

アスリート向け高性能スポーツ・マウスガードの開発 —ガラスファイバー強化型新規材料の創製と応用—

東京医科歯科大学大学院	中 禮 宏
(共同研究者) 同	深 沢 慎太郎
同	高 橋 英 和
同	宇 尾 基 弘
同	上 野 俊 明

Development of High-Efficiency Athletic Mouth Guard for Athletes —Invention of New Mouth Guard Materials Reinforced with Fiberglass Cloth and Application —

by

Hiroshi Churei, Shintaro Fukasawa, Toshiaki Ueno

*Sports Medicine/Dentistry, Graduate School of Medical and Dental Sciences,
Tokyo Medical and Dental University*

Hidekazu Takahashi

*Oral Biomaterials Engineering, Course of Oral Health Engineering,
Faculty of Dentistry, Tokyo Medical and Dental University*

Motohiro Uo

*Advanced Biomaterials, Graduate School of Medical and Dental Sciences,
Tokyo Medical and Dental University*

ABSTRACT

It has been already confirmed that mouth guard (MG) requires to be fabricated more thinly with better shock absorption. A method of reinforcement with fiberglass was taken to apply in MG material for improvement. The purposes of the present study

are as follows; 1) evaluation a fiberglass reinforced thermoplastic MG material by its flexural properties and the bonding strength with the base MG material which was ethylene-vinyl acetate co-polymer and 2) confirmation the ease of clinical application with focus on a fiberglass reinforced MG material by which a new type of MG may easily be fabricated.

A fiberglass reinforced MG material was made successfully by embedding five layers of fiberglass clothes on the both side of base MG sheet by pressing with metal hot plate and vacuum machine. It had better bonding strength with the base MG material, and also its flexural properties were improved drastically.

A prototype MG sample used with a fiberglass reinforced MG material could easily be fabricated. This mouthguard sample showed almost same shock absorption ability in the tooth distortion compared with a conventional laminated type of MG made of the base MG material.

Reinforcement of MG material with fiberglass could be improved by physical properties and kept adhesion capabilities to base MG material. We could confirm the prospect of clinical applications of fiberglass reinforced thermoplastic material as MG material. Future investigation should be carried out to be satisfied the requirement for the fabrication of MG more thinly with better shock absorption.

要 旨

薄くて装着感を向上させかつ強度および衝撃吸収能力が維持・向上するスポーツ・マウスガード(MG) 製作を目指し、スポーツ・MG 材料へのガラスファイバーにて強化する方法を応用した新規材料の開発に関する基礎的研究を行った。

真空ポンプ吸引下で加熱・圧接することで従来 MG 材料にガラスファイバーを埋入し、新規材料を創製した。新規材料の基礎的物性評価として、3点曲げ試験から曲げ強度の飛躍的向上を、剥離試験から従来材料との接着性を確認した。

創製した新規材料を用いて、プロトタイプ MG を製作したところ、成形性は良好で臨床応用が可能と考えられた。しかし、装着による耐衝撃時の歯のひずみ抑制効果は向上が見られなかった。今後、飛躍的に向上した機械的性質を生かして構造

を工夫することで、ガラスファイバー強化型の MG 材料をアスリート向け高性能スポーツ・MG に臨床応用が可能となっていくと考えられた。

諸 言

歯科口腔外傷はスポーツ中に好発する外傷の一つであり、その発生率は減少傾向にはあるが依然として高いと言われている^{1,2)}。従来、こうしたスポーツによる歯科口腔外傷に対するマウスガード(MG)の予防効果は広く知られ、それを裏付けるための実験的材料評価も様々行われ、その有用性が国内外で認識され始めている^{3,4)}。そのため、スポーツ愛好家からトップアスリートまで外傷予防の観点からの MG 装着が広く推奨されるようになってきた^{5,6)}。MG の設計のポイントとしては外傷防護機能と快適性の両立である⁷⁾と言われている。近年、スポーツ人口の増加とともに

