for Evaluation of Car Aggressiveness in Car-Pedestrian Accidents”, Proceedings of the 17th ESV Conference, Paper Number 184, 2001.
- [39] Konosu A., Tanahashi M., “Development of a Biofidelic Pedestrian Legform Impactor”, Stapp Car Crash Journal, Vol. 47, pp. 459-472, 2003.
- [40] Kerrigan J.R., Bhalla K.S., Madeley N.J., Funk J.R., Bose D., Crandall J.R., “Experiments for Establishing Pedestrian-Impact Lower Limb Injury Criteria”, SAE Paper Number 2003 -01-0895, 2003.
- [41] Kerrigan J.R., Bhalla K.S., Madeley N.J., Crandall J.R., Deng B., “Response Corridors for the Human Leg in 3-point Lateral Bending”, Proceedings of the 7th US National Congress on Computational Mechanics, 2003.
- [42] Konosu A., Issiki T., Takahashi Y., Suzuki H., Been B., Burleigh M., Hirasawa T., Kanoshima H., “Development of a Biofidelic Flexible Pedestrian Legform Impactor Type GTR Prototype, Part 1: Development and Technical Evaluations”, 21st ESV Conference, Paper Number 09-0145, 2009.

- [43] Been B., Burleigh M., Konosu A., Issiki T., Takahashi Y., Suzuki H., “Development of a Biofidelic Flexible Pedestrian Legform Impactor Type GTR Prototype, Part 2: Technical Details”, 21st ESV Conference, Paper Number 09-0146, 2009.
- [44] Konosu A., Issiki T., Tanahashi M., Suzuki H., “Development of a Biofidelic Flexible Pedestrian Legform Impactor Type GT (Flex-GT)”, 20th ESV Conference, Paper Number 07-0178, 2007.
- [45] Konosu A., Issiki T., Takahashi Y., “Evaluation of the Validity of the Tibia Fracture Assessment Using the Upper Tibia Acceleration Employed in the TRL Legform Impactor”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 251-267, 2009.
- [46] Kikuchi Y., Takahashi Y., Mori F., “Development of a Finite Element Model for a Pedestrian Pelvis and Lower Limb”, SAE Paper Number 2006-01-0683, 2006.
- [47] Engineering Systems International, “H-Dummy Version 1.6 User’s Manual, Hankook ESI”, 1998.
- [48] Woo S., Fox R., Sakane M., Livesay G., Rudy T., Fu F., “Biomechanics of the ACL: Measurement of In Situ Force in the ACL and the Knee Kinetics”, The Knee, Volume 5, Number 4, pp. 267-288, 1998.
- [49] Race A., Amis A., “The Mechanical Properties of the Two Bundles of the Human Posterior Cruciate Ligament”, Journal of Biomechanics, Vol 27(1), pp. 13-24, 1994.
- [50] Fox R., Harner C., Sakane M., Carlin G., Woo S., “Determination of the In Situ Forces in the Human Posterior Cruciate Ligament using Robotic Technology - a Cadaveric Study”, The American Journal of Sports Medicine, Vol. 26(3), pp. 395-401, 1998.
- [51] Primal Pictures, “Interactive Knee Version 1.1”, 2000.
- [52] A.D.A.M. Software, Inc., “A.D.A.M. Interactive Anatomy Version 3.0”, 1997.
- [53] Pam System International, “PAM-CRASH PAM-SAFE Version 1998 Notes Manual”, 1998.
- [54] Pam System International, “PAM-CRASH PAM-SAFE Version 1998 Reference Manual”, 1998.
- [55] Primal Picture LTD., “PRIMAL 3D INTERACTIVE SERIES HIP”, 2001.

