

アスリート向けの高性能スポーツ・フェイスガードの開発に向けて
～ガラスファイバー強化型専用プラスチック材の創製とその物性評価～

●●上野 俊明●●

目 次

要約・・

【研究①】

フェイスガード用ガラス繊維強化型熱可塑性樹脂材の創製とその基礎的物性評価

1. 緒言・・
2. 方法・・
 - 1) 材料
 - 2) ガラス繊維クロス強化型熱可塑性樹脂材の試作
 - 3) 3点曲げ試験
 - 4) 衝撃吸収・分散試験
 - 5) 統計解析
3. 結果・・
 - 1) 軟化温度について
 - 2) 3点曲げ試験について
 - 3) 衝撃吸収・分散試験について
4. 考察・・

【研究②】

ガラス繊維クロス強化型熱可塑性樹脂を用いた FG プロトタイプの製作と臨床試験

1. 緒言・・
2. 方法・・
 - 1) 倫理審査
 - 2) 被験者
 - 3) FG プロトタイプの製作
 - 4) フィールドテスト
 - 5) 統計解析
3. 結果・・
 - 1) 加工性について

2) 試験用 FG の規格について	
3) 装着感および患部保護性能について	
4) 視野について	
4. 考察	
結論	
謝辞	
参考文献	
図表	

アスリート向けの高性能スポーツ・フェイスガードの開発に向けて
～ガラスファイバー強化型専用プラスチック材の創製とその物性評価～

●●上野 俊明●● ●●安部 圭祐●● ●●中禮 宏●●
●●高橋 英和●●

要約

目的：本研究の目的はアスリート向けの薄くて軽いフェイスガード（FG）を開発することにある。そのために、新たにガラス繊維クロス強化型熱可塑性樹脂を試作し、その曲げ強さと衝撃吸収能を分析し、既存熱可塑性材料と比較検討した。次いで、試作 FG の臨床試験を実施し、その装着感と視野狭窄度を検討した。

方法：医療用低温熱可塑性樹脂スプリント（3.2 mm 厚 Aquaplast）を母材として、平織ガラス繊維クロスを 2 枚あるいは 4 枚含浸させた上で、特注熱プレス機にて圧接成形して 1.5 mm 厚のガラスファイバー強化型プラスチック（FRP）材を試作した。この新たに試作した FRP 材につき、FG コア材としてすでに利用実績のある 4 種類の医療用スプリント材（Aquaplast, Polyform, Co-polymer, Erkodur）とともに、3 点曲げ試験を実施し、曲げ強さ、0.2%耐力、曲げ弾性係数、1 mm たわみ荷重を評価した。衝撃吸収能力は 5,200 N での加撃試験を行い、ロードセルセンサ分析システムにて最大荷重および最大荷重までの時間を、またフィルムセンサ分析システムにて最大圧力および圧力分布面積を評価した。臨床試験についてはサッカー経験者 10 名を対象にフィールドテストを実施した。試作した新規 FRP コア材と既存コア材による FG を各 1 個ずつ計 2 個製作提供して、それらを装着した状態で、サッカー基本動作（ダッシュ、ショートパス、ロングパス、ドリブル、ヘディング）を行わせ、装着感、患部保護性能、プレー中のズレ、パフォーマンスへの影響および視野を評点尺度法（Visual analog scale; VAS）にて評価してもらい、比較検討した。

結果：新たに試作した 1.5mm 厚 FRP 材の曲げ強さは 74.6 MPa を、曲げ弾性係数は 6.3 GPa を、また 0.2% 耐力は 58.9 MPa を記録し、いずれのデータも 3.2 mm 厚 Erkodur を除き、他の 3.2 mm 厚材より有意に大きかった。また 1 mm たわみ荷重は 1.35N/mm を達成し、母材である 3.2 mm 厚 Aquaplast よりも有意に大きかった。ガラス繊維クロス 4 枚で補強した試作 FRP 材では、最大荷重 515 N、最大圧力 2.2 MPa を示し、3.2 mm 厚 Erkodur を除き、他の 3.2 mm 厚材より有意に小さかった。圧力分布面積は 4.9mm² で、母材の 3.2 mm 厚 Aquaplast より有意に小さかった。フィールドテストによる臨床試験の結果、5 種類全てのサッカー基本動作において、ガラス繊維クロス強化型 FG（既存 FG 比：20%の軽量化、3mm の薄化）に対する評価は既存 FG に比べて高い傾向にあった。視野については、ガラス繊維クロス強化型 FG が既存 FG に比べて広角を確保できる傾向があり、一部の方向については統計学的有意差が認められた。

結論：本研究結果より、今回新たに創製した FRP 材を応用することで FG のさらなる薄化と軽量化が達成できることが示されたことから、ガラス繊維クロス強化型熱可塑性樹脂はアスリート向けの高性能 FG の開発に資することが示唆された。

【研究 ①】

フェイスガード用ガラス繊維強化型熱可塑性樹脂材の創製とその基礎的物性評価

1. 緒言

顎顔面骨折はスポーツ中に好発する外傷の一つであり¹⁻⁵⁾、スポーツ人口の増加に伴い、その発生率も増加傾向にあると言われている。近年、こうしたスポーツによる顎顔面外傷例に対して、プロ・アマチュア選手を問わず、安全かつ早期の競技復帰を果たすための暫間患部保護装置として、フェイスガード (FG) が多数適用されるようになり、その有用性が国内外で認識され始めている⁶⁻¹⁶⁾。

しかしながら、FG に関する材料選択および設計の指針は未だ示されておらず、臨床の現場では、各種各様の材料と設計にて、試行錯誤的に製作提供されているのが実情である。FG に求められる要件として、次の 3 点が挙げられている⁹⁾。すなわち、①自分を傷つけない (保護能力)、②相手を傷つけない (安全性)、③視野を妨げない (パフォーマンスへの配慮) である。これらの具備すべき要件に加えて、スポーツ・ギアとしての十分な強度も求められる。従来研究より、「①自分を傷つけない (保護能力)」に関しては、硬質のコア材単独では十分な衝撃吸収能を有しておらず、コア材と衝撃吸収材とを組み合わせた多層構造にすることの有用性が示唆されている^{17, 18)}。「②相手を傷つけない (安全性)」に関しては、FIFA (国際サッカー連盟) 競技規則¹⁹⁾にて、FG 等の防具は危険性がないものに限ってフィールド上での使用が認められると定められていることから、サッカー競技において、硬質のコア材が剥き出しのままの FG を提供することは避けるべきであり、外表面は軟質の衝撃吸収材等で被覆し、接触プレー時の相手あるいは味方競技者の安全を確保することが重要である^{15, 16, 20-22)}。「③視野を妨げない (パフォーマンスへの配慮)」に関しては、FG 製作時に視野検査導入をした報告²¹⁾があり、客観的な検査データに基づいた設計手法は臨床上有効と思われる。

こうした背景の下、各種 FG 候補材の衝撃吸収能に関する分析評価が行われ始めている^{17, 18)}。例えば、ロードセルセンサ等を用いて加撃力の減衰を分析した実験や、フィルムセンサとその画像解析システムを用いて分散様相を解析した研究などである。これ以外にも、加撃時の曲げや歪みに対する抵抗力や破壊強さ、また衝撃吸収および分散能力等についても分析することが必要と考えられている²³⁾。いずれにせよ、FG 専用材が見当たらない以上、FG 用材として利用可能と思われる既存の各種材料を様々な角度から試験し、物性の確認、具備すべき要件等と照合することで、その有用性や性能を確認できるものと思われる。

顎顔面骨折症例に適用された FG の臨床評価に関する先行研究^{15, 16, 21, 22)}によれば、カスタム FG は患部保護能力として臨床上十分に優れるものの、プレー中のズレやパフォーマンスに多少影響があったと報告されている。特にプロ選手では、視野狭窄や重量感への改善要求が寄せられたことから、より一層の薄化と軽量化を実現したトップアスリート用 FG の必要性が指摘されている²²⁾。

そこで、我々は FG コア材の熱可塑性プラスチックをガラス繊維にて強化したガラス繊維強化型プラスチック材 (FRP) を応用することを着想した。FRP は繊維の使用により強度および耐久性を向上させ、耐火性や耐食性にも優れることから、船舶、航空機、自動車、スポーツ用品など幅広い分野で使用されている。歯科界においても支台築造時のファイバーポスト、コンポジットレジン充填材料のフィラー、義歯床の補強材などに応用されている。

