

高校アメリカンフットボール

原 著

選手の衝突時における頭部キネマティクス測定

Measurement of head impact kinematics during collisions in high school American football players

福田 崇*¹, 宮川俊平*², 藤谷博人*³
梅岡沙綾*⁴, 山元勇樹*⁵

キー・ワード：American football, head kinematics, high school
アメリカンフットボール, 頭部キネマティクス, 高校

〔要旨〕 本研究の目的は、日本の高校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。対象は関東高校アメリカンフットボール連盟に所属する高等学校の部員 20 名を対象とした。6 軸センサが組み込まれたマウスガード (il Biometrics Inc) を用いて、試合時と練習時における衝突時の頭部衝突数、頭部直線加速度 (LA)、頭部角加速度 (AA)、頭部損傷域値を測定した。1 名の選手につき 1 回あたりの平均頭部衝突数は、試合時 17.3 回と練習時 10.4 回であり、試合時の頭部衝突数は練習時よりも有意に多い傾向を示した ($p < 0.1$)。Linemen における試合時の平均頭部衝突数および、1 人あたりの平均頭部衝突数は、練習時の値よりも有意に高かった ($p < 0.05$)。試合時および練習時における最大 LA および最大 AA の平均値は、それぞれ $23.4 \pm 11.7G / 1410.1 \pm 932.2 \text{rad/s}^2$ と $21.4 \pm 12.8G / 1490.2 \pm 1139.4 \text{rad/s}^2$ であった。試合時の最大 LA の値は、練習時の値よりも有意に高値を示した ($p < 0.05$)。さらに、すべてのポジションにおいて最大 LA と最大 AA の間に有意な正の相関関係が認められた ($p < 0.05$)。これらデータは高校アメリカンフットボール選手の脳振盪の影響を検討する基礎資料となり得る。

緒言

アメリカンフットボールにおける脳振盪は近年、非常に高い注目を集めている¹⁻³⁾。とりわけ、高校生は大人よりも脳振盪の影響を受けやすく⁴⁾、症状が長引くことから二次的な脳損傷のリスクが高く⁵⁾、大学生よりも脳振盪後の認知機能の回復に時間を要し⁶⁾、バランス能力が低下しやすい⁷⁾ことが示唆されている。日本の高校アメリカンフットボール選手における脳振盪発生率は 7.1% と報告されている⁸⁾。しかし、52% の高校生は脳振盪の報

告をしていない⁹⁾ ことや高校生は大学生よりも脳振盪発生率が高いという報告⁴⁾を考慮すると、実際にはより多くの高校生が脳振盪を経験していると言える。しかしながら、脳振盪の研究は大学生を対象としたものが多く、高校生を対象としたものが少ないのが現状である²⁾。したがって、高校生の脳振盪を検討する際に、頭部衝突の頻度や衝突時にどの程度の頭部キネマティクスを受けているのか把握することは不可欠であるが、日本の高校アメリカンフットボール選手を対象とした頭部キネマティクスは明らかとなっていない。そのため、高校アメリカンフットボール選手の頭部キネマティクスを明らかにすることは、高校アメリカンフットボール選手の脳振盪予防策を検討する重要な基礎資料となりえる。本研究の目的は、日本の高校アメリカンフットボール選手の実際の衝突時

*1 筑波大学体育系

*2 筑波大学医学医療系

*3 聖マリアンナ医科大学スポーツ医学講座

*4 筑波大学人間総合科学研究科

*5 筑波大学アスレチックデパートメント

表 1 対象者の身体特性

	Height (cm)	BW (kg)	Age (years)
ALL (n=20)	172.1±6.0	77.0±14.5	17.5±0.8
Linemen (n=7)	170.4±5.5	91.6±8.8	17.7±0.8
Skill players (n=10)	173.2±6.9	65.7±9.1	17.2±0.8
Skill players & Linemen (n=3)	172.3±4.0	80.3±3.5	17.7±0.6

