

ロボットによる轢過に起因した中足骨の骨折耐性の推定手法

Prediction Method of Metatarsal Fracture Tolerance in being Run Over by Robot

藤川 達夫*¹
Tatsuo FUJIKAWA

西本 哲也*²
Tetsuya NISHIMOTO

浅野 陽一*¹
Yoichi ASANO

神保 浩之*¹
Hiroyuki JINBO

Abstract

Human foot injury due to being run over by a robot is a hazardous event caused by robot motion and should be considered in risk assessments prior to designing robots. This study aims to provide information on the human foot injury tolerance for risk assessments. A method to predict the human metatarsal fracture tolerance by scaling the fracture forces of alternate specimens (bear metatarsals) to those of human metatarsals is proposed. A scaling parameter based on the assumption that a metatarsal is represented by an elastically supported beam is discussed. The validity of the method is examined by fracture tests and size measurements of bear metatarsals.

1. 緒言

家庭や介護施設等に生活支援ロボットを導入することで生活の質を向上させる試みが始まっている。これらのロボットは、従来の産業用ロボットと異なり、人と接して使用されるために、接触による傷害のリスクをより十分に考慮した設計が必要となっている。しかし、生活支援ロボットは発展段階にあり、今後多様な仕様の製品が開発される可能性があるため、リスクの形態も多様であり、現状では、具体的な安全基準の策定が困難である。このため、ロボット製造者が独自に実施するリスクアセスメントの重要性が高く、Personal Care Robotsの安全規格ISO13482¹⁾では、上位規格ISO12100²⁾の方法に従ってリスクアセスメントを行うことを必須としている。この際に考慮すべき危険事象の事例が、ISO12100-1の附属書Bに列挙されている。その中で、接触に関連した危険事象としては、轢過、押しつぶし、衝撃、突き刺し等がある。本研究では、これらのうち、ロボットが移動中に人の足部を轢過して骨折させるという危険事象に着目し、骨折のリスクを低減したロ

ボットの設計に有用な情報を提供することを目指す。

リスクアセスメントにおいては、轢過によるリスク（確率と危害のレベル）を算定して、これを十分に低減するための保護方策を検討し、ロボットの設計に反映する。このためには、足部骨折の発生を規定する物理量（骨折耐性）が必要となる。例えば、ロボットの軽量化により足部への荷重を軽減して骨折リスクを低減するには、骨折が発生する荷重を根拠として、どの程度軽量化すべきかの設計指針を立てなくてはならない。また、軽量化が十分に達成できない場合には、骨折の可能性を考慮したリスクの高さに応じて、ロボットが人を検知して回避する機能の信頼性を確保する（例えば機能の安全整合性水準SILをIEC 62061に適合させる）などの方策が必要となる。

しかし、これまでの傷害研究^{3)~7)}では、頭部、頸部、胸部、腰部、大腿、脛部、膝関節、腕部についての傷害耐性が明らかとなっているものの、足部の傷害耐性は明らかになっていない。Yamada⁸⁾は、足部の骨に関する材料特性データを整理しているが、骨格構造を有する足部の骨折耐性については整理していない。Kwonら⁹⁾は、死体の足部に保護靴を履かせた実験により、足部に

*1 一般財団法人日本自動車研究所 ロボットプロジェクト推進室

*2 日本大学工学部

*本資料は各著作権規則に基づくロボット学会誌第34巻7号pp.441~447の転載である

重量物が落下した際の保護効果を検討しているが、骨折耐性については検討していない。また、Gutekunstら¹⁰⁾は、足部の骨の組成から強度を推定する方法を提案しているが、足部から取り出した中足骨の3点曲げ試験によるものであり、筋肉などの軟組織と関節とで支持された実際の骨とは支持条件が異なるため、実際の代表的なヒトの足の骨折耐性の導出には至っていない。そこで、本研究では、実際の足部に関する実験を行って骨折耐性を検討する。

本研究の最終目標は、ロボットの轢過にともなうリスクを低減した設計を可能にするために、これまで不明であった代表的なヒトの足部の骨折耐性を明らかにすることである。しかし、ヒトの足部を供試体とした実験は、倫理上の制限があり、代表的なデータを得るに十分な回数を実施することは困難である。このために、ヒトの足に似た骨格を有する食肉（クマ）の足部に関する骨折実験を行い、その結果をヒトの足部の骨折耐性に換算する手法を検討する。換算においては、クマとヒトでは足部の骨の寸法が異なることが課題となる。また、ヒトの足部の寸法も多様であることから、寸法が異なる足部の骨折耐性を代表的な寸法の足部に換算する必要もある。そこで、本報では、足部の骨折耐性と寸法の間関係を記述する寸法換算因子を仮定して、その妥当性を確認し、換算手法を提案する。

