

アメリカンフットボールのヘルメットに衝突が及ぼす影響

福田 崇<sup>\*1</sup>, 小池関也<sup>\*2</sup>, 宮川俊平<sup>\*1</sup>, 藤谷博人<sup>\*3</sup>, 竹村雅裕<sup>\*1</sup>, 山元勇樹<sup>\*1</sup>

**Effect of collision on the helmet of American Football**

Takashi FUKUDA<sup>\*1</sup>, Sekiya KOIKE, Shumpei MIYAKAWA, Hiroto Fujiya, Masahiro Takemura and Yuki YAMAMOTO

<sup>\*1</sup> Tsukuba Univ. Faculty of Health and Sport Sciences  
Tennodai 1-1-1, Tsukuba, Ibaraki, 305-8574 Japan

American football (AF) is characterized as a collision sport and it has been reported that there are a lot of injuries including catastrophic injuries. Many reports state that head injury has occurred in about 10% of the whole, and especially the incidence of a brain concussion is very high. Biomechanics research to analyze a mechanism of the brain concussion by video analysis has been done since the 1960s. Then, several collision experiments to investigate the linear and rotational accelerations acting in the head during a collision in the actual field have been conducted since 2003. However, it is not clear the relationship between the magnitude of the linear and rotational accelerations and the severity of concussion. Therefore, the effect of the helmet itself at the time of a collision needs to be reconfirmed. The purpose of this study is to examine both the action forces exerted on the helmet at the time of a collision and the reliability of a new method with strain gauges. The specially made helmet which was equipped with the strain gauges was placed on the force plate and another helmet was dropped from the top to the helmet. We could confirm the estimated value of acting force to the helmet from the force confirmed from the strain gauges, and also confirmed the reliability of the new method in the collision tests in vivo in the near future.

**Key Words** : American Football, Helmet, Strain gauge, Impact Force Estimation, Concussion, Digital Filter

1. はじめに

アメリカンフットボール(AF)は、一回のプレーの中で攻守 22 名のほとんどの選手がぶつかり合うという競技特性から、傷害の多いことが数多く報告されている<sup>(1)(2)(3)(4)</sup>。とりわけ頭部外傷は全体の約 10%で発生しており、中でも脳震盪の発生率は非常に高く社会的問題となっている<sup>(1)(2)(3)(4)</sup>。米国では、4,200 人もの元 National Football League(NFL)選手やその家族らが、慢性外傷性脳症をはじめとする頭部の損傷とプレーとの因果関係を隠しているとして、NFL を相手に訴訟を起こしている<sup>(5)</sup>。これまでの先行研究から、1991 年から 2003 年までの関東大学アメリカンフットボール秋季公式戦において脳振盪は 235 件発生し、これは 0.12/試合(対象試合：1,952)と報告されている<sup>(6)</sup>。この報告では、試合中に審判がタイムアウトを取ったものを脳振盪としてカウントしており、実際にはこれ以上の脳振盪の発生が予想される。筆者らは大学 AF の 10 年間の試合時と練習時における脳振盪の割合はそれぞれ 3.9/1,000AEs, 0.6/1,000AEs と報告<sup>(3)</sup>しており、試合時により脳振盪が発生することを報告した<sup>(1)(2)(3)(4)</sup>。

AF 本場の米国では、全外傷のうち大学レベルで脳震盪は 4.8-6.3%, NFL で 7.7%発生しており、これは 1 年間あたりに、大学で 3,264-4,284/68,000 人、NFL で 130/1,700 人の選手が脳震盪を経験していることになる<sup>(7)</sup>。

脳震盪の発生機序に関する研究は 1940 年代より動物実験で行われてきており、衝突時のサルの脳の動きが観察されている<sup>(8)</sup>。バイオメカニクス的研究としては、1960 年代にダミーを用いた室内での衝突実験が行われている<sup>(9)</sup>。その後、1994 年に Pellman らは、NFL 選手を対象としたビデオ解析より、182 件の頭部の衝突(うち 31 件の脳振盪を含む)を抽出し、その状況を再現するために頭部衝突装置に加速度計を装着して頭部の直線・回転加速度を求め、その結果から、脳震盪を誘発する衝撃は 70-75g となることを提唱した<sup>(10)</sup>。そして、2003 年より実際のフィールドでの衝突時に頭部にはどの程度の加速度や回旋力が作用しているのか調査する衝突実験がいくつか報告されている<sup>(11)(12)(13)(14)</sup>。これは Head Impact telemetry (HIT) System technology (Simbex, Lebanon, NH);

