損傷形態を考慮した肝臓傷害耐性の検討*

鈴木 大 輔^{*1}, 草 間 一 郎^{*2}
大 川 永^{*3}, 原 利 昭^{*4}

A Study on Liver Injury Tolerance Considering Injury Pattern

Daisuke SUZUKI^{*5}, Ichiro KUSAMA, Hisashi OHKAWA and Toshiaki HARA^{*5} Graduate School of Science & Technology, The University of Niigata,
8050 Nino-cho, Ikarashi, Nishi-ku, Niigata-shi, Niigata, 950-2181 Japan

Injury tolerance has been actively researched as a part of establishing injury criterion of internal organs and application to a simulation model. Mechanical response of the internal organs removed from a cadaver has been often measured by direct compression using a rigid body. However, it is shown that the injury pattern is significantly different between direct impact and indirect impact through soft tissue like muscle and fat. To measure the mechanical response of the liver in the state that load transfer approached in vivo, we conducted an impact test using an abdominal model of a liver surrounded by two groups of muscles, which was removed from a porcine trunk. An impact testing machine utilizing a torsion spring as the energy source and a slider crank mechanism makes it possible to launch an impactor into the abdominal model. Then, deformation volume of only the liver and the hepatic surface pressure were measured using an ultrasonic device and a contact pressure transducer with little influence on the liver behavior. In the result, liver was damaged over 40% maximum compression ratio, and injury scale was proportional to maximum compression ratio. Our experiment shows that the injury pattern in this test was close to that in a traffic accident, and there was high correlation between injury scale and maximum compression ratio.

Key Words: Biomechanics, Damage Evaluation, Ultrasonic Inspection, Impact Test, Liver

1. 結 言

近年, 我が国の交通事故発生件数及びその死者数, 負傷者数は共に減少傾向にあり, 車両安全装置の機能向上や道路交通法の改正による罰則強化がその理由として挙げられている。しかし, その数を見ると, 2007年中の交通事故発生件数83万件超, 死者数5700人超, 負傷者数103万人超と依然として憂慮すべき交通情勢にある⁽¹⁾。このことから, 車両安全基準の検討や社会インフラの整備や検討等が社会的に広く求められている。

交通事故における被害者総数に占める死亡者の割合(死亡率)を受傷部位別に見ると, 腹部は全部位を通じて死亡率が最も高く⁽²⁾, 人体の中でも事故による鈍的衝撃に弱い部位と言える。また, 腹部は受傷後の後遺障害率や平均人身損害額も全部位を通じて最も高く, 車両の安全性向上を考える上で, 早急に対策を立てる

べき部位の一つである。

以上のことから, 腹部の傷害耐性や応答を示す実験的研究が古くから行われており, 試料として主に死体や麻酔下の動物を用いた腹部衝撃実験により, 荷重応答及び圧縮応答, 粘性応答等に対する腹部臓器に生じる裂傷や挫傷などの損傷の程度とその頻度が報告されている^{(3)~(5)}。しかし, 臓器が腹腔内に位置している場合, その測定が困難であることなどから, 損傷を受ける臓器自体の力学応答に関する報告は極めて少ないようである。このような状況を受け, 近年では, 腹部臓器の損傷基準の確立のためや人体シミュレーションモデルへの応用の一環として, 各臓器個々に注目し, その傷害耐性についての検討が積極的に行われている⁽⁶⁾⁽⁷⁾。しかしながら, これら臓器単体の詳細な力学応答の取得を目的とした研究の多くは, 一般的に生体から取り出した臓器を剛体で直接圧縮する手法が用いられているため, 臓器に発生する裂傷等の損傷形態が実際の交通事故時に腹腔内で生じる損傷形態と異なることから, その際測定した力学応答と実際の交通事故時の力学応答には差異が生じると推測される。このため, より現実的なケースを想定した力学応答の取得には, 軟組織による負荷の作用等の境界条件についても検討する必要があると考えられる。そこで我々は, 臓