2. 寸法換算の原理

2.1 寸法換算の方法

寸法の異なる足部の骨折耐性を換算するには、二つの方法が考えられる。

第一の方法は、数値シミュレーションによる方法である。この方法を足部に適用した場合の利点は、足部の形状を詳細に再現した検討が可能なことである。しかし、この方法では、様々な寸法の足部の計算を行う際に、寸法ごとの足部シミュレーションモデルを作成する必要がある。本研究の最終目標を達成するには、代表的なヒトの足部のシミュレーションモデルが必要となるため、多数の被験者の足部形状から代表的なヒトの足部の骨格、軟組織等の詳細形状を導き、頭部傷害について宮崎ら¹¹⁾が提案している「代表形状合成法」等を用いて、架空の足部モデルを作成する必要がある。

る。

第二の方法は、寸法換算因子による方法である。傷害の発生機構において支配的な寸法因子を抽出し、傷害耐性はこの因子に比例すると仮定して、供試体の傷害耐性を異なる寸法の人体の傷害耐性に換算する。Mertzら^{3),4)}、Eppingerら⁵⁾およびTakahashiら⁷⁾は、代替動物実験や死体実験から求めた傷害耐性を、大幅に単純化した寸法換算因子により、代表的な寸法の人体の傷害耐性に換算している。例えば、Eppingerら⁵⁾は、大腿部の軸方向荷重による骨折の支配的な寸法換算因子は大腿骨の断面積であるとして、この値を用いて、寸法の異なる大腿部の骨折耐性を推定している。この方法の欠点は、数値シミュレーションのような詳細な検討が不可能な点である。しかし、傷害発生機構において支配的な寸法因子を用いているために、その値（例えば多数の被験者の骨の断面係数等）を調査して統計処理すれば、シミュレーションに比べて容易に、代表的なヒトの足の骨折耐性を求めることが可能である。

本研究では、代表的なヒトの足の骨折耐性を求めることに重点を置いて、寸法換算因子による方法を検討する。

2.2 寸法換算因子

本研究では、ロボットに足を轢過された場合に、末節骨、中節骨、基節骨または中足骨の骨折が発生すると想定する。これらの骨について予備実験を行った結果、中足骨（Fig. 1）以外には、実験装置の最大荷重 7 [kN] を加えても骨折が発生しなかったが、中足骨には 7 [kN] 未満の荷重で骨折が発生した。このことから、中足骨が最も低い荷重で骨折すると判断し、足部の骨折耐性として中足骨の骨折荷重に着目する。骨折をはりの曲げ破壊で置き換えるために、中足骨を、軟組織に支えられた弾性支持梁として扱う（Fig. 2）。以下の仮定を置いて、モデルを、Fig. 3のように単純化する。

まず、導出する骨折耐性をリスクアセスメントで利用するためには、最も骨折しやすい条件を想定する必要があるため、以下の条件を想定する。

（仮定 a） 骨の長さ l と同等のスパンを有するはりの中央部への集中荷重を想定する。

さらに、

(仮定 b) はりの中央部のはり表面に作用する引張り応力による破壊を想定する。

(仮定 c) 弾性支持は、はりの両端と中央部の3つのバネで近似できるとする。

(仮定 d) 皮質骨に比べて引張り強度が著しく低い海綿骨が中足骨の曲げ強度に及ぼす影響を無視する。また、皮質骨の断面形状を、だ円で近似する。これにより、骨断面の図心を通る水平軸周りの断面係数 Z は次式で近似される。