に、トップアスリートの競技レベルが上昇し、求められる要件も高いものになってきている。外傷防護機能に関しては、歯および歯周組織に対して十分な衝撃吸収効果を得るためには、MG材料の力学的評価から十分な厚みを確保することが求められる³⁾。一方快適性に関しては、MG装着に関する臨床評価から、厚みを増すと発声、呼吸、違和感などにより競技への影響が懸念されるようになる⁵⁾。これは、レベルの上昇とともに耐衝撃性能の向上のために厚さをより増す必要があるが、競技能力への影響を軽減させるためには厚さをより軽減させる必要があり、要件が相反するものとなっていた。そのため、トップアスリート用MGとしてより一層MGの効果を補強する材料や設計の応用の必要性が指摘されてきた。

従来検討されたトップアスリート用にも応用可能な高性能MGとしては、衝撃の分散効果を向上させる硬質材料をMG材料にて挟み込む方法^{8,9)}や、衝撃の吸収効果を向上させる軟質材料をMG材料にて挟み込む方法¹⁰⁾などがあるが、いずれも衝撃分散能力の向上が認められたが、厚みが増すことによる装着感の悪化や、母材となるMG材料と挿入材料との接着性が乏しいことからMG材料間の剥離が懸念され、MGの耐久性においても十分なものとは言えなかった。

一方、プラスチック材料をガラス繊維にて強化する方法は、工業界では広く知られている。我々も、顎顔面領域の保護装置で、顎顔面骨折後の選手が早期復帰のために装着するフェイスガード(FG)の材料を補強するために、ガラス繊維を応用することで、FGを薄くて軽くできることを報告してきた¹¹⁾。そのため、このガラス繊維強化法は、熱可塑性の母材にガラス繊維を含浸させることで、MGの厚みを増すことなく衝撃分散効果の向上が期待できるため、応用可能となれば非常に有用と考えられた。

しかし、現在までのところMGに応用された

という報告はなく、MG材料としては基礎的研究もなされていない。そこで、現在MG材料として利用実績のある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MG材料の創製を試みた。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MG材料の基礎的物性と比較検討した。

さらに、新規MG材料を用いて、実際にMGを製作して、成形性やMG形態での衝撃吸収能力などを確認のうえ、臨床応用への可能性について検討した。

1. 方法

1.1 研究 1

マウ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

1.1.1 材料

本研究では、MG材料として利用実績がある熱可塑性材料のエチレン・酢酸ビニル共重合樹脂(ERK:ERKOFLEX, ERKODENT)とともに、それを母材として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(FRP)とした。

以下の全ての実験に関して、特に規定がない場合、室温 $23\pm 1^{\circ}\text{C}$ 、湿度 $50\pm 20\%$ の一定範囲内の環境で行った。

1.1.2 ガラス繊維強化型材料の作製

図1にFRP作製機器の全景を示す。加熱プレス機(AH-1T 熱板サイズ $250\times 150\text{mm}$ の特注、アズワン)の上下熱板上に、ステンレス板とテフロン加工シートを敷き、母材となるMG材料(直径 120mm 、厚さ 3mm)を中心にガラス繊維クロス(M100X104H、平織、Eガラス、ユニチカ)表裏面に5枚ずつの計10枚静置した。上下ステ

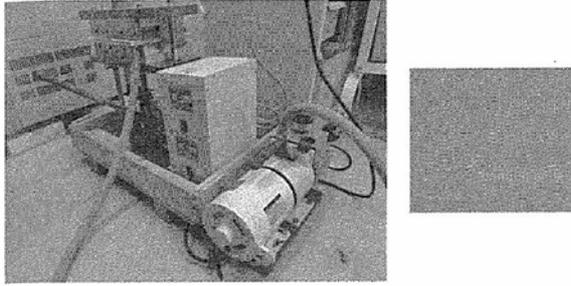


図1 FRPの作製

左：加熱プレス機と真空ポンプ
右：ガラスファイバー強化型マウスガード材料

ステンレス板の辺縁を耐熱テープで密封して挟みこみ、真空ポンプでの吸引下で、両端に1mm厚スペーサーを介在させた状態で、上下熱板同士を密着させて、ガラス繊維をERKへ含浸させた。上下熱板の温度はメーカー指定の加熱成形温度を参考に180℃に設定し、8,000N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。放冷開始から24時間経過後に、FRP試験片の切り出し作業を行った。