* 原稿受付 2009年9月18日。

^{*1} 学生員, 新潟大学大学院自然科学研究科(〒950-2181 新潟市西区五十嵐2の町8050)。^{*2} 新潟大学大学院自然科学研究科。^{*3} 正員, 新潟大学大学院自然科学研究科。^{*4} 正員, フェロー, 新潟大学工学部。

E-mail: f09b095e@mail.cc.niigata-u.ac.jp

器に生じる損傷形態を交通事故時の損傷形態に近づけることで、より現実的な受傷状態での臓器の力学応答が取得できると考えた。

本研究では、腹部臓器の中でも損傷発生頻度が高い肝臓に注目し、肝臓に発生する損傷形態を交通事故時に発生する損傷形態に可能な限り近づけた上で、肝臓のみの力学的応答を取得することを目的として、肝臓の前後を筋肉で挟むという簡易的な腹部モデルを作成し、衝突実験を行った。本実験では、超音波による計測システムにより、本来測定することが困難である筋肉で挟まれた状態での肝臓の詳細な変形量を非接触で測定すると共に、小型圧力センサを用いて肝臓表面部の圧力応答を測定した。また、腹部モデルを用いた本実験は、評価対象となる肝臓以外に生じる個体差の影響を除去できることから、肝臓単体の応答を定量的に取得することに適していると言える。

2. 実験方法

2.1 衝突試験装置 図1に衝撃試験装置の概略図を示す。本装置は、ねじりバネに蓄えられる弾性エネルギーを利用して、スライダ・クランク機構によりレール上の Impactor を腹部モデルに衝突させる方式を採用した。Impactor の質量は 3 kg であり、打ち出し速度はバネのねじり角度を調節することで 8~24 km/h 間での変更が可能である。また Impactor の衝突部には緩衝材として MC ナイロンを取り付け、衝突面は縦 24 mm、横 100 mm の平面とした。

2.2 腹部モデル 本実験における腹部モデルには、形状や厚さの違いはあるが、構成する組織の力学特性がヒトに酷似していることから⁽⁸⁾、18 週齢の新鮮ブタ屍体より採取した肝臓及び胴体部より採取した筋肉を採用した。ブタの肝臓はヒトと異なり外側右葉、内側右葉、外側左葉、内側左葉に分類でき、その中から試料採取時に傷付いてしまう内側右葉を除く 3 つの

部位を切り分け、それぞれを試料として使用した。なお、筆者らは準静的な圧縮ではあるものの、肝臓の各部位による力学特性の比較を行っており、各部位で力学特性の相違はないことを確認している⁽⁹⁾。また、実験は常温下で行い、定期的に生理食塩水を噴きかけ湿潤状態を保った。

図2に腹部モデルの概略図(正面、断面)を示す。肝臓を挟む 2 枚の筋肉片は、肝臓の大きさや試験装置に固定することを考慮して、縦 380 mm×横 240 mm に調節し、それぞれ図2のようにアルミフレームとアルミ板に固定した。筋肉片の固定は試験条件を一定にするため、筋肉片上部はアルミフレームに直径 1.5 mm の紐で縫い付け完全に固定し、側部はアルミフレームに設けた縦溝から K ワイヤを刺入することで、 x 方向は拘束し、 z 方向は非拘束とし、筋肉下部にはアルミ製治具を固定し、1 kg の錘を取り付けることで、筋肉片に単軸且つ一定の張力を持たせた。また、筋肉間の距離は各肝臓の最厚部の厚さ(約 25~40 mm)に一致させ、肝臓は肝臓の上部に紐を通し、衝突試験装置から筋肉間に吊るすことで設置した。

2.3 衝撃応答評価 衝撃応答評価には、衝撃時における衝撃方向の肝臓の厚さの変化(変形量)、及び衝撃側肝臓最厚部表面の圧力応答、これらに対する肝臓損傷の程度を用いた。前後を筋肉に挟まれた状態の肝臓の変形量測定には、超音波装置(USPC 3100I, SOCOMATE 社)、超音波プローブ(2C10N, 日本マテック株式会社)、パソコンから構成される計測システムを使用した。超音波による測定のイメージを図3に示す。超音波プローブはアルミ板に設けた穴に設置され、穴には超音波用ジェルが満たされている。超音波プローブから照射された超音波は、音響インピーダンスの異なる筋肉と肝臓の境界面で反射し、波形の絶対

