

博士論文

大学アメリカンフットボール選手における  
頭部衝突の分析

令和元年度

筑波大学

福田 崇

## 目次

<b>第1章 序論</b>	<b>・ ・ ・ 1</b>
1-1. アメリカンフットボールにおける頭頸部外傷の推移と装具の変遷	・ ・ ・ 1
1-2. 脳振盪の定義	・ ・ ・ 3
1-3. アメリカンフットボールにおける頭部バイオメカニクス研究	・ ・ ・ 4
1-4. 本研究の目的	・ ・ ・ 7
1-5. 本研究の意義	・ ・ ・ 7
<b>第2章 本研究の課題</b>	<b>・ ・ ・ 8</b>
<b>第3章 研究課題1: 大学アメリカンフットボールにおける10年間の傷害調査</b>	<b>・ ・ ・ 10</b>
3-1. 緒言	・ ・ ・ 10
3-2. 方法	・ ・ ・ 11
3-2-1. 調査期間と対象	・ ・ ・ 11
3-2-2. 調査方法	・ ・ ・ 11
3-2-3. 傷害の定義	・ ・ ・ 11
3-2-4. 傷害発生率の算出	・ ・ ・ 11
3-2-4-1. Athlete-Exposures (A-Es)	・ ・ ・ 11
3-2-4-2. Injury Rate (IR)	・ ・ ・ 12
3-2-5. 分析項目	・ ・ ・ 12
3-2-6. 統計処理	・ ・ ・ 13
3-3. 結果	・ ・ ・ 13
3-3-1. 試合時と練習時のAthlete-Exposures	・ ・ ・ 13
3-3-2. 試合時と練習時のInjury Rates	・ ・ ・ 14
3-3-3. 傷害の受傷機転	・ ・ ・ 15
3-3-4. 傷害の種類	・ ・ ・ 16
3-3-5. 傷害の部位	・ ・ ・ 17
3-3-6. 傷害の多いポジション	・ ・ ・ 19
3-3-6. 傷害の多い学年	・ ・ ・ 20
3-4. 考察	・ ・ ・ 21
3-5. 結論	・ ・ ・ 26
<b>第4章 研究課題2: 大学アメリカンフットボール選手における衝突時の 頭部キネマティクスの検討</b>	<b>・ ・ ・ 27</b>
4-1. 緒言	・ ・ ・ 27

4-2. 方法	・ ・ ・ 29
4-2-1. 対象	・ ・ ・ 29
4-2-2. 測定期間と測定方法	・ ・ ・ 30
4-2-3. 測定機器	・ ・ ・ 31
4-2-4. 衝突部位の算出方法	・ ・ ・ 32
4-2-5. Head Injury Criterion (HIC) の算出方法	・ ・ ・ 33
4-2-6. 評価項目	・ ・ ・ 33
4-2-7. 統計処理	・ ・ ・ 34
4-3. 結果	・ ・ ・ 35
4-3-1. 頭部衝突数	・ ・ ・ 35
4-3-2. 頭部最大直線加速度	・ ・ ・ 38
4-3-3. 頭部最大角加速度	・ ・ ・ 42
4-3-4. HIC	・ ・ ・ 44
4-3-5. 頭部最大直線加速度と頭部最大角加速度の関係	・ ・ ・ 44
4-3-6. 頭部最大角加速度と頭部最大角速度の関係	・ ・ ・ 47
4-4. 考察	・ ・ ・ 50
4-4-1. 頭部衝突数	・ ・ ・ 51
4-4-1-1. 試合時と練習時における頭部衝突数	・ ・ ・ 51
4-4-1-2. ポジション別における頭部衝突数	・ ・ ・ 52
4-4-1-3. 頭部部位別における頭部衝突数	・ ・ ・ 52
4-4-2. 頭部キネマティクス	・ ・ ・ 52
4-4-2-1. 試合時と練習時における頭部キネマティクス	・ ・ ・ 52
4-4-2-2. ポジション別における頭部キネマティクス	・ ・ ・ 55
4-4-2-3. 頭部部位別における頭部キネマティクス	・ ・ ・ 55
4-4-2-4. 最大直線加速度と最大角加速度の関係, 最大角加速度と角速度の関係	・ ・ ・ 57
4-4-2-5. 脳振盪危険閾値	・ ・ ・ 58
4-5. 結論	・ ・ ・ 61

<b>第5章 研究課題3 : 大学アメリカンフットボール選手における衝突時の 頭部キネマティクスと頸部筋力の検討</b>	<b>・ ・ ・ 62</b>
5-1. 緒言	・ ・ ・ 62
5-2. 方法	・ ・ ・ 63
5-2-1. 対象	・ ・ ・ 63
5-2-2. 頸部筋力の測定	・ ・ ・ 64
5-2-3. 頸部周囲径の測定	・ ・ ・ 65

5-2-4. 頭部キネマティクスの測定	・・・66
5-2-4-1. 測定方法	・・・66
5-2-4-2. 測定機器	・・・67
5-2-4-3. 衝突部位の算出方法	・・・68
5-2-4-4. 評価項目	・・・69
5-2-4-5. 統計処理	・・・69
5-3. 結果	・・・70
5-3-1. 直線加速度と角加速度の相関	・・・70
5-3-2. 直線加速度と頸部筋力の相関	・・・70
5-3-3. 角加速度と頸部筋力の相関	・・・70
5-3-4. 直線加速度と頸部周囲径の相関	・・・71
5-3-5. 角加速度と頸部周囲径の相関	・・・71
5-3-6. 頸部筋力と頸部周囲径の相関	・・・71
5-4. 考察	・・・73
5-5. 結論	・・・77
<b>第6章 総合討論</b>	<b>・・・78</b>
6-1. 本研究で得られた成果	・・・78
6-2. 本研究の限界	・・・82
<b>第7章 結語</b>	<b>・・・83</b>
<b>謝辞</b>	<b>・・・85</b>
<b>参考文献</b>	<b>・・・86</b>
付記	・・・104

## 第1章 序論

### 1-1. アメリカンフットボールにおける頭頸部外傷の推移と装具の変遷

アメリカンフットボールは、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。特に、試合時における足関節と膝関節の捻挫はアメリカンフットボールの特徴的な傷害であることが明らかとなっている<sup>1-5)</sup>。頭頸部の外傷は、足関節と膝関節ほど発生率は高くはない<sup>1-6)</sup>が、重篤な後遺症を残すことや時に生死に直面することとなる。実際、アメリカンフットボールが誕生して以来、これまでも大きな社会的関心を集めてきた。とりわけ頭頸部外傷の推移とヘルメットの変遷には因果関係がある。1869年に Rutgers university と Princeton university の試合が米国大学アメリカンフットボールにおける最初の試合と記録されている<sup>7)</sup>。この当時、頭頸部の重症外傷が絶えず、1869年から1905年の間に頭頸部外傷による18件の死亡と159件の重症外傷が米国で記録されている<sup>8)</sup>。このような状況から、選手の中にはこれら外傷を予防するために革一枚で作られたヘルメットを使用する者が現れた。ヘルメット使用における公式記録では、1893年の陸軍と海軍の試合が最初とされている<sup>8,9)</sup>。しかし、その使用は選手の任意によるものであった。この状況を改善するために当時の Theodore Roosevelt 大統領は、1905年に強豪校であった Harvard university, Yale University, Princeton University の関係者らをホワイトハウスに集めて、フェアプレイを行う制度を作るよう指示し、1906年に Intercollegiate Athletic Association (IAA) が設立され、1910年に IAA はその名称を National Collegiate Athletic Association (NCAA) と変更した。その後、1939年に NCAA, 1940年に National Football League (NFL) で頭部や顔面の外傷を予防するためにヘルメットの使用が義務

化された<sup>8)</sup>。同 1940 年には、最初のプラスチック製ヘルメットが Riddell 社によって導入され<sup>10)</sup>、1949 年までに従来の革のヘルメットからプラスチックのヘルメットに変更された<sup>8,11)</sup>。さらに 1960 年代からヘルメットとフェイスガードが一体化したものが開発された<sup>8,11)</sup>。つまり、ヘルメット外殻を硬くし、顔面を覆うことで頭頸部外傷の予防を期待したが、頭頸部外傷は増加し続けた。なぜならヘルメットによって頭部がより安全に守られたことで、選手はヘルメットを武器として頭頂部から相手に矢のようにぶつかるスピアリングタックルを行うようになったためである<sup>8,11)</sup>。その結果、1965 年から 1974 年に頭部外傷と頸椎・頸髄損傷が激増した<sup>11-14)</sup>。この対応策として、競技で用いる装具の安全基準を決める National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment (NOCSAE) が 1969 年に設立され、頭部外傷を予防するヘルメットの研究が始まった<sup>8,11,14)</sup>。そして NOCSAE は、アメリカンフットボールのヘルメットにおける最初の安全基準を 1973 年に施行した<sup>8,11)</sup>。さらに NCAA は 1976 年にスピアリングタックルをルール上で禁止したことで、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>12,13)</sup>。その後、さらなる NOCSAE 公認ヘルメットの改善によって重症頭部外傷の一応の収束を認める一方、1990 年代に入って、元 NFL スター選手の脳にタウたんぱくが発見されたことから脳振盪は急速に注目され始めた<sup>15)</sup>。脳振盪は一過性の症状であり完全に回復できると考えられていた<sup>11,16)</sup>。アメリカ神経学会も脳振盪を起こした選手でも症状が 15 分以内に回復した場合に、試合当日の復帰を許可していた<sup>17)</sup>。しかし、脳振盪を繰り返すことによって MTBI (Mild Traumatic Brain Injury) を発症することが明らかとなり<sup>11,16)</sup>、現在、大きな社会的問題となっている<sup>18-22)</sup>。アメリカンフットボールにおける脳振盪は傷害全体の約 6~9% で発生しており<sup>1,2,4-6)</sup>、未だに収束の目途が立っていない。これまでも多くの傷害

調査が実施されてきているが、これら傷害調査は異なる研究手法や異なる傷害の定義のために比較することが難しい<sup>1,2,5,23)</sup>。NCAA では、毎年、大学アメリカンフットボールで生じた傷害データを試合時と練習時に収集している<sup>1,26)</sup>。このように同一手法で長期的に収集されたデータはアメリカンフットボールの傷害を理解するために大いに役立つと思われる。本邦では試合時の傷害データを報告した長期的研究はいくつかみられる<sup>4,5,24,25)</sup>が、試合時と練習時の詳細な傷害データを含む長期的研究はほとんどみられない<sup>24,25)</sup>。しかし、練習の頻度は試合よりも多く、本邦の大学アメリカンフットボール選手の脳振盪の解明には練習時の傷害を合わせて長期的に検討することが不可欠である。一方、これら傷害調査は傷害の特徴を把握するために有意義ではあるが、アメリカンフットボールにおける頭部衝突の頻度、位置、大きさや累積数を考慮していない。つまり、傷害調査では、選手が異なる頻度や大きさの頭部衝突を受けたとしても受傷をしていなければ傷害発生率として反映されない<sup>18,27)</sup>。近年、繰り返しの頭部衝突は若年性アルツハイマー、健忘症、鬱、MTBI を発症する危険性の高まることが報告されている<sup>28-33)</sup>。したがって、アメリカンフットボールにおける脳振盪の解明には実際の頭部衝突の頻度や頭部キネマティクスを把握する必要がある。

## 1-2. 脳振盪の定義

脳振盪は頭部や体幹への衝撃が脳組織に生体力学的な力を伝達することで起因する加速 - 減速損傷である<sup>34)</sup>。その症状として、意識消失、素早く動けない、けいれん、健忘、一貫した頭痛、集中できない、嘔気、嘔吐、混乱、眩暈、耳鳴り、眠け、脱力感、視界がぼやける、いらいらする、光に敏感、感情的など多岐にわたる<sup>11,35)</sup>。2016 年に Berlin で開催された第 5 回 Concussion in Sport Group ではスポーツに起因する脳振盪 (Sport-related concussion: SRC) には

以下の共通する特徴を示すことが記された<sup>36)</sup>。

- SRC は、頭部、顔面、頸部や体のあらゆる部位への衝撃力が頭部に伝達されることで生じる。
- SRC は、一過性の神経学的機能異常が瞬時に起こり、短時間で消失する。しかし、その症状と徴候は数分から数時間続くことがある。
- SRC は、神経病理学的な変化に結果するかもしれない。しかし、急性期の臨床症状と徴候は器質的な損傷ではなく機能的な異常を大きく反映する。その場合、標準的な画像診断では異常が認められない。
- SRC は、意識消失の有無に関わらず多様な症状や徴候を示す。臨床上や認知上の異常は一連の経過とともに消失するが、時に症状が長引くことがある。

### 1-3. アメリカンフットボールにおける頭部バイオメカニクス研究

アメリカンフットボールにおける脳振盪のバイオメカニクス研究は1970年代初期に大きく進展した<sup>20,27,37)</sup>。Reid et al.<sup>38)</sup>とMoon et al.<sup>39)</sup>は、ヘルメット内部のサスペンション式インナーに周波数変調方式の加速度センサーと脳波計を装着して、練習時と試合時における頭部衝突を測定した。その結果、計650回の頭部衝突が確認され、それら衝突の最大加速度の範囲は40-530 G、衝突時間は20-420 msであった<sup>38,39)</sup>。しかし、これらの研究では、測定対象は1名であり、測定装置の大きさによって選手の動きに制限があったことが課題であった<sup>20,27,37)</sup>。

Ommaya et al.<sup>40)</sup>は、動物実験より、脳損傷のメカニズムには角加速度が関与することを初めて報告した。2000年前後にPellman et al.<sup>11,41,42)</sup>とNewman et al.<sup>43)</sup>らを筆頭にNFLの試合中に脳振盪に至った衝突を中心としたビデオ解析を行い、ハイブリッドダミーⅢを用いて衝突再現実験を行った。その結果より、脳振盪に至った衝突の平均最大頭部直線加速度は98 ± 28 Gであり、98 Gの頭部最大直

線加速度は74%の脳振盪危険閾値であると報告した<sup>20)</sup>。さらに、脳振盪に至る可能性がある名目上の基準値として頭部最大直線加速度79 G、頭部最大角加速度5757 rad/s<sup>2</sup>、SI (Severity Index) 300、HIC (Head Injury Criterion) 250 であると提唱した<sup>20)</sup>。2000年には、ヘルメット内部のインナーパッドに装着した3軸加速度センサーによって衝突時の頭部加速度を測定した結果より、平均最大直線加速度は29.2 Gと報告した<sup>44)</sup>。2000年代に入り、多くの研究者は、Riddell 社製(Elyria, OH) ヘルメット内部に加速度センサーを装着したhead impact telemetry system (HITS, Simbex, Lebanon NH) を用いてアメリカンフットボール選手の頭部衝突時における頭部加速度データを収集している<sup>19,22,37,45-52)</sup>。HITSで収集されたデータはサイドライン応答システム (Riddell, Chicago, IL) からPC上のアプリケーションにリアルタイムで送信される。HITSの結果をはじめて報告したDuma et al.<sup>37)</sup>は、平均最大頭部直線加速度は32 ± 25 Gであり、続く研究結果から、10%の脳振盪危険閾値として最大頭部直線加速度は165 G、HICは400、頭部最大角加速度は9,000 rad/s<sup>2</sup>であることを報告した。HITSの正確性やデータ整理法に関しては、多くの研究者が証明しており<sup>37,43,46-48)</sup>、測定機器としての信頼性は高い。しかし、HITSでは脳振盪の発症メカニズムと考えられる角加速度を直線加速度から推定値として算出していた。しかも、HITSでは脳振盪危険閾値を検討する際に不可欠な角速度の情報は得られない<sup>21)</sup>。したがって、より直接的な角加速度と角速度の測定が望まれた。2009年以降、従来のHITSの改良版にあたる3軸加速度センサーと3軸ジャイロセンサーを搭載した6軸センサー (6DOF; 6 degrees of freedom) が登場した<sup>19)</sup>。Rowson et al.<sup>19)</sup>は、10名の大学アメリカンフットボール選手を対象に試合時と練習時における6DOFによる頭部衝突を測定した結果、頭部衝突の最大直線加速度と最大角加速度における大部分の分布は20 G 以下と1,000 rad/s<sup>2</sup> 以下であること、HITSと

6DOFによる最大直線加速度と最大角加速度における測定誤差は、それぞれ1% ± 18% と3% ± 24% であることを報告した<sup>19)</sup>。上述の通り、米国では生体におけるリアルタイムでの衝突時の加速度データを収集している。しかし、本邦では生体で実際のフィールドにおける衝突時の頭部キネマティクスを調査した報告はいまだされていない。米国アメリカンフットボール選手と本邦アメリカンフットボール選手の身体特性と体力特性は大きく異なっており、本邦選手における衝突時の頭部キネマティクスを知ることは脳振盪の予防を検討するうえで不可欠である。さらに、現場においては頭頸部傷害を予防する目的で頸部の筋力トレーニングが一般的に行われている。つまり、頸部筋群を収縮することによって、選手は頭頸部と体幹を剛に固めて、実質的な体幹の剛性を生じる<sup>53-56)</sup>。Tierney et al.<sup>55)</sup>は、サッカーのヘディング中に女性選手は男性選手よりも最大44%大きい頭部加速度を示したことを報告した。女性は男性に比べて頭部自体が小さいことと頸部筋力が弱いことが女性の高い脳振盪発生率に起因していると考えられ、頸部筋力は脳振盪の発生に関与することが示唆されている<sup>55)</sup>。NFL頭頸部-脊椎委員会は、ハイブリッドIIIダミーの頸部のばね剛性を強化すると、脳振盪危険閾値は35%低下したことを報告した<sup>57)</sup>。また、数学的研究ではあるが、頸部スティフネスが高いと頭部直線加速度および頭部角加速度の減少を認めており、頸部筋力によって脳振盪を予防する可能性を示唆している<sup>58)</sup>。頸部筋力が強いと衝突時の頭部加速度により大きく抵抗することができ、その結果、頭部加速度が減少することは理論的には理解できるが、より強い頸部筋力を有す選手における衝突時の頭部加速度が減少することを生体研究では認めていない<sup>53,56,59)</sup>。そこで、脳振盪の予防に頸部筋力が効果的であるのかを頭部キネマティクスと合わせて検討することで、大学アメリカンフットボールの脳振盪予防に関する基礎的知見が得られることが期待される。

#### 1-4. 本研究の目的

本研究では，大学アメリカンフットボール選手の試合時と練習時における傷害の特徴を明らかにし，実際の衝突時における頭部キネマティクスの測定を行い，脳振盪予防に関する基礎的知見を得ることを目的とした．この目的を達成するために以下の課題を設定する．

1. 大学アメリカンフットボール選手における 10 年間の傷害調査
2. 大学アメリカンフットボール選手における衝突時の頭部キネマティクスの検討
3. 大学アメリカンフットボール選手における衝突時の頭部キネマティクスと頸部筋力の検討

#### 1-5. 本研究の意義

本邦の大学アメリカンフットボールで発生している脳振盪の実体を明らかにすることは，脳振盪の予防を検討するうえで不可欠である．さらに，アメリカンフットボールの実際のフィールドで得られる衝突時の頭部キネマティクスを測定することで，衝突時における頭部作用を定量化することができる．このような生体による研究は本邦ではこれまでに例がなく，このスポーツがより安全に実施できるための頭部衝突に関する具体的なルール策定の基礎的知見を得ることが期待される．

## 第2章 本研究の課題

本論文は、以下の 3 つの検討課題から構成されている。

- (1) 大学アメリカンフットボール選手における 10 年間の傷害調査
- (2) 大学アメリカンフットボール選手における衝突時の頭部キネマティクスの検討
- (3) 大学アメリカンフットボール選手における衝突時の頭部キネマティクスと頸部筋力の検討

### 検討課題 1：大学アメリカンフットボール選手における 10 年間の傷害調査

大学アメリカンフットボール選手を対象に、10 年間の試合時と練習時における頭部外傷の発生状況を調査し、Athlete-Exposures、傷害発生率、傷害発生率を疾患名別、部位別、ポジション別、学年別、受傷機転別に分析する。分析結果より大学アメリカンフットボール選手における傷害の特徴を明らかにする。

### 検討課題 2：大学アメリカンフットボール選手における衝突時の頭部キネマティクスの検討

大学アメリカンフットボール選手を対象に、実際の衝突時における頭部キネマティクスの測定を行い、頭部衝突頻度、直線加速度、角加速度、角速度、Head Injury Criterion、衝突部位と脳振盪の関連を検討することで、大学アメリカンフットボール選手が衝突時に頭部に受けている頭部キネマティクスの特徴を明らかにする。

### 検討課題 3: 大学アメリカンフットボール選手における衝突時の頭部キネマティクスと頸部筋力の検討

大学アメリカンフットボール選手を対象に、頭部キネマティクスと頸部筋力の関連を検討することで、衝突時に生じる頭部キネマティクスに対する頸部筋力の効果を明らかにする。

### 第3章 検討課題1 大学アメリカンフットボール選手における10年間の傷害調査

#### 3-1. 緒言

アメリカンフットボールは最も熱狂的な大学スポーツの一つであり、本邦でも多くの大学生が入学後に競技を始めている。同時に、アメリカンフットボールでは多くの傷害が発生している事実もある。特に、頭頸部の重症外傷は、これまでも多く報告されてきた<sup>1-3,6,12,26</sup>。多くの傷害調査がこれまでに報告されているが、異なる方法論や傷害の定義によってそれらを比較することは容易ではない<sup>1,2,5,23</sup>。アメリカンフットボールの発祥国である米国では、若い競技者、その中でも特に、アメリカンフットボール選手の致死の重症傷害を予防するために、1910年に National Collegiate Athletic Association (NCAA) が誕生している。それ以降、NCAA では大学スポーツでの傷害報告を定期的に公表している<sup>8</sup>。これら長期にわたる傷害データによって医療従事者がアメリカンフットボールにおける傷害の特徴を把握することに役立っている。例えば、Dick, et al.<sup>11</sup>は、1988年から2004年までの16年間にNCAAによって収集されたデータから、試合時の傷害発生率は練習時よりも9倍高いことを報告した。NCAAによるアメリカンフットボールの規則は、これら長期間の研究の結果に基づいて修正や変更が繰り返し行われてきている<sup>12</sup>。本邦では複数年にわたる試合時の傷害データを報告した研究はいくつかみられる<sup>4-6,23-25</sup>が、長期間にわたる試合時と練習時の詳細な傷害データを含む研究はほとんどみられない<sup>24,25</sup>。本邦における大学アメリカンフットボールの傷害予防策を講じるためには、試合時と練習時における長期的な傷害データを詳細に分析する必要がある。本研究の目的は、10年間の傷害データに基づいて試合時と練習時における本邦の大学アメリカンフットボール選手の傷害の特徴を明らかにすることである。

## 3-2. 方法

### 3-2-1. 調査期間と対象

1999年から2008年の10年間にT大学アメリカンフットボール部に在籍した計523人を対象とした。本研究は、筑波大学人間総合科学研究科に設置された研究倫理委員会の承認のもとで実施された(承認番号23-197)。なお、データの使用にあたり、過去に在籍した者にはウェブ上にて研究内容を周知し、データの使用を希望しない場合には研究担当者に連絡することでオプトアウトできることを明示した。

### 3-2-2. 調査方法

春季および秋季公式戦を試合時として、グラウンドで実施した練習を練習時としてカウントした。T大学アメリカンフットボール部の学生トレーナーが、試合および練習で発生した外傷・障害に対して、選手に手渡しで傷害調査用紙を配布し、記入後に学生トレーナーが回収を行った。この際に記載漏れや記載内容が不明な点はトレーナーが直接、選手に聞き取りを実施した。

### 3-2-3. 傷害の定義

傷害は、試合時あるいは練習時に発生したもので、試合や練習を1日以上休み、医師によって診断を受けたものとした。

### 3-2-4. 傷害発生率の算出

#### 3-2-4-1. Athlete-Exposures (A-Es)

A-Esは、1回あたりの身体活動への時間に限らず、選手が1回の試合あるいは練習に参加する単位として定義される<sup>1)</sup>。例えば、1チーム30人の選手が1

試合に参加すると 30A-Es となる。しかし、本研究では、対象者は授業や経験不足などの理由によってすべての試合と練習に参加することができなかった。したがって、2007 年と 2008 年の 14 試合と 272 回の練習に実際に参加した人数にしたがって、1 回あたりの試合と練習に参加した人数の割合を算出した。その結果、10 年間における試合時と練習時における A-Es は、全体の人数をそれぞれ 0.8 と 0.9 で乗じて計算した。

#### 10 年間の試合時 A-Es

$$= 10 \text{ 年間の試合総数} \times \text{年間平均選手数} \times 0.8$$

(試合時 A-Es は実際に試合に参加した人数の割合 0.8 で乗じて計算した)

#### **3-2-4-2. A-Es による Injury Rate (IR)**

IR は、あるカテゴリーでの傷害数をそのカテゴリーでの A-Es の数値で除した割合として定義される。NCAA による IR の計算は 1,000A-Es あたりの傷害として表記される。例えば、10 年間の試合時 IR は、次のように計算される。

#### 10 年間の試合時 IR

$$= 10 \text{ 年間の試合時の傷害総数} \div \text{試合時 A-Es の値} \times 1,000$$

#### **3-2-5. 分析項目**

分析項目は、10 年間および各年の試合時と練習時における A-Es と IR, IR を受傷機転別, 疾患名別, 部位別, ポジション別, 学年別に分析した。

### 3-2-6. 統計処理

各分析項目について、試合時の Injury Rate (GIR) と練習時の Injury Rate (PIR) の比較には、95%信頼区間 (95%CI) のオーバーラップの有無を確認し、有意差 (有意水準 5%) を判断した。なお、95%CI は、IR と Incidence proportion (IP) から算出した<sup>60)</sup>。

$$95\%CI = ((\text{injury number (n)} / \text{Athlete-Exposures}) \pm (1.96 \times IP)) \times 1000$$

$$IP = \sqrt{\text{injury number (n)} / \text{Athlete-Exposures}} \times 1000$$

### 3-3. 結果

#### 3-3-1. 試合時と練習時の Athlete-Exposures (A-Es)

10 年間における試合数と練習数は、それぞれ 109 回と 1,920 回であった (Table 3-1)。また、10 年間における試合時と練習時の A-Es は、それぞれ 4,560.6 と 90,374.4 であり、各年の試合時と練習時の A-Es は Table 3-1 の通りであった。

#### 3-3-2. 試合時と練習時の Injury Rates (IR)

10 年間における傷害発生件数は 790 件 (試合時 198 件、練習時 592 件) であった (Table 3-1)。したがって、GIR と PIR は、それぞれ 43.4/1,000A-Es と 6.6/1,000A-Es であった。10 年間における GIR は PIR に比べて有意に高かった ( $p < 0.05$ )。

Table 3-1. Game and practice injury rates for 10 years

Year	Number of Player	Game					Practice				
		Number	A·Es <sup>*1</sup>	Number of Injury	GIR	95% CI	Number	A·Es <sup>*2</sup>	Number of Injury	PIR	95% CI
1999-2000	60	14	672.0	16	23.8 <sup>†</sup>	12.1-35.5	198	10692.0	61	5.7	4.3-7.1
2000-2001	55	12	528.0	11	20.8 <sup>†</sup>	8.5-33.1	201	9949.5	58	5.8	4.3-7.3
2001-2002	53	12	508.8	26	51.1 <sup>†</sup>	31.5-70.7	195	9301.5	53	5.7	4.2-7.2
2002-2003	55	10	440.0	20	45.5 <sup>†</sup>	25.5-65.4	199	9850.5	62	6.3	4.7-7.9
2003-2004	53	11	466.4	26	55.7 <sup>†</sup>	34.3-77.2	178	8490.6	59	6.9	5.2-8.7
2004-2005	52	10	416.0	15	36.1 <sup>†</sup>	17.8-54.3	179	8377.2	85	10.1	8.0-12.3
2005-2006	51	8	326.4	18	55.1 <sup>†</sup>	29.7-80.6	196	8996.4	68	7.6	5.8-9.4
2006-2007	50	10	400.0	18	45.0 <sup>†</sup>	24.2-65.8	188	8460.0	67	7.9	6.0-9.8
2007-2008	52	11	457.6	21	45.9 <sup>†</sup>	26.3-65.5	192	8985.6	45	5.0	3.5-6.5
2008-2009	42	11	369.6	27	73.1 <sup>†</sup>	45.5-100.6	194	7333.2	34	4.6	3.1-6.2
1999-2008	523	109	4560.6	198	43.4 <sup>†</sup>	37.4-49.5	1920	90374.4	592	6.6	6.0-7.1

<sup>\*1</sup> GAE was divided by 0.8 because 20% of all players could not participate in games

<sup>\*2</sup> PAE was divided by 0.9 because 10% of all players could not participate in practices

<sup>†</sup> Statistical significance between GIR and PIR (p<0.05)

A·Es: athlete·exposures, GIR: game injury rate, PIR: practice injury rate, CI: confidence interval

### 3-3-3. 傷害の受傷機転

試合時に最も多い受傷機転は、「タックルされた」(8.8/1,000A-Es)であり、次いで、「ブロックした」(6.4/1,000A-Es),「タックルした」(5.7/1,000A-Es),「ブロックされた」(5.5/1,000A-Es)であった(Table 3-2). 練習時に最も多い受傷機転は、「スプリント」(0.8/1,000A-Es)であり、次いで、「ブロックした」,「タックルした」,「タックルされた」(それぞれ, 0.7/1,000A-Es)であった。「タックルされた」,「ブロックした」,「タックルした」,「ブロックされた」,「その他のコンタクト」,「カッティングした」ことによる GIR は PIR よりも有意に高かった ( $p<0.05$ ). 衝突による傷害は試合時, 練習時ともに最も一般的な受傷機転であったが, 非衝突による傷害は練習時に最も多い受傷機転であった.