1.1.3 3点曲げ試験

図2に3点曲げ試験の様相を示す。

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FRP試験片の3点曲げ試験を行った。万能試験機(1123型, Instron, Canton, MA)を用いて、支点間距離40mmでクロスヘッドスピード1.0mm/minにて行った。試料数は5個とし、データはデータ解析ソフト(MerlinシリーズⅨ, Instron)を使用して曲げ強度および曲

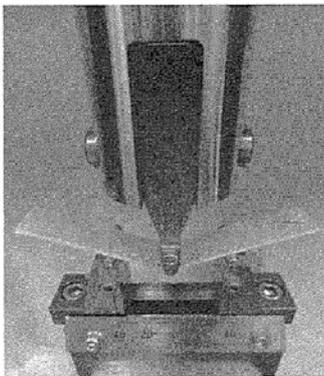


図2 3点曲げ試験

支点間距離40mm, クロスヘッドスピード1.0mm/min

げ弾性係数を算出した。

1.1.4 剥離試験

図3に剥離試験の写真を示す。

ERKとFRP試験片を接着面(長さ15mm)以外テフロン加工シートで分離して密着させ、加熱プレス機で接着した。24時間放置した後、接着面が平行部と一致するようにダンベル型(JIS K6251:2004に準拠)に切断し、これを半切して試験片とした。試験片の接着面は幅4mm,長さ7.5mmとなり、専用のジグにて、万能試験機(1123型, Instron)に保持し、クロスヘッドスピード50mm/minでERKとFRPの剥離試験を行った。剥離するまでの最大荷重を試験片の幅で除したものを接着強さとした。試料数は6個とした。

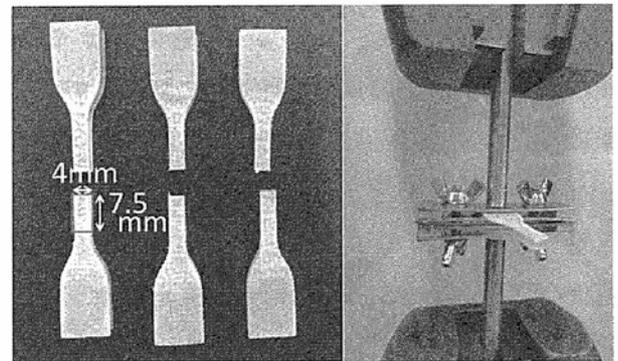


図3 剥離試験

左：剥離試験試料(枠内が接着面)
右：剥離試験(クロスヘッドスピード50mm/min)

1.1.5 衝撃試験

FRP両面にERKで挟み込んで密着させ、加熱プレス機でFRP作成時と同様に減圧下で加熱成形した。試験片は直径3cm,厚さ3mmの円形とし、ERK・FRP・ERKのラミネートとERK単体の2種類とした。デュポ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、直径3cm(g)の鉄球を100cm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

ロードセルセンサ(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サンプリング速度 20 kHz でデータ解析ソフト(DCS-100A, 共和電業)を用い記録した。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、最大荷重と最大荷重までの時間を算出した。試料数は5個ずつとした。

統計学的検定は分散分析を行った後、post-hoc testとしてTukeyの多重比較を有意水準5%で行った。

2) フィルムセンサによる測定

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30mm, 富士フィルムビジネスサプライ, 東京)の中圧用(測定可能範囲:10~50MPa)を使用した。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)と感圧面積(mm²)を算出した。なお感圧面積は10MPa以上の面積とした。試料数は5個ずつとした。

統計学的検定は等分散検定を行った後、等分散であったため、対応のないt-検定を行い、有意水準は5%とした。

1.2 研究 2

ガラス繊維強化型熱可塑性樹脂材を用いたプロトタイプマウスガードの製作と衝撃試験

1.2.1 材料

研究1で使用したERKとFRPを使用した。ERKのみ使用した従来型MGとFRPを挿入使用したプロトタイプMGを作製することとした。

1.2.2 MG 作業用模型の作製

プロトタイプMG製作のために、歯科学教育用の顎模型(D18FE-500A-QF, ニッシン)を付加型シリコン印象材(デュプリコン, 松風)にて複印象をとり、硬石膏(ニュープラストーン, ジーシー)にて作業模型を作製した。