Fig. 1 Experimental setup

Fig. 2 Frontal and cross-section diagram of abdominal model

値がピークを示す。図3の波形 α は肝臓の裏側、波形 β は肝臓の表側の反射エコーであり、波形 α から波形 β までの時間 t と肝臓の音速 V より、肝臓の厚さ L は式(1)より算出され、肝臓の変形量は衝突中得られる波形をサンプリングタイム10 msにてパソコンに取り込み算出した。

$$L = V \times t / 2 \quad \cdots \cdots (1)$$

衝撃側肝臓表面の圧力応答の測定には、腹部モデル内の荷重伝播への影響を最小限に抑えるため、直径6.5 mm、厚さ1 mmの小型圧力センサ(PDA-1MPA、東京測器研究所)を使用した。圧力センサはImpactor 衝突位置中心部の肝臓表面最厚部に設置し、衝撃時の圧力応答を測定した。圧力応答は圧力センサ、アンプを介して得られる電圧を、サンプリングタイム1 msにてパソコンに取り込み算出した。また、厚さに個体差のある肝臓の損傷程度を定量的に評価するため、本実験における肝臓損傷の程度の評価には、肝臓の初期厚さに対する裂傷の深さを損傷度と定義し使用した。裂傷は様々な状態のものが存在するため、深さの測定は裂傷の最も深い部分を選択した。

2・4 実験条件 筋肉の厚さが肝臓の損傷へもたらす影響を確認するため、腹部モデルにそれぞれ厚さ約10, 20, 30 mmの筋肉を1組ずつ用意した。衝突速度は各腹部モデルにおいて衝突後損傷なし、損傷小、

損傷大となる速度を予備実験より確認し選定した。表1に各腹部モデルにおける衝突速度を示す。

本実験においては、筋肉の厚さが異なる腹部モデルに対して各衝突速度につき3回ずつ衝突試験を行い、上記の変形量、圧力応答、損傷度を評価した。また、Impactor の衝突位置は肝臓の最厚部とした。

3. 結 果

本実験より得られた損傷形態の妥当性を示す参考例として、図4に筋肉厚30 mmの腹部モデルを用いた場合と腹部モデルを用いず肝臓にImpactor を直接衝突させた場合の典型的な損傷形態例を示す。腹部モデルを用いず肝臓にImpactor を直接衝突させた結果[図4(b)], Impactor の形状に依存した裂傷が生じたが、これは実際の交通事故時に腹腔内で生じる損傷形態とは異なるものである。これに対して、腹部モデルを用いた衝突試験の結果[図4(a)], 肝臓には複雑な裂傷が生じた。この複雑な裂傷は実際の交通事故時に腹腔内で生じる損傷形態⁽¹⁰⁾と同様であり、肝臓の前後を筋肉で挟み、衝突試験を行った本実験の力学的応答の測定は、肝臓に作用する荷重が腹腔内で作用する形に近い状況下で行われたと考えられる。

図5に超音波装置による変形量測定から得られた波形の例として、筋肉厚10 mmの腹部モデルに衝突速度12 km/hで衝突させた際の結果を示す。なお、衝突の結果、肝臓には表側から裏側まで貫通する大きな裂傷が生じた。

肝臓の変形は変形開始からおよそ30 ms付近で最大となることが確認できる。また、衝突後の変形量が初期値に戻っていないが、これは損傷により肝臓が初期の厚さに戻らなかったためである。

Table 1 Impact velocity in case of each muscle thickness

Muscle thickness	Impact velocity		
10[mm]	8[km/h]	12[km/h]	16[km/h]
20[mm]	8[km/h]	12[km/h]	16[km/h]
30[mm]	12[km/h]	16[km/h]	18[km/h]