Table 3-2. Game and practice injury rates by mechanism of injury

Mechanism of Injury	Game			Practice		
	Number of Injury	GIR	95% CI	Number of Injury	PIR	95% CI
Being Tackled	40	8.8 <sup>†</sup>	6.1-11.5	59	0.7	0.5-0.8
Blocking	29	6.4 <sup>†</sup>	4.0-8.7	62	0.7	0.5-0.9
Tackling	26	5.7 <sup>†</sup>	3.5-7.9	61	0.7	0.5-0.8
Being Blocked	25	5.5 <sup>†</sup>	3.3-7.6	51	0.6	0.4-0.7
Other Contacts	12	2.6 <sup>†</sup>	1.1-4.1	39	0.4	0.3-0.6
Cutting	11	2.4 <sup>†</sup>	1.0-3.8	25	0.3	0.2-0.4
Sprints	7	1.5	0.4-2.7	70	0.8	0.6-1.0
Gradual	7	1.5	0.4-2.7	57	0.6	0.5-0.8
Receiving Pass	7	1.5	0.4-2.7	23	0.3	0.2-0.4
Defensing Pass	5	1.1	0.1-2.1	9	0.1	0.0-0.2
Unknown	11	2.4 <sup>†</sup>	1.0-3.8	52	0.6	0.4-0.7
Others	18	4.0 <sup>†</sup>	2.1-5.8	84	0.9	0.7-1.1

† Statistical significance between GIR and PIR ( $p<0.05$ )

Being tackled was the most common mechanism of injury in games ( $p<0.05$ )

Sprint was the most common mechanism of injury in practices ( $p<0.05$ )

The common mechanism of injury in games was related to contacts such as being tackled, blocking, tackling, being blocked, and other contacts.

GIR: game injury rate, PIR: practice injury rate, CI: confidence interval

### 3-3-4. 傷害の種類

試合時と練習時ともに捻挫 (17.3/1,000A-Es と 2.1/1,000A-Es) が最も多く (Table 3-3), 次いで, 筋腱損傷 (6.4/1,000A-Es と 1.6/1,000A-Es), 脳振盪 (4.8/1,000A-Es と 0.6/1,000A-Es), 打撲, 骨折, 脱臼, その他の順となった (Table 3-3). すべての傷害の種類における GIR は PIR よりも有意に高かった ( $p<0.05$ ). 試合時と練習時ともに最も多い傷害の種類の種類は同じであった.

Table 3-3. Game and practice injury rates by injury types

Injury Type	Game			Practice		
	Number of Injury	GIR	95% CI	Number of Injury	PIR	95% CI
Sprain	79	17.3 <sup>†</sup>	13.5-21.1	186	2.1	1.8-2.4
Muscle-Tendon Strain	29	6.4 <sup>†</sup>	4.0-8.7	148	1.6	1.4-1.9
Concussion	22	4.8 <sup>†</sup>	2.8-6.8	50	0.6	0.4-0.7
Contusion	20	4.4 <sup>†</sup>	2.5-6.3	37	0.4	0.3-0.5
Fracture	15	3.3 <sup>†</sup>	1.6-5.0	32	0.4	0.2-0.5
Dislocation/Subluxation	8	1.8 <sup>†</sup>	0.5-3.0	15	0.2	0.1-0.2
Others	25	5.5 <sup>†</sup>	3.3-7.6	124	1.4	1.1-1.6

<sup>†</sup> Statistical significance between GIR and PIR ( $p<0.05$ )

The most common type of injuries sustained in both games and practices was sprain.

GIR: game injury rate, PIR: practice injury rate, CI: confidence interval

### 3-3-5. 傷害の多い部位

試合時と練習時ともに下肢 (24.3/1,000A-Es と 3.9/1,000A-Es) で最も多く (Table 3-4), 次いで, 頭頸部 (8.3/1,000A-Es と 1.2/1,000A-Es), 上肢 (8.1/1,000A-Es と 0.9/1,000A-Es), 体幹 (2.6/1,000A-Es と 0.6/1,000A-Es) の順であった. その他以外の部位における GIR は PIR よりも有意に高かった ( $p<0.05$ ). 傷害のより詳細な部位でみると, 試合時には足首 (8.1/1,000A-Es) で最も多く (Table 3-5), 次いで, 膝 (7.5/1,000A-Es), 頭 (5.3/1,000A-Es), 肩 (5.0/1,000A-Es) の順であった. 練習時には大腿部 (1.0/1,000A-Es) で最も多く, 次いで, 足首 (0.9/1,000A-Es), 膝 (0.9/1,000A-Es) の順であった. 足首, 膝, 頭部, 肩, 大腿, 頸, 下腿における GIR は PIR よりも有意に高かった ( $p<0.05$ ).

Table 3-4. Game and practice injury rates by body parts

Body Parts	Game			Practice		
	Number of Injury	GIR	95% CI	Number of Injury	PIR	95% CI
Lower Extremities*	111	24.3 <sup>†</sup>	19.8-28.9	351	3.9	3.5-4.3
Head & Neck**	38	8.3 <sup>†</sup>	5.7-11.0	107	1.2	1.0-1.4
Upper Extremities***	37	8.1 <sup>†</sup>	5.5-10.7	77	0.9	0.7-1.0
Trunk & Back****	12	2.6 <sup>†</sup>	1.1-4.1	55	0.6	0.4-0.8
Others	0	0.0	0.0	2	0.02	0.0-0.1

<sup>†</sup> Statistical significance between GIR and PIR ( $p<0.05$ ).

The GIRs in all body parts were significantly higher than the PIRs ( $p<0.05$ ).

\* The lower extremities include the foot, ankle, lower leg, knee, upper leg, pelvis, and hip.

\*\* The head and neck include the head, neck, and face.

\*\*\* The upper extremities include the finger, hand, elbow, upper arm, and shoulder.

\*\*\*\* The trunk and back include the lower back, upper back, abdomen, and chest.

GIR: game injury rate, PIR: practice injury rate, CI: confidence interval

Table 3-5. Game and practice injury rates by specific body part

Game				Practice			
Body Part	Number of Injury	GIR	95% CI	Body Part	Number of Injury	PIR	95% CI
Ankle	37	8.1 <sup>†</sup>	5.5-10.7	Upper Thigh	90	1.0	0.8-1.2
Knee	34	7.5 <sup>†</sup>	4.9-10.0	Knee	85	0.9	0.7-1.1
Head	24	5.3 <sup>†</sup>	3.2-7.4	Ankle	84	0.9	0.7-1.1
Shoulder	23	5.0 <sup>†</sup>	3.0-7.1	Head	67	0.7	0.6-0.9
Upper Thigh	21	4.6 <sup>†</sup>	2.6-6.6	Shoulder	37	0.4	0.3-0.5
Neck	12	2.6 <sup>†</sup>	1.1-4.1	Neck	36	0.4	0.3-0.5
Lower Leg	12	2.6 <sup>†</sup>	1.1-4.1	Lower Back	41	0.5	0.3-0.6
Elbow	6	1.3	0.3-2.4	Lower Leg	33	0.4	0.2-0.5
Plevis & Hip	5	1.1	0.1-2.1	Plevis & Hip	35	0.4	0.3-0.5
Finger	5	1.1	0.1-2.1	Foot	24	0.3	0.2-0.4
Chest	5	1.1	0.1-2.1	Finger	13	0.1	0.1-0.2
Lower Back	3	0.7	0.0-1.4	Hand	11	0.1	0.0-0.2
Hand	3	0.7	0.0-1.4	Elbow	12	0.1	0.1-0.2
Foot	2	0.4	0.0-1.0	Chest	6	0.1	0.0-0.1
Face	2	0.4	0.0-1.0	Face	4	0.04	0.0-0.1
Abdomen	1	0.2	0.0-0.6	Abdomen	3	0.03	0.0-0.1
Upper Back	0	0.0	0.0	Upper Back	5	0.1	0.0-0.1
Upper Arm	0	0.0	0.0	Upper Arm	3	0.03	0.0-0.1
Others	1	0.2	0.0-0.6	Others	2	0.02	0.0-0.1
Unknown	2	0.4	0.0-1.0	Unknown	1	0.01	0.0-0.03

† Statistical significance between GIR and PIR ( $p < 0.05$ )

The common specific body parts injured in both games and practices were ankle and knee although the upper thigh was the leading body part injured in practices.

GIR: game injury rate, PIR: practice injury rate, CI: confidence interval

### 3-3-6. 傷害の多いポジション

試合時に最も多く傷害を負ったポジションでは、オフenseライン (OL: 68.8/1,000A-Es) (Table 3-6)が最も多く、次いで、ランニングバック (RB: 68.2/1,000A-Es), ワイドレシーバー (WR: 40.8/1,000A-Es), ラインバッカー (LB), ディフェンスライン (DL), ディフェンスバック (DB), クォーターバック (QB) の順であった。練習時に最も多く傷害を負ったポジション別では、OL (8.5/1,000A-Es) に次いで、RB (7.7/1,000A-Es), DB (7.6/1,000A-Es), WR, LB, DL, QB, キッカー (K) の順であった。K と QB を除くすべてのポジションの GIR は PIR よりも有意に高かった ( $p<0.05$ )。

Table 3-6. Game and practice injury rates by player's position

Position (Number of Player)	Game			Practice		
	Number of Injury	GIR	95% CI	Number of Injury	PIR	95% CI
Offensive Line (80)	48	68.8 <sup>†</sup>	49.3-88.3	118	8.5	7.0-10.1
Running Back (74)	44	68.2 <sup>†</sup>	48.0-88.3	98	7.7	6.1-9.2
Wide Receiver (73)	26	40.8 <sup>†</sup>	25.1-56.5	85	6.7	5.3-8.2
Quarter Back (34)	4	13.5	0.3-26.7	27	4.6	2.9-6.3
Defensive Line (75)	24	36.7 <sup>†</sup>	22.0-51.4	64	4.9	3.7-6.1
Line Backer (74)	25	38.7 <sup>†</sup>	23.6-53.9	78	6.1	4.7-7.5
Defensive Back (92)	27	33.7 <sup>†</sup>	21.0-46.4	120	7.5	6.2-8.9
Kicker (5)	0	0.0	0.0	2	2.3	0.0-5.5

<sup>†</sup> Statistical significance between GIR and PIR ( $p<0.05$ ).

The GIRs in all positions except QB and kicker were significantly higher than the PIR ( $p<0.05$ ).

The playing position sustaining the most injuries in both games and practices was OL.

GIR: game injury rate, PIR: practice injury rate, CI: confidence interval

### 3-3-7. 傷害の多い学年

試合時に最も多く傷害を負った学年では、4年生が最も多く (75.8/1,000A-Es), 次いで、2年生 (47.5/1,000A-Es), 3年生 (46.6/1,000A-Es), 1年生 (0.8/1,000A-Es)の順であった (Fig. 3-1). 練習時に最も多く傷害を負った学年では、2年生 (9.4/1,000A-Es) が最も多く, 次いで、3年生 (7.2/1,000A-Es), 4年生 (5.6/1,000A-Es), 1年生 (4.5/1,000A-Es) の順であった. すべての学年の GIR は PIR よりも有意に高かった ( $p<0.05$ ).

Table 3-7. Game and Practice Injury Rates by Grade of Player

Grade (Number of Player)	Game			Practice		
	GAE	GIR	95%CI	PAE	PIR	95%CI
Freshmen (150)	1308.0	0.8 <sup>†</sup>	0.0 2.26	25920.0	4.5	3.7 5.3
Sophomore (123)	1072.6	47.5 <sup>†</sup>	34.5 60.6	21254.4	9.4	8.1 10.7
Junior (126)	1374.2	46.6 <sup>†</sup>	35.2 58.0	21772.8	7.2	6.1 8.3
Senior (124)	1081.3	75.8 <sup>†</sup>	59.4 92.3	21427.2	5.6	4.6 6.6

† The GIRs in all grades were significantly higher than the PIR ( $p<0.05$ ).

The playing grade sustaining the most injuries in games was senior.

The playing grade sustaining the most injuries in practices was sophomore.

GIR: game injury rate, PIR: practice injury rate, CI: confidence interval

### 3-4. 考察

本研究は10年間にわたる大学アメリカンフットボール選手の試合時と練習時の傷害における詳細な特徴を明らかにすることを目的とした。

その結果、GIRはPIRに比べて6倍以上高かった。Dick et al.<sup>1)</sup>は、16年間ものNCAAが集計する傷害調査より、GIR (36.9/1,000A-Es)はPIR (3.8/1,000A-Es)よりも9倍以上高いことを報告した。この理由として、試合の衝突時にはより速い速度とより大きな衝撃が作用することで傷害の危険がより高まるためである<sup>2)</sup>。本研究の試合時と練習時の傷害発生率はNCAAのそれら値よりも高かった。この主な要因として、米国の大学選手は一般的に小・中学生から競技を始めており、多くの経験を積んでいる選手が多いのに対して、T大学のほぼすべての選手では大学1年生から競技を始めるものが多い。したがって、本研究の対象ではアメリカンフットボールで求められる体力や技術が十分に備わっていない可能性がある。また、多くの本邦大学選手は、練習時に傷害を負うことが多いと報告されている<sup>6,61)</sup>。本邦の大学アメリカンフットボールの一つの特徴として、コーチは選手に実践的な経験を積ませるために練習計画の中に試合を模擬してフルコンタクトを行うスクリメージを多く含む傾向がある。しかし、本邦の多くの選手はスクリメージで傷害を負っている<sup>6)</sup>。対照的に、NCAAではシーズン中における練習時のスクリメージの頻度や1日あたりのプレー数などを詳細に規定している<sup>62,63)</sup>。コンタクトが増えると、傷害の発生率が高まるため、詳細な規定を行うことで傷害のリスクを減らしている。米国と日本の大学選手では競技経験が異なるために単純にプレー数の制限がよいとは言えないが、傷害予防の観点からは検討の余地があるかもしれない。さらに、T大学のグラウンドでの年間平均練習回数は192回であり、米国大学1部と2部の平均練習回数90-100回<sup>1)</sup>と比較しても約2倍である。日本の大学選手では、こ

れらグラウンド練習以外にもシーズンを通してウエイトトレーニングを実施する。したがって、日本の大学選手は日常のグラウンド練習と筋力強化プログラムによって過度な身体的なストレスを受けている可能性がある。したがって、PIR を減らすことは今後の課題といえる。

傷害の受傷機転として、「タックルされた」、「ブロックした」、「タックルした」、「ブロックされた」、「その他のコンタクト」、「カッティングした」で GIR と PIR との間に統計学的な有意差を認めた。つまり、試合時の一般的な受傷機転は何らかのコンタクトに起因していることを示す。この結果はこれまでの研究結果と同様の見解を示した<sup>1,6,64</sup>。コンタクト競技である特性上、相手との身体接触はある程度避けられない。本研究では、試合時に「タックルされた」で最も受傷が多かった。この理由として、選手はタックルする意識を持って練習するが、タックルされる際の注意を欠いていることも考えられる。したがって、コーチは選手がタックルやブロックをするのみの指導ではなく、タックルやブロックをされる際の正しい反応、相手をコントロールする手の扱い方や転倒の仕方を指導する必要がある。次に、練習時の最も一般的な受傷機転は「スプリント」であった。練習時には、年間を通して定期的なスプリントプログラムが計画されており、その計画が選手にとって過負荷となっていることも示唆される。しかし、アメリカンフットボール未経験者の体力や走力を限られた期間で向上させるためには、ある程度の強度を課すことも求められる。したがって、より注意深いトレーニングプログラムを準備することは当然であるが、時に練習状況に応じたプログラムの修正を加味することも必要である。さらに、試合を模擬するスクリメージとコンタクトドリルは1週間のうち6日行われていた。コンタクト練習は強度も高く、選手は日々の練習から身体に痛みやストレスを受けている。選手の疲労回復のために休息日の取り方や練習強度の調整を見直すことも重要である。

試合時と練習時における最も一般的な傷害の種類は捻挫であった。この結果は、多くの先行研究を支持した<sup>1,5,6,65-68)</sup>。捻挫は練習時に最も一般的な傷害であったが、筋腱損傷の割合は高く、Shankar et al.<sup>2)</sup>の結果を支持した。Shankar et al.<sup>2)</sup>は、練習時により多くのノンコンタクト練習に由来する損傷やオーバーユースによる筋腱損傷が多いことを報告している。このことは、T大学の選手は日々の練習から筋骨格系に微細なストレスを蓄積していることを示唆する。さらに注意すべき点として、脳振盪は試合時と練習時において3番目に多いことである。脳振盪が比較的多くみられることは、これまでも多数報告されている<sup>3,69,70)</sup>。藤谷ら<sup>6)</sup>は、関東大学アメリカンフットボール連盟の13年間の傷害調査より、脳振盪の割合は1991年から1997年の7.4%から1998年から2003年の11.1%と、近年の脳振盪の増加を懸念している。この理由の一つとして、昨今のより厳しい脳振盪の診断によって脳振盪の傷害発生率が高まっている可能性が考えられる。しかし、NCAAによって記録された脳振盪の発生率は試合時と練習時で5.5%から6.8%と報告されており<sup>1)</sup>、藤谷らの報告<sup>6)</sup>よりも低い。この理由として、Shankar et al.<sup>2)</sup>は、競技レベルの違いによって、脳振盪の発生率が異なることを示していることから、コンタクト技術の差が日本とアメリカの脳振盪の発生率の差となっているのではないかと考えられる。つまり、脳振盪の予防にはアメリカンフットボールの高い技術が求められ、レギュラーシーズン中であっても基本的なコンタクト技術の習得を繰り返して行うことが重要である<sup>43,50)</sup>。

試合時と練習時における最も一般的な傷害部位は下肢であった。そして、試合時におけるより詳細な傷害部位としては足首に次いで、膝であった。これまでの多くの報告から膝と足首の靭帯損傷はアメリカンフットボールの特徴的な傷害と考えられる<sup>1,5,64,65,66,69-71)</sup>。しかし、これら報告の多くは試合時のみの傷害デ

ータである。本研究では練習時において、大腿部が最も一般的な損傷部位であり、次いで、膝と足首であった。上述の通り、ノンコンタクトによる損傷やオーバーユースによる筋腱損傷は練習時に一般的である。Shankar et al.<sup>2)</sup>も、練習時のランニングプログラム中にハムストリングスの肉離れが多いことを報告している。つまり、試合時における足首と膝の靭帯損傷、練習時における大腿部の筋腱損傷の予防策を検討することが重要である。さらに、頭部傷害が試合時と練習時にも多く見られ、重症傷害を予防する観点では、頭部傷害の予防は不可欠である。これら部位における予防策を検討することで、大学アメリカンフットボールの特徴的な傷害発生を予防できることが示唆された。

試合時と練習時に最も傷害を負ったポジションはOLであった。OLは、ほぼすべてのプレーで激しいコンタクトを繰り返す。OLの受傷シーンとして、密集地帯で死角から相手が膝の外側から倒れてくる、相手に斜めからブロック（アングルブロック）をする際に、体のバランスを失うことで膝や足首が捻られることが多い。また、OLは腰部を深く屈曲させた低い姿勢から最大パワーで相手にブロックを繰り返す。仮にOLが強靱な筋力とコアスタビリティを有していなければ、コンタクト時に相手に押し負けてしまうことで腰部は過伸展を強制される。さらに、低い姿勢からのコンタクト動作の繰り返しによって、腰部の慢性障害に起因することが懸念される。他の要因として、1プレーの中に通常6名のOLが存在するが、T大学のOLの平均数は9.6名である。つまり、ルール上で1プレーごとの選手交代が認められているものの、リザーブとなるOLの人数不足によって、OLは試合や練習に休みなく参加しているともいえる。OLで最も傷害が多かったが、RB、WRとLBの選手も高い傷害発生率を示した。これらスキルポジションでは加速しながら相手選手と激しいコンタクトを行う機会が多いためであると考えられる。多くの先行研究でもこれらポジションでの高い傷害

発生率を報告している<sup>1,5,6,25,65,66</sup>). アメリカンフットボールではそれぞれのポジションで異なる身体的特性や役割が異なるので、個々のポジションによって傷害予防策を講じる必要がある。

試合中において大学4年生は最も高い傷害発生率を示した。この理由として、T大学のほぼすべての選手は大学入学後に競技を開始しており、多くのスターティングメンバーは大学4年生となる。一方で、練習時においては2年生が最も高い傷害発生率を示した。この結果は、大学2年生になると上級生とフルコンタクトを含む練習を始めることが要因であると考えられる。1977年から1988年に在籍したT大学アメリカンフットボール選手を対象とした傷害調査結果から、大学1年生が最も高い傷害発生率を示した<sup>5)</sup>。この理由として、上級生と行うフルコンタクトを伴う練習が挙げられた。この結果に基づいて、T大学ではフルコンタクトを伴う練習は2年生から始めていることで、本研究においても大学1年生の練習時における傷害発生率は低値を示した。しかし、1年間で高い競技レベルで行うための体力とアメリカンフットボールで求められる技術を習得することは困難である。実際、大学アメリカンフットボール部の下級生は上級生に比べてスクワットやベンチプレスの最大挙上重量が有意に低いことを我々は報告している<sup>72)</sup>。したがって、十分な基礎体力が不足した競技未経験者が、大学入学後に早期から専門的技術練習を開始すると傷害発生率が高くなることが示唆された。

本研究は本邦における10年間のアメリカンフットボールの試合時と練習時で発生した傷害データを詳細に報告した。最近の傷害傾向を把握したうえで、競技の予防策を検討することは重要である。したがって、今後も継続して傷害データを収集する必要がある。

### 3-5. 結論

本研究において、大学アメリカンフットボール選手を対象に、10年間の試合時と練習時における傷害データを分析した結果、以下の結論を得た。

- 試合時と練習時の傷害発生総件数は790件（試合時198件，練習時592件）であった。
- 試合時と練習時のA-Esは，それぞれ4560.6と90374.4であった。
- GIRは43.4/1,000A-Es，PIRは6.6/1,000A-Esであった。
- GIRはPIRよりも有意に高かった。
- 試合時の受傷機転は，主にコンタクトに起因しており，練習時の受傷機転は主に非コンタクトに起因した。
- 試合時と練習時ともに捻挫が最も多かった。
- 試合時には足首の受傷が最も多く，次いで，膝，頭の順であった。練習時には大腿部の受傷が最も多く，次いで，足首，膝の順であった。
- 試合時と練習時ともにOLが最も多く受傷した。
- 試合時に最も多く傷害を負った学年は4年生であり，練習時に最も多く傷害を負った学年は2年生であった。

## 第4章 検討課題2 大学アメリカンフットボール選手の衝突時における 頭部キネマティクスの検討

### 4-1. 緒言

第3章では、大学アメリカンフットボールにおいて、脳振盪は試合時と練習時に3番目に多い傷害であることが明らかとなった。しかし、これら傷害調査は有意義ではあるが、アメリカンフットボールにおける頭部衝突の頻度、位置、大きさや累積数を考慮していない。つまり、傷害調査では、選手が異なる頻度や大きさの頭部衝突を受けたとしても受傷をしていなければ傷害発生率として反映されない<sup>18,27)</sup>。近年、繰り返しの頭部衝突の影響は累積的であり、頭部衝突数が増えると神経生理学的変化<sup>73-76)</sup>や視覚異常<sup>77)</sup>を引き起こす可能性があること、繰り返しの脳振盪は若年性アルツハイマーや健忘症<sup>28-30)</sup>、鬱<sup>16,30,32)</sup>、慢性外傷性脳症<sup>33)</sup>の要因となること、軽度の外傷性脳損傷 (Mild Traumatic Brain Injury: MTBI) を生じた24時間以内に2回目の頭部衝突を受けると、脳への脆弱性が懸念されること<sup>78)</sup>が明らかにされつつある。このような背景から、米国では選手の安全を守るために、年代に応じた練習時におけるコンタクト回数の制限をルール化している<sup>79)</sup>。しかし、米国の選手よりも体格や身体能力で劣る日本の選手<sup>72,80-83)</sup>に、米国の安全対策基準をそのまま適用することは疑問である。したがって、頭部の安全を守るためには、頭部衝突時の詳細な頭部キネマティクスを定量化することが重要である。米国では加速度センサーを用いた大学アメリカンフットボール選手の頭部キネマティクス研究から以下のことが明らかとなっている。

- 試合時と練習時の頭部衝突数は、それぞれ約15回と約7回であり、試合時の頭部衝突数は練習時の2～3倍である<sup>18,37)</sup>。
- 頭部最大直線加速度の平均値は20～32 G<sup>22,37,47)</sup>、中央値は19 G<sup>27)</sup>である。

- 頭部最大角加速度の平均値は905～1235 rad/s<sup>2</sup> <sup>21,37)</sup>, 中央値は900～1200 rad/s<sup>2</sup> <sup>19,27)</sup>である.
- ヘルメットTop の頭部衝突は, 他の部位よりも最大直線加速度が有意に大きく, 最大角加速度が有意に小さい<sup>18,19,21,22,27,84,85)</sup>.
- ヘルメットFront での最大角加速度は, 他の部位よりも有意に大きい<sup>44,86)</sup>.
- Linemen はFront での衝突が多い<sup>22,49,87)</sup>.
- ポジションによって頭部衝突の頻度と部位は大きく影響される<sup>18,22,27,49,50,87)</sup>.