<sup>\*1</sup> 筑波大学 体育系 (〒305-0854 茨城県つくば市天王台 1-1-1 筑波大学体育系)

<sup>\*2</sup> 正員, 筑波大学 体育系

<sup>\*3</sup> 聖マリアンナ医科大学 スポーツ医学

E-mail: fukuda@taiiku.tsukuba.ac.jp

Sideline )Response System, Riddell, Chicago, IL)と呼ばれる加速度計をヘルメット内部に3つ装着することにより、実際の衝突時における衝突の頻度、場所、大きさをリアルタイムに計測可能としている<sup>(11)(12)(13)(14)</sup>。また最近、Dumaらは最新の6つの加速度計をヘルメットに装着することにより、コンタクト時の最大直線加速度をより正確に調査した<sup>(14)</sup>。この結果より、平均最大直線加速度は32gであり、1例ではあるが81gの最大直線加速度で脳震盪に至ったケースを報告している<sup>(14)</sup>。

上述した先行研究から、衝突時にヘルメット自体に作用する直線・回転加速度は明らかにされつつある<sup>(11)(12)(13)</sup><sup>(14)</sup>が、衝突時の直線・回転加速度の大きさと脳振盪の初期症状、姿勢の安定、神経心理学的機能の間に関係は認められなかったとする報告もある<sup>(15)(16)(17)</sup>。脳震盪発生機序に関するバイオメカニクス的研究は未だ限定的であり、頭部自体にどの程度の衝撃が作用しているかは明らかになっていない。AFではヘルメットの安全基準をNational Operating Committee on Standards for Athletic Equipment standards (NOCSAE)により統一した<sup>(18)(19)</sup>。しかし、この基準は頭蓋骨骨折とそれに関連する致死的な脳傷害の減少にはヘルメットが効果的であることを支持する<sup>(20)</sup>が、ヘルメットが脳振盪の発生を減少させるという強い臨床的なエビデンスはない<sup>(17)</sup>。三次元有限要素解析を用いた多くの研究<sup>(15)(16)(17)</sup>では、頭部への加速度の大きさは脳振盪の本質や深刻さを反映しないことを示している。そこでまずヘルメット自体が衝突時に及ぼす作用を確認する必要がある。本研究では衝突時のAFヘルメットが頭部に及ぼす作用力について、ひずみケージを用いた新たな手法を構築し、その信頼性を検討することを目的とした。またこの研究は将来的に対人でのヘルメット衝突実験を予定している予備的研究として今後の検討資料とする。

## 2. 方法

### 2・1. AFヘルメット

本研究で使用するヘルメットとして、National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment standards (NOCSAE)の安全基準をクリアした最新のリデル社製レボリューション(Riddell, Elyria, OH, USA)のMサイズを用いた。ヘルメットには専用のフェイスガードを装着しており(図1)、その状態でのヘルメットの重量は1.7kgである。ヘルメットの外形はポリカーボネイトで作られており、6個の空気孔が開いている。ヘルメット内部のインナーパッドは硬いビニルニトリルと柔らかいポリウレタンの二層からなる(図1の右図)。ヘルメットの後側、横側、頭頂側には空気を入れることができるエアパッドが装着してある。



Fig.1 American football helmet

### 2・2. 実験装置および方法

ヘルメットを被せた角材をフォースプレート上に設置し(図2)、角材の周囲にスポンジを覆うことにより、ヘルメットと角材ができるだけ密着できるようにした。もう一つの落下させるヘルメットにも同様の処理を施した。なお、ヘルメットと角材の総質量は3.3kgである。落下用ヘルメットを、衝突力測定用ヘルメットの上から、異なる高さより落下させ、衝突させた(図3)。落下させる各試技の間に各ヘルメットの位置と状態を確認し、必要に応じて位置の再調整を行った。解析は衝突時のAFヘルメット作用力を地面反力計により測定し、同時に、ひず

