

学位論文

シリコンラバー材を用いた
スポーツマウスガードの基礎的研究
ーマイクロ波重合条件の機械的性質についてー

谷内 秀寿

(主指導教員：永澤 栄 教授)

松本歯科大学大学院歯学独立研究科博士（歯学）学位申請論文

A Study on Application of Silicone-based Materials
for Sports Mouthguards
- Mechanical Properties of Various Activation
Modes of Microwave Vulcanizations -

Hidetoshi Taniuchi

Dental Science and Practice, Matsumoto Dental University School of Dentistry
(Chief Academic Advisor : Professor Sakae Nagasawa)

The thesis submitted to the Graduate School of Oral Medicine,
Matsumoto Dental University, for the degree Ph.D. (in Dentistry)

要旨

【目的】

スポーツマウスガードにシリコンラバーを用いるために電子レンジでマイクロ波重合を行い成形加工できることが示されている。本研究の目的は、選別したシリコン材のマイクロ波重合による機械的性質を評価し、マウスガードに応用するための最も優れた重合条件を検討することである。

【材料】

シリコンは厚生労働省告示第 595 号食品衛生法第 10 条第 1 項に準拠した液状シリコン：ベース X-32-3155/キャタリスト CX-32-3155 (信越化学工業社，東京)を用いた。また対象群として市販材料の CapS (エチレン酢酸ビニル共重合体，(株)松風，京都)と MG21(ポリオレフィン，CGK 社，広島)を対象群とした。

【方法】

1. 試験項目は引張試験 JIS K6251，引裂強さ試験 JIS K6252，硬さ試験 JIS K6253，衝撃吸収試験，内部気泡の観察とした。
2. 試験片は各試験片原型製作後，FRP フラスコに石膏埋没し，硬化後に除去してモールドにシリコンを填入・重合して成形した。
3. 重合条件は，室温 23℃で 24 時間放置（以下 RT とする），出力 170W で 10 分間重合（以下 170w10 とする），出力 170W で 10 分間重合後に 700W で 3 分間重合（以下 170w10+700w3 とする），出力 170W で 15 分間重合（以下 170w15 とする），出力 170W で 15 分間重合後に 700W で 3 分間重合（以下 170w15+700w3 とする），出力 500W で 15 分間重合（以下 500w15 とする）とした。
4. 衝撃吸収試験は鷹股作製の鉄球落下試験機を使用した。
5. 内部気泡の観察は KODAK Gray Card[®] (The Tiffen Co, LLC, NY, USA)上に試料を乗せ目視で cm²当たりの気泡数をカウントした。

6. 統計学分析は多重比較(Tukey-Kramer法, $p < 0.05$)を行った.

【結果】

1. シリコーンの引張強さは、マイクロ波の出力が上昇すると増加し、出力時間が長いと増加する傾向を示した. 500w15,170w15+700w3 が 7.8, 8.2Mpa と他の材料より高値になり、MG21 と同等の値となった. 伸びは、170w10+700w3 が 349%, 170w15+700w3 は 392% と他の処理方法より大きな値を示したが、市販材より低かった. 100%変形時応力は、170w10+700w3 と 170w15+700w3 は他の処理方法・MG21 よりも高く、CapS と同等であった.
2. 引裂強さ試験ではマイクロ波の出力が増加すると、また出力時間が長いと強さが増加する傾向となり、170w15+700w3 は 33.7Kgf/cm, 500w15 は 34.2Kgf/cm と MG21 より高値となった.
3. 硬さ試験ではマイクロ波の出力が増加すると、出力時間が長くなると硬さが増加する傾向となった. 500w15 は 62.6 でシリコーンでは最高値となったが、市販材の 83.1, 83.2 より低かった.
4. 衝撃吸収試験ではマイクロ波の出力が増加すると、出力時間が長くなると衝撃減衰量が低くなる傾向を示し、170w15+700w3 は最も低い 0.576KN であった. しかし CapS より高く、MG21 と同等であった.
5. 内部気泡は 500w15 が 0.67 個/cm² で最も多く、他の重合条件の 0.24~0.37 個/cm² の約 2 倍であった. また他の条件間には有意差は認めなかった.