- [56] Salzar R.S., Genovese D., Bass C.R., Bolton J.R., Guillemot H., Damon A.M., Crandall J.R., "Load Path Distribution within the Pelvic Structure under Lateral Loading", *International Journal of Crashworthiness*, Vol. 14(1), pp. 99-110, 2009.
- [57] Robbins D.H., "Anthropometric Specifications for Mid-sized Male Dummy, Volume 2", The University of Michigan Transportation Research Institute, Report Number UMTRI-83-53-2, 1983.
- [58] Gray H. "Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Medicine and Surgery, Thirty-eighth Edition", Churchill Livingstone, 1995.
- [59] Vix V.A., Ryu C.Y., "The Adult Symphysis Pubis: Normal and Abnormal", *American Journal of Roentgenology, Radium Therapy, and Nuclear Medicine*, Vol. 112(3), pp. 517-525, 1971.
- [60] Walker J.M., "The Sacroiliac Joint: A Critical Review", *Physical Therapy*, Volume 72, Number 12, pp. 71-84, 1992.
- [61] Carter D.R., Schwab G.H., Spengler D.M., "Tensile fracture of cancellous bone", *Acta Orthop. Scand.*, Vol. 51(5), pp. 733-741, 1980.
- [62] Reilly D.T., Burstein A.H., Frankel V.H., "The elastic modulus for bone", *Journal of Biomechanics*, Vol. 7(3), pp. 271-272, 1974.
- [63] Reilly D.T., Burstein A.H., "The elastic and ultimate properties of compact bone tissue", *Journal of Biomechanics*, Vol. 8(6), pp. 397-405, 1975.
- [64] Goldstein S., Frankenburg E., Kuhn J., "Biomechanics of bone", *Accidental Injury*, 1993.
- [65] Hirsch C., Evans F.G., "Studies on some physical properties of infant compact bone", *Acta Orthop. Scand.*, Vol. 35, pp. 300-313, 1970.
- [66] Sedlin E.D., Hirsch C., "Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone", *Acta Orthop. Scand.*, Vol. 37, pp. 29-48, 1966.
- [67] Lindahl O., Lindgren A.G.H., "Cortical bone in man. II. Variation in tensile strength with age and sex", *Acta Orthop. Scand.*, Vol. 38(2), pp. 141-147, 1967.
- [68] Hirsch C., Dasilva O., "The effect of orientation on some mechanical properties of femoral cortical specimens", *Acta Orthop. Scand.*, Vol. 38, pp. 45-56, 1967.

- [69] Carter D.R., Caler W.E., Spengler D.M., Frankel V.H., “Fatigue behaviour of adult cortical bone: the influence of mean strain and strain range”, *Acta Orthop. Scand.*, Vol. 52(5), pp. 481-490, 1981.
- [70] Evans F.G., Bang S., “Differences and relationships between the physical properties and the microscopic structure of human femoral, tibial and fibular cortical bone”, *Am. J. Anat.*, Vol. 120, pp. 79-88, 1967.
- [71] Wall J.C., Chatterji S.K., Jeffery J.W., “Age-related changes in the density and tensile strength of human femoral cortical bone”, *Calcif. Tiss. Intl.*, Vol. 27(1), pp. 105-108, 1979.
- [72] Carter D.R., Spengler D.M., “Basic science and pathology - Mechanical properties and composition of cortical bone”, *Clin. Orthop. Related Research*, Vol. 135, pp. 192-217, 1978.
- [73] Lappi V.G., King M.S., LeMay I., “Determination of elastic constants for human femurs”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 101(3), pp. 193-197, 1979.
- [74] Hight T.K., Brandeau J.F., “Mathematical modeling of the stress strain - strain rate behavior of bone using the Ramberg-Osgood Equation”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 16(6), pp. 445-450, 1983.
- [75] Cezayirlioglu H., Bahniuk E., Davy D.T., et al, “Anisotropic yield behaviour of bone under combined axial force and torque”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 18(1), pp. 61-69, 1985.
- [76] Bonfield W., “Advances in the fracture mechanics of cortical bone”, *Journal of Mechanics*, Vol. 20(11-12), pp. 1071-1081, 1987.
- [77] Katsamanis F., Raftopoulos D.D., “Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 23(11), pp. 1173-1184, 1990.
- [78] Lotz J.C., Gerhart T.N., Hayes W.C., “Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 24(5), pp. 317-329, 1991.
- [79] Saha S., Hayes W.C., “Tensile impact properties of human compact bone”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 9(4), pp. 243-251, 1976.