しかし, 本邦では生体で実際のフィールドにおける衝突時の頭部キネマティクスは明らかになっていない. 日本人の身体特性と体力特性による衝突時の頭部キネマティクスを理解することは, 本邦アメリカンフットボール選手における脳振盪の予防を検討する際には不可欠である. したがって, 本研究の目的は, 本邦大学アメリカンフットボール選手の実際の衝突時における頭部キネマティクスを把握することである.

## 4-2. 方法

### 4-2-1. 対象

関東大学アメリカンフットボール連盟2部リーグに所属するT大学の部員43名；Skill players：27名，Linemen (TE: Tight Endを含む)：16名を対象とした。対象者の身体的特性を Table 4-1 に示す。対象者の選出に際して，脳振盪既往の有無は考慮しなかった。対象者には本研究の目的と内容を十分に説明し，研究参加への同意を得た。なお，本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て実施した(承認番号：28-55)。

Table 4-1. The physical characteristics of subjects

	Age (year)	Height (cm)	Weight (kg)
ALL (n=43)	20.1 ± 1.2	173.7 ± 5.6	82.4 ± 12.4
Linemen (n=14)	20.1 ± 1.4	176.9 ± 5.9	97.3 ± 7.4
Skill players (n=29)	20.0 ± 1.1	172.2 ± 4.8	75.2 ± 6.4

#### 4-2-2. 測定期間と測定方法

測定は、2015年と2016年の2シーズンにおける秋季レギュラーシーズン7試合と41回の練習で実施した。対象者はVector マウスガードを口腔内に装着し、通常通り練習や試合を行った。Vector マウスガードがタックルなどによって衝撃を感知すると、受信機（アンテナ）を通してコンピュータにインストールされているアプリケーションに衝突時の各種測定値がリアルタイムで送信されて記録された（Fig. 4-1）。記録されたデータは、コンピュータ上で5000 Hz にアップサンプルされ、頭部直線加速度（並進加速度）、角加速度（回転加速度）、角速度（円の中心と剛体を結んだ線が1秒間に回転する角度）、HIC、衝突部位が自動的に計算された。なお計算時には、加速度センサーにはCFC 180、ジャイロセンサーにはCFC 65のローパスフィルタが用いられた。パソコンに記録された測定値は、Excel データとして取り出し、集計を行った。



Fig. 4-1 Remote System for the Vector Mouthguard

### 4-2-3. 測定機器

3 軸加速度センサーと 3 軸ジャイロセンサーを搭載した 6 軸センサー (6DOF) が組み込まれた Vector マウスガード (i1 Biometrics Inc) (Fig. 4-2) を用いて、衝突時の頭部直線加速度、頭部角加速度、頭部角速度、HIC、衝突部位、衝突数を測定した。搭載されている 3 軸加速度センサー (ADXL377, Analog Devices) のサンプリング周波数は 1024 Hz であり、最大 200 G の直線加速度が測定できる。3 軸ジャイロセンサー (L3GD20H, ST Microelectronics) のサンプリング周波数は 760 Hz であり、最大 2000 deg/s (34.9 rad/s) の角速度が測定できる。

3DOF Gyro sensors

Sampling 760 Hz

Detect up to 2000 deg/s

(34.9 rad/s) angular acceleration



3DOF Accelerometers

Sampling 1024 Hz

Detect up to 200 G linear acceleration

Fig. 4-2. Vector Mouthguard (i1 Biometrics Inc.) equipped with 6DOF to measure the head linear acceleration (LA) and head angular acceleration (AA) during collisions as well as for recording the HIC values, head impact locations, and number of collisions.

#### 4-2-4. 衝突部位の算出方法

衝突部位の定義は、先行研究を参考にして算出した<sup>19,27,44</sup>。頭部重心を中心とし、正中矢状面上の顔に向かう方向を正の X 軸、正中矢状面に垂線で右耳に向かう方向を正の Y 軸、前額面上の頭部の下に向かう方向を正の Z 軸とした (Fig. 4-3)。ヘルメットは 4 つの衝突部位に分類した。Top は、頭部重心を通る水平面上を  $0^\circ$  とし、そこから  $\alpha 65^\circ$  以上の高さの領域とした。残りの衝突部位は方位 ( $\theta$ ) によって定義した: Back ( $-45^\circ$  to  $45^\circ$ ), Front ( $-135^\circ$  to  $135^\circ$ ), Side は左右の部位を統一 ( $\pm 45^\circ$  to  $\pm 135^\circ$ ) (Fig. 4-3)。なお、5 部位に分類できないデータに関しては、分析対象から除外した。

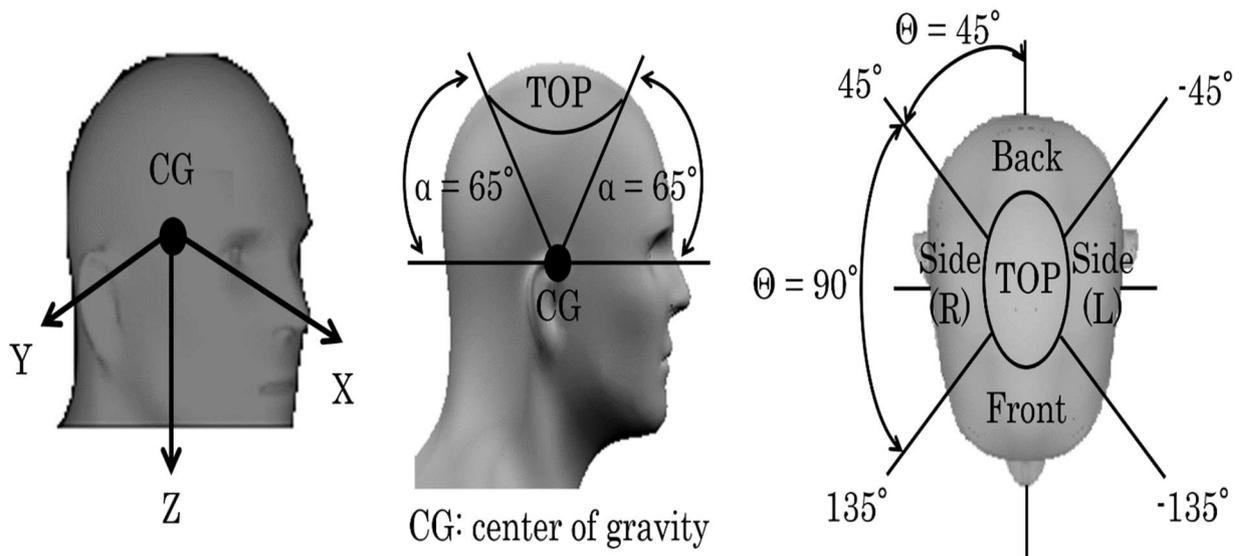


Fig. 4-3. Definition of head impact locations

The definition of head impact locations was made according to azimuth and elevation angles in an anatomic coordination system.

#### 4-2-5. Head Injury Criterion (HIC) の算出方法

HIC (Head Injury Criterion) とは、頭部損傷閾値であり、交通事故や転倒転落事故、スポーツによる頭部損傷などの事故による頭部への衝撃の程度やスポーツ用品の安全性を評価する際に一般的に使用されている<sup>88)</sup>。HIC は、加速度の時間変化を用いて以下の式で算出される<sup>11)</sup>。

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

ここで、 $a(t)$  は加速度の時間変化 (積分時間 [秒]:  $t_2 - t_1$ ) であり、 $t_1$  と  $t_2$  は積分を始める開始時間と終わりの時間である。記号  $max$  は、HIC が最大値を取ることを意味しており、 $t_1$  と  $t_2$  は HIC が最大となるように選ばれる。また  $t_1$  と  $t_2$  は通常、15 ms もしくは 36 ms の範囲を超えないように選ばれ<sup>11,88,89)</sup>、本研究においても最大積分時間は 15 ms で HIC を算出した。

#### 4-2-6. 評価項目

データは、最大直線加速度が10 G 以上のデータについて、試合時と練習時における頭部衝突数、頭部最大直線加速度および頭部最大角加速度の度数分布と平均値、HIC の平均値を算出した。なお、頭部最大直線加速度の平均値、頭部最大角加速度の平均値、HIC の平均値に関しては、95% 信頼区間も併せて算出した。また、ポジション別 (Skill players, Linemen) においても頭部衝突数、頭部最大直線加速度、頭部最大角加速度、HIC のそれぞれの平均値および平均値の95% 信頼区間を算出した。また、頭部最大直線加速度と頭部最大角加速度の関係および頭部最大角加速度と最大角速度 (AV: angular velocity) の関係を検討し、それぞれの相関係数を算出した。

#### 4-2-7. 統計処理

統計処理には、IBM SPSS Statistics Ver. 24 (IBM Japan, Tokyo, Japan) を用いた。有意水準は、5 % 未満を有意差ありとした。正規性の検定には Kolmogorov-Smirnov test を行った。試合、練習それぞれの 1 回あたりの平均頭部衝突数の試合時と練習時の比較および一試合あたりの平均頭部衝突数の Skill players と Linemen の比較には対応のない Student t-test を、練習 1 回あたりの平均頭部衝突数の Skill players と Linemen の比較および一人あたりの試合、練習それぞれの 1 回あたりの平均頭部衝突数の試合時と練習時の比較、一人あたりの試合、練習それぞれの 1 回あたりの平均頭部衝突数の Skill players と Linemen の比較には Mann-Whitney's U test を行った。ポジション毎の部位別頭部衝突数の検討には、 $\chi^2$  検定を行い、有意な差が認められた場合は Bonferroni 法を用いて有意水準の調整を行い、多重比較を行った。全体およびポジション別における最大直線加速度の平均値、最大角加速度の平均値、HIC の平均値の試合時と練習時の比較には Mann-Whitney's U test を行った。また、Skill players と Linemen の試合および練習時の比較においても Mann-Whitney's U test を行った。試合と練習における衝突部位別の最大直線加速度および最大角加速度の比較には Kruskal-Wallis test を行い、有意な差が認められた場合はそれぞれの部位毎に Mann-Whitney's U test を用いて多重比較を行った。なお、その際には、Bonferroni 法を用いて有意水準の調整を行った。最大直線加速度と最大角加速度の関係および最大角加速度と角速度の関係の検討には、Spearman の順位相関係数を算出した。相関係数の強さは、 $0 < r \leq \pm 0.2$  をほとんど相関なし、 $\pm 0.2 < r \leq \pm 0.4$  を弱い相関あり、 $\pm 0.4 < r \leq \pm 0.7$  を中程度の相関あり、 $\pm 0.7 < r < \pm 1$  を強い相関ありとした。

### 4-3. 結果

#### 4-3-1. 頭部衝突数

測定期間中の頭部衝突総数は、試合時 2070 回、練習時 10007 回であった (Table 4-2)。試合、練習それぞれの 1 回あたりの平均頭部衝突数は、試合 295.7 回、練習 244.1 回であったが、統計学的に有意な差は認められなかった。一人あたりの試合時、練習時それぞれ 1 回あたりの頭部衝突数では、試合時 17.4 回、練習時 17.1 回と、ほぼ同数を示し、統計学的に有意な差は認められなかった。選手個々で検討すると、試合時の頭部衝突の最多総数は 238 回であり、最小総数の選手では 1 回であった (中央値: 39 回) (Table 4-3)。一方、練習時に頭部衝突最多総数を示した選手は 772 回であり、最少の選手では 11 回であった (中央値: 155.5 回)。

ポジション別で分類すると、試合時では Skill players 957 回、Linemen 1113 回であり、練習時では Skill players 4607 回、Linemen 5400 回であった (Table 4-2)。ポジション別で一人あたりの試合時、練習時それぞれ 1 回あたりの頭部衝突数では、Skill players で 12.5 回と 12.2 回、Linemen で 26.1 回と 27.0 回となり、Linemen は Skill players よりも試合時、練習時ともに 1 回あたりの平均頭部衝突数が有意に多かった。

頭部衝突数を部位別で分類すると、Top 1319 回 (10.9%)、Back 446 回 (3.7%)、Front 5250 回 (43.5%)、Side 5062 回 (41.9%) であった (Table 4-3)。また、ポジション別の部位別頭部衝突総数 (Table 4-3) は、Skill players では Top 650 回 (11.7%)、Back 380 回 (6.8%)、Front 2054 回 (36.9%)、Side 2480 回 (44.6%) であった。一方、Linemen では Top 669 回 (10.3%)、Back 66 回 (1.0%)、Front 3196 回 (49.1%)、Side 2582 回 (39.6%) であった。Skill players では Side での衝突が他の部位よりも有意に多く、Linemen では Front での衝突が他の部位に比べて有意に多い割合を示した ( $p < 0.05$ )。

Table 4-2. The details of number of head impact in games and practices

Category	Representative value	No. of impact	Participants	No. of impact/Participants	
ALL (n=43)	Total	2070	37 (119)	17.4	
	Game (7 games)	Means ± SD	295.7±68.3	17.0±2.3	17.4±3.1
		95 % CI	232.6-358.8	14.9-19.1	14.5-20.3
		Median	290	16	17.6
	Minimum-Max	195-408	15-20	12.2-20.7	
	Practice (41 times)	Total	10007	42 (563)	17.8
		Means ± SD	244.1±146.1	13.7±3.0	17.1±9.2
		95 % CI	198.0-290.2	12.8-14.7	14.2-20.0
		Median	210	15	16.1
		Minimum-Max	25-702	6-19	4.2-50.1
Skill players (n=27)	Total	957	22 (77)	12.4	
	Game (7 games)	Mean ± SD	136.7±23.9	11.0±1.3	12.5±1.9*
		95 % CI	114.6-158.8	9.8-12.2	10.7-14.2
		Median	127	11	11.5
	Minimum-Max	113-181	9-13	9.9-15.1	
	Practice (41 times)	Total	4607	27 (374)	12.3
		Mean ± SD	112.4±70.4	9.1±2.3	12.2±7.2#
		95 % CI	90.1-134.6	8.4-9.8	9.9-14.4
		Median	100	10	10.4
		Minimum-Max	16-401	4-13	4-44.6
Linemen (n=16)	Total	1113	15 (42)	26.5	
	Game (7 games)	Mean ± SD	159.0±57.9	6.0±1.4	26.1±6.1
		95 % CI	105.5-212.5	4.7-7.3	20.5-31.8
		Median	161	6	28.4
	Minimum-Max	69-227	4-8	20.5-31.8	
	Practice (41 times)	Total	5400	15 (189)	28.6
		Mean ± SD	131.7±88.2	4.6±1.7	27.0±14.4
		95 % CI	103.9-159.5	4.1-5.1	22.5-31.6
		Median	121	5	26.2
		Minimum-Max	7-415	1-8	3.3-69.2

\* vs. Linemen Game (p<0.05), # vs. Linemen Practice (p<0.05)

The total number (No.) of participants is 43 players (Skill players: 27, Linemen: 16), but there are players who do not participate in games and practice. The values in parentheses are the total number of people. "Total" in "No. of impact/Participants" was calculated by dividing the Number of impact by the total number of participants. "Means±SD" in "No. of impact/Participants" was calculated by calculating "No. of impact/Participants" for each game or practice. The median value, the minimum value, and the maximum value indicate numerical values per one game or practice.

Table 4-3. Distribution of head impact locations in games and practices by player positions

Location \ Category		ALL (n=43)			Skill players (n=27)			Linemen (n=16)		
		ALL	Game	Practice	ALL	Game	Practice	ALL	Game	Practice
Top		1319 (10.9 %)	143 (6.9 %)	1176 (11.8 %)	650 (11.7 %)	84 (8.8 %)	566 (12.3 %)	669 (10.3 %)	59 (5.3 %)	610 (11.3 %)
Back		446* (3.7 %)	84 (4.1 %)	362 (3.6 %)	380* (6.8 %)	63 (6.6 %)	317 (6.9 %)	66* (1.0 %)	21 <sup>§</sup> (1.9 %)	45 <sup>§</sup> (0.8 %)
Front		5250* <sup>†</sup> (43.5 %)	902 (43.6 %)	4348 (43.4 %)	2054* <sup>†</sup> (36.9 %)	308 (32.2 %)	1746 (37.9 %)	3196* <sup>†</sup> (49.1 %)	594 <sup>§</sup> (53.4 %)	2602 <sup>§</sup> (48.2 %)
Side	Left 	2795 (23.1 %)	488 (23.6 %)	2307 (23.1 %)	1427 (25.6 %)	263 (27.5 %)	1164 (25.3 %)	1368 (21.0 %)	225 (20.2 %)	1143 (21.2 %)
	Right 	5062* <sup>†</sup> (41.9 %)	941 (45.5 %)	4121 (41.2 %)	2480* <sup>†</sup> <sup>#</sup> (44.6 %)	502 (52.5 %)	1978 (42.9 %)	2582* <sup>†</sup> <sup>#</sup> (39.6 %)	439 (39.4 %)	2143 <sup>§</sup> (39.7 %)
Sum		12077	2070	10007	5564	957	4607	6513	1113	5400

\* p<0.05 vs. Top; † p<0.05 vs. Back; # p<0.05 vs. Front.

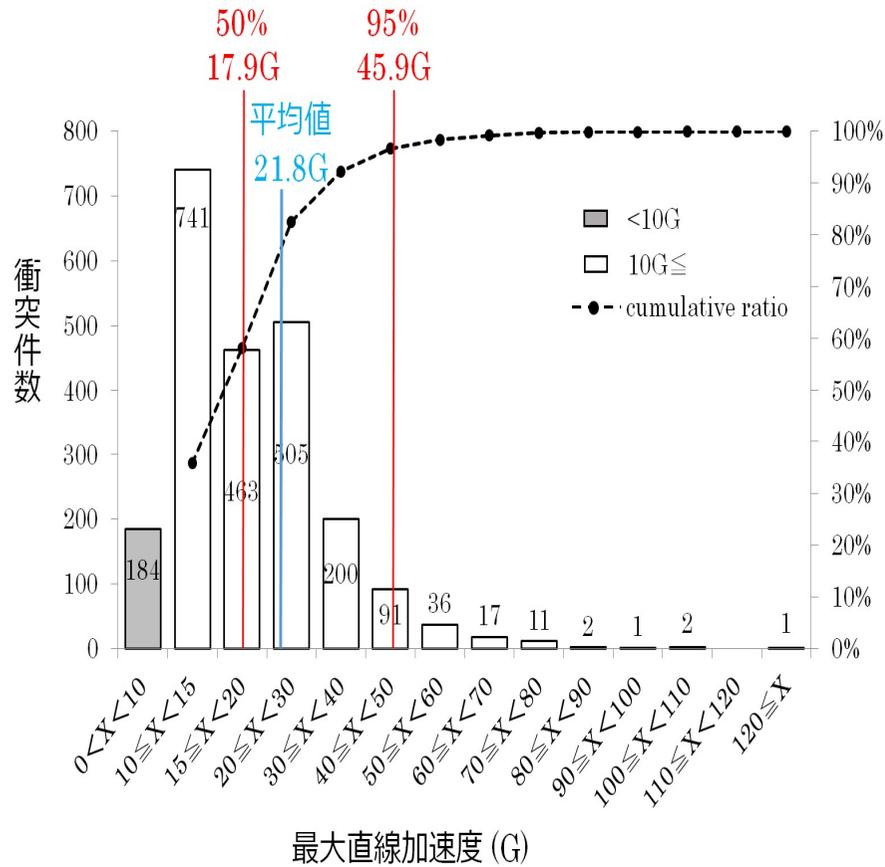
§ p<0.05 vs. Skill players

The arrow indicates typical impact location in head impact. The values indicate the number of impacts at each impact location. The percentage was calculated by dividing the number of impacts by the sum number.

#### 4-3-2. 頭部最大直線加速度

Fig. 4-4 に試合時および練習時の頭部最大直線加速度の度数分布を示した。試合時、練習時ともに $10\text{ G} < X \leq 15\text{ G}$  の範囲での分布が最も多く、低値方向に大きく歪んだ分布を示した ( $p < 0.05$ )。Table 4-4 に試合時および練習時の頭部最大直線加速度の平均値をそれぞれ示した。試合時の中央値 (50 パーセンタイル値) は $16.8\text{ G}$  であり、95 パーセンタイル値は $43.2\text{ G}$  であった。練習時の中央値 (50 パーセンタイル値) は $15.9\text{ G}$  であり、95 パーセンタイル値は $37.7\text{ G}$  であった。試合時の頭部最大直線加速度の平均値は、練習時の値よりも有意に高値を示した ( $p < 0.05$ )。ポジション別の比較においても、試合時の頭部最大直線加速度の平均値は、練習時の値よりも有意に高値を示した ( $p < 0.05$ )。頭部衝突部位別の比較において、試合時、練習時ともにBack の頭部最大直線加速度の平均値は他の部位よりも有意に高値を示した ( $p < 0.05$ ) (Table 4-5)。また、試合時、練習時ともにTop の頭部最大直線加速度の平均値は他の部位よりも有意に低値を示した ( $p < 0.05$ )。頭部衝突部位別のポジションによる比較において、Skill players の頭部最大直線加速度の平均値は、試合時のBack およびSide で、練習時のBack, Side, およびTop でLinemen よりも有意に高値を示した ( $p < 0.05$ ) (Table 4-5)。

試合時最大直線加速度



練習時最大直線加速度

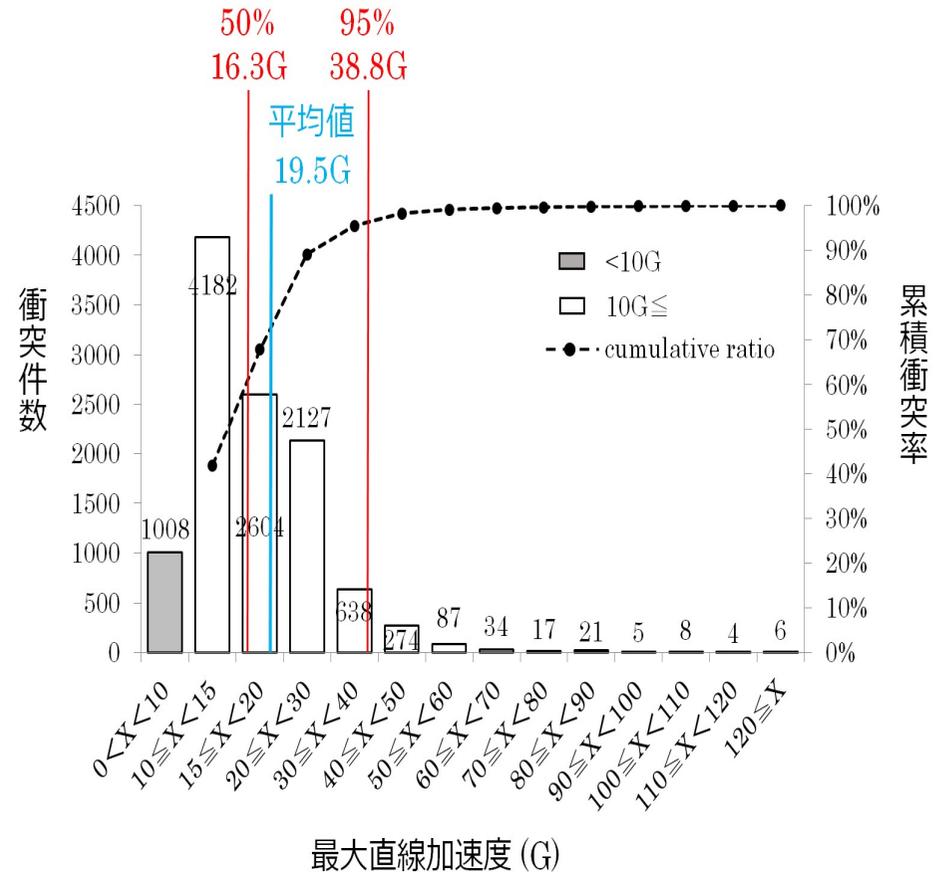


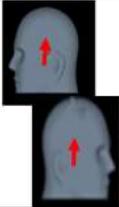
Fig. 4-4. Frequency distribution of peak linear acceleration during games and practices

Table 4-4. The representative value of peak linear acceleration, peak angular acceleration and head injury criterion in games and practices