本研究では、現在 FG コア材として利用実績のある低温熱可塑性樹脂を母材として、これをガラス繊

維で補強した新規 FRP の創製を試みた。出来上がった試作材料の評価には、加撃時の曲げや歪みに対する抵抗力や破壊強さの評価として 3 点曲げ試験を、また衝撃吸収・分散能力の評価として 2 種類の測定センサシステムを用いた衝撃試験を実施し、既存 FG コア材の基礎的物性と比較検討した。

2. 方法

1) 材料

本研究では、FG コア材として利用実績がある 4 種類の医療用スプリント材とともに、今回新たに創製したガラス繊維クロス強化型熱可塑性樹脂材を試験材料とした。すなわち低温成形熱可塑性樹脂(成形温度 100℃以下)である 2 種類のポリカプロラクトン製品(アクアプラスト ウォーターカラース, Patterson Medical ; 北部ノッティンガム, イギリス ; AP), (ポリフォーム, Patterson Medical ; PF), また高温成形熱可塑性樹脂(成形温度 150℃以上)であるポリプロピレンポリエチレン共重合体(コ・ポリマー, アドバンフィット, 熊本 ; CP), ポリエチレンテレフタレート (PET) 樹脂 (エルコジュール, Erkodent Pfalzgrafenweiler, ドイツ ; ED) である。これらの商品情報一覧を表 1 に示す。各熱可塑性材の厚さは 1.6 mm と 3.2mm の 2 種類を用意した。以下の全ての実験に関して、特に規定がない場合、室温 23 ± 1℃, 湿度 50 ± 20% の一定範囲内の環境で行った。

軟化温度の測定に関して、各材料を超音波カッター (ラボソニックカッター モデル NE87, ナカニシ, 栃木) で切断し、耐水研磨紙 (TYPE DCC, #100, #400, #600, 三共理化学, 埼玉) にて縦 2×横 2 cm に研削・研磨をして、試験片を仕上げた。ステンレス板に各試験片を並べて、送風定温乾燥機 (INCUBATOR CI-610, ADVANTEC, 大阪) で加熱した。加熱温度はメーカー指定の軟化温度より 15℃低い温度から始め、5℃ずつ昇温させ、各温度で 15 分ずつ係留させた。その後、送風定温乾燥機から取り出し、ピンバイスにビッカース針 (先端直径 2.0mm, 50g) を取り付けて、垂直に刺入し、針先が 1.0~1.5 mm 刺入された時点で操作性を有した軟化温度に達しているものと判断した。

2) ガラス繊維クロス強化型熱可塑性樹脂材の試作

(1) AP の凍結粉砕

1.6mm 厚 AP を万能はさみで 2 mm 角の小片に切断し、これらの小片をボールとともに粉砕ジャーに入れて密封し、液体窒素が入ったステンレス容器で凍結させた。容器の周囲には断熱材として発泡スチロールにて被覆した。トンクを用いてステンレス容器内から粉砕ジャーを取り出し、粉砕機 (ミキサーミル MM301 retsch, ドイツ) のラチェット式ホルダーに設置し、ハンドホイールにて固定した。カバーを閉じて、振動数 30 Hz にて 2 分間振動粉砕を行った。

(2) AP とガラスクロスの切りだし

超音波カッターおよび万能ハサミを用いて、3.0 mm 厚 AP から試料片 (250mm×150 mm) を切り出した。ガラス繊維クロス (M100X 104H, 平織, E ガラス, ユニチカ, 大阪) はセラミックハサミにて 300mm×200 mm の大きさに切り分けた。なおクロス断端部からほつれが生じないように紙テープを貼り付けた。

(3) 圧接

特注の熱プレス機 (AH-1T, 熱板サイズ : 250×150 mm, アズワン, 大阪) (図 1) の上下熱板上にテフロン加工シートを敷き、母材 AP の表裏面にガラス繊維クロスを 1 枚ずつあるいは 2 枚ずつの計 2 あるいは 4 枚静置した (GF2, GF4) (図 2)。両端に 1.5 mm 厚スペーサーを介在させた状態で、リリースバルブを締めて、ハンドルを上下させ、下方の熱板 (移動板) を上方に動かし、熱板同士を密着させた。

上下熱板の温度は 180℃に設定した。所定の 180℃に到達したことを確認した後、1,000 N の圧縮荷重をかけ、圧力ゲージで確認しながら、15 分おきに 1,000 N ずつ増加させ、6,000 N まで荷重を増加した。試料作製後、含浸性を確認し、辺縁の一部ムラがみられた部位には凍結粉碎した補修用粉末母材をふりかけ、180℃・8,000 N 荷重下にて 30 分間静置した後、荷重をかけたまま室温まで放冷した。ガラスクロスを表裏各 1 枚計 2 枚使用したものを AP-G2、表裏各 2 枚計 4 枚使用したものを AP-G4 とした。放冷開始から 24 時間経過後に、試験片の切り出し作業を行った。

(4) 試験片の切り出し

既存 FG 材および新規試作材それぞれの試験片は、まず超音波カッターおよびセラミックスバサミにて切断した後、#100、#400、#600 の耐水研磨紙にて研削・研磨して、下記の寸法になるように調整した。3 点曲げ試験用の試験片サイズは長さ 100 mm、幅 15 mm、厚さ 16mm (あるいは 30mm) とし、衝撃吸収・分散試験用は長さ 100mm、幅 100mm、厚さ 16mm (あるいは 30mm) とした。

3) 3 点曲げ試験 (図 3)

材料の機械的性質を知る上でよく行われる試験方法の一つとして 3 点曲げ試験を行った。3 点曲げ試験に先立って、研磨した試験片の幅と厚さをマイクロメーター (293-421-20, ミットヨ, 神奈川, 日本) にて 1 μm 単位で測定した。その後、万能試験機 (1123 型, Instron, Canton, MA, アメリカ) を用いて、支点間距離 40 mm でクロス・ヘッドスピード 1.0 mm/min にて 3 点曲げ試験を行った。試験片数は各試験材料 5 個とした。データはデータ解析ソフト (Merlin シリーズ IX, Instron, アメリカ) を使用して分析した。

物体に外力が加わると、引張り、圧縮、せん断などの作用が生じるが、3 点曲げ試験では物体の曲げ強さを知ることができる。この試験の特徴は試験片に外力が加わる側には圧縮応力、反対側には引張応力が生じ、この応力を総称して曲げ応力という。そのちょうど中間には応力が 0 の (伸びも縮みもしない) 中立面が存在する。断面が直方体の試験片を用いて 3 点曲げ試験を行った場合、試験片中央部に荷重 (P) を加えたときの曲げ応力の値は $3PL/2bd^2$ (L=支点間距離, b=試験片の幅, d=試験片の厚さ) となる。通常、試験中に測定される最大荷重より曲げ強さを求める。また曲げ弾性係数は弾性変形内のある荷重 (F) を加えたときの試験片のたわみ (δ) より $FL^2/4δbd^3$ として求めることができる。今回用いた材料は曲げ試験において塑性変形を示したため、荷重-たわみ曲線より、荷重除去時に 0.2% のひずみが残留する応力値として 0.2%耐力を求めるとともに、試験片を 1 mm たわませるのに必要な荷重を材料幅 1 mmあたりとして求めたもの (1mm たわみ荷重) (N/mm) を算出した。

4) 衝撃吸収・分散試験 (図 4)

両面にネオプレン・クッション材 (NE, Patterson Medical) を瞬間接着剤 (ボンドアロンアルファ・ゼリー状, 東亜合成, 東京) で接着し、3 層サンドイッチ構造とした。デュボン衝撃試験機を一部改良したもの (IM-201, テスター産業, 埼玉) を使用し、厚さ 10mm のステンレス鋼板上に、試験材料を静置し、先を鈍端に加工した棒 (撃芯) を介して落下用ウエイト (500g) をウエイト用ガイドに沿って 25cm 上方から自由落下させて加撃した。

(1) ロードセルセンサによる測定 (図 5)

ロードセルセンサ 圧力センサ (LMB-A-2KN, 共和電業, 東京) を使用した。測定・記録は、ウエイト落下時に発生する重量変化を 3 つの圧力センサにて測定し、センサインターフェイスを介して 20 kHz でデータ解析ソフト (DCS-100A, 共和電業) を用い収録した。データ解析ソフトにて、3 つの圧力セン

サで記録された荷重の和を求め、最大荷重 (N) と最大荷重までの時間 (ms) を算出した。試験片数は各試験材料 5 個ずつとした。

(2) フィルムセンサによる測定 (図 6)