$$Z = \pi(H_0^3 B_0 - H_1^3 B_1) / 32H_0 \quad (1)$$

ここに、 H_0 は皮質骨外面の上下径、 B_0 は皮質骨外面の横径、 H_1 は皮質骨内面の上下径、 B_1 は皮質骨内面の横径である (Fig. 4)。

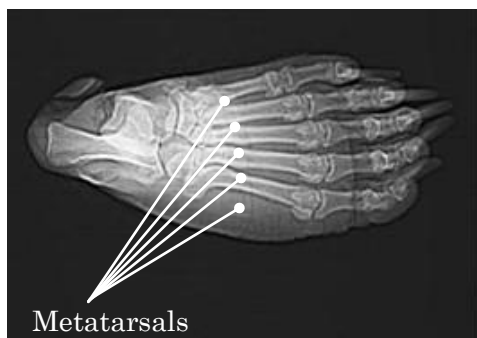


Fig. 1 X-ray image of specimen

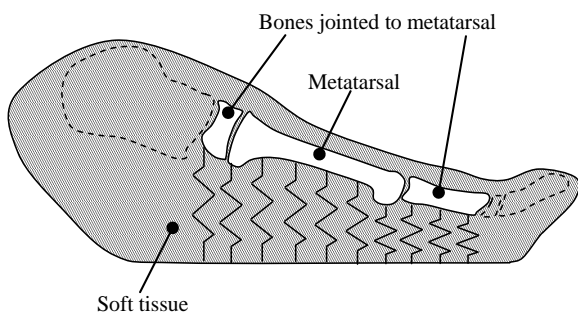


Fig. 2 Structure of foot

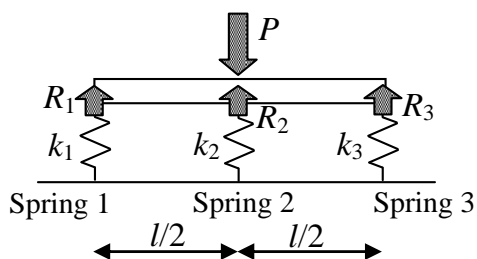


Fig. 3 Elastically supported beam

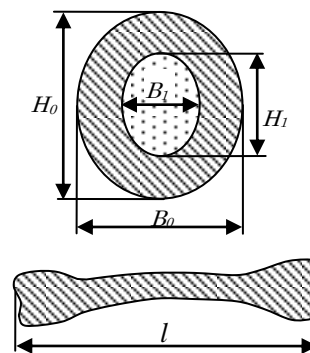


Fig. 4 Diameters and Length of metatarsal

仮定 b, 仮定 dよりはりの最大応力 σ_{\max} は、次式で表される。

$$\sigma_{\max} = M_{\max} / Z \quad (2)$$

M_{\max} は、はりの中央部に発生する最大曲げモーメントで、仮定 a より、次式で表される。

$$M_{\max} = \frac{lR_1}{2} \quad (3)$$

ここに、 l ははりのスパン、 R_1 は支持点1における反力である。

仮定 c より、はりに加わる外力とトルクの釣り合いから、 R_1 は、次式で表される。

$$R_1 = \left(\frac{1/k_2}{l^3/48EI + 1/4k_1 + 1/k_2 + 1/4k_3} \right) \frac{P}{2} \quad (4)$$

ここに、 k_1, k_2, k_3 はおのおのバネ1, バネ2, バネ3のバネ定数、 E および I ははりのヤング率および断面二次モーメントである。

式(1)~(4)より、はりの中央部表面に発生する最大応力 σ_{\max} は、次式で表される。

$$\sigma_{\max} = \left(\frac{1/k_2}{l^3/48EI + 1/4k_1 + 1/k_2 + 1/4k_3} \right) \frac{lP}{4Z} \quad (5)$$

ここに、 Z ははりの断面係数、 P は集中荷重である。

式(5) $l^3/48EI$ および $1/k_1, 1/k_2, 1/k_3$ はおのお

の、はりおよびバネ1、バネ2、バネ3の変形し易さに相当するので、以下のように仮定する。

(仮定 e) 中足骨を再現しているはりの変形し易さは、それを支える軟組織の変形しやすさに比べて大幅に低く（はりの剛性はそれを支える軟組織の剛性より大幅に高く）、以下の様に考えられる。

$$\frac{l^3}{48EI} \ll \frac{1}{4k_1}, \quad \frac{l^3}{48EI} \ll \frac{1}{k_2}, \quad \frac{l^3}{48EI} \ll \frac{1}{4k_3} \quad (6)$$

仮定 e より、式(5)は以下のように近似される。

$$\sigma_{\max} \cong \left(\frac{1/k_2}{1/4k_1 + 1/k_2 + 1/4k_3} \right) \frac{lP}{4Z} \quad (7)$$

軟組織を再現している三つバネのバネ定数は、これらのバネで置き換えた軟組織の弾性率および寸法に依存する。足の寸法が変化しても弾性率が変化せず、軟組織各部間の寸法比率も変化しない場合を想定して、以下の様に仮定する。

(仮定 f) $1/k_1$ と $1/4k_2$, $1/4k_3$ の関係は、ほぼ一定で次式で近似される。

$$1/k_2 \cong \gamma \left(1/4k_1 + 1/4k_3 \right) \quad (8)$$

ここに、 γ は近似的な比例定数である。

仮定fにより、式(7)は、次式で近似される。

$$\sigma_{\max} \cong \left(\frac{\gamma}{1+\gamma} \right) \frac{lP}{4Z} \quad (9)$$