Group	Category	Participants (No. of impact)	Peak Linear Acceleration		Peak Angular Acceleration		Hed Injury Criterion		
ALL (n=43)	Game ( 7 games)	n=37 (2070)	Mean	21.8±12.2 G *	Mean	1322.2±878.4 rad/s <sup>2</sup> *	Mean	20.9±35.0 *	
			95% CI	21.2-22.3 G	95% CI	1284.3-1360.0 rad/s <sup>2</sup>	95% CI	19.4-22.4	
			50 <sup>th</sup> percentile	17.9 G	50 <sup>th</sup> percentile	1095.9 rad/s <sup>2</sup>	50 <sup>th</sup> percentile	10.4	
				95 <sup>th</sup> percentile	45.9 G	95 <sup>th</sup> percentile	2884.0 rad/s <sup>2</sup>	95 <sup>th</sup> percentile	63.9
	Practice (41 times)	n=42 (10007)	Mean	19.5±10.8 G	Mean	1147.5±769.8 rad/s <sup>2</sup>	Mean	14.5±24.4	
			95% CI	19.3-19.7 G	95% CI	1132.4-1162.6 rad/s <sup>2</sup>	95% CI	14.0-15.0	
50 <sup>th</sup> percentile			16.3 G	50 <sup>th</sup> percentile	962.0 rad/s <sup>2</sup>	50 <sup>th</sup> percentile	8.3		
			95 <sup>th</sup> percentile	38.8 G	95 <sup>th</sup> percentile	2507.1 rad/s <sup>2</sup>	95 <sup>th</sup> percentile	44.2	
Skill players (n=27)	Game ( 7 games)	n=22 (957)	Mean	23.3±14.0 G * †	Mean	1431.4±1007.7 rad/s <sup>2</sup> * †	Mean	25.4±46.2 * †	
			95% CI	22.4-24.2 G	95% CI	1367.5-1495.3 rad/s <sup>2</sup>	95% CI	22.5-28.3	
			50 <sup>th</sup> percentile	19.0 G	50 <sup>th</sup> percentile	1166.1 rad/s <sup>2</sup>	50 <sup>th</sup> percentile	11.6	
				95 <sup>th</sup> percentile	49.7 G	95 <sup>th</sup> percentile	3213.2 rad/s <sup>2</sup>	95 <sup>th</sup> percentile	86.3
	Practice (41 times)	n=27 (4607)	Mean	20.9±12.9 G #	Mean	1226.0±911.0 rad/s <sup>2</sup> #	Mean	16.8±29.3 #	
			95% CI	20.5-21.2 G	95% CI	1199.7-1252.3 rad/s <sup>2</sup>	95% CI	16.0-17.7	
50 <sup>th</sup> percentile			16.8 G	50 <sup>th</sup> percentile	976.1 rad/s <sup>2</sup>	50 <sup>th</sup> percentile	8.4		
			95 <sup>th</sup> percentile	44.2 G	95 <sup>th</sup> percentile	3095.0 rad/s <sup>2</sup>	95 <sup>th</sup> percentile	55.7	
Linemen (n=16)	Game ( 7 games)	n=15 (1113)	Mean	20.4±10.2 G *	Mean	1228.3±737.1 rad/s <sup>2</sup> *	Mean	17.0±20.3 *	
			95% CI	19.8-21.0 G	95% CI	1184.9-1271.6 rad/s <sup>2</sup>	95% CI	15.8-18.2	
			50 <sup>th</sup> percentile	17.1 G	50 <sup>th</sup> percentile	1047.0 rad/s <sup>2</sup>	50 <sup>th</sup> percentile	9.9	
				95 <sup>th</sup> percentile	40.1 G	95 <sup>th</sup> percentile	2457.2 rad/s <sup>2</sup>	95 <sup>th</sup> percentile	54.9
	Practice (41 times)	n=15 (5400)	Mean	18.3±8.5 G	Mean	1080.6±616.8 rad/s <sup>2</sup>	Mean	12.5±19.0	
			95% CI	18.1-18.6 G	95% CI	1064.1-1097.0 rad/s <sup>2</sup>	95% CI	12.0-13.0	
50 <sup>th</sup> percentile			15.9 G	50 <sup>th</sup> percentile	949.9 rad/s <sup>2</sup>	50 <sup>th</sup> percentile	8.2		
			95 <sup>th</sup> percentile	33.6 G	95 <sup>th</sup> percentile	2085.6 rad/s <sup>2</sup>	95 <sup>th</sup> percentile	33.9	

\* vs. Practice (p<0.05), † vs. Linemen Game (p<0.05), # vs. Linemen Practice (p<0.05)

Table 4-5. The representative value of peak linear acceleration, peak angular acceleration and head injury criterion in games and practices by player positions

Location	Representative value		ALL		Skill players		Linemen	
			Game	Practice	Game	Practice	Game	Practice
Top 	Peak Linear Acceleration	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	19.3±12.0 G 14.7 G	17.0±11.3 G 13.2 G	19.9±11.9 G 16.2 G	18.3±11.9 G 13.3 G	18.5±12.2 G 13.9 G	15.8±10.5 G <sup>§</sup> 13.0 G
	Peak Angular Acceleration	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	1535.0±1088.7 rad/sec <sup>2</sup> 1329.3 rad/sec <sup>2</sup>	1147.7±1004.2 rad/sec <sup>2</sup> 754.7 rad/sec <sup>2</sup>	1627.0±990.6 rad/sec <sup>2</sup> 1524.0 rad/sec <sup>2</sup>	1319.8±1043.3 rad/sec <sup>2</sup> 951.9 rad/sec <sup>2</sup>	1404.0±1211.6 rad/sec <sup>2</sup> <sup>§</sup> 1116.2 rad/sec <sup>2</sup>	988.0±939.6 rad/sec <sup>2</sup> <sup>§</sup> 648.4 rad/sec <sup>2</sup>
	HIC	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	16.1±28.9 7.3	13.7±32.1 7.6	17.7±31.7 8.4	13.4±22.5 7.2	13.7±24.7 6.7	14.0±39.0 <sup>§</sup> 7.9
Back 	Peak Linear Acceleration	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	25.5±11.2 G <sup>*†#</sup> 23.0 G	26.5±13.9 G <sup>*†#</sup> 23.5 G	27.5±10.3 G <sup>*†#</sup> 26.5 G	27.8±13.8 G <sup>*†#</sup> 26.0 G	19.3±11.7 G <sup>§</sup> 16.0 G	16.9±10.6 G <sup>†#§</sup> 13.9 G
	Peak Angular Acceleration	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	1796.7±1186.6 rad/sec <sup>2</sup> <sup>†#</sup> 1386.6 rad/sec <sup>2</sup>	1725.5±1023.4 rad/sec <sup>2</sup> <sup>*†#</sup> 1441.4 rad/sec <sup>2</sup>	1914.1±1144.7 rad/sec <sup>2</sup> <sup>†#</sup> 1523.3 rad/sec <sup>2</sup>	1790.0±1050.7 rad/sec <sup>2</sup> <sup>*†#</sup> 1506.8 rad/sec <sup>2</sup>	1444.5±1267.8 rad/sec <sup>2</sup> <sup>§</sup> 1103.7 rad/sec <sup>2</sup>	1270.9±650.1 rad/sec <sup>2</sup> <sup>*†#</sup> 1216.8 rad/sec <sup>2</sup>
	HIC	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	23.2±25.9 <sup>*</sup> 15.5	25.7±26.5 <sup>*†#</sup> 16.4	25.0±20.4 <sup>*†</sup> 19.1	27.7±27.2 <sup>*†#</sup> 19.9	18.0±38.1 <sup>§</sup> 8.1	11.4±15.1 <sup>§</sup> 6.8
Front 	Peak Linear Acceleration	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	21.0±11.3 G <sup>*</sup> 17.8 G	19.4±11.3 G <sup>*</sup> 16.5 G	22.3±13.5 G 18.4 G	20.5±15.1 G <sup>*#</sup> 16.3 G	20.4±10.0 G <sup>*</sup> 17.2 G	18.7±7.8 G <sup>*</sup> 16.6 G
	Peak Angular Acceleration	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	1246.9±768.8 rad/sec <sup>2</sup> <sup>*</sup> 1050.3 rad/sec <sup>2</sup>	1101.1±674.6 rad/sec <sup>2</sup> <sup>*</sup> 960.8 rad/sec <sup>2</sup>	1282.1±951.8 rad/sec <sup>2</sup> <sup>*#</sup> 1019.9 rad/sec <sup>2</sup>	1072.2±833.9 rad/sec <sup>2</sup> <sup>*#</sup> 866.5 rad/sec <sup>2</sup>	1228.6±654.3 rad/sec <sup>2</sup> 1069.9 rad/sec <sup>2</sup>	1120.4±541.3 rad/sec <sup>2</sup> <sup>*#§</sup> 1016.1 rad/sec <sup>2</sup>
	HIC	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	20.1±32.3 <sup>*</sup> 10.8	14.0±25.7 <sup>*</sup> 8.4	23.8±47.3 11.0	15.9±37.2 <sup>#</sup> 7.8	18.3±20.3 <sup>*#</sup> 10.7	12.7±13.2 <sup>*#§</sup> 8.9
Side 	Peak Linear Acceleration	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	22.5±13.0 G <sup>*</sup> 18.2 G	19.7±9.4 G <sup>*</sup> 16.7 G	24.0±14.9 G <sup>*</sup> 19.3 G	20.8±10.3 G <sup>*</sup> 17.7 G	20.8±10.1 G <sup>*§</sup> 17.6 G	18.6±8.4 G <sup>*§</sup> 16.1 G
	Peak Angular Acceleration	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	1319.7±892.1 rad/sec <sup>2</sup> 1099.5 rad/sec <sup>2</sup>	1145.7±740.3 rad/sec <sup>2</sup> <sup>*</sup> 968.5 rad/sec <sup>2</sup>	1429.7±1004.3 rad/sec <sup>2</sup> 1184.1 rad/sec <sup>2</sup>	1244.5±870.3 rad/sec <sup>2</sup> 1021.0 rad/sec <sup>2</sup>	1193.8±724.3 rad/sec <sup>2</sup> <sup>§</sup> 1022.4 rad/sec <sup>2</sup>	1054.5±581.1 rad/sec <sup>2</sup> <sup>*§</sup> 923.4 rad/sec <sup>2</sup>
	HIC	Mean±SD 50 <sup>th</sup> percentile	22.1±38.9 <sup>*</sup> 10.3	14.3±19.5 <sup>*</sup> 8.3	27.8±49.7 12.0	16.8±22.3 <sup>*</sup> 9.3	15.6±18.2 <sup>§</sup> 9.4	12.0±16.2 <sup>§</sup> 7.7

The arrow indicates typical impact location in head impact.

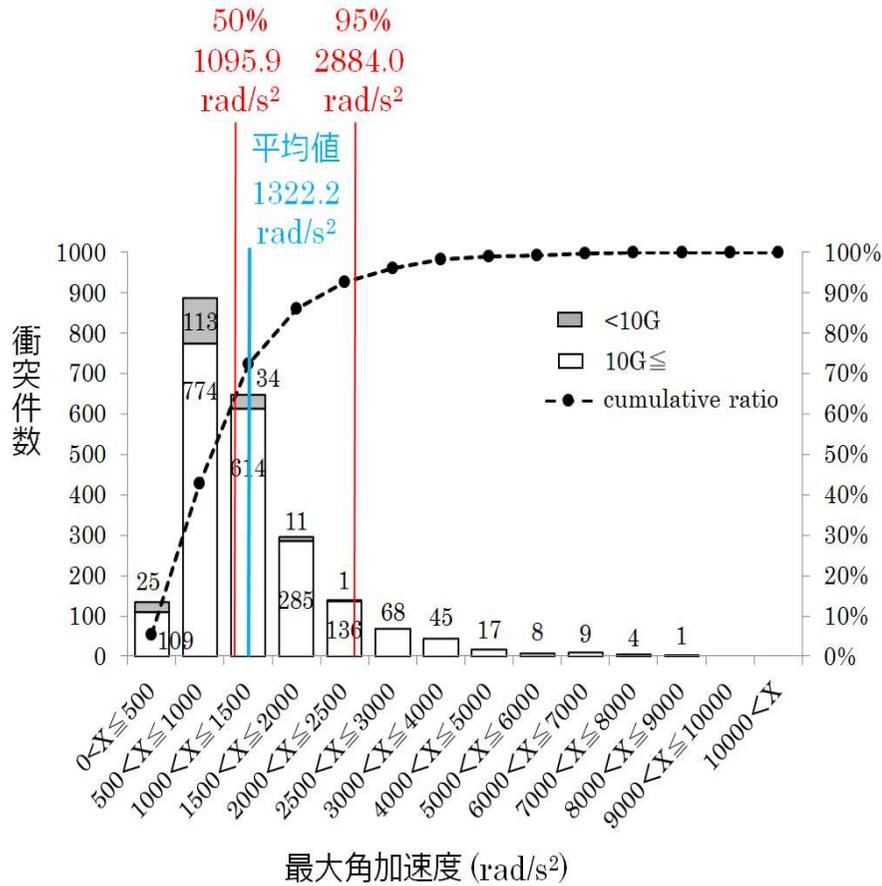
\* p<0.05 vs. Top; † p<0.05 vs. Front; # p<0.05 vs. Side.

§ p<0.05 vs. Skill players.

### 4-3-3. 頭部最大角加速度

Fig. 4-5 に試合時および練習時の頭部最大角加速度の度数分布を示した。試合時、練習時ともに $500 \text{ rad/s}^2 < X \leq 1000 \text{ rad/s}^2$  の範囲での分布が最も多く、低値方向に大きく歪んだ分布を示した ( $p < 0.05$ )。Table 4-4 に試合時および練習時の頭部最大角加速度の平均値をそれぞれ示した。試合時の中央値 (50 パーセンタイル値) は $1095.9 \text{ rad/s}^2$  であり、95 パーセンタイル値は $2884.0 \text{ rad/s}^2$  であった。練習時の中央値 (50 パーセンタイル値) は $962.0 \text{ rad/s}^2$  であり、95 パーセンタイル値は $2507.1 \text{ rad/s}^2$  であった。試合時の頭部最大角加速度の平均値は、練習時の値よりも有意に高値を示した ( $p < 0.05$ )。また、ポジション別の比較においても、試合時の頭部最大角加速度の平均値は練習時の値よりも有意に高値を示した ( $p < 0.05$ )。頭部衝突部位別の頭部最大角加速度の平均値の比較においては、試合時、練習時ともに Back で高値を示し、試合時の Back は Front および Side よりも有意に高値を示した ( $p < 0.05$ ) が、Top とは有意な差は認められなかった。また、Top においても Front, および Side よりも有意に高値を示した ( $p < 0.05$ )。練習時では、他の部位と比べ、Back で有意に高値を示した ( $p < 0.05$ )。また、Top は Front および Side よりも有意に高値を示し ( $p < 0.05$ )、Side は Front よりも有意に高値を示した ( $p < 0.05$ )。頭部衝突部位別のポジションによる比較においては、試合時の Front 以外のすべての部位、練習時のすべての部位で、Skill players の頭部最大角加速度の平均値は Linemen の値よりも有意に高値を示した ( $p < 0.05$ ) (Table 4-5)。

試合時最大角加速度



練習時最大角加速度

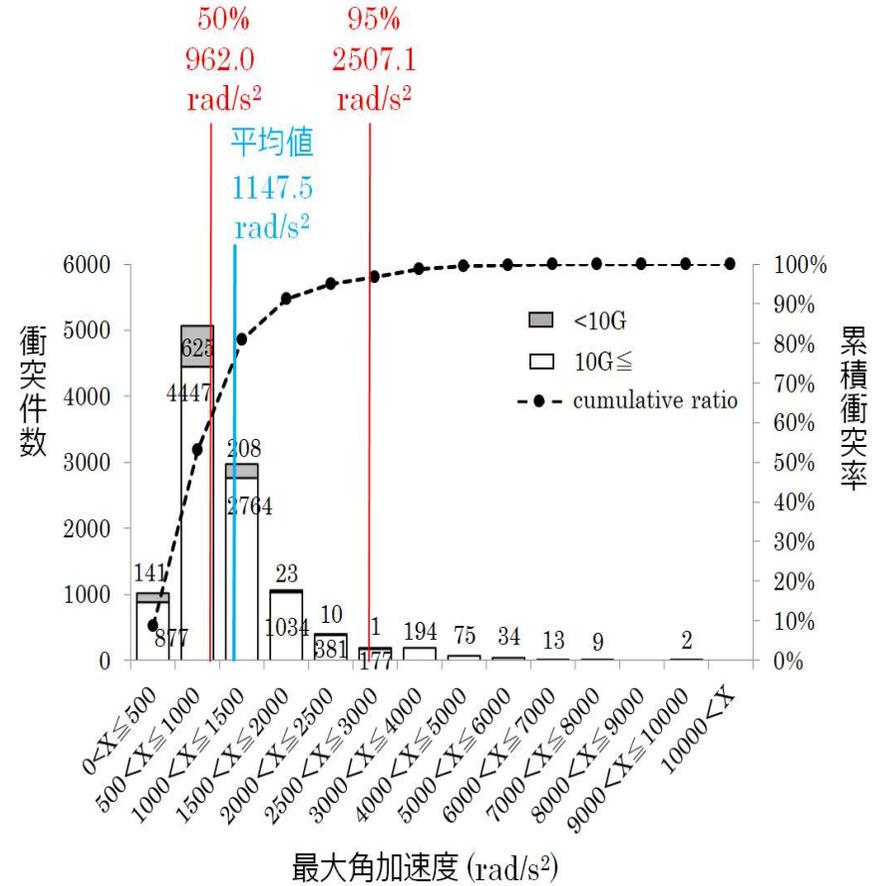


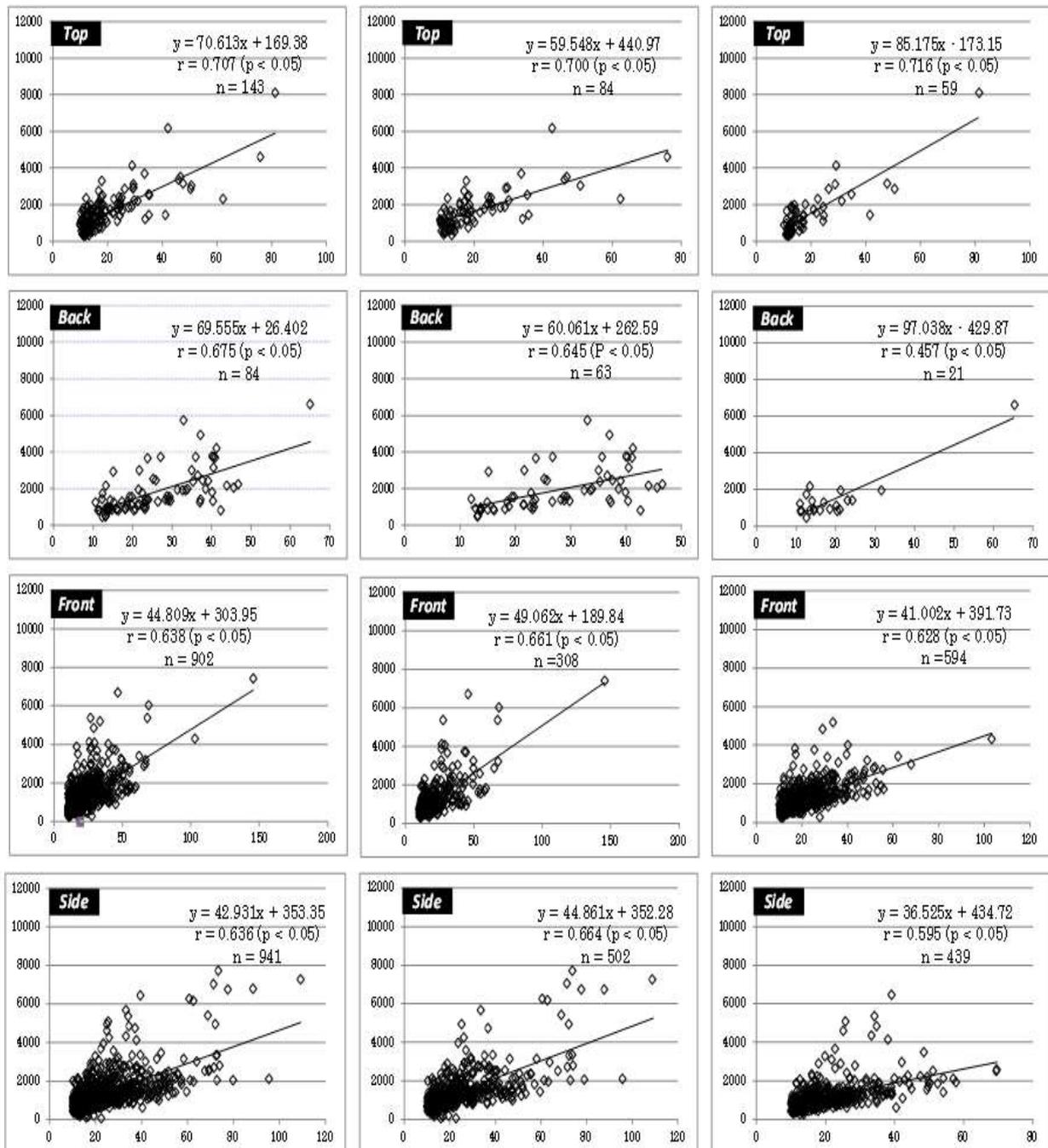
Fig. 4-5. Frequency distribution of peak angular acceleration during games and practices

#### 4-3-4. HIC

Table 4-4 に試合時および練習時のHIC の平均値をそれぞれ示した。試合時のHIC の平均値は、練習時の値よりも有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。また、ポジション別の比較においても、試合時のHIC の平均値は練習時の値よりも有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。Skill players の試合時および練習時のHIC の平均値はLinemen の値よりも有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。頭部衝突部位別の比較においては、試合時および練習時ともにTop のHIC の平均値は他の部位の値よりも有意に低値を示した (Table 4-5)。頭部衝突部位別のポジションによる比較においては、試合時のBack とSide および練習時のすべての部位で、Skill players のHIC の平均値はLinemen の値よりも有意に高値を示した ( $p<0.05$ ) (Table 4-5)。

#### 4-3-5. 頭部最大直線加速度と頭部最大角加速度の関係

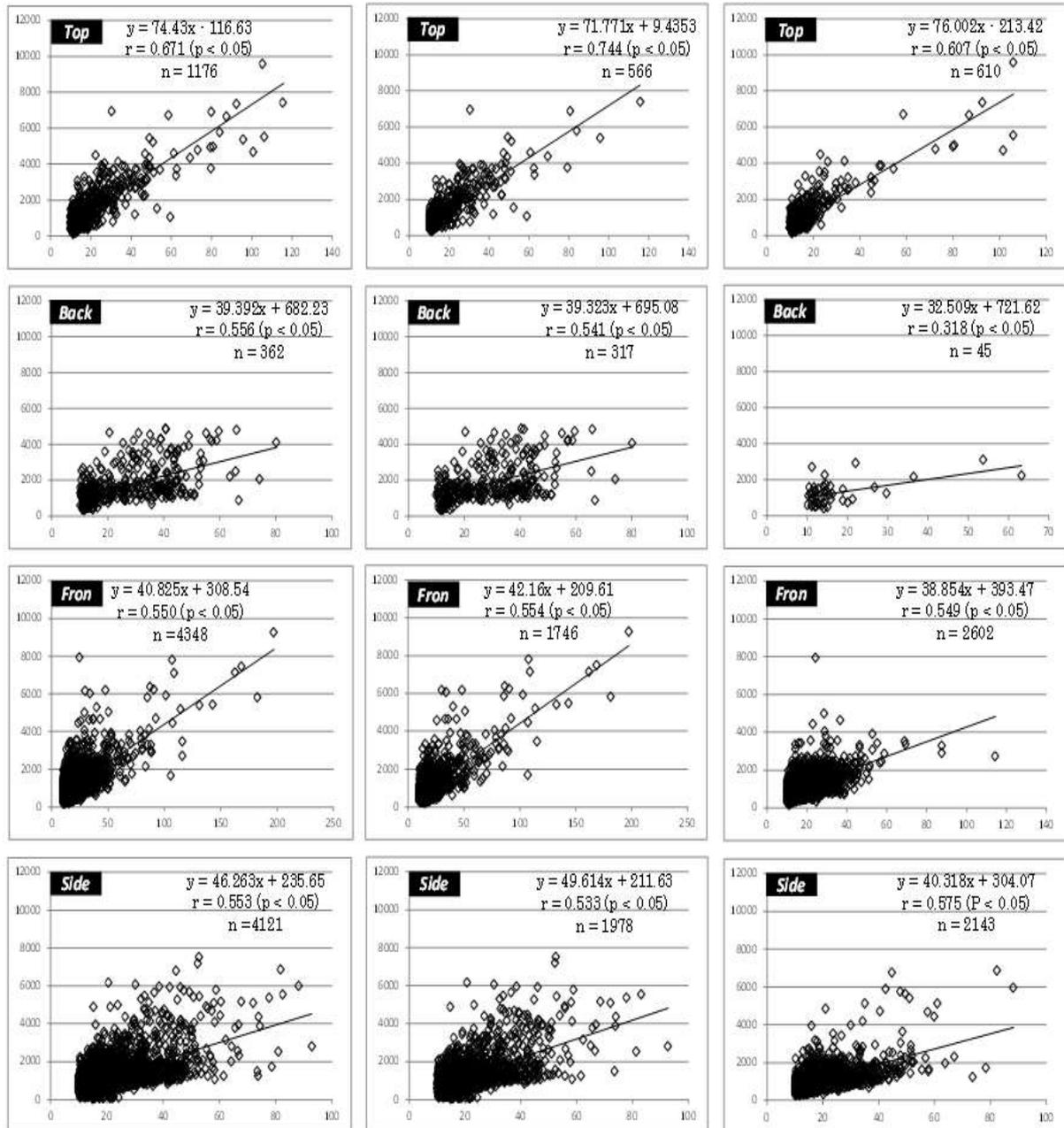
Fig. 4-6, 4-7 に試合時と練習時における頭部衝突部位での頭部最大直線加速度と頭部最大角加速度の関係を示した。試合時と練習時におけるすべての頭部衝突部位で、頭部最大直線加速度と頭部最大角加速度の間に有意な正の相関が認められた (Game all: Top;  $r=0.707$ , Back;  $r=0.675$ , Front;  $r=0.638$ , Side;  $r=0.636$ , Practice all: Top;  $r=0.671$ , Back;  $r=0.556$ , Front;  $r=0.550$ , Side;  $r=0.553$ ) ( $p<0.05$ )。次に、ポジション別による試合時と練習時におけるすべての頭部衝突部位でも、Skill players と Linemen とともにすべての頭部衝突部位で、頭部最大直線加速度と頭部最大角加速度の間に有意な正の相関が認められた (Skill players Game: Top;  $r=0.700$ , Back;  $r=0.645$ , Front;  $r=0.661$ , Side;  $r=0.664$ , Skill players Practice: Top;  $r=0.744$ , Back;  $r=0.541$ , Front;  $r=0.554$ , Side;  $r=0.533$ , Linemen Game: Top;  $r=0.716$ , Back;  $r=0.457$ , Front;  $r=0.628$ , Side;  $r=0.595$ , Linemen Practice: Top;  $r=0.607$ , Back;  $r=0.318$ , Front;  $r=0.549$ , Side;  $r=0.575$ ) ( $p<0.05$ )。



Vertical axis: Angular acceleration ( $\text{rad/s}^2$ )  
 Horizontal axis: Linear acceleration (G)

Fig. 4-6. The relationship between peak linear acceleration and peak angular acceleration at head impact locations in games

There were significant positive correlations between peak LA and peak AA at all head impact locations in games by player position ( $p < 0.05$ ).