みゲージの出力を DC タイプの動ひずみアンプを用いて測定した。なお、各信号のサンプリング周波数は、10kHz とした。

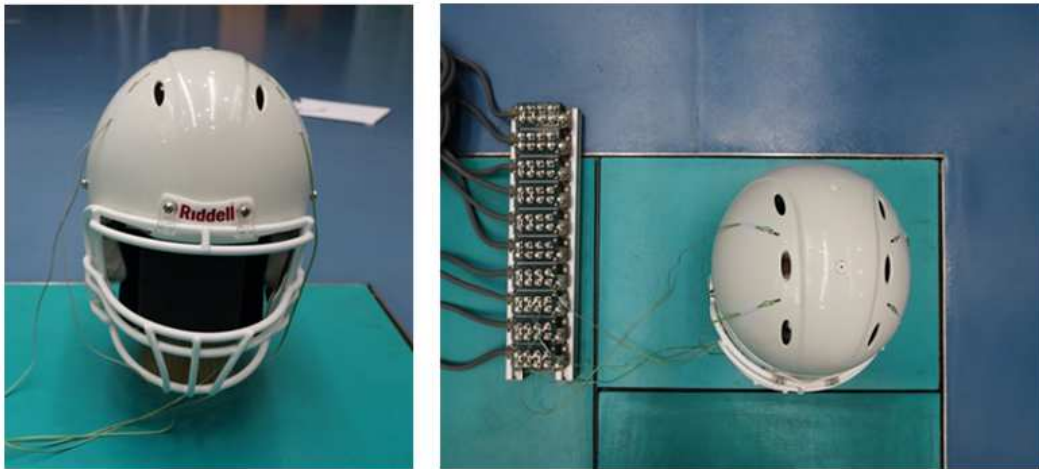


Fig.2 Collision equipment with strain gauges



Fig.3 Experimental scenery

### 2・3. ヘルメット作用力の推定

本報では、ヘルメット上部の4カ所（右側部の前方・後方、および左側部の前方・後方）に貼付したひずみゲージの内の1枚のゲージ信号を入力とするデジタルフィルタを構成することによって、ひずみ情報から衝突時のヘルメット内の頭部作用力を算出することを考える。まず時刻  $n$  におけるひずみゲージ信号を  $\mathbf{x}$  とすると、フィルタ係数を  $\mathbf{h}$  としたときの有限インパルス応答フィルタの時刻  $n$  における出力は

$$y_n = \sum_{k=0}^{N-1} h_k x_{n-k} \quad (1)$$

となる。このときの出力ベクトル  $\mathbf{y}$  が、地面反力計を利用して計測した頭部作用力となるようにとると、

$$\bar{\mathbf{y}} = \mathbf{D}\mathbf{h} \quad (2)$$

となる。ただし、各変数は下記の構成となっている。

$$\bar{\mathbf{y}} = [y_n \ y_{n-1} \ \cdots \ y_2 \ y_1]^T, \quad \mathbf{h} = [h_0 \ h_1 \ \cdots \ h_{n-1} \ h_n]^T, \quad \mathbf{D} = \begin{bmatrix} x_n & x_{n-1} & \cdots & x_2 & x_1 \\ x_{n-1} & x_{n-2} & \cdots & x_1 & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ x_2 & x_1 & \cdots & 0 & 0 \\ x_1 & 0 & \cdots & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3)$$

式(2), (3)の行列  $\mathbf{D}$  を次式のように特異値分解し,

$$\mathbf{D} = \mathbf{U}\mathbf{S}^{-1}\mathbf{V}^T \quad (4)$$

行列  $\mathbf{D}$  を特異値分解して得た対角行列  $\mathbf{S}$  について, その小さな特異値を除いて縮退化した行列  $\mathbf{S}_M$  から  $\mathbf{D}^+$  を次式として求め,

$$\mathbf{D}^+ = \mathbf{U}_1\mathbf{S}_M^{-1}\mathbf{V}_1^T \quad (5)$$

$$\mathbf{U} = [\mathbf{U}_1 \ \mathbf{U}_2], \quad \mathbf{S} = \begin{bmatrix} \mathbf{S}_M & \mathbf{O} \\ \mathbf{O} & \mathbf{S}_{N-M} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{V} = [\mathbf{V}_1 \ \mathbf{V}_2] \quad (6)$$

フィルタ係数  $\mathbf{h}$  は, この行列  $\mathbf{D}^+$  を用いて

$$\mathbf{h} = \mathbf{D}^+ \bar{\mathbf{y}} \quad (7)$$

によって算出した. これにより,  $\mathbf{h}$  の各係数の値を大きくすることなく, 式(2)を満たすフィルタを構成することができ, 安定なフィルタを実現することが可能となる.