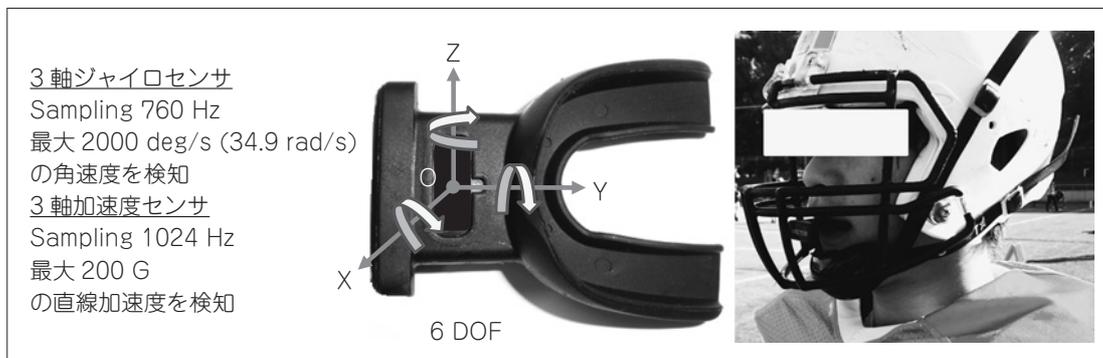


図 1 Vector マウスガード



図 2 Vector マウスガードのリモートシステム

における頭部キネマティクスを把握することとした。

対象および方法

1. 対象

関東高校アメリカンフットボール連盟に所属する同一の高等学校の部員 20 名 (Skill players (RB : Running Back, WR : Wide Receiver, QB : Quarterback, DB : Defensive Back, LB ; Linebacker を含む) : 10 名, Linemen (OL : Offensive Linemen, DL : Defensive Linemen, TE : Tight End を含む) : 7 名, Skill players and Linemen : 3 名) を対象とした(表 1)。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口頭と書面にて十分に説明

し、研究参加への同意を得た。また、対象者の保護者に対して書面で同様の説明を行い、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 29-98)。

2. 方法

2-1. 測定機器

マウスガード (il Biometrics Inc, USA) (図 1) は、3 軸加速度センサと 3 軸ジャイロセンサを搭載した 6 軸センサ (6DOF) が組み込まれている。搭載されている 3 軸加速度センサ (ADXL377, Analog Devices) のサンプリング周波数は 1024Hz であり、最大 200G の直線加速度が測定できる。3 軸ジャイロセンサ (L3GD20H, ST Microelectronics) のサンプリング周波数は 760Hz であり、最大 2000deg/s (34.9rad/s) の角速度が測定できる。

2-2. 測定方法

対象者は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。マウスガードが衝突などによってあるレベル以上の頭部加速度を感知すると、受信機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頭部直線加速度 (LA : Linear Acceleration), 頭部角加速度 (AA : Angular Acceleration), 頭部角速度, 頭部損傷閾値 (HIC : Head Injury Criterion), 衝突部位, 衝突数がリアルタイムで送信されて記録された (図 2)。記録されたデータは、コンピュータ上で 5000Hz にアップサンプルされ、自動的に計算

された。なお計算時には、加速度センサには CFC 180、ジャイロセンサには 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。

2-3. 測定期間

測定は春季レギュラーシーズン 3 試合と 25 回の練習で実施した。

2-4. 評価項目

最大 LA が 10G 以上の impact について分析を行った。評価項目は、全体およびポジション別による試合時と練習時の頭部衝突数、最大 LA、最大 AA、HIC の代表値(平均値±標準偏差、平均値の 95% 信頼区間、50 パーセンタイル値、95 パーセンタイル値)を算出した。なお、Skill players & Linemen 群は対象者が 3 名のために解析をせず、結果のみを示した。

2-5. HIC の算出方法

HIC は頭部への損傷程度を評価する際に一般的に使用されている。HIC は、加速度の時間変化を用いて以下の式で算出される¹⁰⁾。

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

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、15ms もしくは 36ms の範囲を超えないように選ばれ¹⁰⁾、本研究においても最大積分時間は 15ms で HIC を算出した。

2-6. 統計処理

統計処理には、IBM SPSS Statistics Ver. 25 (IBM Japan, Tokyo, Japan)を用いた。有意水準は、5% 未満を有意差あり、10% 未満を有意傾向ありとした。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には Student t-test を、個人及びおよびポジション間における試合時と練習時の 1 回あたりの平均頭部衝突数の比較には Mann-Whitney's U test を行った。全体およびポジション別における試合時と練習時の最大 LA、最大 AA、HIC の平均値の比較には Mann-Whitney's U test を行った。さらに、ポジション別における最大直線加速度と

最大角加速度の関係を Spearman の順位相関係数を算出し検討した。

■ 結果

1. 衝突数

測定期間中の試合時および練習時における頭部衝突数の詳細を表 2 に示した。頭部衝突総数は、試合時 788 回、練習時 3553 回であった。選手 1 人あたりの平均頭部衝突数は、試合時 17.3 回、練習時 10.4 回であった。試合時における平均頭部衝突数および、1 人あたりの平均頭部衝突数は、練習時の値よりも有意に高い傾向を示した ($p < 0.1$)。ポジション別による選手 1 人あたりの平均頭部衝突数において、Skill players は試合時 9.5 回、練習時 12.5 回であった。同様に Linemen は試合時 25.7 回、練習時 8.5 回であった。Linemen における試合時の平均頭部衝突数および、1 人あたりの平均頭部衝突数は、練習時の値よりも有意に高かった ($p < 0.05$)。また、Linemen の平均頭部衝突数および、1 人あたりの平均頭部衝突数は Skill players の値よりも有意に高い傾向を示した ($p < 0.1$)。