Vertical axis: Angular acceleration (rad/s<sup>2</sup>)  
 Horizontal axis: Linear acceleration (G)

Fig. 4-7. The relationship between peak linear acceleration and peak angular acceleration at head impact locations in practices

There were significant positive correlations between peak LA and peak AA at all head impact locations except Back in Linemen in practices by player position ( $p < 0.05$ ).

#### 4-3-6. 頭部最大角加速度と頭部最大角速度の関係

Fig. 4-8, 4-9 に試合時と練習時における頭部衝突部位での頭部最大角加速度と頭部最大角速度の関係を示した。試合時と練習時におけるすべての頭部衝突部位で、頭部最大角加速度と頭部最大角速度の間に有意な正の相関が認められた (Game all: Top;  $r=0.248$ , Back;  $r=0.324$ , Front;  $r=0.662$ , Side;  $r=0.605$ , Practice all: Top;  $r=0.162$ , Back;  $r=0.358$ , Front;  $r=0.656$ , Side;  $r=0.547$ ) ( $p<0.05$ )。ポジション別において、skill players は試合時と練習時におけるすべての頭部衝突部位で、頭部最大角加速度と頭部最大角速度の間に有意な正の相関が認められた (Game: Top;  $r=0.272$ , Back;  $r=0.336$ , Front;  $r=0.697$ , Side;  $r=0.585$ , Practice: Top;  $r=0.199$ , Back;  $r=0.399$ , Front;  $r=0.699$ , Side;  $r=0.548$ ) ( $p<0.05$ )。一方、Linemen は試合時に Front ( $r=0.649$ ) と Side ( $r=0.625$ ) のみで、練習時に Top ( $r=0.166$ ), Front ( $r=0.620$ ), Side ( $r=0.547$ ) で頭部最大角加速度と頭部最大角速度の間に有意な正の相関が認められた ( $p<0.05$ )。

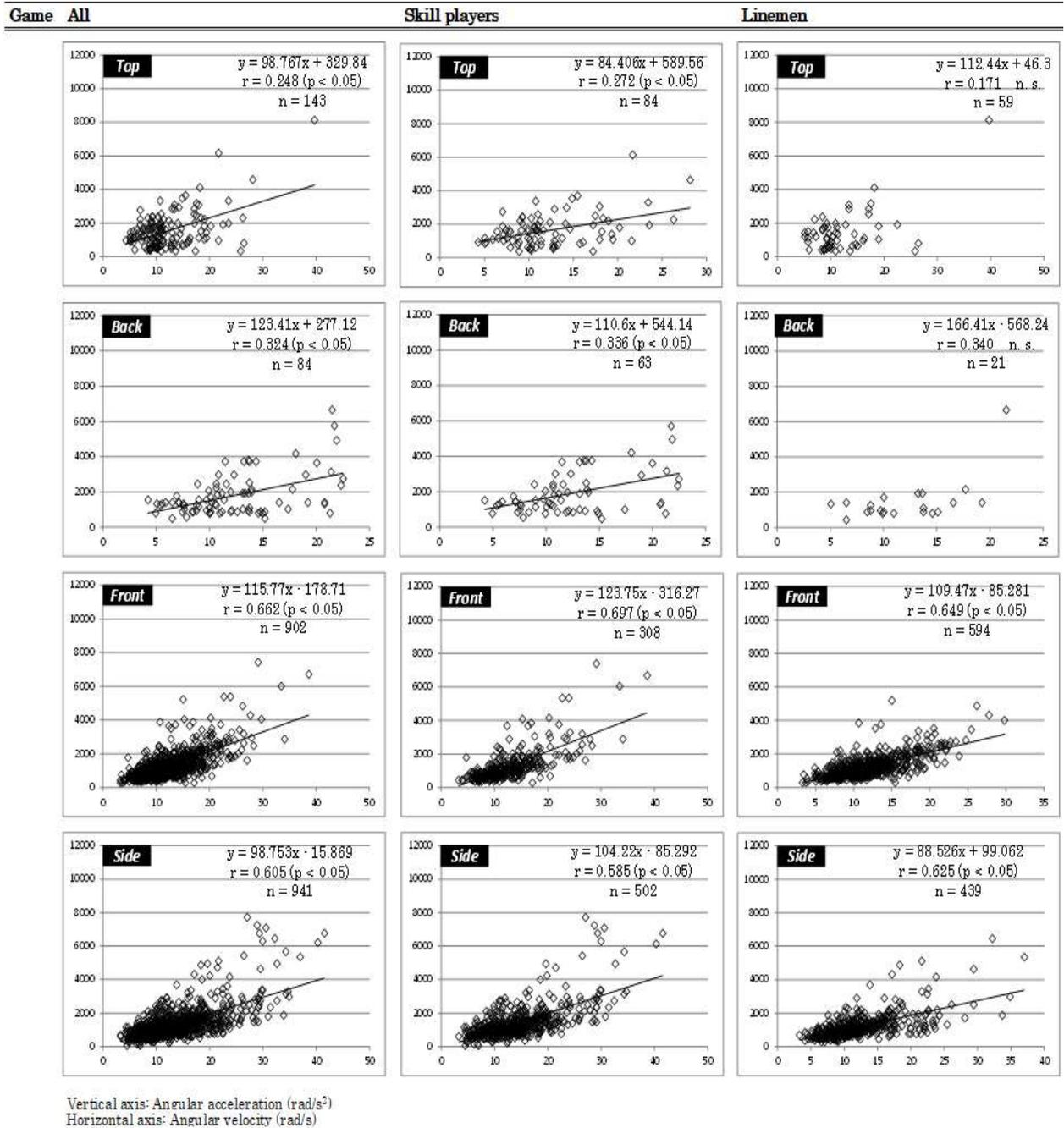
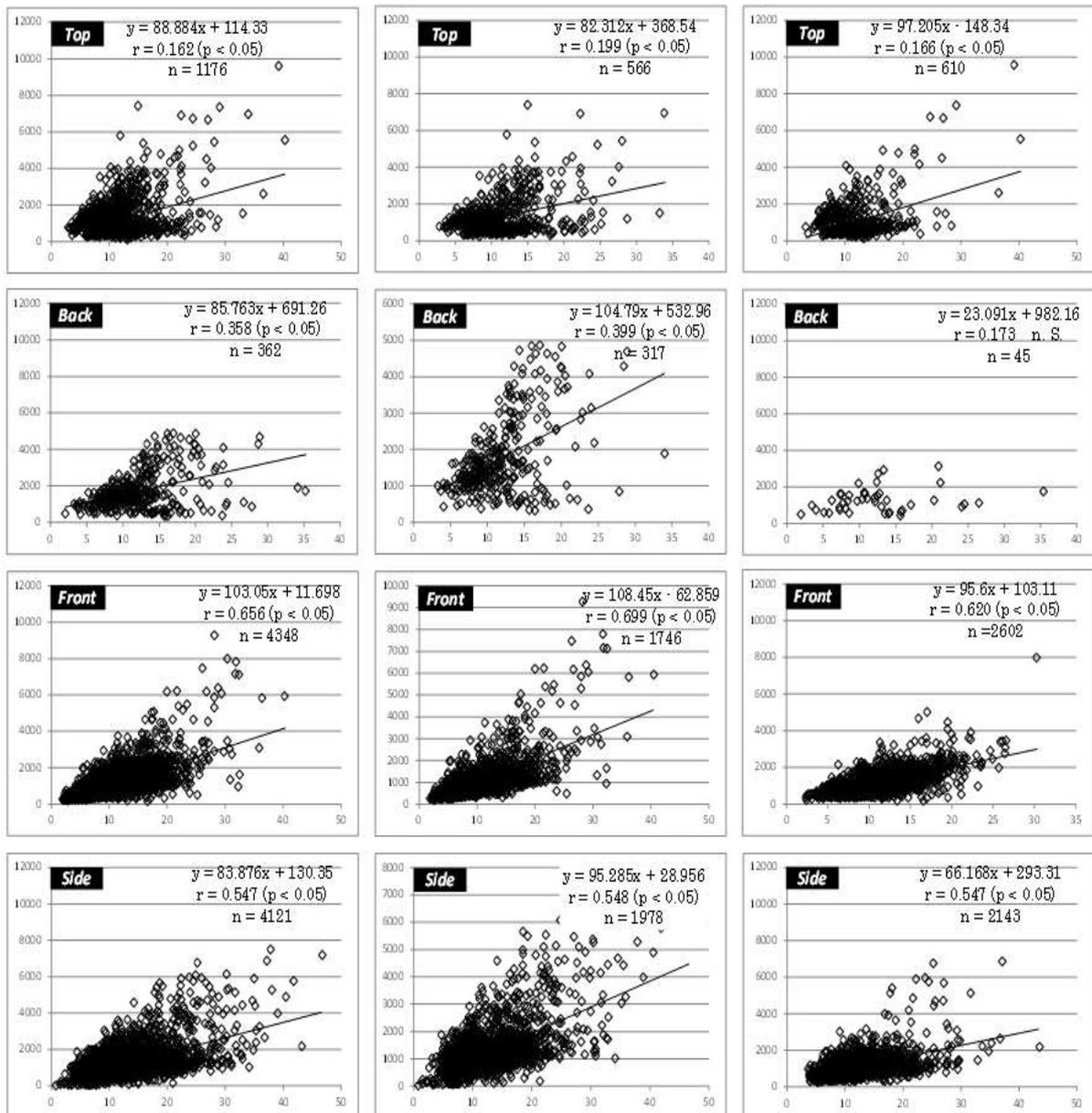


Fig. 4-8. The relationship between peak angular acceleration and peak angular velocity at head impact locations in games

Skill players showed significant positive correlations between peak AA and peak AV at all head impact locations in games ( $p < 0.05$ ). In comparison, linemen showed the significant positive correlations between peak AA and peak AV for frontal and side impacts in games ( $p < 0.05$ ).



Vertical axis: Angular acceleration (rad/s<sup>2</sup>)  
 Horizontal axis: Angular velocity (rad/s)

Fig. 4-9. The relationship between peak angular acceleration and peak angular velocity at head impact locations in practices

Skill players showed significant positive correlations between peak AA and peak AV at all head impact locations in practice sessions ( $p < 0.05$ ). In comparison, linemen showed the significant positive correlations between peak AA and peak AV for frontal, side, and top impacts in practice sessions ( $p < 0.05$ ).

#### 4-4. 考察

2000年以降、ヘルメット内部に装着した3軸加速度センサーから頭部衝突情報を収集するHITSとデータを送信するサイドライン応答システムの出現によって、実際のフィールドで生体による衝突データが収集可能となった<sup>18-22,27,37,44,46-50,52,90</sup>。

しかし、HITSでは直線加速度のみ測定されており、角加速度の情報は推測値として算出されていた<sup>21</sup>。その後、HITSの改良版として6DOFをヘルメット内部に装着したことによって、頭部衝突時の頭部に作用する角加速度と角速度をより正確に把握できるようになった<sup>19</sup>。これまでに加速度データを用いたアメリカンフットボールの頭部キネマティクスに関する報告は米国で数多くみられるが、日本では本研究が最初の報告となる。

6DOFをヘルメット内部に装着したHITSとマウスガードシステムの違いとして、HITSの加速度センサーは頭部に対して圧縮するばねを通してヘルメットに装着される。そのために衝突時にヘルメット自体のずれや加速度センサーと頭部の間で密着しないことによる測定ミスが生じうる<sup>20,91</sup>。一方、マウスガードシステムでは頭蓋の一部とみなす上歯にマウスガードを装着することによって、HITSで生じうる問題は生じにくいと思われる<sup>92</sup>。しかし、歯を食いしぼること、口を動かすことや使用によるマウスガード自体の摩耗によってマウスガードと歯の密着が弱まることで測定ミスが生じうる<sup>93</sup>。HITSの妥当性を調査した研究によると、最大直線加速度と最大角加速度の誤識別率は4%以内であり<sup>37</sup>、他の研究では、最大直線加速度において8%、HICで23%の誤識別率を報告している<sup>94</sup>。しかし、6DOFが収集する膨大なデータ数を加味すると、この誤識別率は許容範囲と考えられている<sup>19</sup>。本研究では6DOFを装着したVectorマウスガードを使用した。これまでに、擬人化テスト装置による6DOF付きマウスガードの妥当性は証明されており、HITSとの相関も高いことが報告されている<sup>93</sup>。したがって、Vectorマウスガードを用いて測定を行った本研究結果の妥当性と信頼性は問題ないと考える。

#### 4-4-1. 頭部衝突数

##### 4-4-1-1. 試合時と練習時における頭部衝突数

本研究における試合時（2070 回）および練習時（10007 回）の総頭部衝突数は 12077 回であった。また試合時および練習時の 1 名の選手で 1 回あたりの頭部衝突平均数は、それぞれ 17.4 回と 17.1 回であった。しかし、対象 43 名の選手が全ての試合と練習に参加できていないことを加味すると、一人当たりの頭部衝突数はさらに多くなる。選手個々でみると、最多と最少の頭部衝突数を記録した選手では、一試合当たりそれぞれ 42.7 回と 3.7 回、練習時には 35.2 回と 0.5 回であり、個人間での頭部衝突数に大きな開きがみられた。米国では 1 試合あるいは 1 セッションあたり 13～15 回、1 練習当たり 6～8 回と報告されており、試合時の頭部衝突数は練習時の 2～3 倍と認識されている<sup>18,22,37)</sup>。本研究対象での試合時の頭部衝突数は米国とほぼ同程度であるが、練習時における頭部衝突数は試合時と同程度であることが確認された。本邦の試合時間は 1 クォーターあたり米国大学の試合時間よりも 3 分短いことを加味すると、試合時においても本研究対象の頭部衝突数は米国大学選手よりも多い可能性がある。アメリカンフットボールの試合の特徴として、チーム間でのプレー数に大きな違いがない<sup>18)</sup>ことが挙げられており、国による影響も少ないと考える。しかし、本研究では練習時の衝突数は米国と比べて約 2 倍であり、本研究対象は日常的に頭部衝突を受けていることが明らかとなった。さらに年間の総練習平均回数は米国大学の約 2 倍にもなり、本研究の頭部衝突数に加味していない練習前後の技術練習などによる頭部衝突が存在する。したがって、本研究対象では必然的に累積頭部衝突数の影響が懸念される。先行研究において、繰り返しの頭部衝突は、神経生理学的変化<sup>73-76)</sup>や視覚異常<sup>77)</sup>を引き起こす可能性があること、繰り返しの脳振盪は若年性アルツハイマーや健忘症<sup>28-30)</sup>、鬱<sup>16,30,32)</sup>、慢性外傷性脳症<sup>33)</sup>の要因となることが報告されている。今後は頭部衝突数と認知機能の関係についても調査する必要がある。

#### 4-4-1-2. ポジション別における頭部衝突数

ポジション別による頭部衝突数を比較すると、これまでの報告からLinemen は Skill players より多くの頭部衝突を繰り返すことが報告されており<sup>22,37,47,49</sup>、本研究においても先行研究を支持する結果となった。Linemen の特性として、基本的にすべてのプレーで相手に衝突することが求められる。この特性に反して、Skill players ではボールキャリアーの近くにいる選手に高頻度で衝突が起こるが、必ずしも衝突が起こる訳ではない。また、Skill players とLinemen の総頭部衝突数の割合は、ほぼ1:3 であったという米国の結果<sup>18,49</sup>に対して、本研究におけるSkill players とLinemen の頭部衝突数の割合は1:1.3 であった。本研究ではSkill players とLinemen の人数が異なるため (Skill players: 27 名, Linemen: 16 名)、一人あたりの平均頭部衝突数で比較した場合でも、1:2 (262 回 : 516 回) であった。大学から競技を始める選手が多い日本の大学では頭部衝突を繰り返すスキル練習や試合を模擬するスクリメージを多く行っていることが危惧されており<sup>4</sup>、Skill players の練習時での衝突数が多くなっている可能性が示唆される。特に練習時の頭部衝突数においては、各大学の練習方法や戦略、コーチングの違いによってチーム間でのばらつきがみられており<sup>18</sup>、本研究の結果はT 大学にみられる傾向の可能性も否定できないため、今後、複数チームでのポジションごとの検討が望まれる。

#### 4-4-1-3. 頭部部位別における頭部衝突数

頭部部位別による衝突数の割合では Front (43.5%) が最も多く、次いで Side (41.9%), Top (10.9%), Back (3.7%) の順であった。この結果は米国の多くの研究結果を支持した<sup>18,19,22,44,50,84,85,87</sup>。アメリカンフットボールは攻守の選手が双方に向き合った状態からぶつかり合う特性があり、Front や Side での衝突が多いことは理解しやすい。Back に関しては、衝突時の転倒によって後頭部を地面にぶつけること、

Quarterback がディフェンス選手に背後からタックルされること、密集した場所で選手が背後からタックルされることが想定される<sup>18)</sup>。したがって、Back では不意な状況下での衝突が多いことから、この部分へのヘルメットの緩衝機能はより重要となる。

ポジション別による頭部部位別衝突数において、Skill players は試合時・練習時ともに Side での衝突が最も多かった。Skill players の特性として、オフENSEの Skill players はディフェンスの Skill players に前進を止められないように複雑な動きをするために Front での衝突より Side での頭部衝突が多くなると思われる。しかし、米国大学選手では Skill players は Front での衝突が最も多く<sup>18)</sup>、本研究の大学選手は適切なタックルポジションをとれていない可能性もある。Linemen では試合時・練習時ともに Front での衝突が最も多かった。この結果は OL は Front での衝突が最も多いという米国の多くの研究結果を支持した<sup>22,49,87)</sup>。オフENSEとディフェンス Linemen は至近距離から相手に対して直線的にぶつかり合う特性のために Front での頭部衝突が多いと思われる。以上より、ポジションによって頭部衝突の頻度と部位は大きく影響されるという米国の多くの研究者らを支持した<sup>18,22,49,50,87)</sup>。これらデータはポジション特性に見合うヘルメットの改良に貢献できると思われる<sup>18)</sup>。

#### 4-4-2. 頭部キネマティクス

##### 4-4-2-1. 試合時と練習時における頭部キネマティクス

試合時と練習時における平均最大直線加速度と平均最大角加速度は、それぞれ  $21.8 \pm 12.2 \text{ G} / 1322.2 \pm 878.4 \text{ rad/s}^2$  と  $19.5 \pm 10.8 \text{ G} / 1147.5 \pm 769.8 \text{ rad/s}^2$  であった。試合時の平均最大直線加速度と平均最大角加速度は練習時のそれら値と比較して有意に高く、試合時は練習時よりも激しい衝突を行っているとする先行研究を支持した<sup>19,21,22,27,47,87,95)</sup>。また、平均最大直線加速度と平均最大角加速度の度数分

布では試合時，練習時ともに $10\text{ G} \leq X < 15\text{ G}$  と  $500\text{ rad/s}^2 \leq X < 1000\text{ rad/s}^2$  の範囲での分布が最も多く，低値方向に大きく歪んだ分布を示し，これまでの報告<sup>19,20,22,27,37,47,49,50,52,90</sup>)を支持するものとなった．しかし，最大直線加速度 $40\text{G}$ 以上，最大角加速度 $3000\text{ rad/s}^2$ 以上の頭部衝突の頻度はいずれも $3.3\sim 7.8\%$ であり，Rowson et al.<sup>19</sup>)が報告した $10\%$ よりも少なかった．頭部最大角加速度の値は，同じ最大直線加速度の衝突でも，頭部重心に近い部分と頭部重心から離れた部分での衝突では結果的に生じる値に違いが生じる<sup>96)</sup>ために衝突部位と合わせて検討する必要がある．リアルタイムで生体での頭部キネマティクスをはじめて報告したDuma et al.<sup>37)</sup>によると，平均最大頭部直線加速度は $32 \pm 25\text{ G}$ であった．Mihalik et al.<sup>22)</sup>は，平均最大頭部直線加速度は $22.25 \pm 1.79\text{ G}$ と報告した．次にCrisco et al.<sup>27)</sup>によると，最大頭部直線加速度の中央値(50パーセンタイル)と95パーセンタイル値は，試合時 $20.2\text{ G}$ と $49.6\text{ G}$ ，練習時 $20.0\text{ G}$ と $49.5\text{ G}$ であった．本研究における最大直線加速度の50パーセンタイル値と95パーセンタイル値は，試合時 $16.77\text{ G}$ と $43.18\text{ G}$ ，練習時 $15.87\text{ G}$ と $37.68\text{ G}$ であり，米国大学選手の方がやや高い数値であった．しかし，体格や運動能力で劣る本邦の大学選手<sup>71,80-83)</sup>が米国大学選手と同等の最大直線加速度を実際に受けていることが明らかとなった．頭部最大直線加速度に影響する要因として，タックル技術が挙げられる．アメリカンフットボールでは，頭部から相手にタックルすることは推奨されていない．つまり，タックル技術が低いことで頭部からタックルを行ってしまい，結果的に頭部キネマティクスが大きくなると推察される．実際，Broglia et al.<sup>50)</sup>による高校生を対象とした結果では，平均最大頭部直線加速度は試合時( $24.76 \pm 15.72\text{ G}$ )，練習時( $23.26 \pm 14.48\text{ G}$ )とともにMihalik et al.<sup>22)</sup>が報告した大学選手よりも高い値であった．また，Naunheim et al.<sup>43)</sup>は，高校生の平均最大直線加速度は $29.2\text{ G}$ と報告している．高校生の最大直線加速度が高い理由として，タックル技術の不足を懸念している<sup>43,50)</sup>．

本研究において最大直線加速度が10 G より低いデータは分析から除外した。加速度センサーを用いたこれまでの先行研究においても10 G より低いデータには素早い立ち上がり，ランニングやジャンピング動作などの非コンタクト動作によるものが含まれるために除外されている<sup>97)</sup>。しかし，本研究において，10 G よりも低いデータは頭部衝突総数の約10% を占める。10 G はあくまで米国のカットオフ値であるため，本邦の大学選手に適したカットオフ値の検討も今後の課題と考える。さらに，研究間でカットオフ値の設定は10G と15G とするものがみられる。King et al.<sup>98)</sup>は，カットオフ値を10G から15G に上げることで頭部衝突数は45%減ったことを報告した。したがって，低いカットオフ値では，より多くの衝突データを含み，より低い平均最大直線加速度と平均最大角加速度となるために研究間の比較には注意を要する<sup>99)</sup>。

#### 4-4-2-2. ポジション別における頭部キネマティクス

ポジションによる試合時と練習時における平均最大直線加速度と平均最大角加速度において，Linemen は Skill players よりも試合時と練習時において有意に低値を示した。オフェンス Linemen とディフェンス Linemen はお互いが至近距離からの衝突を繰り返す<sup>22,49)</sup>。Skill players はお互いが離れた距離から加速しながら激しい衝突を行う競技特性が結果に影響していると思われる<sup>22,49)</sup>。これまでの結果より，Linemen は Skill players と比べてより小さい頭部最大直線加速度と頭部最大角加速度で数多くの頭部衝突を繰り返すことが明らかとなり，先行研究を支持する結果となった<sup>22,37,47,49,50)</sup>。

#### 4-4-2-3. 頭部部位別における頭部キネマティクス

頭部衝突部位別の試合時と練習時における平均最大直線加速度と平均最大角加速度において，試合時と練習時ともに Back の値は他の部位よりも有意に高かった。

前述の通り、**Back** の衝突に関しては不意な衝突が要因として挙げられる。つまり、衝突時に禁止とされるヘッドファーストになっていることやプレーが止まった後などの不必要な頭部衝突が多い可能性が懸念される。**Back** からの衝突においては今後、ビデオ解析やルール上での改正を踏まえて更なる検討を要する。これら結果に反して、米国では **Top** での頭部衝突時に平均最大直線加速度は最大、平均最大角加速度は最小となることが多く報告されている<sup>19,21,22,86,87</sup>。Mihalik et al.<sup>22)</sup>は **Top** での **LA80G** 以上の衝突は **Back** に比較して少なくとも **6.5** 倍の確率で起こりうると報告した。つまり米国ではルール上で禁止されているスピアリングタックルに似た衝突が **Top** での特徴といえる。しかし、本研究対象における **Top** での平均最大直線加速度は **Front** と **Side** の値よりも有意に低く、平均最大角加速度は **Front** と **Side** よりも有意に高かった。つまり本研究対象では **Top** での衝突は弱く、衝突時に頭部が回転していることとなる。**Top** に関して、その規定面積が大きいという意見<sup>84)</sup>はあるものの、本研究とこれまでの報告<sup>19,22)</sup>から最も危険とされる **Top** での頭部衝突が **10~20%** で実際に確認されており、我々が考える以上に危険なタックルが起こっていることは注意すべきである<sup>22)</sup>。また、米国では **Front** での頭部衝突時に、頭部最大角加速度の値が最も大きいと多くの研究で報告されている<sup>44,86)</sup>が、本研究では、その傾向は認められなかった。これらの結果より、本研究対象では米国の選手と異なるタックル技術であることが示唆される。さらに、頭部衝突部位と脳振盪発生に関して、脳振盪に至る最も危険な頭部衝突部位は **Front** とする報告<sup>44,86)</sup>と **Top** とする報告<sup>20,22,29,100)</sup>があり、一致した見解が得られていない。本研究においては、脳振盪が発生したデータ不足により、この点は明らかとされないが、今後、衝突部位による脳振盪の危険についても検討する必要がある。

頭部衝突部位別のポジションによる試合時と練習時における平均最大直線加速度と平均最大角加速度において、**Skill players** は試合時のすべての部位と練習時の **Front** 以外の部位で **Linemen** よりも高値を示した。また **Skill players** の **Back** に