- [80] Yoon H.S., Katz J.L., “Ultrasonic wave propagation in human cortical bone- II , Measurements of elastic properties and microhardness”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 9(7), pp. 459-464, 1976.
- [81] Reilly D.T., Burstein A.H., “The Mechanical properties of cortical bone”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 56(5), pp. 1001-1022, 1974.
- [82] Currey J.D., Butler G., “The Mechanical properties of bone tissue in children”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 57(6), pp. 810-814, 1975.
- [83] Burstein A.H., Reilly D.T., Martens M., “Aging of bone tissue: Mechanical properties”, *Journal of Bone and Surgery*, Vol. 58(1), pp. 82-86, 1976.
- [84] McCalden R.W., McGeough J.A., Barker M.B., Court-Brown C.M., “Age-related changes in the tensile properties of cortical bone”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 75(8), pp. 1193-1205, 1993.
- [85] Mather B.S., “The symmetry of the mechanical properties of the human femur”, *J. Surg. Res.*, Vol. 7(5), pp. 222–225, 1967.
- [86] Ruff C.B., Hayes W.C., “Sex differences in age-related remodeling of the femur and tibia”, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 6(6), pp. 886-896, 1988.
- [87] Goldstein S.A., Wilson D.L., Sonstegard D.A., Matthews L.S., “The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 16(12), pp. 965-969, 1983.
- [88] Currey J.D., “The mechanical properties of bone”, *Clin. Orthop. Related Research*, Vol. 73, pp. 210-231, 1970.
- [89] Leichter I., Margulies, J.Y., Weinreb A., Mizrahi J., Robin G.C., Conforty B., Makin M., Bloch B., “The relationship between bone density, mineral content and mechanical strength in the femoral neck”, *Clin. Orthop. Related Research*, Vol. 163, pp. 272-281, 1982.
- [90] Parfitt A.M., Mathews C.H, Villanueva A.R., Kleerekoper M., Frame B., Rao D.S., “Relationships between surface, volume, and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis”, *J. Clin. Inverst.*, Vol. 72(4), pp. 1396–1409, 1983.

- [91] Williams J.L., Lewis J.L., “Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibia epiphysis”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 104(1), pp. 50-56, 1982.
- [92] Stone J.L., Beaupre G.S., Hayes W.C., “Multiaxial strength characteristics of trabecular bone”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 16(9), pp. 743-752, 1983.
- [93] Gibson L.J., “The Mechanical behavior of cancellous bone”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 18(5), pp. 317-328, 1985.
- [94] Linde F., Hvid I., “Stiffness behaviour of trabecular bone specimens”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 20(1), pp. 83-89, 1987.
- [95] Rice J.C., Cowin S.C., Bowman J.A., “On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 21(2), pp. 155-168, 1988.
- [96] Pugh J.W., Rose R.M., Radin E.L., “Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone, dependence on structure”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 6(5), pp. 475-485, 1973.
- [97] Behrens J.C., Walker P.S., Shoji H., “Variations in strength and structure of cancellous bone at the knee”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 7(3), pp. 201–207, 1974.
- [98] Ducheyne P., Heymans L., Martens M., Aernoudt E., Meester P., Mulier J.C., “The mechanical behavior of intercondylar cancellous bone of the femur at different loading rates”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 10(11-12), pp. 747-762, 1977.
- [99] Linde F., Hvid I., “The effect of constraint on the mechanical behavior of trabecular bone specimens”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 22(5), pp. 485–490, 1989.
- [100] Courtney A.C., Wachtel E.F., Myers E.R., Hayes W.C., “Age-related reductions in the strength of the femur tested in a fall-loading configuration”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 77(3), pp. 387-395, 1995.
- [101] McElhaney J.H., “Dynamic response of bone and muscle tissue”, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 21(4), pp. 1231-1236, 1966.
- [102] Brown T.D., Ferguson A.B., “Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur”, *Acta Orthop. Scand.*, 51, 1982.