選手個々に検討すると、試合時の頭部衝突の最多回数は 154 回、最少回数は 4 回であった(中央値: 23 回)。一方、練習時に頭部衝突最多回数を示した選手は 542 回、最少の選手では 9 回であった(中央値: 143 回)。ポジション別による試合時の頭部衝突の最少—最多回数は Skill players で 4-89 回(中央値: 7 回)、Linemen で 16-154 回(中央値: 47.5 回)であった。一方、練習時における頭部衝突の最少—最多回数は Skill players で 24-542 回(中央値: 114 回)、Linemen で 9-432 回(中央値: 111 回)であった。

2. LA, AA, HIC

表 3 に試合時および練習時の頭部キネマティクスの値をそれぞれ示した。試合時および練習時における最大 LA、最大 AA、HIC の平均値は、それぞれ $23.4 \pm 11.7G / 1410.1 \pm 932.2 \text{rad/s}^2 / 23.1 \pm 34.3$ および $21.4 \pm 12.8G / 1490.2 \pm 1139.4 \text{rad/s}^2 / 19.2 \pm 47.4$ であった。全体の最大 LA と HIC において、試合時の値は練習時の値よりも有意に高かった ($p < 0.05$)。

ポジション別による試合時における最大 LA および最大 AA の平均値は、Skill players で、 $25.8 \pm 13.3G / 1720.7 \pm 1278.0 \text{rad/s}^2 / 29.1 \pm 46.0$ 、Linemen で $21.3 \pm 9.5G / 1192.5 \pm 690.3 \text{rad/s}^2 / 18.5 \pm$

表 2 試合時および練習時における頭部衝突数

Category		Representative value	Number of impact	Participants	No. of impact/Participants
ALL (n=20)	Game (3 games)	Total	788	18 (45)	17.5
		Mean ± SD	262.7 ± 102.0 [#]	15.0 ± 1.0	17.3 ± 5.6 [#]
		95 % CI	9.3-516.1	12.5-17.5	3.4-31.1
		Median	230	15	15.3
		Minimum-Max	181-377	14-16	13-23.6
	Practice (25 times)	Total	3553	20 (334)	10.6
		Mean ± SD	142.1 ± 99.9	13.4 ± 3.5	10.4 ± 6.4
		95 % CI	100.9-183.4	11.9-14.8	7.7-13.0
		Median	113	14	8.6
		Minimum-Max	18-446	5-19	3-29.7
Skill players (n=10)	Game (3 games)	Total	180	9 (19)	9.5
		Mean ± SD	60.0 ± 6.2 [‡]	6.3 ± 0.6	9.5 ± 0.3 [‡]
		95 % CI	44.5-75.5	4.6-7.8	8.8-10.1
		Median	58	6	9.6
		Minimum-Max	55-67	6-7	9.2-9.7
	Practice (25 times)	Total	1807	10 (152)	11.9
		Mean ± SD	72.3 ± 64.0	6.1 ± 2.2	12.5 ± 12.0
		95 % CI	45.8-98.7	5.2-7.0	7.5-17.4
		Median	51	6	9
		Minimum-Max	5-289	1-10	2-51
Linemen (n=7)	Game (3 games)	Total	443	6 (17)	26.1
		Mean ± SD	147.7 ± 50.6 [*]	5.7 ± 0.6	25.7 ± 6.9 [*]
		95 % CI	22.0-273.4	4.2-7.1	8.5-42.9
		Median	144	6	24
		Minimum-Max	99-200	5-6	19.8-33
	Practice (25 times)	Total	1053	7 (119)	8.8
		Mean ± SD	42.1 ± 24.0	4.8 ± 1.4	8.5 ± 4.1
		95 % CI	32.2-52.0	4.2-5.3	6.8-10.2
		Median	38	5	8.2
		Minimum-Max	3-102	2-7	2-17.0
Skill & Linemen (n=3)	Game (3 games)	Total	165	3 (9)	18.3
		Mean ± SD	55.0 ± 47.6	3.0 ± 0.0	18.3 ± 15.9
		95 % CI	-63.3-173.3	-	-21.1-57.8
		Median	28	3	9.3
		Minimum-Max	27-110	3-3	9-36.7
	Practice (25 times)	Total	693	3 (63)	11.0
		Mean ± SD	27.7 ± 25.3	2.5 ± 0.8	10.3 ± 8.8
		95 % CI	17.3-38.2	2.2-2.8	6.7-13.9
		Median	22	3	8
		Minimum-Max	0-97	0-3	0-32.3

*p<0.05 vs. Practice ; #p<0.1 vs. Practice ; †p<0.05 vs. Linemen ; ‡p<0.1 vs. Linemen.