フィルムセンサ・プレシート (プレスケール・シートタイプ, サイズ: 縦 30mm×横 30 mm, 富士フィルムビジネスサプライ, 東京) を使用した。プレシートの測定可能圧力範囲領域は, 超低圧用では 0.5 ~2.5 MPa (LLW), 低圧用では 2.5~10 MPa (LW), 中圧用では 10~50 MPa (MS), 高圧用では 50~130 MPa (HS) であったため, 予備試験から至適範囲を確認し, シートを選択した。測定記録はフィルムセンサを材料下部に静置して, 加撃後に圧力画像解析システム専用カメラ (Data Shot FPD-100, 富士フィルムビジネスサプライ, 東京) にて撮像した。収録した画像データを画像解析ソフト (Data Shot FPD-100S 富士フィルムビジネスサプライ) を用いて読み取り, 最大圧力 (MPa) と圧力分布面積 (mm²) を算出した。試験片数は各試験材料 5 個ずつとした。

5) 統計解析

曲げ強さ, 0.2 %耐力, 曲げ弾性係数, 1mm たわみ荷重, 最大荷重, 最大荷重までの時間, 最大圧力および圧力分布面積について, いずれも分散分析ならびに Tukey の多重比較を行った。有意水準は 5%とした。

3. 結果

1) 軟化温度について

AP, PF, CP および ED の軟化温度はそれぞれ 70, 70, 190, 150℃だった。

2) 3 点曲げ試験について (表 2)

AP および PF に関して, 3 点曲げ試験後の各試験片には塑性変形が見られなかった。それ以外の試験片については塑性変形を生じた。

(1) 曲げ強さ

1.6 mm 厚の試験片では 18.5~67.2 MPa の範囲にあり, 3.2 mm 厚の試験片では 32.1~86.3 mm MPa の範囲にあった。統計学的解析の結果, 3.2 mm 厚のほうが 1.6 mm 厚に比べて有意に優れていた。また AP-G4 の曲げ強さは ED-32 を除く全ての 3.2 mm 厚材より有意に優れていた。

(2) 0.2%耐力

1.6 mm 厚の試験片では 12.8~52.9 MPa の範囲にあり, 3.2 mm の試験片では 19.1~74.8 mm MPa の範囲にあった。統計学的解析の結果, 3.2 mm 厚のほうが 1.6 mm 厚に比べて有意に優れていた。AP-G4 の 0.2%耐力は ED-32 を除く全ての 3.2 mm 厚材より有意に優れていた。

(3) 曲げ弾性係数

1.6mm 厚および 3.2 mm 厚材の曲げ弾性係数は 0.5~2.3 GPa の範囲にあった。新たに試作した FRP 材料の曲げ弾性係数は AP より有意に大きく, AP-G4 (6.3GPa) の曲げ弾性係数は他の材料より有意に優れていた。

(4) 1 mm たわみ荷重

1.6 mm 厚の試験片では 0.12~0.56 N/mm の範囲にあり, 3.2 mm 厚の試験片では 0.97~3.33 N/mm の範囲にあった。統計学的解析の結果, 3.2 mm 厚が 1.6 mm 厚に比べて有意に優れていた。AP-G4 の 1 mm たわみ荷重は 1.35 N/mm であり, PF-32, CP-32 および ED-32 を除いた全ての 1.6mm 厚および 3.2

mm 厚材より有意に優れていた。

3) 衝撃吸収・分散試験について (表 3)

衝撃試験終了後、全ての医療用スプリントにおいて撃芯の圧痕が認められ、特に ED-16 は広範囲にわたる放射状のクラックが確認された。今回ロードセルセンサによる測定データから、最大荷重および最大荷重までの時間を計測した。またフィルムセンサによる測定データから、最大圧力および圧力分布面積を算出した。

(1) 最大荷重

コントロールの最大荷重値(試験片なし)は平均 5256.5 ± 343.6 N であり、試験片を介在させると大きく減少した。1.6 mm 厚の試験片では 923~1221 N で、3.2 mm の試験片では 415~571 N であった。3.2 mm 厚が 1.6 mm 厚に比べて有意に優れていた。AP-G4 の最大荷重は PF-32 を除く全ての 1.6mm 厚および 3.2 mm 厚材より有意に優れていた。

(2) 最大荷重までの時間

最大荷重までの時間は試験片に衝撃力が加わってから、最大荷重に達するまでの経時的変化の指標となる。コントロール値は 0.4 ms であり、1.6 mm 厚の試験片では 2.21~2.53 ms を、3.2 mm 厚の試験片では 2.45~2.75 ms を示した。

(3) 最大圧力

ED-32 は測定可能値以下であったため、計測不可能であった。1.6 mm 厚の試験片では 25.6~45.7 MPa を、3.2 mm 厚の試験片では 0.5~5.2 MPa を示した。3.2 mm 厚が 1.6 mm 厚に比べて有意に優れていた。AP-G4 の最大圧力は ED-32 を除く全ての 1.6mm 厚および 3.2 mm 厚材より有意に優れていた。

(4) 圧力分布面積

1.6 mm 厚の試験片では $34.8 \sim 47.5 \text{ mm}^2$ 、3.2 mm 厚の試験片では $34.8 \sim 47.5 \text{ mm}^2$ であった。AP-G4 の圧力分布面積は ED-32 を除く全ての 1.6mm 厚および 3.2 mm 厚材より有意に優れていた。

4. 考察

本研究で使用した 3.2 mm 厚医療用スプリントの熱可塑性樹脂は、いずれも FG 材としての使用実績が認められているものばかりである。しかしながら、これらの熱可塑性樹脂の基礎的物性や衝撃吸収分散性能について殆ど評価されたことはなかったため、FG に必要とされる最低限度の物性(強度など)は未だ確定されているとは言えない。そうした状況にあっても、これら 3.2mm 厚の熱可塑性樹脂で製作された FG が数多くのスポーツ選手に適用され、患部保護装置として奏功している現実を踏まえると、FG 材料として最低限求められる物性(強度など)はこれら 3.2 mm 厚の医療用スプリントの熱可塑性樹脂が有する特性と同程度であると判断して差し支えないと考えた。

実験に先立って軟化温度の測定を行ったが、これは各材料の成形至適温度を把握する上で重要である。本研究で採用した針貫入試験は極めて容易かつ簡便に軟化温度の確認を行うことができる方法である。その結果、AP および PF は 70~80℃程度の温湯で十分軟化され、かつ手指圧力で容易に成形可能な材料であることが確認された。一方 CP および ED は温湯では軟化不可能であること、また十分な軟化後も手指圧力では圧接成形を施すことが困難であることが確認された。よって CP および ED の場合、軟化するにも、圧接成形を行うにも、別途成形機ならびに関連器材が必要となる。これは FG 製作の作業効率や設備投資の面で不利であると考えられる。

一般にガラス繊維は単体で使用されることはまずなく、FRP として使用されることが多い。プラスチックを強化するのに多用されるのはショートロッドガラス繊維と連続性ガラス繊維の 2 種類である。連続性ガラス繊維はショートロッドに比べて母材への含浸が難しい半面、機械的性質をより効果的に改善することが可能と言われている。また単一方向性の繊維はその繊維の方向のみ FRP の強度を向上させる。一方、二方向性の繊維は二方向の強度を向上させることができ、耐久性も付与し、さらには亀裂を防ぐ効果もあるため、負荷のかかる方向がはっきりしない場合などには有効であり、今回 FG コア材の強化材料としては二方向性のものが適していると判断した。ガラス繊維の補強効果に影響を及ぼす因子としては密度、厚さ、織り方などが知られている。なおガラス繊維の主な織り方としては平織、朱子織、からみ織、綾織、模紗織の 5 種類がある。

今回用いたガラス繊維クロスは主な特性は寸法安定性に優れること、引張強さや引張弾性率が極めて大きいこと、耐熱性や耐火性を有するなどが挙げられる。その反面、屈曲や摩擦に弱く、やや脆い性質がある。なお国際がん研究機関（IARC）による発がん性評価はグループ 3 の「ヒト発がん性に分類し得ない」とされており、生体安全性は高い。こうした長所を有するガラス繊維クロスは比較的安価な材料であることもあり、今日幅広い分野で応用展開されている機能性材料の一つである。

低温熱可塑性樹脂をガラス繊維クロスにて強化する場合、それらの含浸性ならびに圧接加工性にやや困難が予想されたが、熱プレス機を使用することで、低温熱可塑性樹脂との含浸性も向上し、コア材として十分に使用出来ると考えた。同じ繊維仲間のカーボンファイバーの応用も考えたが、ガラス繊維に比べて軽量で比強度（単位重量あたりの強度）も高い利点はあるものの、その成形硬化温度は 130～180℃と非常に高く、FG 製作には高価な加熱成形器が必要とされ、加工も容易ではない。また外傷治癒に伴い患部周囲の微調整が必要になった場合などでも、形態修正は困難であることが予測された。さらに保管寿命も最長-18℃で 6 ヶ月という期限もあるなど、制約も少なくないことから、今回は採用しなかった。