【結論】

シリコーンをスポーツマウスガード材料に用いるためのマイクロ波重合には、170w15+700w3 の重合法が有効であることが示された.

緒 言

スポーツマウスガード(以下, マウスガード)は競技中の顎顔面口腔領域ならびに頭頸部の外傷予防を目的としている¹⁻⁶⁾. そのため予防効果に関しては材料学的¹⁻²⁰⁾, 生体力学的²¹⁻³¹⁾観点から有用性が論じられてきた. マウスガードが外傷予防効果を発揮するメカニズムは, 外力が上・下顎骨, 顔面, 頭頸部に加わった時, マウスガード材料に伝達された力が, 材料の持つ衝撃吸収作用と分散作用によって減衰されて, 歯あるいは歯周組織・骨組織に伝播することによる¹⁹⁻²⁵⁾. 従ってマウスガード材料の衝撃力を緩和する性質, 口腔内での耐久性は重要な要素であり, 材料学的な検討が行われてきた²⁻¹⁸⁾.

現在マウスガードの製作はシート圧接法が主流で, その材料としてエチレン酢酸ビニル共重合体(以下,EVA系), ポリオレフィン(以下,PO系), ポリスチレン・ポリオレフィン共重合体などが市販され, いずれも生体安全性, 衝撃吸収性, 耐久性などが確保されるため, 広く使用されている. しかしシート圧接法は, 咬合時に下顎位を安定させるための対合歯の圧痕付与に高度の技術を要し, ガード部の厚さを任意に調整することは困難である. そのため, これ等の欠点を改善する対策が必要と考えられた.

また, 発育途上の子供こそ競技中の顎顔面口腔領域ならびに頭頸部の外傷予防は必要と思えるが, 市販品の物性に柔軟性がないためか成長期の混合歯列に対応するには難しく, 今まで子供はマウスガード製作の対象者としては敬遠されてきた.

その中で, シリコーンラバー(以下, シリコーン)は柔軟性をもち, 特に衝撃吸収性が高いと思われ, マウスガード材の所要性質を備えているが応用されるには至っていない. その理由は, ロストワックス法になり, 操作が煩雑で重合硬化に長い時間が掛かること, 技工操作時間が長くなること, さらに, 物性では引裂き強度が弱いことが原因と推察される. そのため著者らは市販液状シリコーン(二液混

合性付加重合型シリコーン)を選定し,電子レンジを用いてマイクロ波による重合(マイクロ波重合)を行うことで,短時間でシリコーンを成型加工ができることを示した³²⁻³⁴⁾.しかし,より一層の成形の完成度・物性の向上を求めるためには,マイクロ波重合の重合条件を検討する必要があると思われた.

そのため本研究の目的は,シリコーン材料における最も良いマイクロ波重合の条件を検討することとした.

材料および方法

1) 材料

(1) 市販液状シリコーン材

生体安全性が確保されている,ベース X-32-3155(Lot 411014)/キャタリスト CX-32-3155(Lot 408009)(信越化学工業,東京)を用いた.このシリコーンは平成 24 年 12 月 28 日付厚生労働省告示第 595 号食品衛生法第 10 条第 1 項に準拠している.メーカーの取扱説明書には,ベースとキャタリストの練和比は 10:1 で,ベースの成分組成はシリコーン約 90%,ヒュームドシリカ(粒子径 5~50nm)と微量の白金系触媒が約 10%含有されるとあり,硬化時間は室温で 24 時間,60℃で 6 時間が必要と記されている.

(2) 対比市販マウスガード材

シリコーンの物性を,著者らの市販マウスガード材の試験結果³²⁾と比較した.EVA系が Capture Sheet[®](以下 CapS とする.(株)松風,京都),PO系は MG21[®](以下 MG21 とする.CGK,広島)を用いた.