23.6であった。ポジション別による練習時における最大 LA および最大 AA の平均値は, Skill players で, $22.2 \pm 13.5G / 1667.5 \pm 1259.8 \text{rad/s}^2 / 20.5 \pm 47.3$, Linemen で $19.5 \pm 10.4G / 1142.0 \pm 748.7 \text{rad/s}^2 / 14.1 \pm 30.1$ であった。

ポジション別による試合時および練習時の最大 LA, 最大 AA, HIC の値は, Skill players におけ

る試合時の最大 AA を除いて, Skill players と Linemen における試合時のこれらすべての値は練習時の値よりも有意に高かった ($p < 0.05$)。Skill players の試合時および練習時の最大 LA と最大 AA の値は, Linemen のこれら値よりも有意に高く ($p < 0.05$)、HIC の値においては Linemen の値よりも有意に高い傾向を示した ($p < 0.1$)。図 3

表3 試合時および練習時の頭部キネマティクス

Group	Category	Participants (No. of impact)	Peak Linear Acceleration			Peak Angular Acceleration			Hed Injury Criterion		
ALL (n = 20)	Game (3 games)	n = 18 (788)	Mean ± SD	23.4 ± 11.7 G *	Mean ± SD	1410.1 ± 932.2 rad/s ²	Mean ± SD	23.1 ± 34.3*			
			95% CI	22.6-24.2 G	95% CI	1344.9-1475.3 rad/s ²	95% CI	20.7-25.5			
			50 th percentile	20.0 G	50 th percentile	1169.0 rad/s ²	50 th percentile	13.8			
			95 th percentile	45.0 G	95 th percentile	3022.2 rad/s ²	95 th percentile	63.0			
	Practice (25 times)	n = 20 (3553)	Mean ± SD	21.4 ± 12.8 G	Mean ± SD	1490.2 ± 1139.4 rad/s ²	Mean ± SD	19.2 ± 47.4			
			95% CI	20.9-21.8 G	95% CI	1452.8-1527.7 rad/s ²	95% CI	17.7-20.8			
			50 th percentile	18.0 G	50 th percentile	1171.0 rad/s ²	50 th percentile	9.5			
			95 th percentile	44.0 G	95 th percentile	3504.9 rad/s ²	95 th percentile	57.8			
Skill players (n = 10)	Game (3 games)	n = 9 (180)	Mean ± SD	25.8 ± 13.3 G* †	Mean ± SD	1720.7 ± 1278.0 rad/s ² †	Mean ± SD	29.1 ± 46.0* †			
			95% CI	23.9-27.8 G	95% CI	1532.7-1908.7 rad/s ²	95% CI	22.3-35.9			
			50 th percentile	23.0 G	50 th percentile	1298.0 rad/s ²	50 th percentile	15.2			
			95 th percentile	53.2 G	95 th percentile	3475.5 rad/s ²	95 th percentile	99.4			
	Practice (25 times)	n = 10 (1807)	Mean ± SD	22.2 ± 13.5 G †	Mean ± SD	1667.5 ± 1259.8 rad/s ² †	Mean ± SD	20.5 ± 47.3 †			
			95% CI	21.6-22.8 G	95% CI	1609.4-1725.6 rad/s ²	95% CI	18.3-22.7			
			50 th percentile	18.0 G	50 th percentile	1348.7 rad/s ²	50 th percentile	8.3			
			95 th percentile	46.0 G	95 th percentile	3889.7 rad/s ²	95 th percentile	75.5			
Linemen (n = 7)	Game (3 games)	n = 6 (443)	Mean ± SD	21.3 ± 9.5 G *	Mean ± SD	1192.5 ± 690.3 rad/s ² *	Mean ± SD	18.5 ± 23.6*			
			95% CI	20.4-22.2 G	95% CI	1128.0-1256.9 rad/s ²	95% CI	16.3-20.7			
			50 th percentile	19.0 G	50 th percentile	1052.5 rad/s ²	50 th percentile	12.7			
			95 th percentile	39.8 G	95 th percentile	2270.6 rad/s ²	95 th percentile	45.9			
	Practice (25 times)	n = 7 (1053)	Mean ± SD	19.5 ± 10.4 G	Mean ± SD	1142.0 ± 748.7 rad/s ²	Mean ± SD	14.1 ± 30.1			
			95% CI	18.8-20.1 G	95% CI	1096.8-1187.3 rad/s ²	95% CI	12.3-15.9			
			50 th percentile	17.0 G	50 th percentile	981.4 rad/s ²	50 th percentile	9.5			
			95 th percentile	36.0 G	95 th percentile	2449.8 rad/s ²	95 th percentile	39.6			
Skill & Linemen (n = 3)	Game (3 games)	n = 3 (165)	Mean ± SD	26.4 ± 13.9 G	Mean ± SD	1655.7 ± 899.3 rad/s ²	Mean ± SD	28.6 ± 44.3			
			95% CI	24.3-28.5 G	95% CI	1517.4-1793.9 rad/s ²	95% CI	22.2-34.9			
			50 th percentile	24.0 G	50 th percentile	1441.5 rad/s ²	50 th percentile	19.6			
			95 th percentile	49.0 G	95 th percentile	3477.4 rad/s ²	95 th percentile	76.4			
	Practice (25 times)	n = 3 (693)	Mean ± SD	22.1 ± 14.2 G	Mean ± SD	1557.2 ± 1281.1 rad/s ²	Mean ± SD	23.8 ± 67.6			
			95% CI	21.1-23.2 G	95% CI	1461.6-1652.7 rad/s ²	95% CI	18.8-28.8			
			50 th percentile	19.0 G	50 th percentile	1252.6 rad/s ²	50 th percentile	12.6			
			95 th percentile	45.0 G	95 th percentile	3939.4 rad/s ²	95 th percentile	63.1			