### 3. 結果

#### 3・1. 頭部作用力

ヘルメット内の頭部作用力の一例を図4に示す. 同図から, 頭部作用力はヘルメット間の衝突後約0.006sにおいて約3,200Nの最大値に達している. その後0.008sまでほぼ横ばい状態を示したのちに, 0.015sでは900Nを示し, その後0.02sでは作用力はほぼ0となっている. このように, ピーク値付近において, 横ばいとなる形状を示した.

#### 3・2. ひずみの時間応答

ヘルメットの前方右部に添付したひずみゲージの出力信号電圧の時間応答を図5に示す. 同図から, ひずみ信号電圧はヘルメット間の衝突後約0.002sにおいて負の最大値 -1.6V を示した. その後, 0.006sまで正の方向に向かい, 0.012sまで負の方向, 0.02sまで正の方向に向かうといったように, 振動的な応答を示した. なお, このひずみ信号の波形は, 図4の頭部作用力とは異なる様相を示している.

#### 3・3. デジタルフィルタの係数ベクトル

式(7)により算出した FIR フィルタの係数ベクトルを図6に示す. ここで, 同図(a)および(b)はそれぞれ, フィルタ係数を求める際の次数を205, および125としたものであり, 図(b)の次数125のように, 次数が小さい場合において, フィルタ係数は小さくなっている.

#### 3・4. 頭部作用力の計測値および推定値

図6に示す各フィルタ係数および図5に示すひずみ信号電圧から, 頭部作用力の推定値を算出した例を図7に示す. ここで, 同図(a)および(b)はそれぞれ, フィルタ係数を求める際の次数を205, および125としたときのものであり, 図(b)の次数125のように, 次数が小さい場合において, 推定値は実際の計測値に対して, 高周波数成分が低減された波形を示している. なお, 各フィルタ係数は, 頭部作用力に合うように算出されたものであるため, 計測値と推定値とはほぼ一致している.