1.2.3 MG 外形線

トップアスリート用MGを想定して複数のシートを積層して作成するラミネートタイプのMGとした。1層目は前歯部から第一大臼歯遠心までとし、唇頬側は歯肉境移行部から2mm上方、口蓋側は咬合面中心溝(臼歯部)あるいは歯冠中央部(前歯部)までとした。2層目は前歯部から第二大臼歯遠心までとし、唇頬側は歯肉境移行部から2mm上方、口蓋側は歯頸部までとした。

1.2.4 MG 成形

図4に作製したMGの積層断面図を示し、図5に作製したMGの写真を示す。

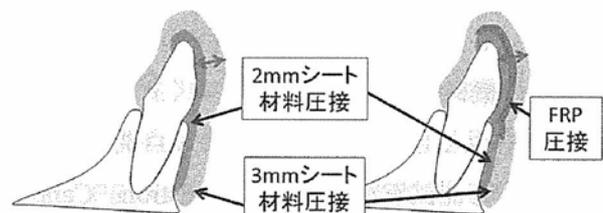


図4 MG作製の積層断面図

左:従来型MG

右:プロトタイプMG

プロトタイプはFRP圧接により厚くなるため、全材料圧接後に従来型と同じ厚さになるように、赤矢印部などを測定しながら同じ形態に揃えた

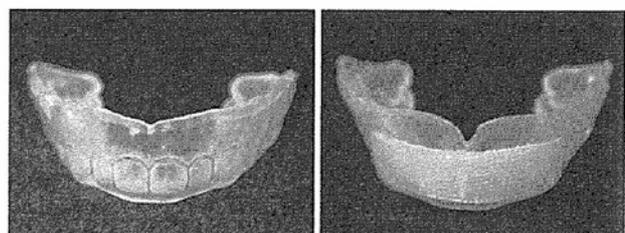


図5 MGの作製

左:ERKのみを用いて作製したMG

右:FRPを挿入したプロトタイプMG

ERKの2mmシートを改良型吸引形成器(ErkoformTM3D, Erkodent)にてメーカー指定の

温度にて圧接成形し、前項で記載した外形線で切断した。同様にERKの3mmシートを圧接成形し、前項で記載した外形線で切断した。縁端は唇側をコルベン状とし、口蓋側を口蓋に移行的となるようにした。プロトタイプMGは、2層目を圧接する前に、切り出し成形しておいたFRP（厚さ：1mm）をヒータリングガンで加熱して左右犬歯間に手指にて圧接成形した後に、2層目のERKの3mmシートを圧接した。FRPの挿入により隆起した分は、厚さが同一となるように削除した。

1. 2. 5 衝撃試験（3軸型ひずみゲージによる測定

図6に衝撃試験の写真を示す。顎模型の左側中切歯口蓋側に3軸型ひずみゲージ（KFG-1-120-D170-11L1M2S）を装着し、測定用模型とした。MGを装着した模型を厚さ10mmのステンレス鋼板上に万力で固定、マーキングしてある加撃部位（左側中切歯唇側中央部）に1.1.5と同様の衝撃を与える試験を、各MGにつき5回行った。

データはセンサインターフェイス（PCD-300A）を介して制御ソフト（PCD-30ARD）を用いサンプリング周波数2,000HzにてPCに記録し、ひずみゲージから得られた最大主ひずみ（ $\mu\epsilon$ ）、最小

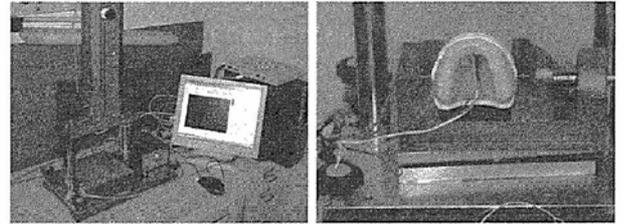


図6 衝撃試験

左：試験全景
右：3軸ひずみゲージによる測定

主ひずみ（ $\mu\epsilon$ ）のピーク値を算出した。

統計学的検定は等分散検定を行った後、等分散であった場合は対応のないt-検定を、等分散でなかった場合はMann-WhitneyのU検定を行い、有意水準は5%とした。