における平均最大直線加速度と平均最大角加速度は他の部位よりも有意に高く、Skill players は背後から強い頭部衝突を受けていることが明らかとなった。またSkill players はFront における平均最大直線加速度と平均最大角加速度も試合時と練習時ともにSide とTop に比べて有意に高く、激しい衝突を繰り返していることが推測される。本研究では衝突時のタックルフォームに関して検証を行っておらず、あくまで推測の域を脱しないが、Skill players では背後からの危険なプレーを行っている可能性もあり今後さらなる検討を要する。

#### 4-4-2-4. 最大直線加速度と最大角加速度の関係、最大角加速度と角速度の関係

平均最大直線加速度と平均最大角加速度は、脳振盪発生メカニズムに関してそれぞれ独立して考慮されてきた<sup>44,45)</sup>。この理由として、平均最大直線加速度は主に脳への局所的影響、すなわち頭蓋内圧応答に関連しており、平均最大角加速度は主に脳への拡散作用、すなわち脳のひずみ応答に関連することが一般的に受け入れられているためである。しかし、両者は衝突中に同時に頭部へ作用する<sup>44,45)</sup>。さらに、6DOF はジャイロセンサーによって角速度をより正確に測定することができる<sup>50,51,90)</sup>。頭部のすべての部位で最大角加速度と最大角速度の間に正の相関関係を示した本研究の結果は、Rowson et al.<sup>19)</sup>の研究を支持した。言い換えると、衝突時間が経過するにつれて、頭部は漸増的に速度を増しながら回転する。米国の研究と本研究で同様の結果が認められていることから、衝突時に漸増的に回転速度が上がることはコンタクト競技において避けることのできない本質的な身体ストレスと言える。次にポジション別では、Skill players において、すべての頭部衝突位置で最大角加速度と最大角速度の間に正の相関を示したが、Linemen ではFront およびSide にのみ相関を示した。Back では有意差は認められなかったが、弱い相関を示した。Top とBack で有意差を示さなかった要因として、サンプルサイズが小さい可能性がある。さらに、頭部のすべての部位で最大直線加速度と最大角加速度の間にも正の相関が

認められた。この結果は、ビデオから抽出されたNFL選手の脳振盪に至ったプレーを分析し、ハイブリッドⅢダミー人形を用いて衝突シーンを再現したPellman et al.<sup>11)</sup>の結果を支持した。つまり、大きな最大直線加速度が頭部に作用すると頭部は大きく回転することとなる。ポジション別の頭部衝突位置における最大直線加速度と最大角加速度との関係においても、すべての頭部衝突部位で両者の間に正の相関を認めた。しかし、実際の試合中に6DOFを用いて生体研究を行ったRowson et al.<sup>21)</sup>は、本研究の結果とは対照的に、最大直線加速度と最大角加速度との間に相関を認めなかった。この理由として、ハイブリッドⅢダミー人形のネックは硬いばねで作られており、衝撃に対して一様の応答を生じやすく、かつ、角加速度を生じやすいことを言及した<sup>21)</sup>。さらに、本研究で異なる頭部衝突位置における最大直線加速度と最大角加速度との間にも正の相関を示した理由として、本研究の大学選手では、衝突時に頭部を安定させるために十分な頸部筋力を有さないことが推察される。頸椎の機械的安定性には、頸部の骨および靭帯が約20%、筋が約80%の貢献率であると考えられている。選手は衝突時に頸部の筋を収縮させることで、頭部、頸部、および上背部の剛性を高める<sup>53-56)</sup>。実際、Collins et al.<sup>101)</sup>は頸部筋力の強さは脳振盪と強く関連していると述べている。したがって、頸部筋力は最大直線加速度と最大角加速度との関係に顕著な影響を及ぼすと思われる。しかし、本研究では、その関係性は調査しておらず、明らかにできない。今のところ、ヘルメットではすべての脳振盪は予防できない<sup>36,101)</sup>と報告されており、今後、脳振盪の予防に頸部筋力の効果があるのか検討を要する。

#### 4-4-2-5. 脳振盪危険閾値

多くの研究者は最大直線加速度、最大角加速度、頭部衝突部位、あるいはこれら3つの変数を複合的に用いて脳振盪危険閾値の算出を試みている<sup>11,52,57,86,102)</sup>。Pellman et al.<sup>11)</sup>は、NFL選手の衝突再現実験より、80%の脳振盪危険閾値(80%の

確率で脳振盪を起こす確率)は最大直線加速度 98G であることを述べた。しかし、これら数値は対象がプロ選手であることや脳振盪に至った受傷シーンのみを抽出した衝突再現実験から算出されていることから、その信頼性には懐疑的とする報告<sup>21,22,37,49,52)</sup>も多い。King et al.<sup>102)</sup>, Zhang et al.<sup>57)</sup>は、Pellman et al.<sup>11)</sup>の結果をロジスティック回帰分析の手法によって、新たに 50%脳振盪危険閾値として、最大直線加速度 79~82 G, 最大角加速度 5757~5900 rad/s<sup>2</sup>と報告した。次に、Funk et al.<sup>52)</sup>は、限られた脳振盪のデータ数と角加速度に関しては推測値ではあるが 10%脳振盪危険閾値は、最大直線加速度 165 G, 最大角加速度 9000 rad/s<sup>2</sup>と提唱した。しかし、最大直線加速度 80 G 以上の頭部衝突で実際に脳振盪に至ったのは 0.28 から 0.38% とされており、脳振盪に至らない衝突を脳振盪と誤認する特異度の低さが問題である<sup>22,49,94,99)</sup>。本研究においても、Pellman et al.<sup>11)</sup>が提唱した 50%脳振盪危険閾値 79 G よりも大きい頭部衝突は、試合時 7 回 (0.34%), 練習時 48 回 (0.48%) でみられたが、実際に脳振盪と診断された選手はいなかった。

米国アメリカンフットボール選手では、脳振盪に至った頭部衝突は最大直線加速度で 69.7~145 G (最大角加速度 95%値で 7688 rad/s<sup>2</sup>) であると報告されている<sup>20,29,51,86,91,94,104)</sup>。本研究において、脳振盪は 6 件確認され、そのうち、データ収集ができたものは試合時の 1 件のみであった。その頭部キネマティクスは、最大直線加速度 72.5 G, 最大角加速度 4,380.9 rad/s<sup>2</sup>, HIC 213.4 であり、これら値は試合時における最大直線加速度の上位 1%, 最大角加速度の上位 2%に相当する頭部作用であった。しかし、最大直線加速度と最大角加速度のどちらがより脳振盪に関与しうるのかは、この症例だけでは検討できない。したがって、本邦大学アメリカンフットボール選手における現実的な脳振盪危険閾値の推定には、より多くの脳振盪に至ったデータを含む膨大なデータ収集と多変量解析を検討していく必要がある<sup>21,103)</sup>。しかも脳振盪を起こした選手のうち 52% は未報告ともいわれ、脳振盪危険閾値の推定はより困難なものとなっている<sup>105,106)</sup>。本研究でも HIC を測定しているが、その数値

は脳振盪危険閾値としては名目上の数値であり意味を持たない。HIC は頭部の耐性曲線：WSTC (Wayne State Tolerance Curve) と SI (Severity Index) から発展して考案された。しかし、これら指標は自動車衝突事故における頭部の安全基準として考案されたものである<sup>21,44,107)</sup>したがって、直線加速度と衝突の持続時間の関係から頭蓋骨骨折を予見することを目的としており、角加速度を考慮していない<sup>21)</sup>。Rowson et al.<sup>21)</sup>は、最大角加速度を考慮した脳振盪危険閾値の推定に取り組んでいるが、角加速度を考慮した実際的な指標は今のところ存在しない。

さらに6DOFにはいくつかの避けられない限界がある。最初に、6DOFは選手がタックルしているのか、タックルされているのかどうかを分別できない。次に、6DOFでは衝突時に頭蓋内で単独して動く脳自体の動きをとらえられない<sup>108)</sup>。したがって、アメリカンフットボールにおける脳振盪の解明には、衝突時の動作解析に加えて、頸部筋力や脳の動きを考慮すべきと思われる。これまでの結果から、6DOFは選手が頭部にあるレベル以上の頭部衝突を受けた際に、頭頸部外傷を見過ごさないために評価する有益なツールとなりうるが、6DOFから得られるデータのみで脳振盪の診断をすべきではない<sup>44,90,99)</sup>。

#### 4-5. 結論

本研究において、6DOF を用いて日本の大学アメリカンフットボール選手における頭部キネマティクスを2シーズンの期間で分析した結果、以下の結論を得た。

- 2シーズン（7試合と41回の練習）における頭部衝突総数は、試合時2070回、練習時10007回であった。
- 一人あたりの試合時、練習時それぞれ1回あたりの頭部衝突数は、試合時17.4回、練習時17.1回であり、日本の大学アメリカンフットボール選手は日常的に頭部衝突頻度が高いことが明らかとなった。
- Front 5250回（43.5%）での頭部衝突が最も多く、次いで、Side 5062回（41.9%）、Top 1319回（10.9%）、Back 446回（3.7%）の順であった。
- 試合時と練習時の頭部最大直線加速度の度数分布は、 $10\text{ G} < X \leq 15\text{ G}$  の範囲での分布が最も多く、低値方向に大きく歪んだ分布を示した。
- 試合時と練習時における平均最大頭部直線加速度は $20.82 \pm 12.1\text{ G}$  と $19.04 \pm 10.1\text{ G}$  であった。
- 試合時と練習時における平均最大頭部角加速度は $1322.2 \pm 878.4\text{ rad/s}^2$  と $1147.5 \pm 769.8\text{ rad/s}^2$  であった。
- 本研究の対象は、米国の大学アメリカンフットボール選手と同程度の頭部キネマティクスを受けていることが明らかとなった。
- 頭部衝突時における最大直線加速度と最大角加速度および最大角加速度と最大角速度の間に正の相関が認められ、本研究対象では、衝突時に頭部を十分に固定できていないことが明らかとなった。
- 脳振盪危険閾値の推定には今後、脳振盪に至ったデータを含む膨大なデータを要する。

## 第5章 検討課題3：大学アメリカンフットボール選手の衝突時における頭部キネマティクスと頸部筋力の検討

### 5-1. 緒言

第4章では、大学アメリカンフットボール選手の衝突時における頭部キネマティクスを解明した。そこから、衝突時に最大直線加速度と最大角加速度の間に正の相関が認められた。このことは、大きな最大直線加速度が頭部に作用すると頭部は大きく回転することとなり、日本の大学選手では、衝突時に頭部を安定させるために十分な頸部筋力を有さないことが推察された。頸部筋力は脳振盪リスクを低下させ、深刻な頭部への衝突を防ぐ非常に有用な予防策として長く提唱されている<sup>53-56</sup>。つまり、頸部筋群を収縮することによって、選手は頭頸部と体幹を剛に固めて、実質的な体幹の剛性を生じる<sup>53-56</sup>。Tierney et al.<sup>55</sup>はサッカーのヘディング中に女性選手は男性選手よりも最大44%大きい頭部加速度を示したことを報告した。したがって、女性は男性に比べて頭部自体が小さいことと頸部筋力が弱いことが女性の高い脳振盪発生率に起因していると考えられる。一般的に、より大きな主動作筋と強い筋収縮は筋と関節の剛性を高める<sup>109,110</sup>。したがって、頸部筋群がリラックスした状態で強い頭部衝撃を受けると、衝突前に頸部筋群を十分に予備緊張させることができず、頭部が大きく加速することが想定される。NFL頭頸部-脊椎委員会は、ハイブリッドⅢダミーの頸部のばね剛性を強化すると、脳振盪危険域値は35%低下したことを報告した<sup>57</sup>。また、数学的研究ではあるが、頸部スティフネスが高いと頭部直線加速度および頭部角加速度の減少を認めており、頸部筋力によって脳振盪を予防する可能性を示唆している<sup>58</sup>。頸部筋力が強いと衝突時の頭部加速度により大きく抵抗することができ、その結果、頭部加速度が減少することは理論

的には理解できるが、より強い頸部筋力を有す選手における衝突時の頭部加速度が減少することを生体研究では認めていない<sup>53,56,59</sup>。それどころか、より強い上部僧帽筋を有す選手は弱い選手と比較して、衝突時により高い頭部加速度を受けている<sup>111</sup>。したがって、アメリカンフットボールにおける脳振盪の解明には、頸部筋力と頭部衝突時の詳細な頭部キネマティクスを考慮して検討することが必要である。したがって、本研究の目的は頸部筋力が衝突時の頭部キネマティクスを減衰させることに寄与する可能性を検証することである。

## 5-2. 方法

### 5-2-1. 対象

関東大学アメリカンフットボール連盟2部リーグに所属するT大学の部員40名のうち、8月に実施した頸部筋力測定において筋力測定を行った2年生以上の部員22名を対象とした。対象者の身体的特性をTable 5-1に示す。対象者の選出に際して、脳振盪既往の有無は考慮しなかった。また、頸部筋力の測定に支障をきたした選手は対象者から除外した。対象者には本研究の目的と内容を十分に説明し、研究参加への同意を得た。なお、本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て実施した（承認番号：28-55, 30-97）。

Table 5-1. The physical characteristics of subjects

	Age (year)	Height (cm)	Weight (kg)
ALL (n=22)	21.3±1.4	173.5±5.4	82.5±11.7

### 5-2-2. 頤部筋力の測定

頤部筋力の測定にはハンドヘルドダイナモメーターMicro FET (株式会社日本メディックス) (Fig 5-1)を使用した。

測定は等尺性収縮にて、頤部ニュートラルポジションにおける4方向(屈曲；背臥位，伸展：腹臥位，左右側屈；側臥位)で各3回ずつ測定を行い (Fig 5-2)，その平均値を算出した。



Fig 5-1. Handheld dynamometer Micro FET



Cervical flexion

Cervical extension

Cervical side-flexion

Fig. 5-2. Measurement of cervical muscular strength

### 5-2-3. 頸部周囲径の測定

頸部周囲径は甲状軟骨の真下部をメジャーにて測定した (Fig 5-3). 1 人のアスレチックトレーナーが 2 回の計測を行い, その平均値を算出した.



Fig 5-3. Measurement of cervical circumference

#### 5-2-4. 頭部キネマティクスの測定

##### 5-2-4-1. 測定方法

測定は、2017年秋季レギュラーシーズン7試合で実施した。対象者は Vector マウスガードを口腔内に装着し、通常通り試合を行った。Vector マウスガードがタックルなどによって衝撃を感知すると、受信機（アンテナ）を通してコンピュータにインストールされているアプリケーションに衝突時の各種測定値がリアルタイムで送信されて記録された (Fig. 5-4)。記録されたデータは、コンピュータ上で 5000 Hz にアップサンプルされ、直線加速度、角加速度、HIC、衝突部位が自動的に計算された。なお計算時には、加速度センサーには CFC 180、ジャイロセンサーには CFC 65 のローパスフィルタが用いられた。パソコンに記録された測定値は、Excel データとして取り出し、集計を行った。



Fig. 5-4 Remote System for the Vector Mouthguard

### 5-2-4-2 測定機器

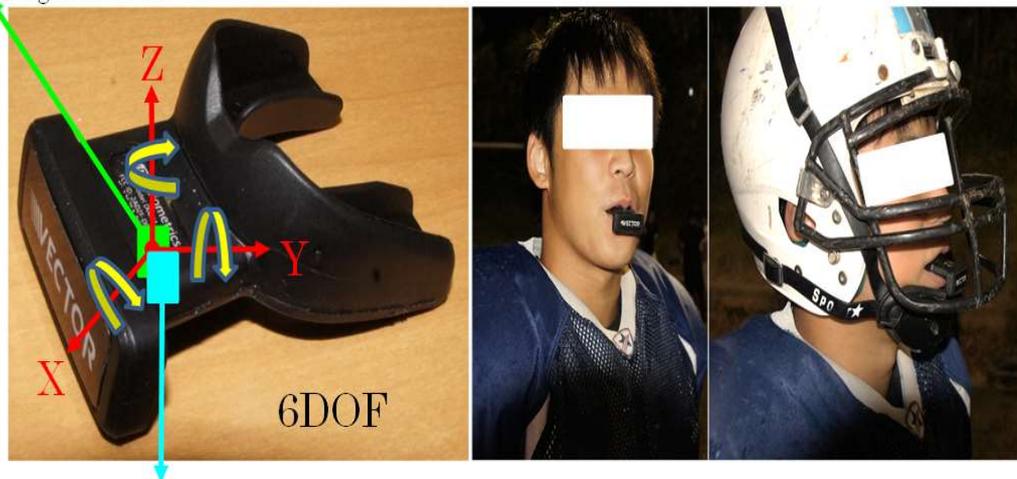
3 軸加速度センサーと3 軸ジャイロセンサーを搭載した6 軸センサー (6DOF) が組み込まれたVector マウスガード (i1 Biometrics Inc) (Fig. 5-5) を用いて、衝突時の頭部直線加速度、頭部角加速度、HIC、衝突部位、衝突数を測定した。搭載されている3 軸加速度センサー (ADXL377, Analog Devices) のサンプリング周波数は1024 Hz であり、最大200 G の直線加速度が測定できる。3 軸ジャイロセンサー (L3GD20H, ST Microelectronics) のサンプリング周波数は760 Hz であり、最大2000 deg/s (34.9 rad/s) の角速度が測定できる。

3DOF Gyro sensors

Sampling 760 Hz

Detect up to 2000 deg/s

(34.9 rad/s) angular acceleration



3DOF Accelerometers

Sampling 1024 Hz

Detect up to 200 G linear acceleration

Fig. 5-5. Vector Mouthguard (i1 Biometrics Inc.) equipped with 6DOF to measure the head linear acceleration (LA) and head angular acceleration (AA) during collisions as well as for recording the HIC values, head impact locations, and number of collisions.

### 5-2-4-3. 衝突部位の算出方法

衝突部位の定義は、先行研究を参考にして算出した<sup>19,27,44</sup>。頭部重心を中心とし、正中矢状面上の顔に向かう方向を正の X 軸，正中矢状面に垂線で右耳に向かう方向を正の Y 軸，前額面上の頭部の下に向かう方向を正の Z 軸とした (Fig. 5-6)。ヘルメットは 5 つの衝突部位に分類した。Top は、頭部重心を通る水平面上を  $0^\circ$  とし、そこから  $\alpha 65^\circ$  以上の高さの領域とした。残りの衝突部位は方位 ( $\theta$ ) によって定義した：Back ( $-45^\circ$  to  $45^\circ$ )，Front ( $-135^\circ$  to  $135^\circ$ )，Side は左右の部位を統一 ( $\pm 45^\circ$  to  $\pm 135^\circ$ ) (Fig. 4-3)。なお、5 部位に分類できないデータに関しては、分析対象から除外した。

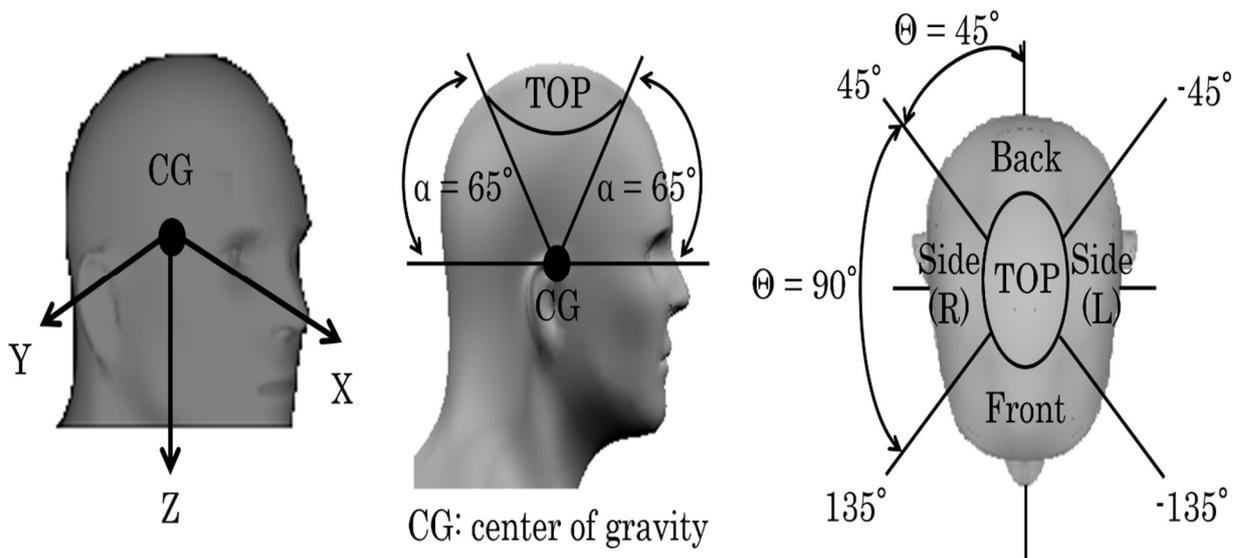


Fig. 5-6. Definition of head impact locations

The definition of head impact locations was made according to azimuth and elevation angles in an anatomic coordination system.

#### 5-2-4-4. 評価項目

加速度データは、最大直線加速度が10 G 以上のデータについて、試合時の頭部最大直線加速度および頭部最大角加速度を算出し、1 回の衝突における頭部最大直線加速度値、頭部最大角加速度値とした。算出した値を用いて、頭部最大直線加速度、頭部最大角加速度、頸部筋力、頸部周囲径それぞれの関係を検討するために、相関係数を算出した。なお、相関係数は、頭部最大直線加速度の上位50%・上位10%に位置した値についても算出した。また、頭部加速度と頸部筋力の関係を検討する際には、衝突部位と筋力発揮方向を考慮し、Back - 伸展筋力、Front - 屈曲筋力、Side - 側屈筋力の値を対応させた。なお、Top においては頸部筋力が測定できないために除外した。

#### 5-2-4-5. 統計処理

統計処理には、IBM SPSS Statistics Ver. 24 (IBM Japan, Tokyo, Japan) を用いた。有意水準は、5 % 未満を有意差ありとした。それぞれの相関係数は、Spearman の順位相関係数を算出した。相関係数の強さは、 $0 < r \leq \pm 0.2$  をほとんど相関なし、 $\pm 0.2 < r \leq \pm 0.4$  を弱い相関あり、 $\pm 0.4 < r \leq \pm 0.7$  を中程度の相関あり、 $\pm 0.7 < r < \pm 1$  を強い相関ありとした。

### 5-3. 結果

#### 5-3-1. 直線加速度と角加速度の相関

直線加速度と角加速度に関して、衝突部位が Back であった衝突の上位 10% に位置した直線加速度と角加速度を除く、その他の直線加速度と角加速度の間に有意な正の相関を認めた (LA と AA: ALL;  $r=0.585$ , Back;  $r=0.569$ , Front;  $r=0.601$ , Side;  $r=0.590$ , 上位 50%LA と AA@上位 50%LA: ALL;  $r=0.467$ , Back;  $r=0.315$ , Front;  $r=0.501$ , Side;  $r=0.496$ , 上位 10%LA と AA@上位 10%: ALL;  $r=0.506$ , Front;  $r=0.733$ , Side;  $r=0.455$ ,  $p<0.05$ ) (Table 5-2).

#### 5-3-2. 直線加速度と頸部筋力の相関

直線加速度と頸部筋力に関して、衝突部位が Back であった衝突の最大直線加速度と頸部伸展筋力の間に関係はほとんどないが、有意な負の相関を認めた ( $r=-0.141$ ,  $p<0.05$ ) (Table 5-2). 最大直線加速度が上位 10%に位置した衝突の中で、衝突部位が Front であった衝突において、最大直線加速度と頸部屈曲筋力の間に関係は有意な弱い負の相関を認めた ( $r=-0.344$ ,  $p<0.05$ ).

#### 5-3-3. 角加速度と頸部筋力の相関

角加速度と頸部筋力に関して、角加速度と頸部筋力の間に関係はほとんどないが、有意な正の相関を認めた ( $r=0.126$ ,  $p<0.05$ ) (Table 5-2). 衝突部位が Front であった衝突の角加速度と頸部屈曲筋力の間に関係はほとんどないが、有意な負の相関 ( $r=-0.123$ ,  $p<0.05$ )を、衝突部位が Side であった衝突の角加速度と頸部側屈筋力の間に関係は有意な弱い正の相関を認めた ( $r=0.235$ ,  $p<0.05$ ). また、最大直線加速度が上位 50%に位置した衝突の中で、衝突部位が Front であった衝突において、角加速度と頸部屈曲筋力の間に関係は有意な弱い負の相関 ( $r=-0.230$ ,

p<0.05)を、衝突部位が Side であった衝突において、角加速度と頸部側屈筋力  
の間に相関はほとんどないが、有意な正の相関を認めた ( $r=0.121$ ,  $p<0.05$ ). さ  
らに、最大直線加速度が上位 10%に位置した衝突の中で、衝突部位が Front で  
あった衝突において、角加速度と頸部屈曲筋力間に有意な弱い負の相関を認  
めた ( $r=-0.289$ ,  $p<0.05$ ).

#### 5-3-4. 直線加速度と頸部周囲径の相関

最大直線加速度が上位 50%・上位 10%に位置した衝突において、直線加速度  
と頸部周囲径の間に相関はほとんどないが、有意な負の相関を認めた ( $r=-0.133$ ,  
 $r=-0.189$ ,  $p<0.05$ ) (Table 5-2).

#### 5-3-5. 角加速度と頸部周囲径の相関

角加速度と頸部周囲径の間に相関はほとんどないが、有意な負の相関を認め  
た ( $r=-0.134$ ,  $p<0.05$ ) (Table 5-2). なお、最大直線加速度が上位 50%・上位 10%  
に位置した衝突においても、角加速度と頸部周囲径の間に有意な弱い負の相関  
を認めた ( $r=-0.237$ ,  $r=-0.354$ ,  $p<0.05$ ) (Table 5-2).

#### 5-3-6. 頸部筋力と頸部周囲径の相関

頸部筋力と頸部周囲径の間に相関はほとんどないが、有意な正の相関を認め  
た ( $r=0.194$ ,  $p<0.05$ ) (Table 5-2). なお、最大直線加速度が上位 50%・上位 10%  
に位置した衝突においても、頸部筋力と頸部周囲径の間にそれぞれ弱い、中程度  
の有意な正の相関を認めた ( $r=0.242$ ,  $r=0.445$ ,  $p<0.05$ ) (Table 5-2).