- [103] Martens M., Van Audekercke R., Delpont P., De Meester P., Mulier J.C., “The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 16(12), pp. 971-983, 1983.
- [104] Lindahl O., “Mechanical properties of dried defatted spongy bone”, *Acta Orthop. Scand.*, Vol. 47(1), pp. 11-19, 1976.
- [105] Carter D.R., Hayes W.C., “The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 59(7), pp. 954-962, 1977.
- [106] Carter D.R., Hayes W.C., “Bone compressive strength: The influence of density and strain rate”, *Science*, Vol. 194(4270), pp. 1174-1176, 1976.
- [107] McElhaney J.H., Roberts V.L., Hilyard J.F., “Handbook of Human Tolerance”, Japan Automobile Research Institute, Inc., 1976.
- [108] Butler D.L., Kay M.D., Stouffer D.C., “Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments”, *J. Biomech.*, Vol. 19(6), pp. 425-432, 1986.
- [109] Trent P.S., Walker P.S., Wolf B., “Ligament length patterns, strength and rotational axes of the knee joint”, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 117, pp. 263-270, 1976.
- [110] Noyes F.R., Grood E.S., “The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 58, pp. 1074-1082, 1976.
- [111] Race A., Amis A.A., “Mechanical properties of the two bundles of the human posterior crucial ligament”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 27(1), pp. 13-24, 1994.
- [112] Kennedy J.C., Hawkins R.J., Willis R.B., Danylchuck K.D., “Tension studies of human knee joint ligaments”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 58(3), pp. 350-355, 1976.
- [113] Wismans J., Veldpaus F., Janssen J., Huson A., Struben P., “A three-dimensional mathematical model of the human knee-joint”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 13(8), , pp. 677-679, 1980.
- [114] Mow V. C., Amoczky S. P., Jackson D. W., ed., “Knee Meniscus: Basic and Clinical Foundations”, New York: Raven Press, 1992.

- [115] Mow V.C., Ratcliffe A., "Structure and foundation of articular cartilage and meniscus", In Basic Orthopaedic Biomechanics, Second Edition, Ed. Mow V.C., Hayes W.C., Lippincott-Raven, 1997, pp113 -177.
- [116] Yamamoto S., Kajzer J., Tanaka E., "Development of high-speed tensile test system for ligaments and skeletal muscles", In Human Biomechanics and Injury Prevention, Ed. Kajzer J., Tanaka E., Yamada H., Springer, 2000, pp. 167-172.
- [117] Dakin G.J., Arbelaez R.A., Molz F.J. 4th, Alonso J.E., Mann K.A., Eberhardt A.W., "Elastic and Viscoelastic Properties of the Human Pubic Symphysis Joint: Effects of Lateral Impact Loading", Journal of biomechanical engineering, Vol. 123, pp. 218-226, 2001.
- [118] Stewart K.J., Edmonds-Wilson R.H., Brand R.A., Brown T.D., "Spatial Distribution of Hip Capsule Structural and Material Properties", Journal of Biomechanics, Vol. 35(11), pp. 1491-1498, 2002.
- [119] Kemper A.R., McNally C., Duma S.M., "Dynamic Tensile Material Properties of Human Pelvic Cortical Bone", Biomedical Sciences Instrumentation, Vol. 44, pp. 417-418, 2008.
- [120] Yamada H., "Strength and Aging of Human Body", NHK Press.
- [121] Yamada H., "Strength of biological materials", The Williams & Wilkins Company, 1970.
- [122] Darvish K. K., Takhounts E. G., Mathews B. T., Crandall J. R., "A Nonlinear Viscoelastic Model for Polyurethane Foams", SAE paper Number 1999-01-0299, 1999.
- [123] Kerrigan J., Drinkwater, D.C., Kam C.Y., Murphy D.B., Ivarsson B.J., Crandall J. R., Bolton J., "Tolerance of the Human Leg and Thigh in Dynamic Lateral-Medial 3-Point Bending", 2004 International Crashworthiness Conference, San Francisco, CA., 2004.
- [124] Ivarsson J., Lessley D., Kerrigan J., Bhalla K., Bose D., Crandall J., Kent R., "Dynamic Response Corridors and Injury Thresholds of the Pedestrian Lower Extremities", Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 179-191, 2004.
- [125] Bose D., Sanghavi P., Kerrigan J. R., Madeley N. J., Bhalla K. S., Crandall J. R., "Material Characterization of Ligaments using Non-Contact Strain Measurement and