2. 結果

表示データはそれぞれ5回の測定における平均値 ± 標準偏差である。

表1にMG材料の力学的性質を、表2に3軸型歪ゲージによるMGの力学的性質の評価を示す。

2.1 3点曲げ試験

FRPの曲げ強度は 32.8 ± 2.9 MPaで、曲げ弾性係数は 3.8 ± 0.7 GPaとなった。

表1 MG材料の力学的性質

試料種類	試料番号	3点曲げ試験			剥離試験 (対 ERK)	衝撃試験			
		曲げ強度 (MPa)	弾性係数 (GPa)	剥離強さ (N/mm)		ロードセルセンサ		フィルムセンサ	
						最大荷重 (10N)	到達時間 (ms)	最大圧力 (MPa)	感圧面積 (mm ²)
FRP	1	31.5	3.10	3.48	226	0.45	46.8	93.4	
	2	37.2	4.81	3.92	218	0.45	36.8	74.1	
	3	33.0	4.02	3.06	231	0.40	41.0	83.8	
	4	29.2	3.11	3.89	227	0.40	43.0	86.2	
	5	32.8	4.12	3.99	229	0.45	39.8	96.2	
	6	\	\	4.23	\	\	\	\	
	平均	32.8	3.83	3.76	226	0.43	41.5	86.7	
ERK	1	2.70 ¹³⁾	24.7 ¹³⁾ MPa	5 ~ 8 ¹³⁾	193	0.55	29.0	76.7	
	2				194	0.50	28.5	79.6	
	3				200	0.55	31.5	85.3	
	4				200	0.50	28.5	81.1	
	5				201	0.55	29.0	81.1	
	平均				197	0.53	29.3	80.8	
試料なし	\	\	\	294	0.39	-	-		

*：衝撃試験「試料なし」測定範囲を超え、フィルムセンサが破損のため、測定値なし

表2 3軸型歪ゲージによるMGの力学的性質の評価

試料種類	試料番号	最大主歪 ($\mu\epsilon$)	最少主歪 ($\mu\epsilon$)
プロトタイプ MG	1	864	-335
	2	610	-111
	3	696	-118
	4	806	-137
	5	862	-152
	平均	768	-171
従来型 MG	1	440	-303
	2	708	-261
	3	514	-272
	4	675	-522
	5	898	-550
	平均	647	-382

2.2 剥離試験

ERKとFRPを接着させた場合、剥離強さは $3.76 \pm 0.42 \text{N/mm}$ であった。

2.3 衝撃試験

1) ロードセルセンサによる測定

最大荷重は材料なしで $2,939 \pm 123 \text{N}$ 、ERKのみの試料は $1,974 \pm 37 \text{N}$ でFRPをERKで挟み込んだ試作試料は $2,261 \pm 49 \text{N}$ であった。最大荷重までの時間は材料なしで $0.39 \pm 0.02 \text{ms}$ 、ERKのみの試料は $0.53 \pm 0.03 \text{ms}$ でFRPをERKで挟み込んだ試作試料は $0.43 \pm 0.03 \text{ms}$ であった。

ERKのみが有意に最大荷重が小さく、最大荷重までの時間も延長されていた ($p < 0.05$)。

2) フィルムセンサによる測定

最大圧力はERKのみの試料は $29.3 \pm 1.3 \text{MPa}$ で、FRPをERKで挟み込んだ試作試料は $41.5 \pm 3.7 \text{MPa}$ であった。感圧面積はERKのみの試料は $80.8 \pm 3.1 \text{mm}^2$ で、FRPをERKで挟み込んだ試作試料は $86.7 \pm 8.7 \text{mm}^2$ であった。

ERKのみが有意に最大圧力が小さかったが ($p < 0.05$)、感圧面積は有意差がなかった。

3) 3軸型ひずみゲージによる測定

最大主ひずみはERKのみのMGは $647 \pm 179 \mu\epsilon$ で、FRPをERKで挟み込んだ試作MGは

$768 \pm 112 \mu\epsilon$ となった。最小主ひずみはERKのみのMGは $-382 \pm 142 \mu\epsilon$ で、FRPをERKで挟み込んだ試作MGは $-171 \pm 93 \mu\epsilon$ となった。いずれも有意差はなかった。