また有機質の母材と無機質のガラス繊維を強固に接着させるには、シランカップリングによる表面処理が有効であることが知られている。表面処理法としては、ヒートクリーニングを行った後にシラン処理を行うことが最も有用と考えられるが、一口にシラン処理と言っても、エポキシシラン、アミノシラン、ビニルシラン、アクリルシランといった様々な処理法がある。カップリング剤は母材選択性が強いいため、その性能を十二分に発揮させるためには、母材とシラン処理の最適な組み合わせを検討する必要がある。

そこで、予備実験を繰り返し行った結果、平織タイプでエポキシシラン処理されたガラス繊維クロスが極めて良好な含浸性が示すことを見出した。さらに低温成形が可能な既存熱可塑性樹脂材のうち、PF よりも AP のほうが含浸性に優れていることを確認した。これらの結果に基づき、本研究では母材に AP を選択し、エポキシシラン処理済みの平織ガラス繊維クロスを含浸加工することとした。FRP の機械的性質を向上させるためには、ガラス繊維の配置も重要な要因である。すでに母材の両表面にガラス繊維を埋入させることで靱性が向上することが報告されていることから²⁴⁾、今回の試作材でもそれに倣った。

本研究では 3 点曲げ試験を行って、曲げ強さ、0.2%耐力、曲げ弾性係数および 1 mm たわみ荷重を算出した。曲げ強さは試験中に達する最大圧力であり、破損する前にどの程度の圧力を加えることができるかを示す指標となる。今回検討した材料は一部塑性変形を示さなかった材料があった。材料試験値と

しては曲げ強さが用いられることが多いが、今回の材料では曲げ強さの値に塑性変形の影響を含んでいることが考えられたため、弾性変形内の最大の応力値である弾性限の代用として 0.2%耐力も求めた。ある一定荷重が加わったときに生じる応力は試験片の幅に反比例し、試験片の厚さの 2 乗に反比例する。このことは強度の小さい材料は FG 用コア材として用いるためには必要な強度を得るために厚みが必要なことを示唆している。また医療用スプリント材料でも成形温度が高温の熱可塑性樹脂は成形温度が低温の成形熱可塑性樹脂より大きな曲げ強さ、0.2%耐力を示した。

今回新たに試作した FRP 材はガラスクロス積層枚数が増加するほどより大きな曲げ強さを示した。FG 用コア材としては曲げ強さや 0.2%耐力が大きければ、それだけコア材を薄くしても壊れにくいことを意味するため、より望ましい性質だと考えられる。そうした意味では、今回試験した材料の中で AP-G4 と ED は優れた素材であることが示唆された。また今回得られた 0.2%耐力の曲げ強さに対する割合については、AP-G4 が 79.0%, ED が 78.7%であったのに対し、他の材料では 60.8~70.1%の範囲であった。このことは AP-G4 および ED が他の材料より比較的小さな塑性変形しか生じない、すなわち今回試験した材料の中では比較的脆性な材料であることを意味する。

曲げ弾性係数は材料のたわみ定数であり、弾性変形範囲内でどれくらい簡単に曲げることができるかの指標となる。曲げ弾性係数は一方向の応力の方向に対するひずみ量の関係から求められ、縦軸に応力を、横軸にひずみをプロットした応力-ひずみ曲線の直線部の傾きに相当する。この傾きが大きければ大きいほど、その材料はたわみにくく、弾性係数が高いことを示す。本実験の結果、この曲げ弾性係数はガラスクロス強化型熱可塑性樹脂が最も大きく、続いて医療用スプリント材料の成形温度が高温の熱可塑性樹脂、最も低値を示したのは成形温度が低温の熱可塑性樹脂であった。

1 mm たわみ荷重もまた材料をどれだけ簡単に曲げることができるかの指標となるが、本研究では幅 1 mm の試験試料を 1mm たわませるのに必要な負荷として定義した。通常 FG 内面にクッション材として使用されることの多い NE (ゴム厚 1.6mm) は負荷によって圧縮されると、その厚さは 1 mm 程度減弱する。したがって 1 mm たわみ荷重を比較すれば、クッション材の圧縮限界時のコア材にかかる荷重を比較することができるものと考えられる。FG 用コア材がクッション材の圧縮限界を超えて変形すると、保護すべき患部を圧迫する力が著しく増加する危険性があることから望ましくない。

今回の実験で使用された既存の 3.2mm 厚医療用スプリント材の実際の厚みは約 3.0mm であったことから、この 3.2mm 厚材にある一定のひずみを生じさせる負荷は同じ材質の 1.6mm 厚材の 6.6 倍($=3.0/1.6$ の 3 乗)大きくなるものと考えた。それが大きくなるということは、粘弾性特性を備えた材料においては、その分曲げ強さや 0.2%耐力を向上させる。実際 1.6mm 厚材の曲げ強さと 0.2%耐力は 3.2mm 厚材より低かった。さらに 3.2mm 厚材の 1 mm たわみ荷重は 1.6mm 厚材より 6.6 倍大きいものと推定された。1.6 mm 厚材が 3.2 mm 厚材のよりも大きな塑性変形を示すこともありうるが、結果として今回の実験では 3.2 mm 厚材の 1 mm たわみ荷重は同質の 1.6 mm 厚材と比較して 5~8 倍程度であった。

試作 FRP の曲げ強さ、0.2%耐力、曲げ弾性係数および 1 mm たわみ荷重のいずれについても、AP-G4 のほうが AP-G2 より優れていた。過去の研究報告から、FG に求められる最低限の機械的特性は AP-32 の値が基準となると考えられた。その値を基準にすると、1.6mm 厚材と FRP 材の中では、曲げ強さに関しては、CP-16, ED-16, AP-G2 および AP-G4 が十分な値を示し、1 mm たわみ荷重に関しては AP-G4 だけが十分な値を示していた。

本研究では衝撃吸収・分散試験も行い、最大荷重、最大荷重までの時間、最大圧力および圧力分布面

積を算出した。本研究で用いたロードセルのシステムは FG 材料下に伝達される負荷の経時的変化をモニタリングすることが可能であり、強度および衝撃荷重の変化が記録された。人間の顎顔面骨のうち最も耐性の高い前頭骨を骨折させるために必要な衝撃力は 4,930~5,780 N と報告されている²⁵⁾。そこで 500g の重しを自由落下させる本衝撃実験では、その重しの落下高さを 25 cm に設定することで 5,256 N の衝撃荷重が得られるように設定した。本研究と同様の衝撃荷重システムを使用した従前研究では各種医療用スプリントの衝撃荷重吸収能力が 85~88%まで減衰されることが報告されており、本研究結果(89~92%)も概ね一致していた。

本実験の結果では、衝撃吸収能力と曲げ特性(曲げ強さ、0.2%耐力、曲げ弾性係数、1mm たわみ荷重)の間には明確な関連性はなかった。FRP (AP-G2, AP-G4) の最大荷重は、1.6 mm のものより低く、AP-G4 は PF-32 を除いて、3.2mm 厚の医療用スプリントとほぼ同じであった。ガラス繊維クロスによる補強は FRP の曲げ弾性係数を増加させ、その応力が広範囲に分散されることを示唆しており、FRP 下のクッション材を広く圧縮させて、最大荷重を減弱することが可能であったと考察される。その結果として、FRP の最大荷重はより低い値を示した。

また衝撃分散能についても検討した。用いたフィルムセンサシートはセンサが感知した圧力に応じて赤色濃度を変化することで、衝撃部位とその圧力を記録・測定することができる。赤色濃度の変化がカメラもしくはスキャナと専用ソフトウェアを使用することで分析することが可能である。各フィルムセンサシートにはそれぞれ測定可能な圧力帯が定められており、本研究では 4 種類のフィルムセンサシートを採用した。その結果として、0.5MPa 以下および 130 MPa 以上の衝撃部位を検出することが出来なかった。

最大圧力が減少するということは加衝部位直下の衝撃力吸収・分散が優れていることを示している。受傷部位の保護装置である FG 材には最大圧力を低くできるものが望ましい。最大圧力はコントロール(試験片なし)と ED-32 を除き全てを測定できた。ED-32 の最大圧力を測定することができなかった理由はフィルムセンサの閾値以下であったためである。一般的に最大圧力が低い材料は圧力分布面積が狭くなる傾向を示す。本研究の結果から、3.2 mm 厚医療用スプリントのほうが 1.6 mm 厚のものよりも適していることが確認された。また AP-G2 および AP-G4 の最大圧力ならびに圧力分布面積は 1.6mm 厚医療用スプリントより低かった。さらには AP-G4 は AP-32 より低い最大圧力と圧力分布面積を示した。これらの結果から、AP-G4 は薄い材料であるにもかかわらず、優れた衝撃吸収特性を有することが示唆される。