(3) 使用電子レンジ

重合には,出力を 3 段階(700W, 500W, 170W)に可変でき,出力時間を調整できる電子レンジ(National NE-S200F;松下電

器産業，大阪）を用いた．

2) 方法

(1) 試験片の作製

① 試験片原型の製作

引張強さ試験片の形状は，JIS K6251 ダンベル状 1 号形とした．引裂強さの試験片は，JIS K6252 切込み無しアングル形とした．それぞれを打ち抜きカッターを取り付けた打ち抜き機(S400,ヨシミツ精機，東京)で厚さ 2mm, 直径 125mm の円板状の市販マウスガード材を打ち抜いた．続いて，両原型の寸法ではマイクロ波重合用の FRP (Fiber Reinforcement Plastic) フラスコに収まらないため，万能試験機の把持部分となる両端を鋏で切断・短縮し，長径を約 90mm の引張強さ試験片，引裂強さ試験片の原型を製作した．硬さ試験，衝撃試験の試験片は共有することにし，厚さ 2mm の市販マウスガード材を縦・横 30mm の正方形に切り取り原型とした（図 1,2）．

② シリコーン試験片の成形

硝子板に硬石膏（ノリタケストーン，ノリタケデンタルサプライ，愛知）を流し平滑面のある石膏模型を製作した．その模型に試験片の原型を張付け，FRP フラスコに埋没用石膏（ジーシーアドバーストーン，（株）ジーシー，東京）で埋没し，硬化後に原型を除去して石膏モールドを作製した．次に，石膏モールドに真空攪拌練和したシリコーンを填入し，各条件で重合し，室温放冷後に取り出し，バリを鋏で切除・成形して形状を整えて試験片とした．試験片は各試験の重合条件ごとに 7 枚とした．

③ シリコーンの重合条件

重合条件を決定するにあたり，マイクロ波の出力（170W, 500W, 700W）と，重合時間（5 分，10 分，15 分）を変化させ予備実験を行った．その結果，170W で 10 分，15 分間重合した試料と 500W

で 15 分間重合した試料は試験片として用いることができることが判った。また、700W で 5 分以上重合すると急加熱による水蒸気の発生でフラスコやモールドに破損が生じ、試験片の製作ができないことも判明した。加えて 170W の重合による資料は気泡の発生が少なくモールドの充実度が高い反面、強度的に低いことが示唆され、700W では重合時間に限界があるものの強度的に高くなる可能性が示唆された(図 3)。そこで、重合条件を室温 23℃で 24 時間放置したもの(以下 RT とする)、出力 170W で 10 分間重合したもの(以下 170w10 とする)、170W で 10 分間重合後に 700W で 3 分間重合したもの(以下 170w10+700w3 とする)、出力 170W で 15 分間重合したもの(以下 170w15 とする)、出力 170W で 15 分間重合後に 700W で 3 分間重合したもの(以下 170w15+700w3 とする)、出力 500W で 15 分間重合したもの(以下 500w15 とする)とした(表 1)。RT と 500w15 の物性値は、著者らの既存の結果^{32, 37)}を用いた。なお、マイクロ波重合する場合 FRP フラスコは電子レンジのターンテーブル中央に設置した。

(2) 引張試験

引張試験は全ての試験片に 40mm の距離で標線を記し、その標線間の 5 ヲ所を測厚器 SS-10 型(高分子計器, 京都)で測定し、それぞれの平均を試験片の厚さとし、バラツキが 2%以内であることを確認した。そして引張試験を万能試験機 Instron5882[®](Instron, MA, USA)を用い、引張速度 500mm/min で行った。本試験より、引張強さ、伸び、100%変形時応力を以下により求め、平均値と標準偏差(SD)を算出した。

$$\text{引張強さ(MPa)} \quad T_B = F_B / A$$

(F_B : 最大荷重, A : 試験片の断面積)

$$\text{伸び(\%)} \quad E_B = (L_1 - L_0) / L_0 \times 100$$

(L_0 : 標線間距離, L_1 : 切断時の標線間の長さ)

$$\text{100\%変形時応力(MPa)} \quad M_n = F_n / A$$

(F_n : 試験片が 100%の伸びである標線間距離が
80mm に達した時の荷重)