* p < 0.05 vs. Practice ; † p < 0.05 vs. Linemen ; ‡ p < 0.1 vs. Linemen ; † p < 0.1 vs. Linemen.

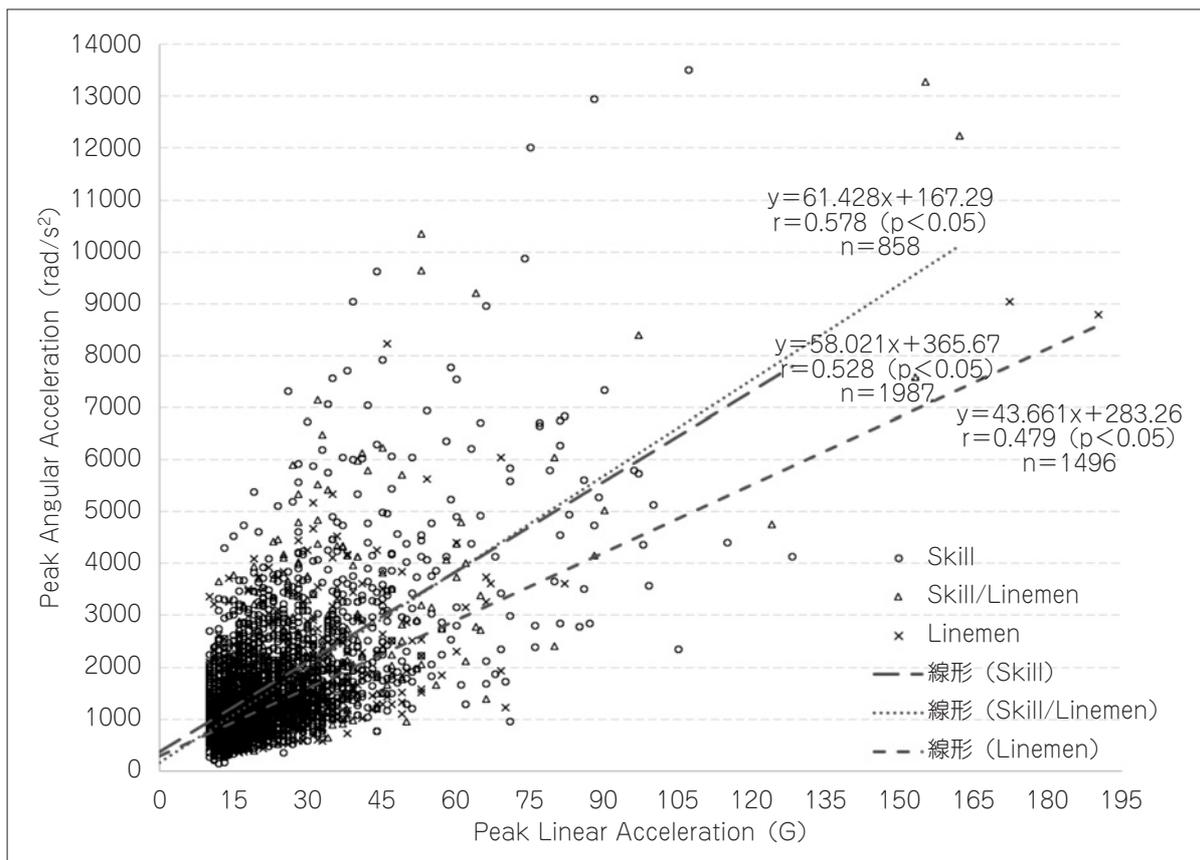


図3 ポジション別の最大LAと最大AAの関係

にポジション別の最大LAと最大AAの関係を示した。すべてのポジションにおいて最大LAと最大AAの間に有意な正の相関関係が認められた ($p < 0.05$)。

考 察

2000年以降、加速度センサを用いたアメリカンフットボールの衝突時における頭部キネマティクス情報が米国を中心に報告されているが、その多くは大学生を対象としている²⁾。日本では我々は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を報告している^{11,12)}が、高校アメリカンフットボール選手を対象としたものは見られない。本研究では日本の高校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を目的とした。