本研究では、70℃から 80℃の温湯で軟化され手指圧で容易に成形することができる低温熱可塑性樹脂に 2 枚ないし 4 枚のガラス繊維クロスを含浸させた。得られた結果から、ガラス繊維クロスによる補強は、曲げ強度、0.2%耐力、曲げ弾性係数および 1 mm たわみ荷重を有意に増加させ、最大荷重、最大荷重までの時間、最大圧力および圧力分布面積を減少させるのに極めて効果的であることが示唆された。そして AP-G4 は AP-32 より優れていることが示された。

もちろん、さらに多くの枚数のガラス繊維を含浸すれば、機械的特性はさらに向上する可能性はある。しかし本研究で用いた積層加工法では、これ以上含浸枚数を増やすことは困難であった。もし含浸枚数を増加させるのであれば、新たな含浸および積層加工法を模索する必要があると思われる。またより加工成形しやすい熱可塑性樹脂なども調達する必要があるといえる。例えば成形温度が高い医療用スプリント (CP, ED) を FRP 材料に使用するのも一つのアイデアであるが、機械的特性や衝撃吸収性能が向

上することが期待できる半面，操作性が著しく悪くなることが予想される。加えて高温熱可塑性樹脂では，FG 製作時の軟化成形作業のために高価でかつ特殊な加熱成形器が必要となるので，設備投資が必要となる，技工が煩雑となる等の理由から，その汎用性も懸念される。なお今回の *in vitro* 試験結果は，単純な平面状試験片を用いて得られたものであり，今後，複雑な顔の形を想定した試験片による評価も必要といえる。

【研究 ②】

ガラス繊維強化型熱可塑性樹脂材を用いたフェイスガードプロトタイプ製作と臨床試験

1. 緒言

先行研究では、従来 FG よりも薄化および軽量化を実現したアスリート向けの高性能フェイスガードを開発することを目標として、母材である低温熱可塑性樹脂 (AP) をガラス繊維クロスで補強した新規 FRP コア材の創製に取り組み、その基礎的物性の評価を行った。その結果、試作した FRP コア材のガラス繊維クロスによる補強効果は十分であり、厚さをこれまでの約 1/2 としても同程度以上の機械的性質を有する優れたコア材を創製することができた。

そこで今回、この試作 FRP コア材を用いた新型 FG プロトタイプを作製し、それを実際に装用した状況下でのフィールドテストを実施し、臨床的な観点から分析検討を加えた。

2. 方法

1) 倫理審査

本臨床試験に係る倫理審査について、本学歯学部倫理審査委員会から承認を得た (受付番号: 第 674 号)。承認要旨については、サッカー経験者 10 名を被験対象として、当教室で新規に作製したガラス繊維クロス強化型熱可塑性樹脂を用いた新型 FG プロトタイプと既存の FG 材料製の現行 FG の保護性能および使用感等を評点尺度法 (Visual analog scale; VAS) により比較検討することで、新型 FG の保護能力の改善度を分析評価することとした。併せてパフォーマンスや競技能力への影響についても調査し、より高い保護能力とともに、より良好な装着感を兼備したアスリート向けの新型 FG の開発につなげる、という内容である。

2) 被験者

実験競技および想定受傷部位は FG 症例数が最多のサッカーおよび鼻骨骨折とした。そこで、本学サッカー部学生および OB を中心に、実験への協力を依頼した結果、10 名 (男性, 26~39 歳, 平均 28.9 歳) の参加を得た。実験に先立ち、本研究の趣旨等に関する十分な説明を行い、書面による同意を得た。

3) 試験用 FG の製作

(1) 顔面印象採得 (図 7 および 8)

FG 製作²⁰⁾のために、各被験者の顔面印象を採得した。まず始めに鼻孔・外耳孔にワッテを詰め印象材の流入を防止した。頭髮はディスプレイタイプのシャワーキャップを装着して保護し、睫毛、眉毛および髪の生え際にはワセリン分離材を塗布した。印象採得中の呼吸路を確保するため、両口角にストローを保持させた上で、歯科用アルギン酸印象材 (アローマファイン DFⅢ, ジーシー) および速硬性石膏 (キサンターノ, Bayer Dental, Germany) にて閉眼顔面印象採得を行った。印象材および石膏硬化までの約 20 分間には、適宜被験者に声掛けを行い、その安全を確認した。

(2) 作業模型 (図 9)

バイブレーターを併用して印象面に超硬石膏 (ニューフジロック, ジーシー) を注入し、作業模型を製作した。石膏硬化後に、印象から模型を取り出し、気泡のトリミング処理を行い、模型面には表面硬化剤 (ストーンハードナー, ノリタケ) を一層塗布し、完全乾燥させた。

(3) 外形線 (図 10)

鼻骨骨折症例を想定したため、前頭部および左右側頬骨弓部にて支持するアイマスクタイプの FG 設計線を記入した。なお患部である鼻部には緩衝帯を設ける必要があるため、歯科技工用シリコーン（LAB SILICONE：松風）にてリリーフ処理し、約 5mm のスペースを確保した。

（４）コア材の成形（図 1 1）

ガラスファイバー強化型熱可塑性樹脂（AP-G4・1.5mm 厚）あるいは既製熱可塑性樹脂（AP・3.2mm 厚）を、70-80℃の温湯中に 2-3 分浸漬軟化して、模型上で手指にて圧接成形する。なお AP に比べて AP-G4 の硬度はやや高いので、必要に応じてヒートアップガンで追加軟化しながら、成形作業を行った。両眼部は視野を狭窄させないように、超音波カッターにて適切な開放量でくり抜きを施した。

（５）クッション材の接着（図 1 2）

FG の基本構造については硬質コア材の内外層を軟質クッション材で挟み込む積層サンドイッチ構造が最も適当であり、かつ衝撃吸収・分散能力に優れていることは先行研究結果 17, 18) から明らかとなっている。またこうしたサンドイッチ構造にすることで、コンタクトプレー時の相手選手と FG との接触による思わぬ傷害を防ぐことも可能となる。したがってコア材両面にクッション材（ネオプレン 1.6mm 厚）を瞬間接着剤（アロンアルファ・ゼリータイプ、東亜合成）で接着し、その辺縁部は絹糸縫合し、硬質なコア材がむき出しにならないようにした。FG の頭部固定には面ファスナー機能付き織ゴムバンド 2 本で保持させるので、固定源としての面ファスナー 4 個を外層クッション材表面に縫合付与した。

４）フィールドテスト

各被験者に既存 FG 材および試作ガラス繊維クロス強化型 FG 材による 2 種類のカスタム FG を製作供与し、十分な調整とフィッティングを施した上で、フィールドテストを実施した。テスト項目はサッカーの基本動作であるダッシュ、ショートパス、ロングパス、ドリブル、ヘディングとし、全ての動作を行わせた上で、FG 装着感、患部保護能力、プレー中のズレ、パフォーマンスへの影響および視野等について、アンケート調査（VAS 法による主観的評価）を行った。

５）統計解析

患部保護能力、装着感および視野等の VAS 評価値については、クラスカル・ウォリス検定および Wilcoxon の符号付順位検定にて分析した。有意水準は 5%とした。

３．結果

１）加工性について

シート材を顔面石膏模型上で軟化圧接作業を行った場合の操作性ならびに成形性についてガラス繊維クロス強化型 FG 材は、温湯での軟化成形後、特に湾曲が強い鼻周囲は、ヒートアップガンを併用して追加成形を行うことで、従来と同程度の仕上がりとなるので、実用上全く問題はないと考えられた。

２）試験用 FG の規格について

（１）重量

既存 FG の平均重量は平均 69.2g であり、ガラスファイバー強化型 FG のそれは平均 55.2g であった。したがって、ガラスファイバー強化型 FG では平均 14g (20.2%) の軽量化を達成した。

（２）厚径

既存 FG の平均圧径は平均 10.5 mm であったのに対して、ガラスファイバー強化型 FG のそれは平均 7.5

mm であった。したがって、ガラスファイバー強化型 FG では平均 3mm (28.6%) の薄化に成功した。

3) 装着感および患部保護性能について

今回調査した患部保護能力を含めて、FG の装着感、プレー中の FG のズレ、パフォーマンス全体への影響のいずれに関しても、5 種類の基本動作の全てにおいて、ガラス繊維クロス強化型 FG に対する評価と既存 FG に対する評価との間に統計学的有意差は認められなかった (図 1 3)。なお患部保護能力に関して、ガラス繊維クロス強化型 FG 装着により従来型 FG より強く痛みを感じると回答した者が多く、統計学的有意差を認めた。これについては疑義が生じたため、テスト後、具体的にどこが痛んだのかを被験者全員に再確認したところ、想定受傷部 (鼻部) ではなく、支持部 (頬部・前頭部) が痛かったと回答した者が多かったこと、また質問の意図を誤解した者が含まれていたことが判明した。想定受傷部である鼻骨周辺についての痛みはリリース処理を適切に行ったこともあり、痛みや圧迫感を訴えた者は殆どいなかったことを付記する。なお今回検討した 5 種動作の中では、特にヘディングプレー時の影響が大きい結果となった。