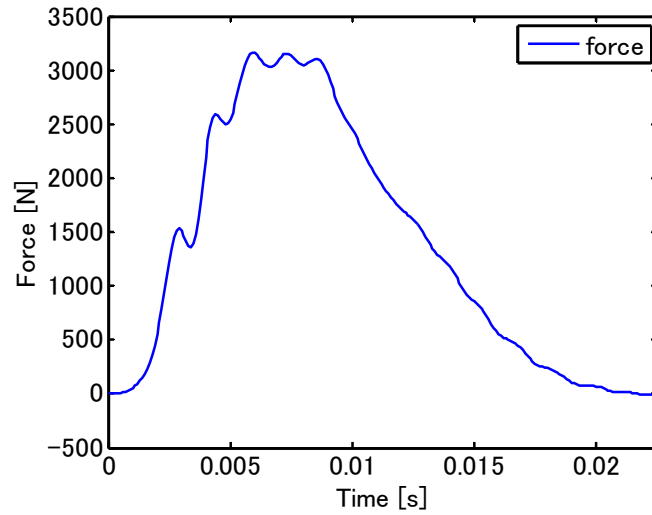


Fig.4 Time response of force acting on the head

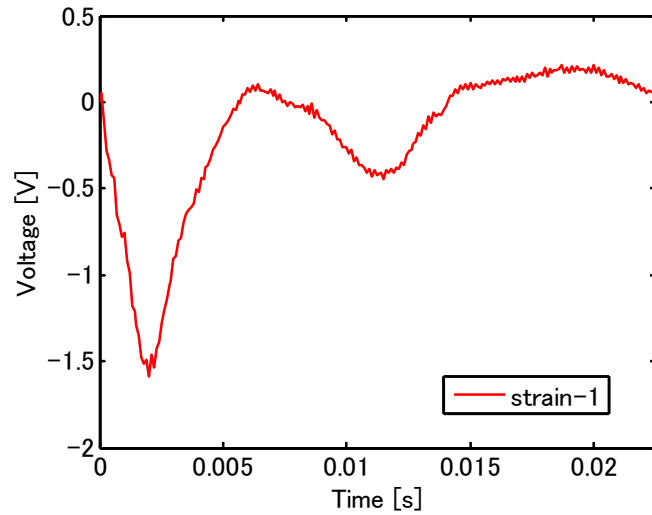
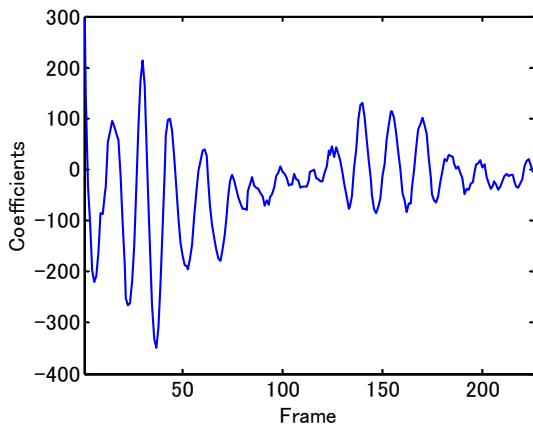
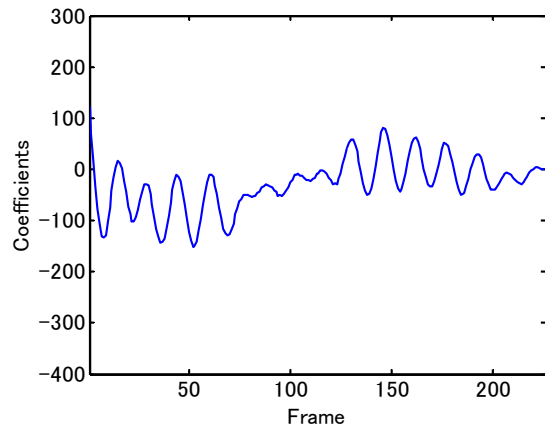