試合時(788回)および練習時(3553回)の1名の選手につき1回あたりの平均頭部衝突数は、それぞれ17.3回と10.4回であり、試合時の頭部衝突数は練習時よりも有意に多い傾向を示した。本研究の結果は、米国の高校における1試合あたり

の平均頭部衝突数が15.9回¹²⁾、15.5回²⁾、1練習あたり9.4回²⁾であること、試合時の頭部衝突数は練習時よりも有意に多い¹³⁾とする先行研究の結果を支持した。日本の高校での試合時の頭部衝突数は米国とほぼ同程度だが、米国の高校における試合時間は1Quarter(1Q)あたり12分である¹⁴⁾。一方、日本の高校では1Qあたり10分である。本研究の対象試合は入学後間もない高校1年生の出場が困難である春季大会であり、選手数の不足から3試合のうち2試合を1Qあたり8分で実施した。つまり、試合時間を考慮すると日本の高校生では、米国の高校生よりも頭部衝突数が多いと推察される。これは日本の大学生も米国の大学生に対して、同様の結果を示している¹¹⁾。一方、アメリカンフットボールの競技特性として、1試合におけるプレイ数にチーム間で大きな差がない¹⁵⁾。したがって、日本の高校生はプレイ後の相手や地面との不必要な頭部衝突を起こしている可能性が示唆された。さらに、6DOFの技術的問題ですべてのデータが収集できなかったことを考慮すると、1人当たりの衝突数はさらに大きくなる。また、頭部衝突数

は、選手自身の問題やコーチングの違いで変わらう¹⁵⁾が、本研究ではその点は明らかではない。

ポジション別による頭部衝突数の割合では、試合時の Linemen 1 人あたりの頭部衝突数は Skill players と比較して有意に高い傾向を示し、先行研究^{15,16)}を支持した。さらに、試合時に Linemen の 1 回あたりの頭部衝突数が練習時に比較して有意に高かった。Linemen の数は通常、オフense 11 名のうち 5 名 (TE を含む)、ディフェンス 11 名のうち 4 名を占める。したがって、本研究で対象とした高校生では Linemen の人数不足から試合に出場した 5 名の選手がオフense・ディフェンスの両方に参加していたことが頭部衝突数の増加に影響したと考える。米国においても、高校生は人数不足から試合時の頭部衝突数が多くなるのが懸念されている¹³⁾。選手個々でみると、最多と最少の衝突数を記録した選手では、1 試合当たりそれぞれ 51.3 回と 2 回、練習時には 30.1 回と 1.5 回であり、個人間での衝突数に大きな開きがみられた。累積頭部衝突数の増加は認知機能に対して影響を与えることが報告されている¹⁾。さらに、高校生は大人よりも脳振盪の影響を受けやすく⁶⁾、回復にも時間を要す^{8,9)}。したがって、高校生では個々の選手で頭部衝突の頻度と大きさを管理することや、脳振盪を起こした際の競技復帰にはより慎重に対応すべきと思われる。また、本研究では Linemen と Skill players を兼任する選手が 3 名いたことから、日本の高校アメリカンフットボールでは、選手数の不足から体格や体力特性から決定するポジションの分類が適切に行えていないことが示唆された。

頭部キネマティクスに関して、試合時の平均最大 LA と HIC は練習時の値よりも有意に高く、試合時にはより激しい衝突が行われていることが明らかとなった。本研究の結果は、米国の高校生を対象とした先行研究の結果を支持した^{13,16)}。米国高校生の平均最大 LA と平均最大 AA は 1 セッション (1 回の試合あるいは練習) につき、24.2~26.1G / 1550~1700rad/s² であり¹⁶⁾、日本の高校生の頭部キネマティクスは米国高校生と同程度であった。また、米国高校生の 1 セッションにつき、最大 LA の中央値は 20.5~21.0G であり^{16,17)}、最大 AA の中央値は 973~1394rad/s² である^{2,17)} ことが報告されており、本研究の試合時と練習時における最大 LA と最大 AA の中央値とほぼ同等の結

果を示した。さらに本研究の結果は、我々が報告した日本の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 (試合時; 20.8G / 1233.3rad/s², 練習時; 19.5G / 1070.1rad/s²)¹¹⁾ よりも高値を示した。高校生が大学生よりも高い頭部キネマティクスを受けていることは先行研究でも報告されている^{15,16,18)}。この理由として、高校生のコンタクト技術の不足¹⁸⁾、身体の成熟度、頸部筋力や持久力の違い¹³⁾ が示唆されている。本研究ではこれら要因を踏まえて高校生と大学生の比較検討をしておらず推察の域を脱しない。しかし、同程度の頭部キネマティクスでも、高校生の HIC は大学生よりもわずかに低く、大学生と高校生の頭部衝突を同様に考えるべきではない¹⁶⁾。