Table 5-2. Correlations among linear acceleration, angular acceleration, neck strength, and neck circumference

Game (n=7)

Location (times)	AA				Neck strength				Neck circumference
	ALL (1979)	back (241)	front (531)	side (1207)	ALL (1979)	back (241)	front (531)	side (1207)	ALL (1884)
LA	0.585 *	0.569 *	0.601 *	0.590 *	0.024	-0.141 *	-0.004	0.055	-0.041
AA	.	.	.	.	0.126 *	-0.101	-0.123 *	0.235 *	-0.134 *
Neck strength	.	.	.	.	.	.	.	.	0.194 *

\* p<0.05

Game (n=7)

Location (times)	AA @上位50%LA				Neck strength				Neck circumference
	ALL (1069)	back (138)	front (303)	side (628)	ALL (1069)	back (138)	front (303)	side (628)	ALL (1032)
上位50% LA	0.467 *	0.315 *	0.501 *	0.496 *	-0.045	-0.102	-0.089	-0.043	-0.133 *
AA @上位50%LA	.	.	.	.	0.042	0.076	-0.230 *	0.121 *	-0.237 *
Neck strength	.	.	.	.	.	.	.	.	0.242 *

\* p<0.05

Game (n=7)

Location (times)	AA @上位10%LA				Neck strength				Neck circumference
	ALL (199)	back (14)	front (56)	side (129)	ALL (199)	back (14)	front (56)	side (129)	ALL (196)
上位10% LA	0.506 *	0.122	0.733 *	0.455 *	-0.065	0.190	-0.344 *	0.035	-0.189 *
AA @上位10%LA	.	.	.	.	-0.078	-0.060	-0.289 *	-0.099	-0.354 *
Neck strength	.	.	.	.	.	.	.	.	0.445 *

\* p<0.05

#### 5-4. 考察

本研究の目的は頸部筋力が衝突時の頭部加速度を減衰させることに寄与する可能性を検証することである。本研究の結果より、矢状面における頸部屈曲と伸展動作にのみ頭部直線加速度および頭部角加速度の間に負の相関が認められ、強い頸部屈曲・伸展筋力によって衝突時の頭部加速度を減衰する可能性が示唆された。

米国アメリカンフットボール選手では、脳振盪に至った衝突は LA 69.7～145G, AA95%値 7688 rad/s<sup>2</sup>であると報告されており (20,29,51,86,91,94,104), 脳振盪は高い頭部キネマティクスを受けた際に生じる可能性が高い。したがって、本研究では最大直線加速度の値が上位 50%・上位 10%に位置した衝突についても解析した。その結果、衝突部位が **Back** であった衝突の上位 10%に位置した直線加速度と角加速度を除く、すべての直線加速度と角加速度の間に有意な正の相関を認め、研究課題 2 を支持した。つまり、大きな最大直線加速度が頭部に作用すると頭部は大きく回転することとなる。衝突時に頭部が回転する要因として、第一に十分な頸部筋力が備わっていないことが考えられる。

そこで頭部加速度と頸部筋力を分析した結果より、衝突部位が **Back** であった衝突の直線加速度と頸部伸展筋力の間には有意な負の相関を認めた。さらに、衝突部位が **Front** であった衝突のうち上位 10%に位置した直線加速度と頸部屈曲筋力の間には有意な負の相関を認めた。また、角加速度と頸部筋力の間、および最大直線加速度が上位 50%・上位 10%に位置した衝突の中で、衝突部位が **Front** であった衝突において、角加速度と頸部屈曲筋力の間には有意な負の相関を認めた。つまり、矢状面での屈曲・伸展時の頸部筋力と頭部加速度の間には強い頸部筋力によって頭部加速度を減衰する可能性が示唆された。この結果は、より強い頸部筋力は頭部加速度を減衰させるとする Viano et al.<sup>56)</sup>の結果を支持した。さ

らに我々は日本の高校生を対象に頭部キネマティクスの測定を大学生と同様の手法で測定した結果、高校生は大学生よりも高い最大直線加速度と最大角加速度を受けていることを明らかにしている。高校生が大学生よりも高い最大直線加速度を受けていることは米国でも報告されており<sup>50)</sup>、その要因として、タックル技術<sup>43)</sup>と頸部筋力<sup>50)</sup>の関与を示唆している。しかし、本研究において、角加速度および上位 50%に位置した衝突の中で、衝突部位が Side であった衝突において、角加速度と頸部側屈筋力の間に関連のある正の相関を認めた。つまり、強い頸部側屈筋力であるほど横方向への大きな回転運動を生じていることとなる。この理由として、側屈動作が生じる際には回旋動作が同時に生じることで、側方からの衝突時に頸椎が大きく動く可能性がある<sup>112)</sup>。また、頸部の回旋動作は頭部の衝突位置とその力の方向によって、頸部の屈曲、伸展、側屈動作が複雑に生じることから、さまざまな頸部周囲筋が作用すると推測される<sup>113,114)</sup>。特に、胸鎖乳突筋は頸部屈曲の主動筋であるが、頸部伸展・側屈・軸回旋にも作用する<sup>115)</sup>。したがって、側屈動作に関しては、頸部の各運動方向にどの筋がどの程度作用するのかを明らかにしたうえで、動作解析を踏まえて考慮する必要がある<sup>115)</sup>。

通常、最大加速度は頭部衝突後 10-20msec で生じる<sup>11,19,20,50)</sup>が、頸部の随意収縮は刺激後 65-90msec で生じる<sup>116,117)</sup>。つまり、頭部衝突前に頸部周囲筋群の予備緊張によって頭頸部の剛性を高めることが重要<sup>67)</sup>であり、最大筋力が強くても、この頸部周囲筋群の予備緊張がタイミングよく発揮できていないために頭頸部の剛性が十分でない可能性がある<sup>115)</sup>。実際、コンタクト時に頸部最大筋力を発揮するわけではないので、最大筋力よりも衝突時にタイミングよく頸部筋力を発揮して、頭頸部の剛性を高める頸部筋の反応が、より重要であることを支持する研究が散見される<sup>55,58,118,119)</sup>。さらに、より強く大きな頸部筋力を有

する選手は、激しいコンタクトをしても怪我をしないという精神的な要因が関与するかもしれない<sup>120)</sup>。

これら結果と対照的に、複数の研究では、頸部筋力と頭部加速度の間に相関を認めていない<sup>53,56,59)</sup>。この理由として、頭部衝突時の特性は対象の人種<sup>121)</sup>、性別<sup>55)</sup>、年齢<sup>50)</sup>などが関与している可能性がある。本研究と類似した頭部加速度研究を生体で行っている Rowson et al.<sup>21)</sup>は、米国大学アメリカンフットボール選手において、頭部衝突時の最大直線加速度と最大角加速度の間に相関関係を認めていない。そして、子供では体に対する頭の割合が大人に比べて大きくなるために脳振盪の危険が高いと報告されている<sup>122)</sup>。したがって、対象の特性を考慮して頸部筋力を評価することが重要である。また、同じ大きさの直線加速度でもヘルメット上部でのコンタクトと頭部重心付近のコンタクトでは、結果的に生じる角加速度に差が生じる<sup>96)</sup>。さらに、タックル技術によっても頭部加速度に影響を及ぼすことが考えられる<sup>43,50)</sup>。タックル時には頭部を上げること (Heads up) が推奨されている<sup>123)</sup>。なぜなら、頭部が下がり、周辺視野が狭くなることで不意な衝突を受ける結果、頭部に高い加速度を生じる危険が高まる<sup>115)</sup>。したがって、今後は動作解析を踏まえた検討が望まれる。

本研究では、頸部筋力と頸部周囲径の間に有意な正の相関を認めた。さらに、最大直線加速度が上位 50%・上位 10%に位置した衝突においても、頸部筋力と頸部周囲径の間に有意な正の相関を認めた。したがって、頸部が太いと頸部筋力も強く、そのうえ、頭部加速度を減少する可能性が示唆された。Tierney et al.<sup>55)</sup>は、若い女性サッカー選手は男性よりも外力に対する頭部加速度がより大きいことを報告している。この理由として、女性では頸部周囲径が小さく、筋力が弱いことを挙げている。また、Collins et al.<sup>101)</sup>は、弱い頸部筋力と細い頸部周囲径は脳振盪に相関することを報告している。

一方、太い頸部周囲径、強い頸部筋力であることが安全な頭部衝突には重要であると結論していない論文も散見する<sup>53,56,58,59</sup>。しかし、これら研究においても、選手の頸部周囲径、頸部筋力、**stiffness** は脳振盪の予防に重要と認識している<sup>115</sup>。実際、現場では頸部筋力トレーニングは選手の頸部筋力を効果的に向上させ<sup>59,124-126</sup>、安価で、誰もが導入しやすく、するしないは選手に依存しており、脳振盪予防策としては推奨されるべきである<sup>101</sup>。しかし、8週間の伝統的な頸部筋力トレーニングによって筋の構造が変化し、筋力は向上したが、神経筋の応答は改善しなかったとも報告されている<sup>59</sup>。今後は、頸部最大筋力や神経筋応答を考慮してアメリカンフットボールの現場に役立つ頸部トレーニング方法の検討を進める必要がある。

本研究の限界として、第一に頸部筋力の測定にハンドヘルドダイナモメーターを用いていることである。測定者は測定機器の扱いになれており、また多くの研究でもハンドヘルドダイナモメーターでの頸部筋力測定の妥当性を確認している<sup>127-129</sup>。しかし、ハンドヘルドダイナモメーターで頸部筋力を正確に測定することは困難であり、頸部筋力測定には潜在的なエラーを含む<sup>130</sup>。第二に頸部筋力の測定を秋シーズン前に行っており、シーズンを通した頭部キネマティクスデータに合わせて解析していることは今後の課題となる。第三に頸部周囲径において、撮像による筋量の定量化をしておらず、周囲径が太いことは筋量が多いとまでは言えない。第四に頭部キネマティクスと頸部筋力、頸部周囲径の間には有意差は認められたものの、相関はないか低いことである。現場での傷害予防策として頸部筋力トレーニングは一般的に実践されているものの、頸部筋力、頸部周囲径、頸部筋の反応などのどの因子が脳振盪の予防により貢献するのかさらなる検討を行ったうえで、効果的な頸部筋力トレーニングの検討を要する。

## 5-5. 結論

本研究において、頸部筋力が衝突時の頭部キネマティクスを減衰させることに寄与する可能性を検証した結果、以下の結論を得た。

- 頸部屈曲・伸展筋力にのみ頭部直線加速度および頭部角加速度の間に負の相関が認められ、強い頸部屈曲・伸展筋力は衝突時の頭部加速度を減衰する可能性が示唆された。
- 角加速度と頸部周囲径の間に有意な負の相関を認めた。さらに、最大直線加速度が上位 50%・上位 10%に位置した衝突において、直線加速度および角加速度と頸部周囲径の間に有意な負の相関を認められ、頸部が太いと頭部加速度を減衰する可能性が示唆された。
- 頸部筋力と頸部周囲径の間に有意な正の相関が認められ、太い頸部は強い頸部筋力を有することが確認された。
- 脳振盪予防のために頸部筋力トレーニングは推奨されるが、今後は、有効な頸部筋力トレーニングを検証するために、頸部筋の神経筋応答を考慮する必要がある。

## 第6章 総合討論

### 6-1. 本研究で得られた成果

頭頸部の重症外傷は、アメリカンフットボールが誕生して以来、大きな社会的関心を集めてきた。頭部や顔面のけがを予防するために使用されるようになったヘルメットがより硬質なものに改良されたことで重症頭頸部外傷が激増した<sup>7)</sup>ことは皮肉であった。1976年にスピアリングタックルをルール上で禁止し、ヘルメットの研究が進んだことで重症頭頸部外傷の一応の収束を認める<sup>8,11,14)</sup>一方、1990年代に入って、元NFLスター選手の脳にタウたんぱくが発見されたことから脳振盪は急速に注目され始めた<sup>15)</sup>。現在、アメリカンフットボールにおける脳振盪は大きな社会的問題となっている<sup>18-22)</sup>。本研究では、大学アメリカンフットボール選手の傷害の特徴を把握し、実際の衝突時における頭部キネマティクスの測定を行い、脳振盪予防に関する基礎的知見を得ることを目的とした。

検討課題1では、大学アメリカンフットボール選手を対象に、試合時と練習時における傷害の発生状況を10年間に渡って調査した。その結果、試合時の傷害発生率は練習時よりも有意に高く、試合時の受傷機転として、主にコンタクトに起因しており、練習時の受傷機転は主に非コンタクトに起因していた。傷害の種類においては、試合時と練習時ともに捻挫が最も多く、次いで、筋腱損傷、脳振盪の順に多かった。傷害の部位においては、試合時には足首の受傷が最も多く、次いで、膝、頭、肩の順であった。練習時には大腿部の受傷が最も多く、次いで、足首、膝、頭の順であった。本傷害調査より、試合時と練習時における傷害の傾向が明らかとなり、試合時・練習時ともに頭部傷害・脳振盪が多く発生していることが明らかとなった。しかし、これら傷害調査は傷害の

特性を把握するためには意義深いですが、実際の頭部衝突において、その頻度や頭部キネマティクスを捉えていない。米国では選手の安全を守るために、年代に応じた練習時におけるコンタクト回数の制限をルール化している<sup>79)</sup>。しかし、米国の選手よりも体格や身体能力で劣る日本の選手<sup>72,80-83)</sup>に、米国の安全対策基準をそのまま適用することは疑問である。したがって、頭部の安全を守るためには、頭部衝突時の詳細な頭部キネマティクスを定量化したうえで、日本の選手における安全対策を検討することが必要である。したがって、実際の衝突時における頭部キネマティクスを研究課題2で明らかにすることとした。

検討課題2では、大学アメリカンフットボール選手における衝突時の頭部キネマティクスを2シーズンの期間で分析した。頭部衝突頻度に関して、T大学の選手は日常の練習から多くの頭部衝突を繰り返していることが明らかとなった。近年、繰り返しの頭部衝突は若年性アルツハイマー、健忘症、鬱、MTBIを発症する危険性の高まることが報告されている<sup>28-33)</sup>ため、今後、頭部衝突頻度と認知機能の関係について分析を行うことが必要とする示唆を得た。我々は頭部キネマティクスの測定を本邦で初めて報告したが、T大学のアメリカンフットボール選手は米国の大学アメリカンフットボール選手と同程度の頭部キネマティクスを受けていることが明らかとなった。我々は日本の高校生を対象に頭部キネマティクスの測定を大学生と同様の手法で測定した結果、高校生は大学生よりも高い最大直線加速度と最大角加速度を頭部に受けていることを明らかにしている。高校生が大学生よりも大きな最大直線加速度を受けていることは米国でも報告されており<sup>15)</sup>、その要因として、Collins et al.<sup>101)</sup>は頸部筋力の関与を示唆している。さらに、研究課題2において、頭部衝突時における最大直線加速度と最大角加速度、および最大角加速度と最大角速度の間に正の相関が認められ、T大学の選手では、衝突時に頭部が速度を増しながら回転運動を

していることが明らかとなり，頭部キネマティクスの減衰には頸部筋力が関係している可能性が考えられた．したがって，脳振盪の予防に頸部筋力が効果的であるかを検討する必要性が示された．

検討課題3において，大学アメリカンフットボール選手における頸部筋力が衝突時の頭部キネマティクスを減衰させることに寄与するかを分析した．矢状面における頸部屈曲と伸展動作にのみ頭部直線加速度および頭部角加速度との間に負の相関が認められ，強い頸部屈曲・伸展筋力は衝突時の頭部加速度を減衰する可能性が示唆された．また，最大直線加速度と最大角加速度および頸部周囲径の間に負の相関が認められ，頸部が強く，太いことは，脳振盪予防に貢献できる可能性を示唆した．

米国では，シーズン中における練習時のフルコンタクトを行わない<sup>79)</sup>．なぜなら，フルコンタクトを行うことによって傷害が増加するためである．そのため，米国の大学アメリカンフットボールでは，試合時における頭部衝突回数は練習時よりも約2～3倍多いと報告されている<sup>18,37)</sup>．一方，T大学の選手は，練習時からコンタクト練習を日常的に行っており，練習時の頭部衝突回数が試合時と同程度である特徴を示した．この背景に日本の大学選手は，アメリカンフットボールを大学入学後に始める選手が多いのに対して，米国の大学選手のほとんどが，幼少期から本競技を経験している．したがって，日本の選手はコリジョンスポーツの本質であるタックルの習熟やプレーの理解を短期間で高めることが求められる．その一方で，脳振盪が試合時・練習時ともに多く発生している現状を踏まえ，早急な予防対策も求められる．次に，頭部キネマティクスに関して，試合時の最大直線加速度，最大角加速度，およびHIC は練習時のそれら値よりも有意に高値を示した．試合時の傷害発生率が高いことや，試合時の受傷機転が主にコンタクトに起因していることから，激しいコンタクトが

傷害発生に起因していると思われる。以上より、練習時のフルコンタクトに関する頻度や強度における制限を検討する余地がある。

また、T大学の選手では、最大直線加速度と最大角加速度の間に正の相関を認めた。つまり、T大学の選手は、衝突時に頭部が速度を増しながら回転運動をしていることが明らかとなった。この要因として頸部筋力の関与が考えられ、研究課題3を検討した。その結果、強い頸部屈曲・伸展筋力は衝突時の頭部加速度を減衰する可能性が示唆された。しかし、衝突時の頭部最大加速度は頭部衝突後10-20msec で生じる<sup>11,19,20,50</sup>が、頸部の随意収縮は刺激後65-90msec で生じる<sup>116,117</sup>。つまり、頸部筋力が強くても、衝突前から頸部周囲筋群の予備緊張を十分に発揮できていないと、衝突時に頭部が大きく加速運動を起こすと推測される<sup>115</sup>。さらに、同じ大きさの頭部直線加速度でもヘルメット上部でのコンタクトと頭部重心付近のコンタクトでは、結果的に生じる角加速度に差が生じる<sup>96</sup>。したがって、今後は、頸部の神経筋応答と衝突時の動作解析を合わせて検討していく必要がある。また、研究課題3より、頸部が強く、太いことは、脳振盪予防に貢献できる可能性を示唆した。頸部筋力トレーニングは選手の頸部筋力を効果的に向上させることが報告されている<sup>59,124-126</sup>。脳振盪の予防対策として頸部筋力トレーニングは有効な手段と言えるが、今後は、どのような頸部筋力トレーニングがより効果的であるのか検討をする必要がある。

## 6-2. 本研究の限界

本研究の限界として、第一に、関東大学アメリカンフットボール連盟二部に所属する1チームのみを対象とした。そのため、研究課題1における傷害の特徴や研究課題2の頭部衝突頻度や頭部キネマティクスの特徴において、チームの特性として反映された可能性がある。第二に、6DOF による測定では、選手がタックルしたのかタックルされたのかが判別できない。また、6DOF では衝突時に頭蓋内で単独して動く脳自体の動きをとらえられない<sup>108)</sup>。さらに、6DOF は頭部に作用する角運動量を取得するが、衝突時に頭部自体にかかる力はヘルメット内部のインナーパッドによって緩衝される。したがって、実際、頭部自体にかかる力は明らかとならないために、6DOF 以外の測定方法を合わせて頭部作用力を推定することが望ましい。第三に、本研究期間で脳振盪を発生した6件のうち、データ収集ができたのは1件のみであり、脳振盪危険域値の推定には今後、脳振盪を発生したデータを含む膨大なデータを要する。第四に、頸部筋力の測定をシーズン前に実施しているが、シーズン中に頸部筋力値が推移する可能性がある。

## 第7章 結語

本研究は、大学アメリカンフットボール選手の脳振盪予防に関する基礎的知見を得ることを目的として、大学アメリカンフットボール選手の傷害の特徴を把握し、実際の衝突時における頭部キネマティクスの測定を行い、予防に寄与する因子として頸部筋力を分析した結果、以下の結論を得た。

1. 脳振盪の発生率は全傷害の中で3番目に多く、試合時 (3.9/1,000A-Es)と練習時 (0.6/1,000A-Es)であった。
2. 一人あたりの頭部衝突数は、試合時17.4回、練習時17.1回であり、T大学アメリカンフットボール選手は日常的に頭部衝突頻度が高いことが確認された。
3. 頭部衝突部位別では、Front (43.5 %)での頭部衝突が最も多く、次いで、Side (41.9 %)の順であった。
4. 試合時と練習時における平均最大頭部直線加速度は $20.82 \pm 12.1 \text{ G}$  と  $19.04 \pm 10.1 \text{ G}$ であり、試合時と練習時における平均最大頭部角加速度は  $1322.2 \pm 878.4 \text{ rad/s}^2$  と  $1147.5 \pm 769.8 \text{ rad/s}^2$  であることが確認された。
5. 最大直線加速度と角加速度の間に正の相関が認められ、T大学選手では、衝突時に頭部を十分に固定できていない可能性が示唆された。

6. 強い頸部屈曲・伸展筋力は衝突時の頭部加速度を減衰する可能性が示唆された。また、頸部が強く、太いことは、脳振盪予防に貢献できる可能性を示唆した。
7. 今後、頸部の最大筋力や神経筋応答などを考慮して、より効果的な頸部筋力トレーニングを検討する意義がある。

以上の成果は、日本の大学アメリカンフットボール選手における脳振盪の予防に関する科学的根拠に新たな知見を加えるものであり、本競技が安全に発展していく上で大変意義深いものである。

## 謝辞

本研究を遂行するにあたり、親切丁寧なご指導ご助言を受け賜りましたスポーツ医学研究室の宮川俊平教授、白木仁教授、向井直樹准教授、竹村雅裕准教授に厚くお礼申し上げます。特に、宮川教授からは度重なる学位論文の重要性を諭されたことは忘れません。

Virginia Tech, USA の Stefan Duma 教授には、頭部衝突測定機器を快くご提供いただいたことで本研究が遂行できたことに深謝の意を表します。

関東学生アメリカンフットボール連盟メディカル委員の先生方には、現場と研究の視点から安全対策を検討する多くの助言をいただきました。特に、聖マリアンナ医科大学スポーツ医学講座藤谷博人教授には、研究の助言をはじめ、日本アメリカンフットボール協会医科学委員にご推薦いただき、日本のアメリカンフットボールにおける安全対策を検討する活動の場をいただきました。ここに心よりお礼を申し上げます。

本研究を推進するにあたり、常に相談役として多くの意見交換を行ったアスレチック部門の山元勇樹ヘッドトレーナーには深謝の意を表します。山元君がいなければ、この論文をまとめることはできなかったと思います。

そして、本研究にご協力いただいた筑波大学アメリカンフットボール部、松元剛部長、選手およびスタッフの皆様にもお礼を申し上げます。特に、本研究のデータ収集にあたり、原口文菜さん、梅岡沙綾さんの協力をなくしては2年間のデータ収集は不可能でした。

現場のアスレティックトレーナーとして週末は家を空けることが多い中、妻の佳奈子には子供の世話や家事全般の全てと言っても過言でないほど負担をかけました。文句も言わずにいつも背中を押してくれて心より感謝の意を表します。三人兄弟の大貴・実葵・愛希の笑顔はどんな時も頑張ろうという気持ちにさせてくれました。最後に、私の大学進学やカナダ留学をはじめ、いつも私を支えてくれた両親には感謝してもしきれません。今後も、アメリカンフットボールがより安全に発展していくよう尽力することを述べて本執筆を終えます。

## 参考文献

1. Dick R, Ferrara MS, Agel J, Courson R, Marshall SW, Hanley MJ, Reifsteck F. Descriptive epidemiology of collegiate men's football injuries: national collegiate athletic association injury surveillance system, 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train.* 42 (2): 221-233, 2007.
2. Shankar PR, Fields SK, Collins CL, Dick RW, Comstock RD. Epidemiology of high school and collegiate football injuries in the United States, 2005-2006. *Am J Sports Med* 35: 1295-1303, 2007.
3. Guskiewicz KM, Weaver NL, Padua DA, Garrett Jr. WE. Epidemiology of concussion in collegiate and high school football players. *Am J Sports Med* 28 (5): 643-650, 2000.
4. 藤谷博人, 阿部均, 川原貴, 川又達朗, 月村泰規, 立石智彦, 反町武史, 中山晴雄, 麻生敬, 福田崇. 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 20 年間(1991-2010)の外傷について. *日本臨床スポーツ医学会誌* 20 (3): 550-557, 2012.
5. 松元剛, 宮永豊, 下條仁士, 林浩一郎, 福林徹, 土肥徳秀. アメリカンフットボールにおけるスポーツ傷害—筑波大学での過去 12 年間(1977-1988)の統計—. *日本バイオメカニクス学会* 9: 649-654, 1990.
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* 14(3): 311-315, 2006.
7. Babbitt, JS. Knute Rockne pioneered the game of football. *Stamps; Hornell* 250 (6): 1, 1995.

8. Levy ML, Ozgur BM, Berry C, Aryan HE, Apuzzo ML, “Birth and evolution of the football helmet”, *Neurosurgery* 55 (3): 656-661, 2004.
9. Bartsch A, Benzel E, Miele V, Prakash V. Impact test comparisons of 20th and 21st century American football helmets. *J Neurosurg* 116 (1): 222-233, 2012.
10. Harrison EA. The first concussion crisis: head injury and evidence in early American football. *Am J Public Health* 104 (5): 822-833, 2014.
11. Pellman EJ, Viano DC, Tucker AM, Casson IR and Waeckerle JF. Concussion in professional football: reconstruction of game impacts and injuries. *Neurosurgery* 53: 799-814, 2003.
12. Torg JS, Quedenfeld TC, Burstein A, Spealman A, Nichols C 3rd. National football head and neck injury registry: report on cervical quadriplegia, 1971 to 1975. *Am J Sports Med* 7 (2): 127-132, 1979.
13. Torg JS, Vegso JJ, Sennett B, Das M. The national football head and neck injury registry. 14-year report on cervical quadriplegia, 1971 through 1984. *J Am Med Assoc* 254: 3439-3443, 1985.
14. Clarke K, Powell J. Football helmets and neurotrauma: An epidemiological overview of three seasons. *Med Sci Sports* 11: 138-145, 1979.
15. Vastag B. Football brain injuries draw increased scrutiny. *J Am Med Assoc* 287: 437-439, 2002.
16. McCrory PR: Should we treat concussion pharmacologically? *Br J Sports Med* 36: 3-5, 2002.