仮定 bによれば、式(9)のPが増大して σ_{\max} が中足骨の皮質骨の引張り強度 σ_u に達した時に骨折が発生する。この時の荷重 P_u が骨折荷重で、式(9)より、以下の様に表される。

$$P_u \cong \frac{4Z}{l} \left(\frac{1+\gamma}{\gamma} \right) \sigma_u \quad (10)$$

ここで、以下の仮定を置く。

(仮定 g) 皮質骨の引張り強度 σ_u は一定とする。

γ と σ_u は仮定 fと仮定 g により一定としたので、寸法の異なる中足骨の骨折荷重 P_u は Z/l で決定される。そこで、 Z/l を寸法換算因子とし、以下の仮説を置く。

(仮説) 「寸法の異なる中足骨の骨折荷重は、寸法換算因子 Z/l に比例する。」

この仮説によれば、皮質骨の引張り強度が一定で寸法の異なる中足骨の骨折荷重は、寸法換算因子 Z/l で換算可能となる。以下の実験により、この仮説の妥当性を確認する。なお、この仮説は、骨の3点曲げ試験の寸法換算にも用いられている Z/l (例えばGutekunst¹⁰⁾による中足骨の3点曲げ試験)が、上記の仮定の下に弾性支持された中足骨の強度にも適用されることを意味する。3点曲げ試験は足部から摘出した骨で実施され、軟組織による弾性支持を受けないため、および、はりのスパンは試験装置の支持点距離で明確に設定されるため、これに寸法換に Z/l を用いることはおおむね妥当である。しかし、軟組織による弾性支持を受けるのに加えてはりのスパンを骨の長さで仮定する必要のある実際の足部については、本研究による妥当性確認が必要である。

3. 実験方法

3.1 供試体

本研究では、供試体として食用のクマの足部を用いる。食用として容易に入手できる動物の足には、ブタ、ニワトリ、ウサギ等もあるが、クマの足部の構造がヒトの足部に最も似ている。市販されている冷凍の足部を室温で解凍して実験に供する。

3.2 実験条件

ロボットに装着したソリッドタイヤ (Fig. 5) に轆過された中足骨が骨折する状況を想定する。タイヤの直径は200 [mm]、総幅は45 [mm]、接地

部の幅は30 [mm]，トレッドゴムは厚さ 20 [mm]の硬質ゴム（JIS A硬度80）である。

負荷の形態としては，Fig. 3 のモデルと同様に，最も低荷重で骨折の起きる条件として，ソリッドタイヤの荷重が1本の中足骨の長さ方向中央部に集中して負荷される形態を想定する。



Fig. 5 Tire of robot assumed to run over human foot

3.3 実験装置

想定した負荷の形態を再現するために，荷重試験装置の負荷機構に，タイヤのトレッドゴムの一部を切り取って作成した負荷子（接地部の幅30 [mm]，接地部の奥行き20 [mm]，厚さ20 [mm]）を装着して供試体に荷重を加える．装置の原理をFig. 6 に示す．荷重試験装置の負荷機構は，モータによって一定速度で上下運動する．その先端に，荷重計を介して鋼製の枠が装着されており，さらに，その先端にトレッドゴムの一部（負荷子）が固定されている．供試体は，負荷による水平方向の移動（中足骨の逃げ）を拘束するために，鋼製の櫛（ガイドスキュー）で突き刺して試料台に固定される．鋼製の枠には，ガイドスキューを通す穴が貫通しており，ガイドスキューに沿って，枠と負荷子が上下運動する．負荷子の変位量は，負荷機構に装着された変位計により計測される．

3.4 実験手順

外寸の異なる供試体4個おのおの中足骨5本，合計20本について実験することにより，様々な寸法の中足骨の骨折を再現する．個々の中足骨の寸法と骨折荷重の関係を明確に把握するために，実験は骨ごとに行うが，骨格構造および軟組織の状態を実際の轢過時と一致させるために，供試体は解剖せず，足部の形のまま実験に供する．以下に手順を示す．