Fig.5 Time response of strain gauge signal

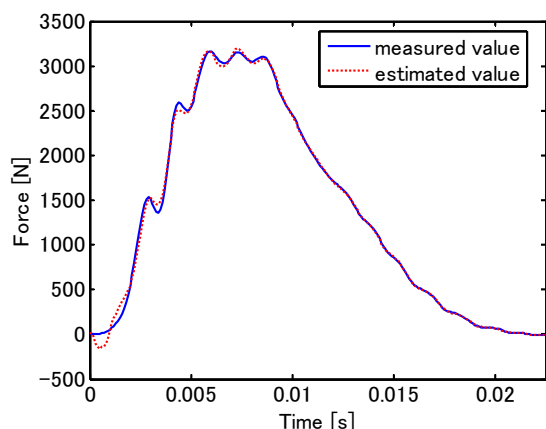


(a) Order of filter = 205

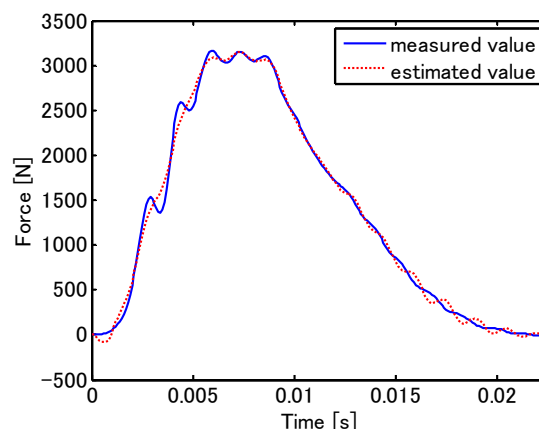


(b) Order of filter=125

Fig.6 Coefficients of digital filter



(c) Order of filter = 205



(d) Order of filter=125

Fig.7 Measured and estimated values of the forces acting on the head

## 4. 考 察

### 4・1. 頭部作用力の推定について

ヘルメット間の衝突時に頭部に作用する力は、ヘルメット間の作用力とは異なり、パッドにより減衰されて作用する。このため、ヘルメット作用力がそのまま頭部作用力とはならない。そこで、今回は角材を介して地面反力計に設置することによって、地面反力計が頭部作用力を検出できるようにしている。ここで、今回得られた頭部作用力の波形は、ひずみ応答の波形とはその様相が全く異なっている。これは、ヘルメット間同士の剛な衝突によって励起された変形によるひずみ応答であるため、直接頭部に作用する力波形を表すものでないためである。このため、本研究では、その波形の様相が全く異なるひずみ信号から頭部作用力を推定するためにデジタルフィルタを構築することを提案した。なお、今回の手法では、頭部作用力が既知の状態、フィルタ係数を算出しているため、その推定値はフィルタの次数によらず計測値とほぼ同じになっている。このため今後、プレイヤーがヘルメットを装着して衝突したときの頭部作用力を推定するためには、衝突時のヘルメット間の接触位置が、厳密には毎回異なることが予想されるため、複数のひずみゲージによる接触位置の推定を同時に行う必要がある。

### 4・2. 今後の展望について

AFの試合で最初にヘルメットが使用されたのは、1893年の米国の海軍と陸軍での試合であった<sup>(21)</sup>。このときのヘルメットは革製のものであり、その装着は個人の判断に任されていた<sup>(21)</sup>。その後、ヘルメット装着の義務化はNCAAで1939年に、NFLではその翌年の1940年に初めて施行された<sup>(21)</sup>。この頃からヘルメットの素材として革から硬質の素材へと変更されていった<sup>(21)</sup>。しかし、頭部と顔面の外傷は増え続けたために、1960年代から1970年代初期にヘルメットとフェイスマスクが一体化したものが開発され頭部外傷は激減した<sup>(21)</sup>。その反面、ヘルメットによって頭部や顔面がより安全に守られたことで、選手はこのヘルメットの頭頂部から相手に矢のようなコンタクトを行うスペアリングタックルと呼ばれるタックルを行うようになった<sup>(21)</sup>。その結果、皮肉にも頸椎・頸髄損傷が激増した<sup>(21)</sup>。この対応策として、NCAAは1976年にスペアリングタックルをルール上で禁止し、不可逆的な頸椎損傷の発生は1976年の34件から1984年には5件と激減した<sup>(21)</sup>。

1968年にAFでの頭頸部外傷による死亡事故が32件発生したことを受けて、1969年に頭部外傷を減らすことを目的にNational Operating Committee on Standards for Athletic Equipment standards (NOCSAE)が設立され、頭部保護に関する研究が始まった<sup>(10)(19)</sup>。その後、ヘルメットの最初の安全基準は1973年に制定された<sup>(10)(19)</sup>。NOCSAE基準を満たすためには、ヘルメットの落下テストで厳しい条件をクリアしなければならない<sup>(19)</sup>。現在、米国や日本において、全ての選手にNOCSAE基準を満たすAFヘルメットの使用が原則となっている<sup>(6)</sup>。AFではヘルメッ

トの国際基準を NOCSAE に統一する前後における AF の重症な頭部外傷は 4.25/100,000 から 0.68/100,000 にまで減少した<sup>(18)</sup>.