Fig. 3 Ultrasonographic measurement

(a) Abdominal model (b) Direct impact

Fig. 4 Typical injury pattern of liver

図6に圧力センサから得られた圧力応答波形の例として、筋肉厚 30 mm の腹部モデルにおける各衝突速度時の波形を示す。各衝突速度の波形は圧力波形の立ち上がり原点とした。各衝突速度における波形は、損傷のない①及び損傷が発生する②、③においても同様の傾向を示した。なお、②の圧力波形は他の速度に比べ早くピークに達するが、これは②の肝臓が他の速度時に用いた肝臓に比べ薄かったことが原因と考えられる。

図7に筋肉厚の異なる腹部モデルにおける各衝突速度の損傷度及び最大圧縮率の関係を示す。同図より損傷の発生は圧縮率 40% 付近から始まることが確認できると共に、最大圧縮率の増加に伴い、損傷度が増加する傾向が顕著に見られ、両者の間に強い相関が認められる。ただし、両者の関係において、衝突速度の増加に伴い、損傷度が増加しないケースが見られることから、損傷度と衝突速度の関係の確認として、図8に筋肉厚 30 mm の各衝突速度における損傷度の平均値及び標準偏差を示す。当然ながら衝突速度の増加に伴

い、損傷度も増加する傾向が確認できる一方、同一速度において損傷度がばらつくと共に、速度の増加に伴い、そのばらつきも大きくなる傾向が確認できる。

続いて、図9に各腹部モデル、各衝突速度における損傷度と最大圧力の関係を示す。本結果からは、両者の間に明確な相関が見られないと共に、その最大圧力が非常に広い範囲に分布しており、特に腹部モデルの

Fig. 5 Time history of compressive displacement in case of 10 mm muscle thickness, 34 mm liver thickness and 12 km/h impact velocity

Fig. 6 Time history of pressure in case of 30 mm muscle thickness, each liver thickness and each impact velocity

Fig. 7 Relationship between injury scale and maximum compression ratio

Fig. 8 Relationship between injury scale and impact velocity in case of 30 mm muscle thickness

Fig. 9 Relationship between injury scale and maximum pressure

筋肉厚が 10 mm の際の最大圧力は他の腹部モデルにおける値に比べ大きくなる傾向が認められた。

4. 考 察

本実験から得られた損傷度と力学応答において、損傷度と最大圧縮率は相関の強いものとなったが、損傷度と最大圧力には相関が確認されなかった。材料の破壊は一般的に、応力、ひずみ、ひずみエネルギーなどの物理量が一定の基準を満たした際に起こるとされる強度説によって捉えられており、各材料によってその破壊はそれぞれに適した物理量で説明される⁽¹¹⁾。肝臓の損傷度と最大圧縮率に強い相関が認められた本結果から、肝臓の損傷について言及する際には強度説の中でも圧縮、つまりはひずみによって破壊が引き起こされる最大主ひずみ説に則り議論を進めることが妥当と言え、損傷度を推定するには最大圧縮率をその代表的な基準として用いることが適当であると考えられる。

他方で圧力応答に関して、本実験の圧力測定は、腹部モデル内の荷重伝播への影響を最小限に抑えるため、小型圧力センサを用いた局所的な測定であることから、圧力分布全体や、必ずしもその最大値を評価しているわけではないが、本実験系は筋肉を介した負荷を肝臓に与えるものであり、肝臓には概ね等分布な荷重が広範囲に生じると考えられる。このことから、本実験の測定は局所的であるものの、衝突時の最大圧力近傍を評価したと考えている。一方、各実験条件で生じた最大圧力は大きくばらつき、損傷度と最大圧力の間には相関が確認できなかった。これは肝臓の降伏応力及び単位変形量に対する荷重応答は個体差の影響を強く受け、その値が大きくばらつくことが原因の一つとして考えられ、このことは田中らが行った肝臓試験片の圧縮試験⁽¹²⁾や Evren らが行った肝臓圧入試験⁽¹²⁾においても報告されている。以上のことなどから、肝臓表側に生じる接触圧力の最大値で肝臓の損傷発生及び損傷度を推定することは難しいと考えられる。しかしながら、上記の通り、肝臓は圧縮時のひずみ量に対してその際に生じる応力が明確に対応しない性質を有することから、ひずみ量による応力の推定、またその逆も困難である。それ故、両者を共に評価し検討していくことが、肝臓の材料特性に対する理解を深める上で重要であり、今後、研究を発展させる有益な情報となりうるのではないかと我々は考えている。