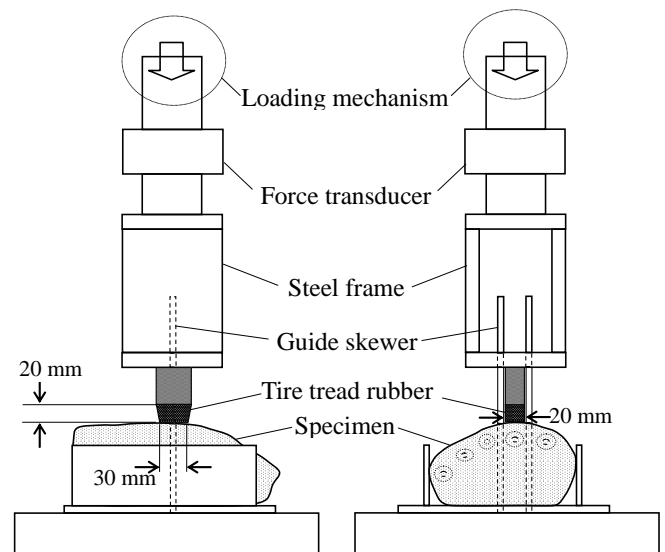


Fig. 6 Schematic of experimental setup

- (1) 冷凍された供試体を，12時間以上，室温に放置する．
- (2) 実験対象の中足骨の中央部が負荷子の直下に位置するように，供試体をガイドスキューで試料台に固定する．
- (3) 負荷子を一定速度（0.1 [mm/s]）で降下させて，供試体の中足骨中央部に荷重を負荷する．
- (4) 荷重計と変位計の出力を記録する．
- (5) 1個の供試体について，(2)～(4)を繰り返して，5本の中足骨おのおの実験を行う．

3.5 寸法測定

骨断面の寸法は，供試体のコンピュータ断層撮影法により撮影した画像（CT画像）から測定した．供試体のCT画像の例をFig. 7に示す．白い部分が皮質骨，その内側の灰色の部分が海綿骨である．また，骨の周りの灰色の部分に，筋肉，脂肪，皮膚等の軟組織である．骨長さは，上方からのX線画像（Fig. 1）により測定する．

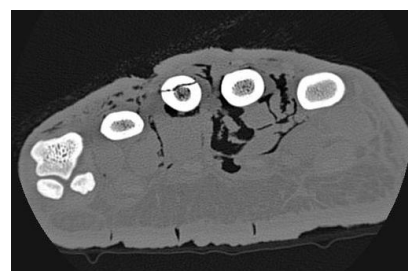


Fig. 7 CT image of specimen

4. 実験結果

4.1 骨折再現実験の結果

骨折再現実験で測定された荷重-変位曲線の例を、Fig. 8 に示す。曲線は明確な降伏点を有しており、骨折荷重を検出可能であることがわかる。20本の中足骨の内、7本については、ガイドスキューの拘束が十分に機能せず、負荷中に水平方向の移動（逃げ）が発生し、骨折荷重が測定できなかった。このため、有効なデータ数は13である。骨折荷重の測定結果をTable 1 に示す。

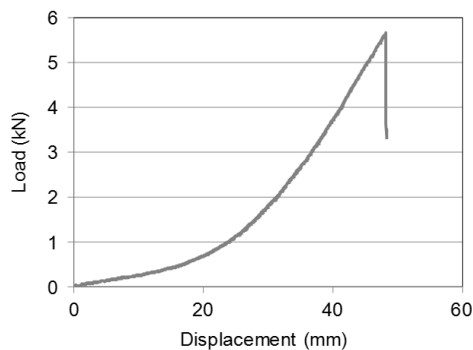


Fig. 8 Example of load-displacement data

Table 1 Results of fracture force measurements

Specimen No.	Parts	Fracture force (kN)
1	1st metatarsal	Not measured
	2nd metatarsal	3.3
	3rd metatarsal	2.8
	4th metatarsal	4.6
	5th metatarsal	3.3
2	1st metatarsal	Not measured
	2nd metatarsal	2.9
	3rd metatarsal	5.6
	4th metatarsal	6.2
	5th metatarsal	Not measured
3	1st metatarsal	Not measured
	2nd metatarsal	4.9
	3rd metatarsal	5.7
	4th metatarsal	5.6
	5th metatarsal	Not measured
4	1st metatarsal	Not measured
	2nd metatarsal	6.9
	3rd metatarsal	6.0
	4th metatarsal	6.7
	5th metatarsal	Not measured