ポジション別による頭部キネマティクスにおいて、Skill players と Linemen とともに試合時は練習時よりも激しい衝突であることが明らかとなった。ポジション間による頭部キネマティクスにおいて、試合時、練習時ともに Skill players の平均最大 LA、平均最大 AA は Linemen の値よりも有意に高く、Skill players の HIC の値は Linemen の値よりも高い傾向を示した。この結果は、先行研究の結果^{11~13)}を支持した。この理由として、Linemen では至近距離から双方が衝突を繰り返すのに対して、Skill players は双方が遠くから加速しながら激しい衝突を行うことが考えられる¹¹⁾。また、すべてのポジションにおいて最大 LA と最大 AA の間に有意な正の相関関係が認められ、先行研究を支持した^{12,19,20)}。つまり、頭部に強い直線加速度が作用すると、頭部は大きく回転することを意味する。衝突時に頭部が大きく加速することは頸部筋力やコンタクト技術の不足が懸念されている¹⁶⁾。本研究ではこれら要因を検討していないために、今後、頸部筋力や衝突時の動作解析を検討する必要がある。さらに本研究では HIC を測定しているが、その数値は LA と持続時間の関係から頭蓋骨骨折を予測することを目的としており、AA を考慮していない¹⁰⁾。一般的に脳振盪は脳が回転運動によるひずみ作用によって生じると考えられている¹⁹⁾。しかしアメリカンフットボールの衝突では、最大 LA と最大 AA の間に相関がみられることから、これら頭部キネマティクスを考慮した脳振盪危険閾値を検討する必要がある^{19,20)}。さらに、角速度が LA や AA よりも相対的な脳への動きにより強く相関することも報告されており、脳振盪

危険閾値の推定には、実際に脳振盪に至ったデータの収集と多変量解析を検討していく必要がある¹⁹⁾。

本研究測定期間中に脳振盪を疑う症状は3名で認められた。しかし、いずれの場合も試合中の明確な受傷機転や症状はなく、試合後にアスレティックトレーナーに頭痛などの症状を訴えた。脳振盪を起こした高校生の69%は何らかの症状を持ちながら試合に参加していたこと³⁾が報告されており、高校生に対する脳振盪に関する啓蒙を行っていく必要がある。今後は、脳振盪が実際に起こった頭部衝突データが収集できることで、より詳細な脳振盪の実体を知ることができる。

本研究の課題として、対象は関東高校アメリカンフットボール連盟に所属する同一の高等学校の生徒を対象としている。今後は、対象とするチーム数を増やすことが望まれる。また、加速度センサでは選手がタックルしているのかタックルされたのか判別できない。さらに頭部自体に作用する力はヘルメット内部にあるインナーパッドによって緩衝されるために明らかとならない。脳振盪の解明には頭部に作用する加速度と頭部自体に作用する力を考慮する必要がある。現状、高校生では測定機器を用いたデータ収集を毎日行うことは困難である。しかし、このような基礎資料からより安全なコンタクト技術など安全対策を検討する必要がある。

結 語

日本の高校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測定した。1名の選手につき1回あたりの平均頭部衝突数は、試合時17.3回と練習時10.4回であり、試合時の頭部衝突数は練習時よりも有意に多い傾向を示した。頭部の平均最大LAにおいて、試合時と練習時に $23.4 \pm 11.7G$ と $21.4 \pm 12.8G$ であった。また頭部の平均最大AAにおいて、試合時と練習時に $1410.1 \pm 932.2 \text{ rad/s}^2$ と $1490.2 \pm 1139.4 \text{ rad/s}^2$ であった。これら結果から、日本の高校アメリカンフットボール選手は衝突時に米国の高校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頭部に受けていることを確認した。

謝 辞

本研究にご協力頂いた江戸川学園取手高等学校アメリカン

カンフットボール部、岡室秀幸監督、内山弘基コーチ、他スタッフおよび選手の皆様には、多大なご協力を頂き、深く感謝の意を表します。なお、本研究は文部科学省科学研究費助成事業の支援(17K01752)を受けて行った。