(3) 引裂強さ試験

引裂強さ試験は万能試験機を使用し、引張速度 500mm/min で行った。試験片の厚さは 1 枚につき 5 回測定し平均を求め、そのバラツキが 2%以内であることを確認した。強さは次式により求め平均値と標準偏差(SD)を算出した。

$$\text{引裂強さ (kg/cm)} T_R = F/t$$

(F:最大荷重, t=試験片の試験部分の厚さ)

(4) 硬さ試験

硬さ試験は JIS K6253 に準拠することとし、試験片を 6 枚重ねて 12mm の規定の厚さにして試料とした。測定は JIS A 型スプリング式硬さ試験(TECLOCK, 東京)を定圧荷重測定器 GS710(TECLOCK, 東京)に装着して、任意の計測点 7 ヶ所の硬さを求め、平均値と標準偏差(SD)を算出した。試料は試験直前に 37℃恒温槽(HANAU, CO,USA)に約 3 分間浸漬した。

(5) 衝撃吸収試験

衝撃吸収試験も硬さ試験と同様に口腔内温度を考慮して行った。測定には鷹股作製の鉄球落下試験機を使用し³²⁻³⁵、試験機のスチール製基板に鉄球を直接落下した時の衝撃荷重から、シリコン試料上に鉄球を落下させた時の衝撃荷重を減じた値を衝撃減衰量とし平均値と標準偏差(SD)を算出した。鉄球は直径 25mm, 重さ 65.5g とし、試験片から 30cm の高さで電磁石を使用して自由落下させ計測した。

(6) 内部気泡の観察

気泡の確認は他の試験片よりも面積的に大きく現実のマウスガ

ードにより近いことから引裂強さ試験片を利用した。試料の背面に灰色カード KODAK Gray Card[®] (No. E1527795, The Tiffen Co., LLC, NY, USA)を用いて、目視による確認作業を行った。気泡数は、試験片 1 枚の全気泡数をカウントし試験片面積で除し、単位面積当たりの気泡数を算出し、7 枚の平均値と標準偏差(SD)を求めた。

(7) 統計学的分析

Bartlett's test を行い引張強さ・伸び・100%変形時応力、引裂強さ、硬さ、衝撃減衰量、気泡の数における各条件結果の分散の均等性を確認した後、Tukey-Kramer 法 ($p < 0.05$)で各平均値間の多重比較を行った。

結 果

1) 引張試験

シリコーンの引張強さは、マイクロ波の出力が増すと、また、出力時間が長いと強さが増す傾向を示した(図 4)。シリコーンの中では 500w15 が 7.8 (平均) \pm 0.5 (SD) Mpa, 170w15+700w3 が 8.2 \pm 0.4Mpa と他の条件より高値になり、MG21 と同等であった。多重比較検定 ($P < 0.05$) では、これら 2 群 (c) は RT (a), 170w10, 170w15 (b) との間に有意差を示し、CapS (d) との間にも有意差を示した。一方で 170w10+700w3 (b, c) と MG21 (c) との間に有意差は示さなかった。

シリコーンの伸びは、170w10+700w3 が 349 \pm 4.1 % , 170w15+700w3 は 392 \pm 3.6% と他条件の 301~310% より大きな値を示したが、CapS や MG21 より低い値となった。また MG21 の偏差 18.6% は他の 2.0~5.6% に比べて大きな値を示した。多重比較検定では、シリコーンは 170w10+700w3 (b) と 170w15+700w3 (c) 間に有意差を示し、その 2 群は他群 (a) との間に有意差を示した(図 5)。

100 % 変形時応力は，170w10+700w3 が $4.3 \pm 0.2\text{Mpa}$ ，170w15+700w3 が $4.5 \pm 0.3\text{Mpa}$ と他条件の $2.6 \sim 3.9\text{Mpa}$ よりも高値となり，MG21 の $3.8 \pm 0.2\text{Mpa}$ よりも高く，CapS の $4.3 \pm 0.4\text{Mpa}$ と同等になった．多重比較検定では，170w10+700w3 ，170w15+700w3 (c) は RT (a)，170w10，170w15 (b) との間に有意差を示した (図 6)．