4.2 寸法測定の結果

寸法の測定結果をTable 2 に、寸法から計算した寸法換算因子 Z/I をTable 3 に示す。

Table 2 Results of size measurements of bear metatarsals

Spec. No.	Parts	Length l (mm)	Cortical bone		Cancellous bone	
			Horizontal radius B_o (mm)	Vertical radius H_o (mm)	Horizontal radius B_l (mm)	Vertical radius H_l (mm)
1	2nd metatarsal	72.3	11.5	9.4	4.5	3.7
	3rd metatarsal	85.2	11.5	9.8	5.3	3.7
	4th metatarsal	82.8	11.6	11.1	6.2	4.9
	5th metatarsal	77.1	12.3	10.7	7.0	4.9
2	2nd metatarsal	81.0	11.5	9.2	4.2	2.4
	3rd metatarsal	83.4	13.7	10.7	5.9	3.6
	4th metatarsal	93.1	14.6	11.9	6.8	4.2
3	2nd metatarsal	75.6	12.8	10.9	4.6	4.3
	3rd metatarsal	83.4	13.3	13.3	4.1	4.3
	4th metatarsal	95.5	14.7	13.6	4.9	5.3
4	2nd metatarsal	77.1	12.8	11.6	4.1	3.8
	3rd metatarsal	85.8	13.0	13.3	3.5	3.8
	4th metatarsal	94.0	15.0	13.8	5.5	4.9

Table 3 Scaling factors of bear metatarsals

Specimen No.	Parts	Section modulus Z (mm^3)	Z/I (mm^2)
1	2nd metatarsal	97	1.35
	3rd metatarsal	106	1.24
	4th metatarsal	134	1.62
	5th metatarsal	131	1.70
2	2nd metatarsal	95	1.17
	3rd metatarsal	151	1.82
	4th metatarsal	199	2.14
3	2nd metatarsal	146	1.93
	3rd metatarsal	229	2.74
	4th metatarsal	262	2.74
4	2nd metatarsal	167	2.17
	3rd metatarsal	224	2.62
	4th metatarsal	276	2.93

5. 考察

5.1 寸法換算の妥当性

実測した寸法換算因子 Z/I (Table 3) と骨折荷重 (Table 1) の関係をFig. 9 に示す。両者の関係は式(11)で線形近似され、標準誤差は0.84 [kN] (測定値平均の17%) でバラツキがあるものの、相関

係数は0.988, 自由度調整済み決定係数は0.892と高い値を得た.

$$P_u = 2.43Z/l \quad (11)$$

この結果は, 皮質骨の引張り強度が一定で寸法の異なる中足骨の骨折荷重は, 寸法換算因子 Z/l に比例するという仮説が妥当であることを示している. したがって, 寸法換算因子を用いることで, 異なる寸法の中足骨の骨折荷重の推定が可能であると考えられる.

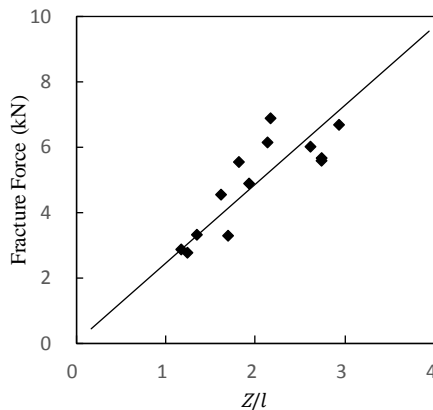


Fig. 9 Relation between fracture force and scaling parameter Z/l [mm^2] of bear metatarsals

5.2 ヒトの中足骨骨折荷重推定の試行

福島県立医科大学倫理委員会の許可 (No.1939) を受けてCT撮影により測定されたヒトの中足骨の寸法を用いて, 骨折荷重の推定を試みた. この試行は, 後述のような課題を残しているが, ヒトの中足骨のおおまかな骨折荷重を把握するために実施した. 測定対象は, 年齢47歳の女性で, 足の外寸は, 長さ235 [mm], 幅98 [mm]である. 中足骨の測定結果をTable 4に示す.

クマとヒトの中足骨の皮質骨の引張り強度が同等でかつ, 中足骨を支持する軟組織の構造が同等とした場合には, 式(11)にTable 4の測定結果を代入すれば, ヒトの中足骨の骨折荷重が推定される. 推定の試行結果をTable 5に示す. ヒトの中足骨は, クマに比べて細い場合が多いが, 長さが短いため, 推定された骨折荷重はクマの中足骨と同等の範囲に分布している. 第4中足骨の骨折荷重が最

小で, 1.9 [kN]と推定されている. Kubotaら¹²⁾は, 質量110 [kg]のロボットのタイヤがヒトの足部を轆過した際に, 3 [kN]を超える動的な荷重が加わる場合があるという実験結果を報告しており, Table 5 の推定によれば, 骨折が発生することとなる. したがって, 生活支援ロボットのリスクアセスメントにおいて, 轆過によるリスクは重要な検討項目であると考えられ, 今後, より正確な骨折荷重を導出する必要がある.