本実験においては、筋肉の厚さが肝臓の損傷へもたらす影響を確認するため、腹部モデルにそれぞれ厚さ約 10, 20, 30 mm の筋肉を用いており、その影響を示

Fig. 10 Relationship between injury scale and muscle thickness in case of 12 km/h impact velocity

す例として、衝突速度 12 km/h 時における各筋肉厚における損傷度の平均値及び標準偏差を図 10 に示す。当然ながら筋肉厚の増加に伴い、損傷度が低くなる傾向が認められるが、特に筋肉厚 10 mm と 20 mm では損傷度が大きく異なっている。このことから、筋肉厚 10 mm と 20 mm には筋肉の厚さによる衝撃力の分散に大きな差があることが推測できる。事実、図 7 の衝撃力の分散の違いによる影響は損傷度と最大圧縮率の関係からも見て取れ、筋肉厚 20 mm と筋肉厚 30 mm の腹部モデルを用いた結果に違いがないのに対して、筋肉厚 10 mm の腹部モデルと他の腹部モデルの結果を比較すると、圧縮率に対する損傷度が微かに高くなる傾向が確認できると共に、図 9 に示される最大圧力についてもその値の一部が非常に大きくなっている。これらの結果から筋肉厚 10 mm という薄さでは衝撃力を十分に分散できず、他の厚さの筋肉に比べ肝臓に局所的に大きな荷重が作用したと考えられ、Impactor による衝撃力を分散し肝臓に極力等分布な荷重を作用させる緩衝材としての役割を考えると、腹部モデルに用いる筋肉には少なくとも 20 mm 程度の厚さが必要であると考えられる。

腹部を用いた先行研究において、腹腔内で軟組織に囲まれている臓器単体の詳細な力学的応答を取得することが困難であることから、入力荷重及び腹部全体の圧縮率等に対する損傷の程度と頻度を評価するまでに留まっている。本実験は、腹部全体を用いた実験ではなく、あくまでも肝臓を筋肉で挟んだ腹部モデルを用いたものではあるが、超音波装置を用いることにより、本来困難である軟組織に囲まれた状態にある臓器厚さの経時的変化を非接触で測定可能とし、臓器に影響を与えることなく測定することを可能とした。超音波による厚さの測定は医療及び工業など幅広い分野で用いられている手法であるが、その測定領域を絞り、測定

サンプリングタイムを向上させることでインパクトバイオメカニクスの分野に利用した研究例はこれまで見られないことから、本測定手法には十分な将来性が伺え、今後、本手法を更に応用することで、腹部全体を用いた実験においても臓器個々の挙動を取得することも可能ではないかと考えている。しかしながら、本実験で行った超音波による変形量測定は、確立された測定手法ではないことから、検討すべき点が残されている。本手法の測定原理上の検討課題として、超音波プローブより照射された超音波が肝臓の表面ではなく、圧縮時に発生した裂傷で反射している可能性があることが挙げられる。また、本実験上の検討課題として、衝突試験におけるサンプリングタイムが装置の性能上 10 ms であることが挙げられ、サンプリングタイムの向上が今後の課題として挙げられる。一方で、損傷度と最大圧縮率の関係において、損傷発生時の最大圧縮率に明確な基準が見られることや損傷度と最大圧縮率の関係のばらつきが小さいことに加え、実験条件は異なるが他の先行研究⁽¹⁴⁾から報告されている肝臓の損傷度と最大圧縮率の関係と本結果を比較するとその値及び傾向にさほど大きな違いが見られないことから、本実験より得られた最大圧縮率の値は十分信頼できる範囲に収まっていると考えている。