- Digitization”, Proceedings of the 30th International Workshop on Human Subjects for Biomechanical Research, pp. 183-196, 2002.
- [126] van Dommelen J.A.W., Ivarsson B.J., Jolandan M.M., Millington S.A., Raut M., Kerrigan J.R., Crandall J.R., Diduch D.R., “Characterization of the Rate-Dependent Mechanical Properties and Failure of Human Knee Ligament”, SAE Paper Number 2005-01-0293, 2005.
- [127] Bose D., Bhalla K., Rooij L., Millington S., Studley A., Crandall J., “Response of the Knee Joint to the Pedestrian Impact Loading Environment”, SAE Paper Number 2004-01-1608, 2004.
- [128] Renaudin F., Guillemot H., Lavaste F., Skalli N., “Mechanical Behaviour of Pelvis Bone in Axial Loading”, The 26th International Symposium on Automotive Technology and Automotion, pp. 655-660, 1993.
- [129] Guillemot H., Besnault B., Robin S., Got C.H., Le Coz J.Y., Lavaste F., Lassau J.P., “Pelvis Injuries in Side Impact Collisions : A Field Accident Analysis and Dynamic Tests on Isolated Pelvis Bones”, SAE Paper Number 973322, 1997.
- [130] Thunnissen J., Wismans J., Ewing C., Thomas D., “Human Volunteer Head-Neck Response in Frontal Flexion: a New Analysis”, SAE Paper Number 952721, 1995.
- [131] Ewing C.L., Thomas D.J.: “Human Head and Neck Response to Impact Acceleration”, NAMRL Monograph 21, 1973.
- [132] Kikuchi Y., Takahashi Y., Mori F., “Full-Scale Validation of a Human FE Model for the Pelvis and Lower Limb of a Pedestrian”, SAE Paper Number 2008-01-1243, 2008.
- [133] Kerrigan J.R., Subit D., Untaroiu C., Crandall J., Rudd R., “Pedestrian Lower Extremity Response and Injury: Small Sedan vs. Large SUV”, SAE Paper Number 2008-01-1245, 2008.
- [134] Pipkorn B., Forsberg C., Takahashi Y., Ikeda M., Fredriksson R., Svensson C., Thesleff A., “Development and Component Validation of a Generic Vehicle Front Buck for Pedestrian Impact Evaluation”, Proceedings of the IRCOBI Conference, 2014 (in press).

- [135] Rhule H., Maltese M., Donnelly B., Eppinger R., “Development of a New Biofidelity Ranking System for Anthropomorphic Test Devices”, *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 46, pp. 477-512, 2002.
- [136] 金山 悠, 秋山 朗彦, 岡元 雅義, 高橋 裕公, “人体およびダミーFE モデルを用いた胸部変形量の二次元的評価による歩行者ダミー胸部傷害予測手法の検討”, *自動車技術会論文集*, Vol. 42(4), pp. 823-828, 2010.
- [137] Okamoto M., Akiyama A., Takahashi Y., “Pedestrian Dummy Pelvis Impact Responses”, *SAE Paper Number 2009-01-1214*, 2009.
- [138] Bose D., Subit D.L., Ivarsson B.J., Crandall J.R., Takahashi Y., Kikuchi Y., Akiyama A., “Biofidelity Improvements to the Polar-II Pedestrian Dummy Lower Extremity”, *SAE Paper Number 07B-275*, 2007.
- [139] Shin J., Lee S., Kerrigan J., Darvish K., Crandall J., Akiyama A., Takahashi Y., Okamoto M., Kikuchi Y., “Development and Validation of a Finite Element Model for the Polar-II Upper Body”, *SAE Paper Number 2006-01-0684*, 2006.
- [140] Okamoto Y, Sugimoto T, Enomoto K, Kikuchi J., “Pedestrian Head Impact Conditions Depending on the Vehicle Front Shape and its Construction – Full Model Simulation”, *Traffic Injury Prevention*, Vol. 4(1), pp. 74-82, 2003.
- [141] Takahashi Y., Ikeda M., Imaizumi I., Kikuchi Y., Takeishi S., “Validation of Pedestrian Lower Limb Injury Assessment using Subsystem Impactors”, *Proceedings of the IRCOBI Conference*, pp. 304-315, 2012.
- [142] Japan Automobile Manufacturers Association and Japan Automobile Research Institute, “Flex-GT Full Calibration Test Procedures”, *5th Flex-TEG Meeting Document*, Number TEG-047, 2007.
- [143] United Nations, “Global technical regulation No. 9 (Pedestrian Safety) – Phase-2 of the global technical regulation, Proposal for Amendment 2”, *ECE/TRANS/WP.29/GRSP/2011/13*, 2011.
- [144] Bose D., Bhalla K.S., Untaroiu C.D., Ivarsson B.J., Crandall J.R., Hurwitz S., “Injury Tolerance and Moment Response of the Knee Joint to Combined Valgus bending and Shear Loading”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 130(3):031008, 2008.