2) 引裂強さ試験

引裂強さは CapS が $40.5 \pm 5.8\text{Kgf/cm}$ と最も高くなった．シリコーンはマイクロ波の出力が増加すると，また出力時間が長いと強さが増す傾向となり，170w15+700w3 は $33.7 \pm 1.2\text{Kgf/cm}$ ，500w15 は $34.2 \pm 2.1\text{Kgf/cm}$ と MG21 の $28.3 \pm 2.1\text{Kgf/cm}$ より高い値となった．多重比較検定では，シリコーンは 170W15+700W3，500W15(d) は RT (a)，170W10 (a,b)，170W15 (a,b,c) との間に有意差を示し，MG21 (a,b,c) との間にも有意差を示した (図 7)．

3) 硬さ試験

シリコーンはマイクロ波の出力が増加すると，また出力時間が長いと硬さが増す傾向となった．170w15+700w3 は 62.1 ± 0.7 で，500w15 は 62.6 ± 0.4 でシリコーンの中では高値であったが，市販品の CapS の 83.2 ± 0.5 ，MG21 の 83.1 ± 0.4 より低値であった．多重比較検定では，170w10+700w3 ，170w15+700w3 ，500w15 (c) は RT (a) ，170w10 (b) ，170w15 (d) との間に有意差を示した (図 8)．

4) 衝撃吸収試験

シリコーンはマイクロ波の出力が増加すると，また出力時間が長いと衝撃減衰量が低くなる傾向を示し，170w15+700w3 は最も低い $0.576 \pm 0.002\text{KN}$ であった．CapS はそれより低い $0.541 \pm 0.006\text{KN}$ であった．多重比較においては 170w15+700w3 (c) はシリコーン

他群 (a, b) に, また CapS (d) にも有意差を示したが, MG21 (c) には有意差を示さなかった (図 9).

5) 内部気泡

500w15 が 0.67 ± 0.11 個/cm² で最も多く, 他条件の 0.24~0.37 個/cm² の 2 倍ほどが認められた. 多重比較では 500w15 (b) のみが他の条件 (a) との間で有意差を示した. 偏差においては, 気泡数が高値になるほど 0.06 個/cm² から 0.11 個/cm² に大きくなる傾向が認められた (図 10).

考 察

シリコーン製のマウスガードに関する報告は少なく, 1993 年の Milward ら³⁶⁾の報告が最初で, 1995 年に加熱重合タイプを使用して上下顎一塊としたマウスガードの作製を試み³⁷⁾, 続いて 1996 年に室温重合について報告している³⁸⁾. Auroy らは硬さと衝撃吸収に関して報告し³⁹⁾, Jagger らは試作したシリコーン材について硬さ, 引裂強さ, 100%変形時応力, 衝撃吸収性などを調査し, 加えて市販マウスガード材との比較検討を行っている⁴⁰⁾. 現在マウスガード用としてのシリコーン材は製法特許出願中⁴¹⁾のものは散見するものの市場に製品としては出ていない.

シリコーンの欠点として重合時間が長いこと, 引裂強さが弱いことが挙げられる⁴²⁾. マウスガードの作製に時間がかかり, スポーツ中に強く咬合して簡単に引きちぎれてしまうようではマウスガードとしての役割を果たせない. 本研究はシリコーンをマウスガードに応用するに際し, 硬化時間の短縮と物性の向上に効果があると考えたマイクロ波重合を試み, より有効な重合条件を調査したものである.