5. 結 言

新鮮ブタ屍体より採取した肝臓の前後を胴体部から採取した筋肉で挟む簡易腹部モデルを用いて衝突試験を行い、変形量及び圧力応答を測定した。その結果、筋肉を介した衝撃により生じる損傷形態が実際の交通事故時に腹腔内で生じる損傷形態と同様であることを確認すると共に、肝臓の損傷度は最大圧縮率と相関が強いことを示した。また、測定物が軟組織に囲まれた状況における変形量測定に超音波装置を用いた測定手法が有用であることを示した。

文 献

- (1) National Police Agency, *Generation Status of Traffic Accidents in 2007* (in Japanese), (2008), p. 1.
- (2) The General Insurance Association of Japan, *The*

- Actual Condition of Traffic Accidents Looked at Data of Auto Insurance* (in Japanese), (2008), pp. 14-17.
- (3) Walfish, G., Fayon, A. and Tarriere, C., Designing of a dummy's abdomen for detecting injuries in side impact collisions, *Proceedings of 5th IRCOBI*, (1980-9), pp. 149-164.
- (4) Miller, M. A., The biomechanical response of the lower abdomen to belt restraint loading, *The Journal of Trauma*, Vol. 29, No. 11 (1989), pp. 1571-1584.
- (5) Lau, I. V. and Viano, D. C., The Viscous Criterion-Bases and Applications of an Injury Severity Index for Soft Tissues, *SAE Paper*, 861882 (1986).
- (6) Snedeker, J. G., Barbezat, M., Niederer, P., Schmidlin, F. R. and Farshad, M., Strain energy density as rupture criterion for the kidney: impact tests on porcine organs, finite element simulation, and a baseline comparison between human and porcine tissues, *Journal of Biomechanics*, Vol. 38 (2005), pp. 993-1001.
- (7) Schmitt, K.-U. and Snedeker, J. G., Analysis of the biomechanical response of kidneys under blunt impact, *Proceedings IRCOBI Conference*, (2005-9), pp. 187-200.
- (8) Tairako, M., Nishimoto, T., Murakami, S., Shigeta, A., Abe, S. and Takatsu, A., Study on deformational behavior of brain tissue and liver, *JSME Annual Meeting*, Vol. 5 (2006), pp. 91-92.
- (9) Kaneta, Y., Ohkawa, H., Suzuki, Y., Hara, T., Yamamoto, Y., Takayama, S., Kamiji, K. and Yasuki, T., Compressive Characteristics of Porcine Whole Liver, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, Vol. 4, No. 4 (2009), pp. 500-509.
- (10) Furuya, S., Oomori, N., Imai, S., Tsuji, H., Kawakami, S., Ono, K., Ootsuka, K. and Satou, Y., A Case of Traumatic Injury of the Retrohepatic Inferior Vena Cava with Severe Liver Rupture, *The Japanese Journal of Gastroenterological Surgery*, Vol. 25 (1992), pp. 2823-2827.
- (11) The Society of Materials Science, Japan, *Strength and Fracture of Materials*, (2005).
- (12) Tanaka, D., Takahashi, M., Ohgi, K., Kusakawa, A. and Okabe, N., Influences of displacement rates on compression characteristics of the liver, *Proceedings of the 17th Bioengineering Conference*, (2005-1), pp. 409-410.
- (13) Samur, E., Sedef, M., Basdogan, C., Avtan, L. and Duzgun, O., A robotic indenter for minimally invasive measurement and characterization of soft tissue response, *Medical Image Analysis*, Vol. 11 (2007), pp. 361-373.
- (14) Ishihara, T., Nakahira, Y., Watanabe, I. and Kato, C., Measurement of the Impact Biomechanics of the Pig Liver and the Spleen, *MSME Annual Meeting*, Vol. 1 (2002), pp. 119-120.