利益相反

本論文に関連し、開示すべき利益相反はなし。

文 献

- 1) Broglio SP, Eckner JT, Surma T, et al. Post-concussion cognitive declines and symptomatology are not related to concussion biomechanics in high school football players. *J Neurotrauma*. 2011; 28: 2061-2068.
- 2) Urban JE, Davenport EM, Golman AJ, et al. Head impact exposure in youth football: high school ages 14 to 18 years and cumulative impact analysis. *Ann Biomed Eng*. 2013; 41: 2474-2487.
- 3) Rivara FP, Schiff MA, Chrisman SP, et al. The effect of coach education on reporting of concussions among high school athletes after passage of a concussion law. *Am J Sports Med*. 2014; 42: 1197-1203.
- 4) Guskiewicz KM, Weaver NL, Padua DA, et al. Epidemiology of concussion in collegiate and high school football players. *Am J Sports Med*. 2000; 28: 643-650.
- 5) Karlin AM. Concussion in the pediatric and adolescent population: "different population, different concerns." *PM R*. 2011; 3: S369-S379.
- 6) Covassin T, Elbin RJ, Harris W, et al. The role of age and sex in symptoms, neurocognitive performance, and postural stability in athletes after concussion. *Am J Sports Med*. 2012; 40: 1303-1312.
- 7) Gagnon I, Swaine B, Friedman D, et al. Children show decreased dynamic balance after mild traumatic brain injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004; 85: 444-452.
- 8) 藤谷博人, 中嶋寛之, 黒澤 尚, 他. 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*. 2002; 10: 422-426.
- 9) McCrea M, Hammeke T, Olsen G, et al. Unreported concussion in high school football players: implications for prevention. *Clin J Sport Med*. 2004; 14: 13-17.
- 10) 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. 2014; 22: 189-199.
- 11) Fukuda T, Koike S, Miyakawa S, et al. 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.* 2017; 6: 241-249.
 - 12) Fukuda T, Koike S, Miyakawa S, et al. Magnitude and frequency of head impact among university American football players. *J Phys Fitness Sports Med.* 2019; 8: 1-13.
 - 13) Broglio SP, Sosnoff JJ, Shin S, et al. J. Head impacts during high school football: a biomechanical assessment. *J Athl Train.* 2009; 44: 342-349.
 - 14) Brad G. Periods, time factors and substitutions. In: Bob C, ed. 2014 NFHS Football rules book. Indiana: Robert BG; 39, 2014.
 - 15) Crisco JJ, Fiore R, Beckwith JG, et al. Frequency and location of head impact exposures in individual collegiate football players. *J Athl Train.* 2010; 45: 549-559.
 - 16) Broglio SP, Schnebel B, Sosnoff JJ, et al. Biomechanical properties of concussions in high school football. *Med Sci Sports Exerc.* 2010; 42: 2064-2071.
 - 17) Eckner JT, Sabin M, Kutcher JS, et al. No evidence for a cumulative impact effect on concussion injury threshold. *J Neurotrauma.* 2011; 28: 2079-2090.
 - 18) Naunheim RS, Standeven J, Richter C, et al. Comparison of impact data in hockey, football, and soccer. *J Trauma.* 2000; 48: 938-941.
 - 19) Rowson S, Duma SM, Beckwith JG, et al. Rotational head kinematics in football impacts: an injury risk function for concussion. *Ann Biomed Eng.* 2012; 40: 1-13.
 - 20) Rowson S, Duma SM. Brain injury prediction: assessing the combined probability of concussion using linear and rotational head acceleration. *Ann Biomed Eng.* 2013; 41: 873-882.
-
- (受付：2020年2月12日，受理：2020年10月7日)

Measurement of head impact kinematics during collisions in high school American football players

Fukuda, T.^{*1}, Miyakawa, S.^{*2}, Fujiya, H.^{*3}
Umeoka, S.^{*4}, Yamamoto, Y.^{*5}

^{*1} Faculty of Sport and Health Science, University of Tsukuba

^{*2} Faculty of Medicine, University of Tsukuba

^{*3} Department of Sports Medicine, St. Marianna University School of Medicine

^{*4} Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba

^{*5} Athletic Department, University of Tsukuba

Key words: American football, head kinematics, high school

[Abstract] The aim of this study is to clarify head kinematics during actual collisions in high school American football players. Twenty players who belonged to the Kanto high school American football federation were included. We used a mouthguard (i1 Biometrics Inc.) equipped with 6 degrees of freedom to measure a head LA (linear acceleration) and AA (angular acceleration) as well as HIC (head injury criterion), and number of head impacts during collisions. The average numbers of collisions per player during games and practice were 17.3 and 10.4, respectively. Thus, the number of head impacts during games was significantly higher than during practices ($p < 0.1$). The average numbers of head impacts and head impacts per player for linemen during games were significantly higher than during practices ($p < 0.05$). The average peak LA and AA values during games and practices were $23.4 \pm 11.7 \text{ G} / 1410.1 \pm 932.2 \text{ rad/s}^2$ and $21.4 \pm 12.8 \text{ G} / 1490.2 \pm 1139.4 \text{ rad/s}^2$, respectively. The peak LA value during games was significantly higher than during practices ($p < 0.05$). There was also a significantly positive correlation between peak LA and peak AA at all positions ($p < 0.05$). These results can be used as basic data to examine the effects of concussion in high school American football players.