またヘルメットの研究は 30 年以上行われてきており、その結果をもとに傷害予防に関するルール改正が 51 回以上も実施されてきた<sup>(18)</sup>。ヘルメットの形状において、エネルギーの吸収と衝突の減衰は最も重要な要素であるが、それ以外にもヘルメットがずれない、良い通気性、良い視認性、軽量、なめらかで硬い表面、頭部とのフィット感、繰り返しの衝撃に耐える耐久性、紫外線・ペイント・温度・洗浄への耐久性などが求められる<sup>(18)</sup>。本研究の結果より、衝突時の AF ヘルメットへの作用力では最大 3200 程度の力を確認できたが、これはヘルメット自体にかかった力なのかヘルメット内の頭部にかかる力なのかは不明である。ヘルメット内部には衝突時の衝撃を緩和させるインナーパッドや空気パッドが装着されており、これらが頭部と密着している状態や空気パッドの空気圧によっても作用力に影響を与えると推測される<sup>(18)</sup>。Myers らは空気によるインナーパッドや空気とフォームパッドの混合からなるインナーパッドのほうが単にフォームパッドのみのインナーパッドよりも安全であることを述べている<sup>(23)</sup>。これら研究結果より、リデル社は 2000 年に従来のビニルニトリルの一層からなるインナーパッドから、硬いビニルニトリルと柔らかいポリウレタンの二層からなるインナーパッドに変更した<sup>(9)(11)</sup>。ひずみの時間応答では、衝突時に発生するヘルメットのひずみの振幅を確認することができ、ヘルメット作用力の推定値を算出することができた。今後は、本報と加速度計をヘルメットに装着して衝突時に及ぼす作用との比較や、対人でのヘルメット衝突実験にて実際の競技場面で衝突が頭部に及ぼす影響を動作解析なども取り入れて検討していく。さらに AF における脳振盪の予防策の提言を視野に入れていきたい。

## 5. まとめ

加工した木にヘルメットを被せた特別に制作した装置にヘルメットを落下させる衝突実験から得られたデータを検討した結果、以下のことが示唆された。

- ひずみゲージより確認された力からヘルメット作用力の推定値を確認することができ、衝突時の AF ヘルメットに及ぼす作用力の検討において信頼性の高いことが確認できた。
- 今後は、対人での衝突を検討しており、練習時や試合時における実際の衝突においてヘルメットにどの程度の作用力がかかっているかを確認する。将来的には AF における脳振盪発生メカニズムを明らかにし、現場への予防策を提言していく。

## 文 献

- (1) Dick, R., Ferrara, M.S., Agel, J., Courson, R., Marshall, S.W., Hanley, M.J., and Reifsteck, F., “Descriptive epidemiology of collegiate men's football injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004”, *Journal of Athletic Training*, Vol. 42, No. 2 (2007), pp. 221-233.
- (2) Shankar, P.R., Fields, S.K., Collins, C.L., Dick, R.W., and Comstock, R.D., “Epidemiology of High School and Collegiate Football Injuries in the United States, 2005-2006”, *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 35, No. 8 (2007), pp. 1295-1303.
- (3) Fukuda, T., Miyakawa, S., Matsumoto, T., Kawasaki, A., Takemura, M., and Mori, S., “Epidemiology of Collegiate American Football Injuries-Longitudinal Injury Surveillance for 10 Years, 1999 Through 2008-”, *Football Science*, Vol. 9, (2012), pp. 70-78.
- (4) 福田崇, 宮川俊平, 松元剛, “大学アメリカンフットボールにおける傷害調査 - 10 年間 (1999 年から 2008 年) の傷害報告 -”, *体育科学系紀要*, Vol. 34, (2011), pp. 151-158.
- (5) Jason, M. B., “NFL Concussion Litigation Faces An Early Courtroom Test”, <http://www.pbs.org/wgbh/pages/frontline/sports/concussion-watch/nfl-concussion-litigation-faces-an-early-courtroom-test/>, (参照日 2013 年 9 月 8 日).
- (6) 藤谷博人, 中嶋寛之, 黒澤尚, 川原貴, 阿部均, 川又達朗, 月村泰規, “関東大学アメリカンフットボール秋季公式戦における過去 13 年間の脳振盪の発生状況”, *日本臨床スポーツ医学会誌*, Vol. 14, Na. 3 (2006), pp. 311-315.