Table 4 Examples of human metatarsal sizes

Parts	Length l (mm)	Cortical bone		Cancellous bone	
		Horizontal radius B_o (mm)	Vertical radius H_o (mm)	Horizontal radius B_l (mm)	Vertical radius H_l (mm)
1st metatarsal	56.5	12.9	13.2	8.2	8.3
2nd metatarsal	65.4	7.7	9.9	1.8	2.9
3rd metatarsal	61.2	6.4	9.4	1.5	3.3
4th metatarsal	61.7	6	9.1	1.8	3.8
5th metatarsal	59.2	7.7	9.0	3.8	5.4

Table 5 Predicted fracture forces of human metatarsals

Parts	Section modulus Z (mm^3)	Z/l (mm^2)	Predicted fracture force (kN)
1st metatarsal	186	3.29	8.0
2nd metatarsal	74	1.13	2.7
3rd metatarsal	55	0.90	2.2
4th metatarsal	48	0.77	1.9
5th metatarsal	55	0.92	2.2

5.3 実験データの誤差の影響

供試体を解剖せず軟組織付きの状態で行うため, 荷重位置は触診により決定した. このため, 荷重位置は骨の長さ方向中央に対して最大10 [mm] 程度の誤差をもつ. この誤差により骨折が発生する曲げモーメントを得るための荷重が増加し, 荷重位置が正確に中央である場合に比べて, 骨折荷重の実験結果は増加する. 荷重位置の誤差が Δl の場合, 骨折荷重の増加率は $(2\Delta l/l)^2 \times 100\%$ で近似される. Table 2 に示した13本の中足骨に関する l の値によれば, 荷重位置の最大誤差が 10 [mm] の場合, 各実験結果の最大増加率は平均6%と試算される.

また、寸法換算因子の精度は、皮質骨外面の上下径 H_0 の測定精度に最も強く影響される。この値をCT画像上で測定する際の誤差は最大0.1 [mm] 程度である。Table 2の13本の中足骨の H_0 のデータおのおのが0.1 [mm] の誤差をもつ場合の寸法換算因子の最大誤差は、式(1)より平均2%と試算される

5.4 今後の課題

代表的なヒトの足部の骨折耐性を明らかにするという本研究の最終目標を達成するには、本報の結果に加えて、以下の課題を解決する必要がある。

(1) ヒトの中足骨の引張り強度および軟組織の構造

前節では、クマとヒトの中足骨の皮質骨の引張り強度が同等でかつ、中足骨を支持する軟組織の構造が同等な場合を想定して、ヒトの骨折荷重の推定を試行した。Gutekunstらのデータ¹⁰からは、ヒトの中足骨の曲げ強度は95~118 [MPa]と計算される。動物の中足骨の強度データの報告は見当たらないが、Yamadaら⁸のデータによれば、哺乳類の各部位の骨の曲げ強度は118~167 [MPa] で、クマの中足骨の強度がこの範囲にあるとすれば、ヒトに近い可能性もあるが明確な判断はできない。今後、これらが同等であるかについて確認し、同等でない場合には、それを考慮した換算手法を検討することが必要である。

(2) 土踏まずの影響

クマの足にはない土踏まずをヒトの足は有する。これによって、Fig. 3 の弾性支持条件が変化する。この変化が骨折荷重に及ぼす影響について検討する必要がある。

(3) 骨折モードの確認

本研究のモデル (Fig. 2) は、中足骨をはりとして扱っているため、はりの高さとスパンの比 H_0/l が大きく異なる場合には骨折モードが異なる可能性がある。供試体であるクマの足の H_0/l は、Table 2から計算すると0.11~0.16 であるのに対して、推定対象のヒトの足 (Table 4) の H_0/l は第1中足骨を除き0.15であり、同じ範囲に分布している。しかし、ヒトの第1中足骨の H_0/l は0.23で、

異なる範囲にあるため、骨折モードが異なる可能性もある。骨長手方向の亀裂など、他のモードが発生しないかについての検討が必要である。

また、ヒトの中足骨骨折荷重推定の試行に用いたヒトの足の寸法換算因子の値は、クマの足に関する測定値の範囲外にあり、外挿により推定を行っている。その妥当性に関する検討も必要である。

(4) 代表的なヒト足寸法

代表的なヒトの足の骨折荷重を求めるには、代表的な寸法が必要である。足の外形寸法に関しては、統計的なデータが公表されているが、骨の寸法については十分なデータが存在しない。今後、蓄積していく必要がある。

(5) 骨折荷重および寸法換算因子のバラツキに関する統計処理

骨折荷重は、Fig. 9に見られる様に、皮質骨の引張り強度や弾性支持条件等の変動の影響を受けて変動する。本報では式(10)の σ_u 、 γ の変動については検討していない。また、前述のとおり、骨折荷重および寸法換算因子は、実験データの誤差の影響も受けている。これらの変動および誤差により、前節で試行したような推定値より低い荷重で骨折が発生する可能性がある。推定値をロボットの安全設計に活用するには、この可能性を統計的に表現する方法が必要である。