- [145] Nyquist G., Cheng R., El-Bohy A., King A., “Tibia Bending: Strength and Response”, SAE Paper Number 851728, 1985.
- [146] Schneider L.W., Robbins D.H., Pflug M.A., Snyder R.G., “Development of Anthropometrically Based Design Specifications for an Advanced Adult Anthropomorphic Dummy Family, Volume 1”, Report Number UMTRI-83-53-1, 1983.
- [147] Cesari D., Bermond F., Caire Y., Bouquet R., “Optimization of Pedestrian Leg Injury Protection Using a Biofidelic Human Leg”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 303-313, 1994.
- [148] Kent R., Funk J., “Data Censoring and Parametric Distribution Assignment in the Development of Injury Risk Functions from Biomechanical Data”, SAE Paper Number 2004-01-0317, 2004.
- [149] Konosu A., Ishikawa H., Tanahashi M., “Reconsideration of Injury Criteria for Pedestrian Subsystem Legform Test - Problems of Rigid Legform Impactor -”, Proceedings of the 17th ESV Conference, Paper Number 01-S8-O-263, 2001.
- [150] Lloyd D., Buchanan T., “Strategies of Muscular Support of Varus and Valgus Isometric Loads at the Human Knee”, Journal of Biomechanics, Vol. 34(10), pp. 1257-1267, 2001.
- [151] Bunketorp O., Romanus B., Hansson T., Aldman D., Thorngren L., Eppinger R. H., “Experimental Study of a Compliant Bumper System”, SAE Paper Number 831623, 1983.
- [152] Takahashi, Y., Kikuchi, Y., “Biofidelity of Test Devices and Validity of Injury Criteria for Evaluating Knee Injuries to Pedestrians”, Proceedings of the 17th ESV Conference, Paper Number 373, 2001.
- [153] Gayzik S., “Completion of Phase I Development of the Global Human Body Models Consortium Mid-Sized Male Full Body Finite Element Model”, SAE Government Industry Meeting, 2012.

業績論文

[査読論文]