- (7) Broglio, S.P., Sosnoff, J.J., Shin, S.H., He, X., Alcaraz, C., and Zimmerman, J., “Head Impacts During High School Football: A Biomechanical Assessment”, *Journal of Athletic Training*, Vol. 44, No. 4 (2009), pp. 342-349.
- (8) Broglio, S.P., Surma, T., Ashton-Miller, J.A., “High school and collegiate football athlete concussions: a biomechanical review”, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 40, No. 1 (2012), pp. 37-46.
- (9) Beckwith, J.G., Greenwald, R.M., and Chu, J.J., “Measuring head kinematics in football: correlation between the head impact telemetry system and hybrid III headform”, *Annals of biomedical engineering*, Vol. 40, No. 1 (2012), pp. 237-248.
- (10) Pellman, E.J., Viano, D.C., Withnall, C., Shewchenko, N., Bir, C.A., and Halstead, P.D., “Concussion in professional football: helmet testing to assess impact performance-part 11”, *Neurosurgery*, Vol. 58, No. 1 (2006), pp. 78-96.
- (11) Beckwith, J.G., Greenwald, R.M., and Chu, J.J., “Measuring head kinematics in football: correlation between the head impact telemetry system and hybrid III headform”, *Annals of biomedical engineering*, Vol. 40, No. 1 (2012), pp. 237-248.
- (12) Broglio, S.P., Schnebel, B., Sosnoff, j.j., Shin, S., Feng, X., He, X., and Zimmerman, J. “Biomechanical properties of concussions in high school football”, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Vol. 42, No. 11 (2010), pp. 2064-2071.
- (13) Crisco, J.J., Fiore, R., Beckwith, J.G., Chu, J.J., Brolinson, P.G., Duma, S., McAllister, T.W., Duhaime, A-C., and Greenwald, R.M., “Frequency and location of head impact exposures in individual collegiate football players”, *Journal of Athletic Training*, Vol. 45, No. 6 (2010), pp. 549-559.
- (14) Duma, S.M., Manoogian, S.J., Bussone, W.R., Brolinson, P.G., Goforth, M.W., Donnenwerth, J.J. , Greenwald, R.M., Chu, J.J., Crisco, J.J., “Analysis of real-time head accelerations in collegiate football players”, *Clinical Journal of Sport Medicine*, Vol. 15, No. 1 (2005), pp. 3-8.
- (15) Pellman, E.J., Viano, D.C., “Concussion in professional football. Part 8:biomechanics of the striking player”, *Neurosurgery*, Vol. 56, No. 2 (2005), pp. 266-280.
- (16) Guskiewicz, K.M., Mihalik, J.P., Shankar, V.M., Marshall, S.W., Crowell, D.H., Oliaro, S.M., Ciocca, M.F., Hooker, D.N., “Measurement of head impacts in collegiate football players: relationship between head impact biomechanics and acute clinical outcome after concussion”, *Neurosurgery*, Vol. 61, No. 6 (2007), pp. 1244-1253.
- (17) McCrory, P., Meeuwisse, W., Johnston, K., Dvorak, J., Aubry, M., Molloy, M., Cantu, R. “Consensus Statement on Concussion in Sport – the third international conference on concussion in sport held in Zurich, November 2008.” *The physician and Sportsmedicine*, Vol.37, No.2 (2009), pp. 141-159.
- (18) Levy, M.L., Ozgur, B.M., Berry, C., Aryan, H.E., and Apuzzo, M.L., “Birth and Evolution of the Football Helmet”, *Neurosurgery*, Vol. 55, No. 3 (2004), pp. 656-61.
- (19) Pellman, E.J., Viano, D.C., Withnall, C., Shewchenko, N., Bir, C.A., and Halstead, P.D., “Concussion in professional football: helmet testing to assess impact performance-part 11”, *Neurosurgery*, Vol. 58, No. 1 (2006), pp. 78-96.
- (20) Mueller, F.O. “Fatalities from head and cervical spine injuries occurring in tackle football: 50 years’ experience” , *Clinics in Sports Medicine*, Vol.17, No. 1 (1998), pp. 169-182.
- (21) QB club 久保田薫コラム「第 7 話 アメフトのヘルメットの起源は・・・第 2 章」 : [http://www.qbclub.co.jp/column/origin\\_2.html](http://www.qbclub.co.jp/column/origin_2.html) (参照日 2013.9.18)
- (22) Torg, J.S., Vegso, J.J., Sennett, B., and Das, M., “The National Football Head and Neck Injury Registry 14-year report on cervical quadriplegia, 1971 through 1984”, *Journal of the American Medical Association*, Vol. 254, No. 24 (1985), pp. 3439-3443.
- (23) Myers, T.J., Yoganandan, N., Sances, A.Jr., Pintar, F.A., Reinartz, J., and Battocletti, J.H., “Energy absorption characteristics of football helmets under low and high rates of loading”, *Bio-Medical Materials and Engineering*, Vol. 3, No. 1 (1993), pp. 15-24.