17. American academy of neurology. Practice parameter: the management of concussion in sports (summary statement). Report of the quality standards subcommittee. *Neurology* 48 (3): 581-585, 1997.
18. Crisco JJ, Fiore R, Beckwith JG, Chu JJ, Brolinson PG, Duma S, McAllister TW, Duhaime AC, Greenwald RM. Frequency and location of head impact exposures in individual collegiate football players. *J Athl Train* 45: 549-559, 2010.
19. Rowson S, Brolinson G, Goforth M, Dietter D, Duma SM. Linear and angular head acceleration measurements in collegiate football. *J Biomech Eng* 131: 061016, 2009.
20. Rowson S, Beckwith JG, Chu JJ, Leonard DS, Greenwald RM, Duma SM. A six degree of freedom head acceleration measurement device for use in football. *J Appl Biomech* 27: 8-14, 2011.
21. Rowson S, Duma SM, Beckwith JG, Chu JJ, Greenwald RM, Crisco JJ, Brolinson PG, Duhaime AC, McAllister TW, Maerlender AC. Rotational head kinematics in football impacts: an injury risk function for concussion. *Ann Biomed Eng* 40: 1-13, 2012.
22. Mihalik JP, Bell DR, Marshall SW, Guskiewicz KM. Measurement of head impacts in collegiate football players: an investigation of positional and event-type differences. *Neurosurgery* 61: 1229-1235, 2007.
23. 藤谷博人, 中嶋寛之, 黒澤尚. 関東高校アメリカンフットボールにおける過去5年間の試合時の外傷について. *日本臨床スポーツ医学会誌* 10 (3): 422-426, 2002.

24. 岸本恵一, 藤高紘平, 仲田秀臣, 日下昌浩, 大槻伸吾, 大久保衛, 柳田泰義.  
大学アメリカンフットボールチームにおける 1999 年から 2008 年までの傷害発生状況. 日本臨床スポーツ医学会誌 20 (1), 24-33, 2012.
25. 黒田真二, 三浦隆行, 清水卓也. 大学アメリカンフットボールにおける部位別外傷発生状況—4 年間の外傷発生調査から— . 日本臨床スポーツ医学会誌 13 (1): 17- 23, 2005.
26. Dick R, Agel J, Marshall SW. National collegiate athletic association injury surveillance system commentaries: introduction and methods. J Athl Train 42 (2): 173-182, 2007.
27. Crisco JJ, Wilcox BJ, Machan JT, McAllister TW, Duhaime AC, Duma SM, Rowson S, Beckwith JG, Chu JJ, Greenwald RM. Magnitude of head impact exposures in individual collegiate football players. J Appl Biomech 28: 174-183, 2012.
28. Guskiewicz KM, Marshall SW, Bailes J, McCrea M, Cantu RC, Randolph C, Jordan BD. Association between recurrent concussion and late-life cognitive impairment in retired professional football players. Neurosurgery 57 (4): 719-726, 2005.
29. Guskiewicz KM, Mihalik JP, Shankar V, Marshall SW, Crowell DH, Oliaro SM, Ciocca MF, Hooker DN. Measurement of head impacts in collegiate football players: relationship between head impact biomechanics and acute clinical outcome after concussion. Neurosurgery 61: 1244-1253, 2007.
30. Guskiewicz KM, Marshall SW, Bailes J, McCrea M, Harding HP Jr, Matthews A, Mihalik JR, Cantu RC. Recurrent concussion and risk of

- depression in retired professional football players. *Med Sci Sports Exerc* 39 (6): 903-909, 2007.
31. McCrory P, Meeuwisse W, Johnston K, Dvorak J, Aubry M, Molloy M, Cantu R. Consensus statement on concussion in sport: the 3rd International conference on concussion in sport held in Zurich, November 2008. *J Athl Train* 44 (4): 434-448, 2009.
32. Montenegro PH, Alosco ML, Martin BM, Daneshvar DH, Mez J, Chaisson CE, Nowinski CJ, Au R, McKee AC, Cantu RC, McClean MD, Stern RA, Tripodis Y. Cumulative head impact exposure predicts later-life depression, apathy, executive dysfunction, and cognitive impairment in former high school and college football players. *J Neurotrauma* 33: 1-13, 2016.
33. McKee AC, Cantu RC, Nowinski CJ, Hedley-Whyte ET, Gavett BE, Budson AE, Santini VE, Lee HS, Kubilus CA, Stern RA. Chronic traumatic encephalopathy in athletes: progressive tauopathy after repetitive head injury. *J Neuropathol Exp Neurol* 68 (7): 709-735, 2009.
34. Aubry M, Cantu R, Dvorak J, Graf-Baumann T, Johnston K, Kelly J, Lovell M, McCrory P, Meeuwisse W, Schamasch P. Summary and agreement statement of the first International Conference on Concussion in Sport, Vienna 2001. *Br J Sports Med* 36 (1): 6-10, 2002.
35. 荻野雅宏, 福田修, 谷諭, 森達郎, 川又達朗, 杉本信吾, 中山晴雄, 佐藤晴彦, 重森裕, 田戸雅宏, 野地雅人, 成相直. 頭部外傷 10 か条の提言 改訂版の要旨. *日本臨床スポーツ医学会誌* 24 (3): 364-365, 2016.
36. McCrory P, Meeuwisse W, Dvořák J, Aubry M, Bailes J, Broglio S, Cantu

- RC, Cassidy D, Echemendia RJ, Castellani RJ, Davis GA, Ellenbogen R, Emery C, Engebretsen L, Feddermann-Demont N, Giza CC, Guskiewicz KM, Herring S, Iverson GL, Johnston KM, Kissick J, Kutcher J, Leddy JJ, Maddocks D, Makdissi M, Manley GT, McCrea M, Meehan WP, Nagahiro S, Patricios J, Putukian M, Schneider KJ, Sills A, Tator CH, Turner M, Vos PE. Consensus statement on concussion in sport-the 5th international conference on concussion in sport. *Br J Sports Med* 51 (11): 838-847, 2017.
37. Duma SM, Manoogian SJ, Bussone WR, Brolinson PG, Goforth MW, Donnenwerth JJ, Greenwald RM, Chu JJ and Crisco JJ. Analysis of real-time head accelerations in collegiate football players. *Clin J Sport Med* 15: 3-8, 2005.
38. Reid SE, Epstein HM, O'Dea TJ, Louis MW, Reid SE Jr. Head protection in football. *J Sports Med* 2: 86-92, 1974.
39. Moon DW, Beedle CW, Kovacic CR. Peak head acceleration of athletes during competition-football. *Med Sci Sports* 3: 44-50, 1971.
40. Pellman EJ. Background on the NFL's research on concussion in professional football. *Neurosurgery* 53: 797-798, 2003.
41. Pellman EJ, Viano DC, Tucker AM, Casson IR. Concussion in professional football: location and direction of helmet impacts-Part 2. *Neurosurgery* 53: 1328-1340, 2003.
42. Newman JA, Beusenbergh MC, Shewchenko N, Withnall C, Fournier E. Verification of biomechanical methods employed in a comprehensive

- study of mild traumatic brain injury and the effectiveness of American football helmets. *J Biomech* 38: 1469-1481, 2005.
43. Naunheim RS, Standeven J, Richter C, Lewis LM. Comparison of impact data in hockey, football, and soccer. *J Trauma* 48: 938-941, 2000.
44. Greenwald RM, Gwin JT, Chu JJ, Crisco JJ. Head impact severity measures for evaluating mild traumatic brain injury risk exposure. *Neurosurgery* 62: 789-798, 2008.
45. Ommaya AK, Gennarelli TA. Cerebral concussion and traumatic unconsciousness. correlation of experimental and clinical observations of blunt head injuries. *Brain* 97: 633-654, 1974.
46. Crisco JJ, Chu JJ, Greenwald RM. An algorithm for estimating acceleration magnitude and impact location using multiple nonorthogonal single-axis accelerometers. *J Biomech Eng* 126: 849-854, 2004.
47. Brolinson PG, Manoogian S, McNeely D, Goforth M, Greenwald RM, Duma SM. Analysis of linear head accelerations from collegiate football impacts. *Curr Sports Med Rep* 5: 23-28, 2006.
48. Manoogian S, McNeely D, Duma S, Brolinson G, Greenwald R. Head acceleration is less than 10 percent of helmet acceleration in football impacts. *Biomed Sci Instrum* 42: 383-388, 2006.
49. Schnebel B, Gwin JT, Anderson S, Gatlin R. In vivo study of head impacts in football: a comparison of National Collegiate Athletic Association Division I versus high school impacts. *Neurosurgery* 60: 490-495, 2007.

50. Broglio SP, Sosnoff JJ, Shin S, He X, Alcaraz C, Zimmerman J. Head impacts during high school football: a biomechanical assessment. *J Athl Train* 44: 342-349, 2009.
51. Broglio SP, Eckner JT, Surma T, Kutcher JS. Post-concussion cognitive declines and symptomatology are not related to concussion biomechanics in high school football players. *J Neurotrauma* 28: 2061-2068, 2011.
52. Funk JR, Duma SM, Manoogian SJ, Rowson S. Biomechanical risk estimates for mild traumatic brain injury. *Ann Proc Assoc Adv Automot* 51: 343-361, 2007.
53. Mihalik JP, Guskiewicz KM, Marshall SW, Greenwald RM, Blackburn JT, Cantu RC. Does cervical muscle strength in youth ice hockey players affect head impact biomechanics? *Clin J Sport Med* 21: 416-421, 2011.
54. Tierney RT, Sitler MR, Swanik CB, Swanik KA, Higgins M, Torg J. Gender differences in head-neck segment dynamic stabilization during head acceleration. *Med Sci Sports Exerc* 37: 272-279, 2005.
55. Tierney RT, Higgins M, Caswell SV, Brady J, McHardy K, Driban JB, Darvish K. Sex differences in head acceleration during heading while wearing soccer headgear. *J Athl Train* 43: 578-584, 2008.
56. Viano DC, Casson IR, Pellman EJ. Concussion in professional football: biomechanics of the struck player, part 14. *Neurosurgery* 61: 313-327, 2007.
57. Zhang L, Yang KH, King AI. A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury. *J Biomech Eng* 126 (2): 226-236, 2004.

58. Queen RM, Weinhold PS, Kirkendall DT, Yu B. Theoretical study of the effect of ball properties on impact force in soccer heading. *Med Sci Sports Exerc* 35: 2069-2076, 2003.
59. Mansell J, Tierney RT, Sitler MR, Swanik KA, Stearne D. Resistance training and head-neck segment dynamic stabilization in male and female collegiate soccer players. *J Athl Train* 40 (4): 310-319, 2005.
60. Knowles SB, Marshall SW, Guskiewicz KM. Issues in estimating risks and rates in sports injury research. *J. Athl. Train* 41 (2): 207-215, 2006.
61. 葛原憲治, 井口順太, 北條達也. 関西 1 部リーグの大学アメリカンフットボールチームの傷害分析—Injury rates/1,000 athlete-exposures を用いて—. *日本臨床スポーツ医学会誌* 17 (3): 542-550, 2009.
62. NCAA Football: 2016-2017 Rules and Interpretations, 2017.  
[http://www.americanfootball.ru/Sport/Rule/2017\\_football\\_rules.pdf](http://www.americanfootball.ru/Sport/Rule/2017_football_rules.pdf)
63. Carney N, Ghajar J, Jagoda A, Bedrick S, Davis-O'Reilly C, Coudray H, Hack D, Helfand N, Huddleston A, Nettleton T, Riggio S. Concussion guidelines part 1: systematic review of prevalent indicators. *Neurosurgery* 75: S3-15, 2014.
64. 黒田真二, 三浦隆行, 清水卓也. 某大学アメリカンフットボール部の外傷要因: 2 年間の外傷調査から. *日本臨床スポーツ医学会誌* 10(3): 508-513, 2002.
65. Powell JW, Dompier TP. Analysis of injury rates and treatment patterns for time-loss and non-time-loss injuries among collegiate student-athletes. *J Athl Train* 39: 56-70, 2004.

66. 阿部均, 中嶋寛之, 川原貴. 関東大学アメリカンフットボール試合時における外傷について(第2報). 日本臨床スポーツ医学会誌 12 (1): 86-91, 1995.
67. 福田崇, 下條仁, 宮永豊, 工藤建太, 金岡恒治. アメリカンフットボールにおけるコンタクトプレー時の頸椎の動作解析. 日本整形外科スポーツ医学会雑誌 19: 50-55, 1999.
68. 川原貴. アメリカンフットボールにおける頭部外傷対策. 日本臨床スポーツ医学会誌 16 (3): 279-283, 1999.
69. 下條仁士, 宮永豊, 松元剛, 林浩一郎, 福林徹. アメリカンフットボールの身体特性と傷害特異性. 日本整形外科スポーツ医学会誌 17(4): 55-63.1996.
70. 黒澤尚. 大学アメリカンフットボールにおける外傷の実態と外傷管理体制. 日本臨床スポーツ医学会誌 12(7): 755-762, 1995.
71. Halpern B, Thompson N, Curl WW, Andrews JR, Hunter SC, Boring JR. High school football injuries: Identifying the risk factors. Am J Sports Med, 35 (8): 1295-1303, 1987.
72. 福田崇, 宮川俊平, 山元勇樹, 松元剛. アメリカンフットボールの装具着用が選手の走力に及ぼす影響～筋力に着目して～. 日本臨床スポーツ医学会誌, 21 (3): 678-686, 2013.
73. Breedlove EL, Robinson M, Talavage TM, Morigaki KE, Yoruk U, O'Keefe K, King J, Leverenz LJ, Gilger JW, Nauman EA. Biomechanical correlates of symptomatic and asymptomatic neurophysiological impairment in high school football. J. Biomech 45: 1265-1272, 2012.
74. Raghupathi R, Mehr MF, Helfaer MA, Margulies SS. Traumatic axonal injury is exacerbated following repetitive closed head injury in the neonatal pig. J Neurotrauma 21 (3): 307-316, 2004.

75. Rabadi MH, Jordan BD. The cumulative effect of repetitive concussion in sports. *Clin J Sport Med* 11 (3): 194-198, 2001.
76. Talavage TM, Nauman EA, Breedlove EL, Yoruk U, Dye AE, Morigaki KE, Feuer H, Leverenz LJ. Functionally-detected cognitive impairment in high school football players without clinically-diagnosed concussion. *J Neurotrauma* 31 (4): 327-338, 2014.
77. Kawata K, Tierney R, Phillips J, Jeka JJ. Effect of Repetitive Sub-concussive head impacts on ocular near point of convergence. *Int J Sports Med* 37 (5): 405-410, 2016.
78. Laurer HL, Bareyre FM, Lee VM, Trojanowski JQ, Longhi L, Hoover R, Saatman KE, Raghupathi R, Hoshino S, Grady MS, McIntosh TK. Mild head injury increasing the brain's vulnerability to a second concussive impact. *J Neurosurg* 95 (5): 859-870, 2001.
79. The NCAA Sport Science Institute. Year-round football practice contact for college student-athletes interassociation consensus recommendations.  
<http://www.ncaa.org/sport-science-institute/year-round-football-practice-contact-recommendations>
80. Iguchi J, Yamada Y, Ando S, Fujisawa Y, Hojo T, Nishimura K, Kuzuhara K, Yuasa Y, Ichihashi N. Physical and performance characteristics of Japanese division 1 collegiate football players. *J Strength Cond Res* 25: 3368-3377, 2011.

81. Yamashita D, Asakura M, Ito Y, Yamada S, Yamada Y. Physical characteristics and performance of Japanese top-level American football players. *J Strength Cond Res* 31 (9): 2455-2461, 2017.
82. Fry AC, Kraemer WJ. Physical performance characteristics of American collegiate football players. *J Appl Sport Sci Res* 5: 126-138, 1994.
83. Secora CA, Latin RW, Berg KE, Noble JM. Comparison of physical and performance characteristics of NCAA division I football players: 1987 and 2000. *J Strength Cond Res* 18: 286-291, 2004.
84. Kerr ZY, Collins CL, Mihalik JP, Marshall SW, Guskiewicz KM, Comstock RD. Impact locations and concussion outcomes in high school football player-to-player collisions. *Pediatrics* 134: 489-496, 2014.
85. Cobb BR, Urban JE, Davenport EM, Rowson S, Duma SM, Maldjian JA, Whitlow CT, Powers AK, Stitzel JD. Head impact exposure in youth football: elementary school ages 9-12 years and the effect of practice structure. *Ann Biomed Eng* 41: 2463-2473, 2013.
86. Broglio SP, Schnebel B, Sosnoff JJ, Shin S, Feng X, He X, Zimmerman J. Biomechanical properties of concussions in high school football. *Med Sci Sports Exerc* 42: 2064-2071, 2010.
87. Crisco JJ, Wilcox BJ, Beckwith JG, Chu JJ, Duhaime AC, Rowson S, Duma SM, Maerlender AC, McAllister TW, Greenwald RM. Head impact exposure in collegiate football players. *J Biomech* 44: 2673-2678, 2011.
88. 中野正博, 松浦弘幸, 玉川雅章, 山中真, 行正徹. 頭部損傷基準値 (HIC)の理論的分析. *バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌* 12(2): 57-62, 2010.

89. 金原秀行, 岩本正実. アメフト頭部衝撃データを用いた脳傷害評価指標の妥当性と有用性の検討. *バイオメカニズム* 22: 189-199, 2014.
90. Broglio SP, Surma T, Ashton-Miller JA. High school and collegiate football athlete concussions: a biomechanical review. *Ann Biomed Eng* 40: 37-46, 2012.
91. Beckwith JG, Greenwald RM, Chu JJ, Crisco JJ, Rowson S, Duma SM, Broglio SP, McAllister TW, Guskiewicz KM, Mihalik JP, Anderson S, Schnebel B, Broinson PG, Collins MW. Timing of concussion diagnosis is related to head impact exposure prior to injury. *Med Sci Sports Exerc* 45: 747-754, 2013.
92. Kuo C, Wu LC, Hammor BT, Luck JF, Cutcliffe HC, Lynall RC, Kait JR, Campbell KR, Mihalik JP, Bass CR, Camarillo DB. Effect of the mandible on mouthguard measurements of head kinematics. *J Biomech* 49: 1845-1853, 2016.
93. Camarillo DB, Shull PB, Mattson J, Shultz R, Garza D. An instrumented mouthguard for measuring linear and angular head impact kinematics in American football. *Ann Biomed Eng* 41: 1939-1949, 2013.
94. Funk JR, Rowson S, Daniel RW, Duma SM. Validation of concussion risk curves for collegiate football players derived from HITS data. *Ann Biomed Eng* 40: 79-89, 2011.
95. Mihalik JP, Blackburn JT, Greenwald RM, Cantu RC, Marshall SW, Guskiewicz KM. Collision type and player anticipation affect head impact severity among youth ice hockey players. *Pediatrics* 125 (6): e1394-e1401, 2010.

96. Stemper BD, Pintar FA. Biomechanics of concussion. *Prog Neural Surg* 28: 14-27, 2014.
97. Garstecki MA, Latin RW, Cuppett MM. Comparison of selected physical fitness and performance variables between NCAA Division I and II football players. *J Strength Cond Res* 18: 292-297, 2004.
98. King D, Hume PA, Brughelli M, Gissane C. Instrumented mouthguard acceleration analyses for head impacts in amateur rugby union players over a season of matches. *Am J Sports Med* 43: 614-624, 2015.
99. O'Connor KL, Rowson S, Duma SM, Broglio SP. Head-impact-measurement devices: a systematic review. *J Athl Train* 52: 206-227, 2017.
100. Schnakenberg-Ott SD, Pardini JE, Fazio VC, Lovell MR, Collins MW. Region of injury and neuropsychological deficits in concussed athletes. Presented at the 114th Annual Convention of the American Psychological Association, New Orleans, USA, 10-13, 2006.
101. Collins CL, Fletcher EN, Fields SK, Kluchurosky L, Rohrkemper MK, Comstock RD, Cantu RC. Neck strength: a protective factor reducing risk for concussion in high school sports. *J Prim Prev* 35 (5): 309-319, 2014.
102. King AI, Yang KH, Zhang L, Hardy W, Viano DC. Is head injury caused by linear or angular acceleration?. Proceedings of the 2003 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact 1-12, 2003.

103. Rowson S, Duma SM. Brain injury prediction: assessing the combined probability of concussion using linear and rotational head acceleration. *Ann Biomed Eng* 873-882, 2013.
104. Duhaime AC, Beckwith JG, Maerlender AC, McAllister TW, Crisco JJ, Duma SM, Broolinson PG, Rowson S, Flashman LA, Chu JJ, Greenwald RM. Spectrum of acute clinical characteristics of diagnosed concussions in college athletes wearing instrumented helmets. *J Neurosurg* 117: 1092-1099, 2012.
105. McCrea M, Hammeke T, Olsen G, Leo P, Guskiewicz K. Unreported concussion in high school football players: implications for prevention. *Clin J Sport Med* 14: 13-17, 2004.
106. LaRoche AA, Nelson LD, Connelly PK, Walter KD, McCrea MA. Sport-related concussion reporting and state legislative effects. *Clin J Sport Med* 26: 33-39, 2016.
107. Ng TP, Bussone WR, Duma SM. The effect of gender and body size on linear accelerations of the head observed during daily activities. *Biomed Sci Instrum* 42: 25-30, 2006.
108. Guskiewicz KM, Mihalik JP. Biomechanics of sport concussion: quest for the elusive injury threshold. *Exerc Sport Sci Rev* 39: 4-11, 2011.
109. Simoneau M, Denninger M, Hain TC. Role of loading on head stability and effective neck stiffness and viscosity. *J Biomech* 41: 2097-2103, 2008.

110. Wilson GJ, Wood GA, Elliott BC. The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *Int J Sports Med* 12: 403-407, 1991.
111. de Koning CH, van den Heuvel SP, Staal JB, Smits-Engelsman BC, Hendriks EJ. Clinimetric evaluation of active range of motion measures in patients with non-specific neck pain: a systematic review. *Eur Spine J* 17 (7): 905-921, 2008.
112. 関節可動域表示ならびに測定法, 日本整形外科学雑誌, 69: 240-250, 1995.
113. Vasavada AN, Li S, Delp SL. Three-dimensional isometric strength of neck muscles in humans. *Spine (Phila Pa 1976)* 26 (17): 1904-1909, 2001.
114. Gabriel DA, Matsumoto JY, Davis DH, Currier BL, An KN. Multidirectional neck strength and electromyographic activity for normal controls. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19 (7): 653-658, 2004.
115. Eckner JT, Oh YK, Joshi MS, Richardson JK, Ashton-Miller JA. Effect of neck muscle strength and anticipatory cervical muscle activation on the kinematic response of the head to impulsive loads. *Am J Sports Med* 42 (3): 566-576, 2014.
116. Brault JR, Siegmund GP, Wheeler JB. Cervical muscle response during whiplash: evidence of a lengthening muscle contraction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15 (6): 426-435, 2000.
117. Siegmund GP, Sanderson DJ, Myers BS, Inglis JT. Awareness affects the response of human subjects exposed to a single whiplash-like perturbation. *Spine (Phila Pa 1976)* 28 (7): 671-679, 2003.

118. Hurd WJ, Chmielewski TL, Snyder-Mackler L. Perturbation enhanced neuromuscular training alters muscle activity in female athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14: 60-69, 2006.
119. Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1801-1810, 2007.
120. Schmidt JD, Guskiewicz KM, Blackburn JT, Mihalik JP, Siegmund GP, Marshall SW. The influence of cervical muscle characteristics on head impact biomechanics in football. *Am J Sports Med* 42 (9): 2056-2066, 2014.
121. 福田崇, 宮川俊平, 松元剛, 山元勇樹. アメリカンフットボールにおける装具が走力に及ぼす影響—2年間の縦断的研究—. 筑波大学体育系紀要 38: 33-42, 2015.
122. Burdi AR, Huelke DF, Snyder RG, Lowrey GH. Infants and children in the adult world of automobile safety design: pediatric and anatomical considerations for design of child restraints. *J Biomech* 2 (3): 267-280, 1969.
123. USA Football. Heads up football.  
<https://usafootball.com/programs/heads-up-football/>
124. Conley MS, Stone MH, Nimmons M, Dudley GA. Resistance training and human cervical muscle recruitment plasticity. *J appl physiol* 83: 2105-2111, 1997.

125. Cross KM, Serenelli C. Training and equipment to prevent athletic head and neck injuries. *Clin J Sport Med* 22: 639-657, 2003.
126. Salmon DM, Harrison MF, Neary JP. Neck pain in military helicopter aircrew and the role of exercise therapy. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 82 (10): 978-987, 2011.
127. Vannebo KT, Iversen VM, Fimland MS, Mork PJ, Test-retest reliability of a handheld dynamometer for measurement of isometric cervical muscle strength. *J Back Musculoskelet Rehabil* 31 (3): 557-565, 2018.
128. Versteegh T, Beaudet D, Greenbaum M, Hellyer L, Tritton A, Walton D. Evaluating the reliability of a novel neck-strength assessment protocol for healthy adults using self-generated resistance with a hand-held dynamometer. *Physiother Can* 67 (1): 58-64, 2015.
129. Carnevalli APO, Bevilaqua-Grossi D, Oliveira AIS, Carvalho GF, Fernández-De-Las-Peñas C, Florencio LL. Intrarater and inter-rater reliability of maximal voluntary neck muscle strength assessment using a handheld dynamometer in women with headache and healthy women. *J Manipulative Physiol Ther* 41 (7): 621-627, 2018.
130. Dvir Z, Prushansky T. Cervical muscles strength testing: methods and clinical implications. *J Manipulative Physiol Ther* 31 (7): 518-524, 2008.

## 付記

### 研究業績

本博士論文は、下記の原著論文に未公表データを追加して執筆された。

#### 【原著論文】

1. Takashi Fukuda, Sekiya Koike, Syumpei Miyakawa, Hiroto Fujiya, Yuki Yamamoto. Magnitude and frequency of head impact among university American football players. J Phys Fitness Sports Med 8 (1): 1-13, 2019.
2. Takashi Fukuda, Sekiya Koike, Syumpei Miyakawa, Hiroto Fujiya, Yuki Yamamoto. Impact on the head during collisions between university American football players- focusing on the number of head impacts and linear head acceleration -. J Phys Fitness Sports Med 6 (4): 241-249, 2017.
3. Takashi Fukuda, Syumpei Miyakawa, Tsuyoshi Matsumoto, Akito Kawasaki, Masahiro Takemura, Shintaro Mori. Epidemiology of collegiate American football injuries -longitudinal injury surveillance for 10 years, 1999 through 2008-. Football Science 9: 70-78, 2012.

#### 【競争的資金の獲得】

1. ひずみゲージと加速度計による新手法を用いた衝突時の頭部作用の解明.  
2014年度 基盤研究(C)(26350813). H26.4.1 ~ H29.3.31
2. アメリカンフットボールにおける衝突時の頭部へ及ぼす作用の解明.  
2017年度 基盤研究(C)(17K01752). H29.4.1 ~ H32.3.31