2.4 プロトタイプMG製作時のFRP挿入・加工性

試作したFRPを上顎両犬歯間に合わせて切断し、エアホットバーナーを使用して追加成形を行うことで、成形温度が 100°C 前後のため簡便に成形が可能で、実用上全く問題はないと考えられた。

ひずみゲージの測定にあたり、FRP挿入部分のMGの厚みを、比較対照としたFRPを挿入せずに製作したMGと揃えた。

3. 考察

1) 3点曲げ試験とその算出値について

ある一定荷重が加わったときに生じる応力（反力）は、試験片の幅に反比例し、試験片の厚さの2乗に反比例することから、材料の曲げ強度を比較することで、厚さと強度の関係性を類推することが可能となる。さらに、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、横軸にひずみをとった応力ひずみ曲線の直線部の傾きに相当する。傾きが大きければたわみにくく弾性係数が高いことを示す。

従来報告からMG材料の曲げ強さと弾性係数を検討すると、試作材料の母材となったERKは曲げ強度 2.7MPa 、弾性係数 24.7MPa と報告されており¹³⁾、医療用スプリント材料（曲げ強度 $21.6 \sim 86.3 \text{MPa}$ 、弾性係数 $0.6 \sim 2.3 \text{GPa}$ ）や歯科の義歯に使用される樹脂（曲げ強度 101.4MPa 、弾性係数 3.0GPa ）よりも明らかに小さな値をとると報告があった¹²⁾。今回試作したFRPは、ガラス繊維を埋入させることで、曲げ強度、弾性係数ともに飛躍的に向上した。試作したFRPを使用することで、衝撃力を受けた時に、薄くても変形のしにくいMGの製作が可能となることが示

された。

2) 剥離強さについて

従来、MGをシート材料の積層により製作した場合、その接着界面からの剥離が懸念されていた。試作したFRPとERKの剥離強さはERK同士の剥離強さ(5~8 N/mm)¹³⁾に比較すると、若干低下した。しかしながら、MGにかかる維持力¹⁴⁾を考慮すると十分に高かった。従来、異種材料をMG材料に応用する場合は、MG材料と異種材料に接着性がないために、MG材料間に硬質材料や軟質材料を挟み込んで使用することとなり⁸⁻¹⁰⁾、厚みの増大が懸念された。しかしながら、本研究結果からは、試作したFRPはMG材料で挟み込まずにMG材料として応用しても実用上は剥離の懸念はなく、厚みの増大も抑えられると考えられた。

3) 試験片による衝撃試験の結果とMG

ロードセルセンサによる測定から、衝撃時にかかる最大荷重はFRPを挿入した試作材料がERKより大きく、最大荷重までの時間も短くなった。さらに、フィルムセンサによる測定から、最大圧力も高くなった。感圧面積には有意差は見られなかった。このことから、FRPを挿入することで、耐衝撃時に十分に衝撃を吸収することができず、歯あるいは歯周組織に衝撃がより伝わってしまうことを示す結果となった。

4) プロトタイプMGの耐衝撃性能

本測定では変動係数が高い結果となった。歯の高径、幅径は10~15mm程度であるのに対し、加撃物が直径30mmであったことも一因と言えた。拡大模型を用いて試験MGを作製するなどではらつきの少ない結果を得られたかもしれない。

最大主ひずみと最少主ひずみにおいてともに従来型MGとプロトタイプMGに有意差はなかった。試験片による材料特性試験から、プロトタイプMGは耐衝撃時により強い衝撃を受けている

可能性があったが、ひずみはほぼ同程度に抑制されていたことになる。

硬質材を挿入した過去の報告では、耐衝撃時に加速度の減弱率は従来型が39.7%、硬質材挿入型は37.3%で有意差がなかったが、1方向のひずみゲージ測定によるひずみの減弱率(順に唇側、口蓋側)は従来型が47.5%、46.6%、硬質材挿入型は81.6%、84.7%と報告されている⁹⁾。同時に、硬質材と歯との間に一定のスペースを付与することで、硬質材の挿入効果が向上することが示唆されている^{8,9)}。このことから、創製した材料は、高性能MGの材料として応用するにあたり、材料と歯の間に一定のスペースを付与するあるいは同様の工夫をすることが必要と考えられた。