4) 視野について

視野についても、5 種類の基本動作の全てにおいて、ガラス繊維クロス強化型 FG のほうが既存 FG に比べて評価が高い傾向にあり、一部の方向については統計学的有意差が認められた (図 1 4))。すなわち、ダッシュでは内域および下方視野について、ショートパスでは外域視野について、ロングパスでは外域視野について、ドリブルでは外域視野について、ヘディングでは内域および上方視野について、ガラス繊維クロス補強型 FG の評価が有意に高かった。

4. 考察

加温軟化したシート材を手指圧にて圧接成形する際、既存 FG 材の場合、作業用石膏模型の凹凸が大きい部位では予想外に伸展したり、逆に厚くなったりと、全体的に均一な厚みを確保することが困難な場合があった。ところが、今回創製したガラス繊維クロス強化型熱可塑性樹脂材の場合には、硬度が高くなったために、加工性にやや難はあるものの、厚みの不均一が生じることはほぼなく、均一な厚みを確保することが比較的容易であった。

今回テストしたサッカーの 5 種類基本動作に関して、ガラス繊維クロス強化型 FG に対する被験者の評価は既存 FG と比べてもほぼ同等であり、装着感等に大きな問題はなかったと言える。本研究で行った基礎的な物性評価の結果から臨床試験成績を総合的に勘案すると、ガラス繊維クロス強化型熱可塑性プラスチックの FG 用材料としての有用性は十二分にあると思われる。まだ一部に課題は残されているものの、近い将来、こうした FRP 素材を応用したアスリート向けの高性能 FG を開発することが可能になるものと思われる。

なお被験者が患部保護能力に対する評価に関して、質問内容を FG 装着時の顔面全体の痛みを聞かれているものと誤解して回答した者が多かった結果、ガラス繊維クロス強化型 FG では支持部 (頬部・前頭部) に圧痛を生じるケースのあることが明らかとなった。この原因としては、ガラス繊維クロス強化により FG コア材の素材剛性が予想以上に高まったため、たわみが極端に少なくなり、それが逆に悪い方向に影響したものと考えられた。現実的には技工操作時の工夫やクッション材の変更等によって解消できるものと思われるが、その一方で今後さらに剛性とたわみの両指標が最適配分となるガラス繊維クロス含浸枚数の追加検討を行う必要性も示唆された。

今回検討した5種動作、すなわちダッシュ、ショートパス、ロングパス、ドリブル、ヘディングの中で、ヘディングプレー時にFG装着による支障が特に大きかった。ヘディング時の影響が大きかった理由としては、今回FGを前頭部まで被覆する基本的な外形設計として製作提供したため、FGがヘディングの打点域にかかり、ボールコントロールがしづらかったものと推察された。これについては素材や構造の問題ではなく、設計の問題であり、競技種目やポジション等を考慮した症例別の設計および調整対応で解決可能と考えられた。

今回創製したガラス繊維クロス強化型熱可塑性樹脂材を応用することにより、薄化および軽量化については、それぞれ平均3mm（約30%）の薄化と平均14g（約20%）の軽量化を達成できた。特にガラスファイバー強化型FGコア材の厚みを既製FG材の1/2まで薄くすることに成功し、さらに機械的物性についても著しく向上させることに成功したため、十分な薄化を達成することができた。そうしたことから、眼部のくり抜きを大きくすることができ、結果として視野狭窄感が格段に向上したのと考えられた。

今後、ガラスファイバー強化型FGコア材の持つ素材特性に合わせたクッション材とのマッチングを種々検討することにより、更なる薄化を図ることも可能であると思われる。なお軽量化については、フィールドテスト実施期間中に実感できたのは一部の被験者のみであり、多くはその軽量感をさほど感じないようであった。したがって、さらなる軽量化を実現する上では、ガラス繊維以外の補強材、例えばカーボンファイバーやカーボンナノチューブ等を応用した強化法についても今後検討し、さらにFG構造の見直しや改良も行う必要があるかもしれない。

結論

本研究では、アスリート向けの高性能FGの開発に資するべく、既存FG材の低温熱可塑性プラスチックをガラス繊維クロスにて強化し、FGコア材を創製した。この新規FGコア材では50%の薄化を達成し、3点曲げ試験および衝撃吸収・分散試験を通じて、より優れた機械的特性を有することが確認された。また新規FGコア材を用いて新型FGプロトタイプを試作し、サッカー基本動作に関するフィールドテストを行い、臨床的な分析評価を行った結果、装着感、患部保護能力、プレー中のズレ、パフォーマンス全体への影響については概ね良好な反応が得られた。さらに視野狭窄感については、従来型FGに比べて格段に改善することが明らかとなった。今後検討すべき課題はまだあるものの、本研究で創製したガラス繊維クロス強化型熱可塑性プラスチックを応用することにより、アスリート向けの高性能FGを開発することが可能になるものと思われる。

謝辞

本研究の遂行にあたり、研究助成を賜りました財団法人上月スポーツ・教育財団に厚く御礼申し上げます。また本研究実施にあたり貴重なご助言を頂きました千葉工業大学非常勤教授 小林雅博氏、および本研究にご協力いただきました被験者各位に心より感謝申し上げます。

参考文献

1. Maladie`re E, Bado F, Meningaud JP, et al.: Aetiology and incidence of facial fractures sustained during sports: a prospective study of 140 patients. Int J Oral Maxillofac Surg 30: 291-295, 2001.

2. Delilbasi C, Yamazawa M, Nomura K, et al.: Maxillofacial fractures sustained during sports played with a ball. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 97: 23-27, 2004.
3. Exadaktylos AK, Eggensperger NM, Egli S, et al.: Sports related maxillofacial injuries: the first maxillofacial trauma database in Switzerland. *Br J Sports Med* 38: 750-753, 2004.
4. Mourouzis C, Koumoura F.: Sports-related maxillofacial fractures: a retrospective study of 125 patients. *Int J Oral Maxillofac Surg* 34: 635-638, 2005.
5. Fuller CW, Junge A and Dvorak J.: A six year prospective study of the incidence and causes of head and neck injuries in international football. *Br J Sports Med* 39(Suppl 1): i3-i9, 2005.
6. Kaplan S, Driscoll CF and Singer MT.: Fabrication of a facial shield to prevent facial injuries during sporting events: a clinical report. *J. Prosthet Dent* 2000; 84: 387-389.
7. Heise M., Eufinger H and Rarreck T.: Individual facial protection masks after fracture treatment of the nasal bone and the zygomatic arch in professional soccer players (German, English abstract). *Mund Kiefer Gesichts Chir* 5: 320-322, 2001.
8. 織家 茂, 白石 稔: プロのサッカー選手を下顎骨骨折後, 早期に実戦復帰させた治療経験. *スポーツ歯誌* 4;:28-31, 2001.
9. 西野誠一, 入江雄二, 中島博光ほか: スポーツと防具 サッカー選手のフェイスガードについて 「鼻骨プロテクター」の製作, *日臨スポーツ医誌* 21:433-440, 2004.
10. de Baat C, Peters R, van Iperen-Keiman, CM, et al.: A facial shield for a sportsman with an orofacial trauma (Dutch, English abstract). *Ned Tijdschr Tandheelkd* 112: 177-180, 2005.
11. 吉田一男, 西山詩乃, 伊藤 誠: 頬骨骨折におけるフェイスガードの製作経験, *PO アカデミージャーナル* 14 (Suppl):150-151, 2006.
12. Morita R, Shimada K and Kawakami S. Facial protection masks after fracture treatment of the nasal bone to prevent re-injury in contact sports. *J Craniofacial Surg* 18: 143-145, 2007.
13. Cascone P, Petrucci B, Ramieri V, et al.: Security hi-tech individual extra-light device mask: a new protection for [soccer] players. *J Craniofacial Surg* 19: 772-776, 2008.
14. Procacci P, Ferrari F, Bettini G, et al.: Soccer-related facial fractures: postoperative management with facial protective shields. *J Craniofacial Surg* 20: 15-20, 2009.
15. 藤野祥子, 中禮 宏, 安部圭祐ほか: 頬骨と眼窩を複雑骨折したサッカー選手に製作提供したカスタムフェイスガードの一例. *スポーツ歯誌* 13: 108-113, 2010.
16. Churei H, Abe K, Fujino S, et al.: Clinical effectiveness of a custom faceguard for a futsal player injured with a nasal bone fracture for early and safe return: A case report. *Int J Sport Dent* 4: 34-40, 2011.
17. 中禮 宏, 横田嘉代子, 高橋英和ほか: 顎顔面領域の防具フェイスガード製作材料の基礎的物性評価(第1報) 衝撃吸収能力. *スポーツ歯誌* 11:90-95, 2008.
18. 中禮 宏, 安部圭祐, 横田嘉代子ほか: 顎顔面領域の防具フェイスガード製作材料の基礎的物性評価—第2報 衝撃吸収能力(穴あけの影響)—. *スポーツ歯誌* 14:17-21, 2010.
19. Federation Internationale de Football Association: Laws of the game 2011/2012, http://www.fifa.com/mm/document/affederation/generic/81/42/36/lawsofthegame_2011_12e.pdf, 2011.