1. Takahashi Y., Kikuchi Y., Konosu A., Ishikawa H., “Development and Validation of the Finite Element Model for the Human Lower Limb of Pedestrians”, Stapp Car Crash Journal, Vol. 44, Paper Number 2000-01-SC22, pp. 335-355, 2000.
2. 高橋裕公, 岡元雅義, 菊池裕二, 秋山朗彦, “歩行者ダミー脚部 FE モデルの開発”, 自動車技術会論文集 Vol.40 No.3, pp. 693-698, 2009.
3. 高橋裕公, 岡元雅義, 菊池裕二, 秋山朗彦, “歩行者ダミー大腿部・下腿部傷害基準と計測手法の開発”, 自動車技術会論文集 Vol.40 No.3, pp. 675-680, 2009.
4. Takahashi, Y., Okamoto, M., Akiyama, A., Kikuchi, Y., “Estimation of Knee Ligament Injury Measures for a Pedestrian Dummy”, SAE International Journal of Passenger Cars- Mechanical Systems, Vol.2 No.1, pp. 1116-1124, 2009.
5. 高橋 裕公, 岡元 雅義, 秋山 朗彦, 菊池 裕二, “歩行者ダミーによる膝部傷害予測手法に関する検討”, 自動車技術会論文集 Vol.40 No.6, pp. 1435-1440, 2009.
6. 高橋裕公, 鈴木俊次, 岡元雅義, 織田信輔, “車体前部荷重特性が歩行者腰部・脚部傷害指標に与える影響”, 自動車技術会論文集 Vol.43 No.2, pp. 255-260, 2012.
7. Takahashi, Y., Matsuoka, F., Okuyama, H., Imaizumi, I., “Development of Injury Probability Functions for the Flexible Pedestrian Legform Impactor”, SAE International Journal of Passenger Cars- Mechanical Systems Vol.5 No.1, pp. 242-252, 2012.
8. 高橋裕公, 池田美和子, 今泉巖, 菊池裕二, 武石悟, “インパクトを用いた歩行者脚部傷害評価の妥当性検証”, 自動車技術会論文集 Vol.44 No.3, pp. 889-894, 2013.

[国際会議論文]

1. Takahashi, Y., Kikuchi, Y., “Biofidelity of Test Devices and Validity of Injury Criteria for Evaluating Knee Injuries to Pedestrians”, Proceedings of the 17th ESV Conference, Paper Number 373, June 4-7, Amsterdam (The Netherlands), 2001.
2. Takahashi, Y., Kikuchi, Y., Mori, F., Konosu, A., “Advanced FE Lower Limb Model for Pedestrians”, Proceedings of the 18th ESV Conference, Paper Number 218, May 19-22, Nagoya (Japan), 2003.

3. Takahashi, Y., Kikuchi, Y., Okamoto, M., Akiyama, A., Ivarsson, J., Bose, D., Subit, D., Shin, J., Crandall, J., “Biofidelity Evaluation for the Knee and Leg of the Polar Pedestrian Dummy”, Proceedings of the 19th ESV Conference, Paper Number 05-0280, June 6-9, Washington D.C. (U.S.A.), 2005.
4. Takahashi, Y., Okamoto, M., Kikuchi, Y., Akiyama, A., “Injury Thresholds and a Measurement Technique for the Thigh and Leg of a Pedestrian”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 295-308, Sept. 17-19, Bern (Switzerland), 2008.
5. Takahashi, Y., Suzuki, S., Ikeda, M., Gunji, Y., “Investigation on Pedestrian Pelvis Loading Mechanisms using Finite Element Simulations”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 169-180, Sept. 15-17, Hannover (Germany), 2010.
6. Takahashi, Y., Suzuki, S., Okamoto, M., Oda, S., Fredriksson, R., Pipkorn, B., “Effect of Stiffness Characteristics of Vehicle Front-end Structures on Pedestrian Pelvis and Lower Limb Injury Measures”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 265-276, Sept. 14-16, Krakow (Poland), 2011.
7. Takahashi, Y., Ikeda, M., Imaizumi, I., Kikuchi, Y., Takeishi, S., “Validation of Pedestrian Lower Limb Injury Assessment using Subsystem Impactors”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 304-315, Sept. 12-14, Dublin (Ireland), 2012.
8. Takahashi, Y., Imaizumi, I., Asanuma, H., Ikeda, M., “Responses of the Flexible Legform Impactor in Car Impacts”, Proceedings of the IRCOBI Conference, pp. 777-788, Sept. 11-13, Gothenburg (Sweden), 2013.

[その他論文]

1. Takahashi, Y., Kikuchi, Y., Konosu, A., Ishikawa, H., “Development of a Finite Element Model for the Pedestrian Lower Limb - Development and Validation of a Knee Joint Model -”, Honda R&D Technical Review, Vol.13 No.2, pp. 123-132, 2001.
2. Takahashi, Y., Kikuchi, Y., Konosu, A., Ishikawa, H., “Development of a Finite Element Model for the Pedestrian Lower Limb - Model Validation for Car-Pedestrian Impact -”, Honda R&D Technical Review, Vol.13 No.2, pp. 133-140, 2001.