4. まとめ

本研究結果から、ガラスファイバーのMG材料への埋入は加熱・加圧成形により可能で、ガラスファイバー強化型のMG材料の創製は可能で、飛躍的に機械的性質が向上した。さらに、従来材料との十分な接着性を有し、新規材料を応用したプロトタイプMGも簡便な方法で製作可能であった。しかしながら、プロトタイプMGに新規材料を応用しても、従来型と同じ構造であると、耐衝撃時のひずみは同程度で、向上は見られなかった。今後、飛躍的に向上した機械的性質を生かして衝撃吸収性能と快適性を両立させるために構造を工夫することで、ガラスファイバー強化型のMG材料をアスリート向け高性能スポーツ・マウスガードに臨床応用が可能となっていくと考えられた。

謝 辞

本稿を終えるにあたり、本研究に対しまして助成を賜りました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に厚く御礼申し上げます。また、実験補佐として協力いただいた東京医科歯科

大学大学院医歯学総合研究科スポーツ医歯学分野の大学院生である Chowdhury Ruman Uddin 先生に深謝いたします。

文 献

- 1) 公益財団法人スポーツ安全協会, スポーツ安全協会要覧: <http://www.sports-safety.jp/pdf/yoran>, 2013年11月18日確認
- 2) 独立行政法人日本スポーツ振興センター, 学校の管理下における歯・口の防止必携《ダイジェスト版》: <http://www.jpnsport.go.jp/anzen/Portals/0/anzen/kenko/jyouchou/pdf/hakuti/hakuti-d.pdf>, 2013年11月18日確認
- 3) Westerman, B., Stringfellow, P.M., Eccleston, J.A. EVA mouthguards: how thick should they be? *Dental Traumatol.*, **18**, 24-27 (2002)
- 4) Takamata, T., Hashii, K., Yamaki, T., et al. Shock absorption characteristics of commercial custom-made sports mouthguard materials. *J. Sports Dent.*, **2**, 62-71 (2009)
- 5) 大山喬史編: スポーツ歯学の臨床. 医学情報社, 東京(1998)
- 6) FDI World Dental Federation. FDI policy statement; sport mouthguards (2008). <http://www.fdiworldental.org/media/11363/Sports-mouthguards-2008.pdf>, 2013年11月18日確認
- 7) 上野俊明. マウスガードの外傷防護機能を十分確保するための理想的形態. *臨床スポーツ医学*, **20**(12): 1379-1384 (2003)
- 8) Takeda, T., Ishigami, K., Mishima, O. et al. Easy fabrication of a new type of mouthguard incorporating a hard insert and space and offering improved shock absorption ability. *Dental Traumatol.*, **27**, 489-495 (2011)
- 9) Takeda, T., Ishigami, K., Handa, J. et al. Does hard insertion and space improve shock absorption ability of mouthguard? *Dental Traumatol.*, **22**, 77-82 (2006)
- 10) Miyahara, T., Dahlin, C., Galli, S. et al. A novel dual material mouthguard for patients with dental implants. *Dental Traumatol.*, **29**, 303-306 (2013)
- 11) Abe, K., Takahashi, H., Churei, H., et al. Flexural properties and shock-absorbing capabilities of new face guard materials reinforced with fiberglass cloth. *Dental Traumatol.*, **29**, 23-28 (2013)
- 12) 安部圭祐, 中禮宏, 高橋英和, 上野俊明. 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—. *スポーツ歯学.*, **15**, 17-22 (2011)
- 13) Ihara, C., Takahashi, H., Matsui, R., et al. Bonding durability of custom-made mouthpiece for scuba diving after water storage under pressure. *Dent Materials J.*, **28**, 487-492 (2009).
- 14) Maeda, Y., Yonehata, Y., Satoh, H. Mouthguard retention: Is design or accuracy of fit more critical? *Quintessence Int.*, **40**, e13-e18 (2009)