20. Ueno T and Churei H: Fabrication technique for custom faceguard with thermoforming material. *Int J Sport Dent* 1: 67-71, 2008.
21. 中禮 宏, 藤野祥子, 井原千恵ほか: 鼻骨骨折症例に対するカスタムメイド・フェイスガード-視野検査の導入-. *日臨スポーツ医会誌* 15: S163, 2007.
22. 上野俊明, 中禮 宏, 安部圭祐ほか: 顎顔面骨折症例に対して製作提供されたカスタムフェイスガードの臨床評価. *スポーツ歯誌* 14: 108, 2011.
23. 安部圭祐, 中禮 宏, 高橋英和ほか: 顎顔面保護防具フェイスガード製作用コア材料の基礎的物性評価—3点曲げ試験による評価—*スポーツ歯誌* 15: 17-22, 2011.
24. Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, et al.: Effect of cross-sectional design on the modulus of elasticity and toughness of fiber-reinforced composite materials. *J Prosthet Dent* 94: 219-226, 2005.
25. Nahum AM, Gatts JD, Gadd CW, et al.: "Impact Tolerance of the Skull and Face," *Proceedings of the 12th Stapp Car Crash Conference*, pp. 302-316, 1968.

図表

【研究①】

図 1 : 熱プレス機



図 2 : ガラス繊維クロス強化型熱可塑性樹脂の試作



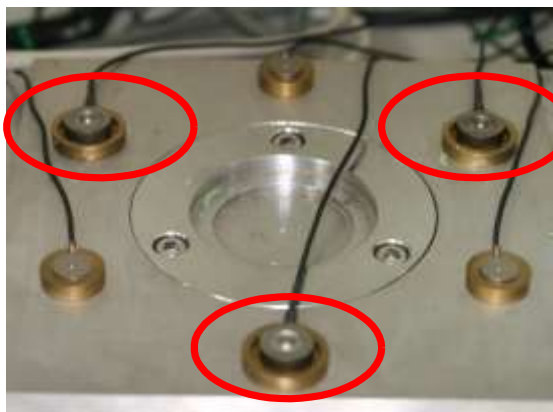
図 3 : 3 点曲げ試験



図 4：衝撃試験システム



図 5：ロードセルセンサによる衝撃吸収能の測定



*  を付けた 3 つの圧力センサのみで
鋼板を支持・測定するよう設置



センサインターフェイス
(EDX-100A)

図 6：フィルムセンサによる衝撃分散能の測定（左：各種フィルムセンサ、右：圧力画像解析システム）



表 1：実験材料に関する製品情報一覧

製 品	製造元	主な組成	軟化温度 (°C)	厚み	記号
<医療用スプリント>					
アクアプラストウォ ーターカラーズ	パターソンメデ ィカル	ポリカプロラク ト	65-75	1.6mm 3.0mm	AP
ポリフォーム	パターソンメデ ィカル	ポリカプロラク ト	65-75	1.6mm 3.0mm	PF
コ・ポリマーシート	アドバンフィッ ト	ポリプロピレンポ リエチレンコポリ マー	190-220	1.6mm* 3.0mm	CP
エルコジュール	エルコデント	ポリエチレンテレ フタレート	155	1.6mm* 3.0mm	ED
<試作品>					
AP+ガラス繊維	ユニチカ	ポリカプロラク ト ン, ガラスクロス	65-75	1.5mm*	AP-G2 AP-G4
<クッション材>					
ネオプレン	パターソンメデ ィカル	ネオプレンゴム+ パイル地		ゴム厚 1.6mm	NE

*：熱プレス機で圧接して厚みの調整を行った。

表 2：3点曲げ試験データ

	AP-16	PF-16	CP-16	ED-16	AP-G2	AP-G4	AP-32	PF-32	CP-32	ED-32
曲げ強さ (MPa)	18.5 ± 1.3 ^F	20.5 ± 1.0 ^F	33.8 ± 1.2 ^E	67.2 ± 2.1 ^C	41.6 ± 1.2 ^D	74.6 ± 6.1 ^B	32.1 ± 1.4 ^E	35.4 ± 1.8 ^E	45.3 ± 0.9 ^D	86.3 ± 0.4 ^A
0.2%耐力 (MPa)	12.7 ± 1.0 ^F	13.4 ± 0.3 ^F	20.6 ± 0.9 ^E	52.9 ± 1.7 ^C	28.6 ± 3.1 ^D	58.9 ± 5.0 ^B	19.9 ± 1.7 ^E	12.2 ± 0.7 ^F	25.8 ± 0.6 ^D	74.8 ± 0.3 ^A
曲げ弾性係数 (MPa)	468 ± 26 ^F	874 ± 43 ^{E, F}	1418 ± 97 ^{B, E}	2061 ± 76 ^{B, C, D}	2596 ± 136 ^B	6302 ± 995 ^A	567 ± 33 ^F	1439 ± 106 ^{B, E}	1577 ± 88 ^{C, D}	2250 ± 12 ^{B, C}
1mm たわみ荷重 (N/mm)	0.12 ± 0.01 ^H	0.23 ± 0.01 ^{G, H}	0.38 ± 0.02 ^{G, F}	0.56 ± 0.03 ^F	0.56 ± 0.04 ^F	1.35 ± 0.22 ^D	0.97 ± 0.06 ^E	2.21 ± 0.16 ^C	2.58 ± 0.08 ^B	3.33 ± 0.02 ^A

(上付き英文字が同じデータ間には統計学的有意差がないことを示す。)

表 3：衝撃吸収・分散試験データ

	AP-16	PF-16	CP-16	ED-16	AP-G2	AP-G4	AP-32	PF-32	CP-32	ED-32
最大荷重(N)	1014 ± 19 ^C	923 ± 48 ^D	1152 ± 30 ^B	1221 ± 106 ^A	913 ± 33 ^D	515 ± 71 ^F	571 ± 18 ^E	415 ± 16 ^G	555 ± 20 ^E	569 ± 20 ^E
最大荷重までの時間 (ms)	2.51 ± 0.09 ^{A,B}	2.53 ± 0.07 ^{A,B}	2.36 ± 0.18 ^{B,C}	2.21 ± 0.11 ^C	2.52 ± 0.09 ^{A,B}	2.51 ± 0.09 ^{A,B}	2.71 ± 0.12 ^A	2.75 ± 0.06 ^A	2.55 ± 0.09 ^A	2.45 ± 0.08 ^B
最大圧力(MPa)	30.5 ± 2.6 ^C	25.6 ± 5.7 ^C	37.4 ± 1.9 ^B	45.7 ± 5.7 ^A	25.0 ± 1.3 ^C	2.2 ± 0.5 ^D	5.2 ± 0.9 ^D	1.4 ± 0.2 ^D	1.1 ± 0.1 ^D	0.5 以下
圧力分布面積 (mm ²)	40.7 ± 1.9 ^B	39.1 ± 3.4 ^B	34.8 ± 2.7 ^{B,C}	47.5 ± 3.7 ^A	30.0 ± 4.2 ^C	4.9 ± 2.4 ^D	29.2 ± 4.8 ^C	2.6 ± 2.1 ^D	0.1 ± 0.1 ^D	測定不可

(上付き英文字が同じデータ間には統計学的有意差がないことを示す。)