(6) ひずみ速度の影響

本研究の実験は、準静的な条件で実施しているが、骨の強度は速度依存性を有する。ひずみ速度が10倍に上昇すると強度は約35%増加するとのデータも報告されている¹³。Kubotaらの実験¹²のように轢過が動的に発生する場合については、この影響の可能性を検討する必要がある。

6. 結言

ロボットの轢過に伴うリスクを低減した安全設計を可能にするために、これまで不明であったヒトの足部の骨折耐性を明らかにすることを最終目標として、ヒトの足に似た骨格を有する食肉 (クマ) の足部の実験結果をヒトの足部の骨折耐性に換算する手法を提案した。

骨折耐性として中足骨の骨折荷重に着目した検

討の結果、骨折荷重と骨寸法の関係を記述するために仮定した寸法換算因子の妥当性を確認した。また、この寸法換算因子を用いたヒトの中足骨の骨折荷重の推定を試行しその可能性を示した。今後、クマとヒトの骨の材料特性、中足骨下部の軟組織と土踏まずの影響に関する検討を加えるとともに、ヒトの中足骨の代表的な寸法を調査することで、ヒトの足部の骨折耐性を明らかにする。

謝辞

ヒトの中足骨の寸法に関するデータを提供くださった福島県立医科大学法医学講座の西形里絵助教に感謝する。なお、本研究は、経済産業省「ロボット介護機器開発・導入促進事業」の一部として実施された。

参考文献

- 1) ISO 13482:2013, Robots and robotic devices - Safety requirements for personal care robots.
- 2) ISO 12100:2010, Safety of machinery - General principles for design - Risk assessment and risk reduction.
- 3) H. J. Mertz, P. Prasad and A. L. Irwin: Injury risk curves for children and adults in frontal and rear collisions, SAE Technical paper no. 973318, 1997.
- 4) H. J. Mertz, A. L. Irwin, J. W. Melvin, R. L. Stanaker and M. S. Beebe: Size, weight and biomechanical impact response requirements for adult size small female and large male dummies, SAE Technical paper no. 890756, 1989.
- 5) R. Eppinger, E. Sun, F. Bandak, M. Haffner, N. Khaewpong, M. Maltese, S. Kuppa, T. Nguyen, E. Takhounts, R. Tannous, A. Zhang and R. Saul: Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems-II, http://www.nhtsa.gov/DOT/NHTSA/NRD/Multimedia/PDFs/Crashworthiness/Air%20Bags/rev_criteria.pdf.
- 6) S. M. Duma, P. H. Schreiber, J. D. McMaster, J. R. Crandall, C. R. Bass and W. D. Pilkey: "Dynamic injury tolerances for long bones of the female upper", *J of Anatomy*, vol. 194, pp. 463 - 471, 1999.
- 7) Y. Takahashi, F. Matsuoka, H. Okuyama and I. Imaizumi: "Development of injury probability functions for the flexible pedestrian legform impactor", *SAE International J. of Passenger Cars - Mechanical Systems*, vol. 5, no. 1, pp. 242-252, 2012.
- 8) H. Yamada: Strength of biological materials, pp.36-40, The Williams & Wilkins Company, 1970.
- 9) J. Y. Kwon, J. T. Campbell, M. S. Myerson and C. L. Jeng: "Effect of a steel toe cap on forefoot injury pattern in a cadaveric model", *Foot and ankle international*, vol. 32, no. 4, pp. 443 - 447, 2011.
- 10) D. J. Gutekunst, T. K. Patel, K. E. Smith, P. K. Commeanc, M. J. Silva and D. R. Sinacore: "Predicting ex vivo failure loads in human metatarsals using bone strength indices derived from volumetric quantitative computed tomography", *J. of biomechanics*, vol. 46, issue 4, pp. 745 - 750, 2013.
- 11) 宮崎祐介, 宇治橋貞幸, 持丸正明, 河内まき子: "代表形状合成法による個体別頭部有限要素モデルの創成, 日本機械学会論文集 (A 編), vol.71, no. 712, pp. 1646-1652, 2005.
- 12) M. Kubota and T. Fujikawa: "Empirical approach to foot injury level resulted from run-over by mobile robots", *Proc. of 7th International Conference on the Safety of Industrial Automated Systems*, CD-ROM, 2012.
- 13) 日本機械学会編: 機械工学便覧デザイン編 β8 生体工学, p. 51, 2008.