【研究②】

図 7：顔面印象採得の前処理



図 8：顔面印象採得



図 9：作業用顔面模型



図 10：FG 設計線および患部リリース



図 11：コア材の圧接成形およびトリミング



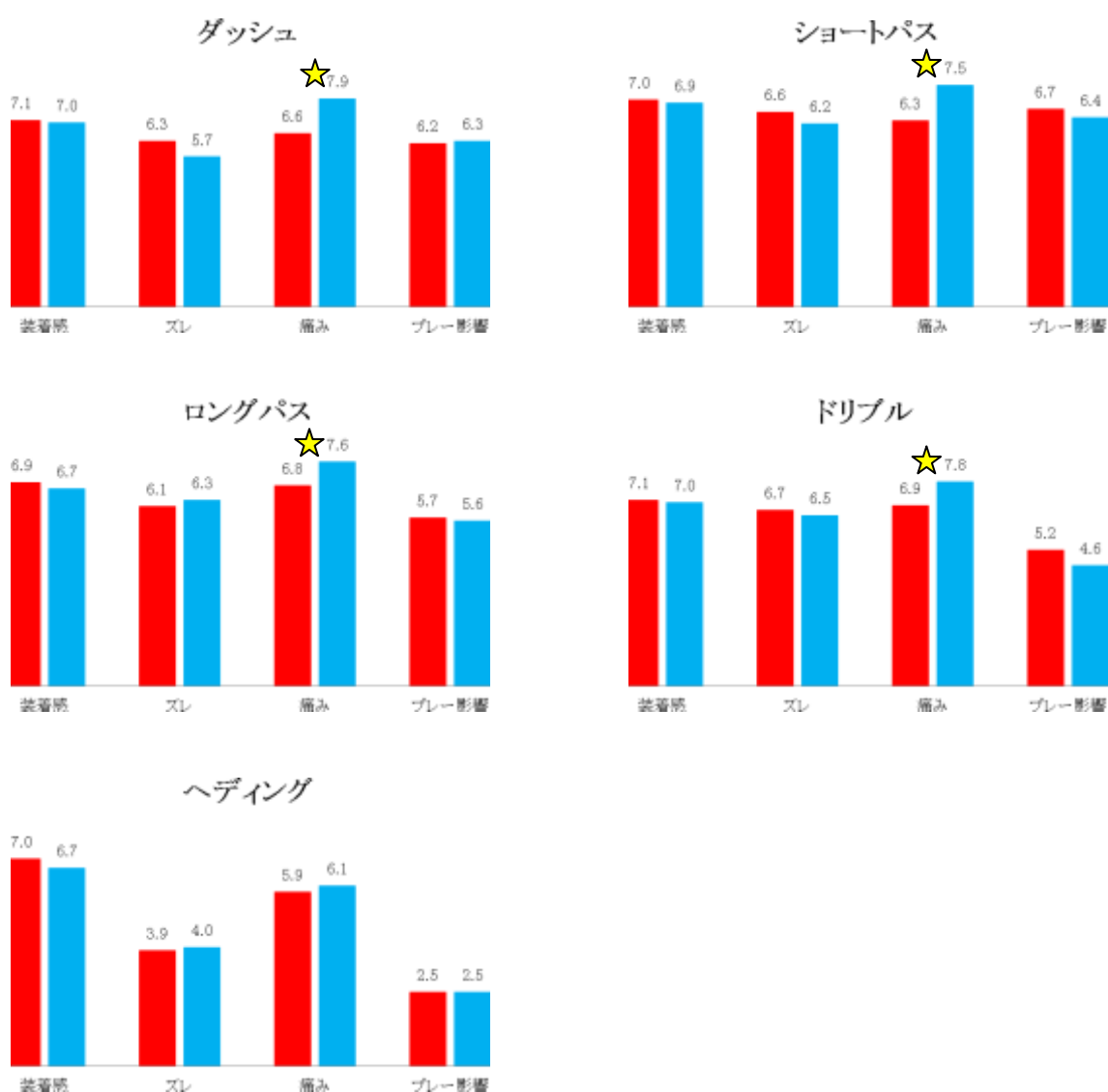
(左：新型コア，中：従来型コア，右：従来型（上）と新型の重ね合わせ)

図 1 2 : 完成 FG



(左：新型 FG プロトタイプ，中：従来型 FG，右：従来型 FG (上) と新型 FG プロトタイプ (下) の重ね合わせ)

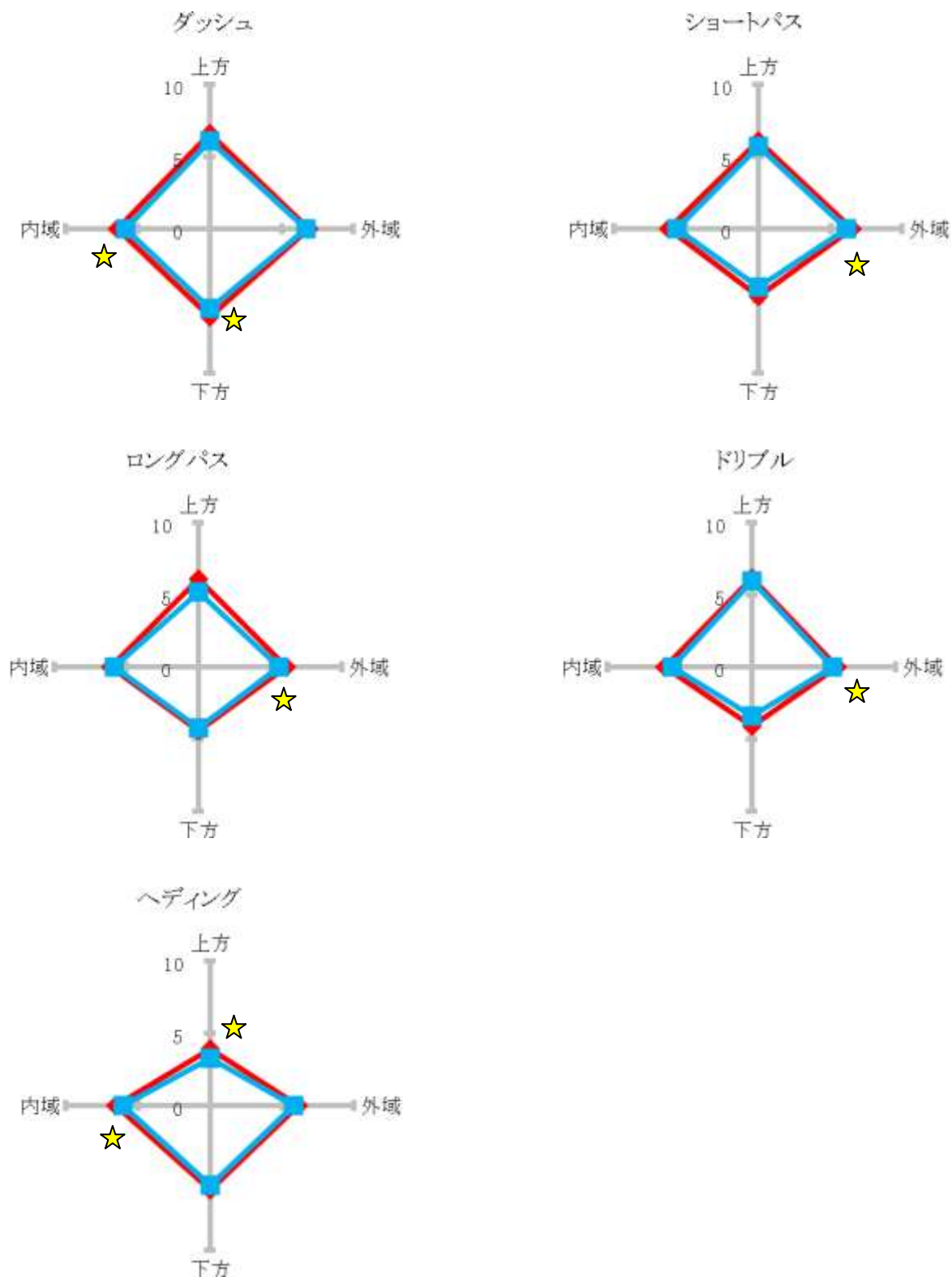
図 1 3 : フィールドテストでの成績 (患部保護能力等)



青色ヒストグラム：従来型 FG，赤色：新型 FG プロトタイプ。各評価項目の数値の意味は次のとおり。
 装着感：0(最悪)～10(最良)，プレー中のズレ：0 (非常に気になる)～10 (全く気にならない)，患部の痛み：0 (非常に痛い)～10(全く痛くない)，プレー全体への影響：0(大いに問題あり)～10 (全く問題

なし)。★：統計学的有意差あり ($p<0.05$)。

図 1 4：視野狭窄感の評価結果



青線：従来型 FG，赤線：新型 FG プロトタイプ。視野狭窄感：0（全く見えない）～10（完全に見える）。

★：統計学的有意差あり ($p<0.05$)。