室温ならびにマイクロ波重合によるシリコーンの物性は, 総じてマイクロ波重合が室温重合より大きな値を示したが (図 4,6-8), こ

れはマイクロ波の特徴である直接内部加熱により均一な化学反応が進行したためと考えられた。著者らは、このマイクロ波の効果は適合性にも有効であり、EVA系よりもはるかに優れ、PO系と遜色ないことを既に報告している³⁴⁾。

一般に付加重合型シリコンラバーは白金触媒の働きによりSi-H基とビニル基が反応して、架橋硬化（ヒドロシリル化反応）する⁴³⁾。室温下の重合では架橋密度が極めて低く、引裂き強度は弱いと考えられる。本実験に使用したシリコンも多官能モノマーが含有されており、室温程度の重合温度では長時間重合したとしても立体障害⁴⁴⁾などにより未反応基が残留し、100%反応した場合と比較して低い架橋密度で反応が終了すると考えられる。しかしマイクロ波を応用することによって熱が加わり、官能基の反応率が高まることによって架橋密度が増加し、引張強さ、引裂強さの向上が得られ市販MG21と同等となった。また伸びは室温重合と比べマイクロ波重合によって減少傾向にあったが二段階重合(170w10+700w3, 170w15+700w3)することにより向上した。一方、気泡の観察では、500w15で他の条件の2倍ほどの気泡が認められた。このことから、高出力マイクロ波による急加熱は気泡発生の原因になると考えられた。また、室温重合(RT)の試験片にも気泡がみられ、その程度が170w10, 170w15, 170w10+700w3, 170w15+700w3の試料との間に有意差がみられなかったことから、シリコンの練和、モールドへの填入時に気泡の混入が生じたものと考えられた。この結果は、気泡が引張強さの働く際にちぎれの原因となる形で伸びに影響を与えており(図5,10)、二段階重合による気泡の減少が伸びの増大に効果を発揮したものと考えられた。また、シリコンの練和法、填入法については今後の課題であると考えられた。

100%変形時応力は、170w10+700w3, 170w15+700w3において市販材のCapSと同等となり、MG21より高い値となった。一方で、硬さはCapSの83.2, MG21の83.1に比べて170w10+700w3, 170w15+700w3は61.9, 62.1と低い値にとどまった。また、衝撃

減衰量は，シリコーンはマイクロ波の出力が増すと，また出力時間が長くなると，低くなったが，最も低い 170w15+700w3 でも 0.576KN と，CapS の 0.541KN よりは高い値で MG21 の 0.575KN と同等の値であった．以上の結果から，二段階重合法によるシリコーンは市販材に比べて大きな衝撃吸収力，形状の回復力があると考えられる．このことはマウスガードの設計においてシリコーンは市販材よりも顎堤のアンダーカット部深く，また，広く設計領域を設けることができ今までのマウスガードにない自由度の高い設計を行うことができる可能性のあることを意味する．加えて，ロストワックス法は圧接法よりも模型の形状を捉えられるため，その密着度からより大きな陰圧を期待でき，運動中の保持力と優れた装着感が期待できる．また，柔軟なシリコーンは素材の硬さによる歯などへの直接的為害性を心配することなく，発育期の子供にもマウスガードを作ることができると考えられる．

本研究において比較に用いた市販のシート圧接用マウスガード材の物性値は，それぞれの市販材を引張試験 JIS K6251，引裂強さ試験 JIS K6252，硬さ試験 JIS K6253 の試験片形状に打ち抜き器で打ち抜くか，鋏等で切り抜いて成形した試料の試験結果である．そのため成形加工されたマウスガード材の結果とは異なる可能性もあるが，若見ら⁴⁵⁾，竹林ら³⁶⁾の，これ等の材料の物性値は加工の前後に大きな変化は無いとの報告から，本実験の比較対照試料として適切であると考えた．

本実験の結果，シリコーンは重合時間が長くなるにつれ衝撃減衰量が低下する傾向があり，その原因には温度の過上昇の影響が考えられる．そのため今後はマイクロ波重合時の温度測定を行い，温度管理のできるマイクロ波重合法を検討する所存である．

結 論

シリコーンをマウスガードに用いるために，硬化時間の短縮と物

性の向上・仕上がりの完成度の向上を目的としてマイクロ波重合の条件を変えて検討し，次の結論を得た．

1. シリコーンは，マイクロ波の二段階重合により物性値が向上し，170W15+700W3では伸びの値が大きくなり，100%変形時応力は市販材料を含めても最も高い値となる．
2. シリコーンは衝撃吸収性の最も低い170W15+700W3でも，CapSより高く，MG21と同程度の衝撃吸収性を持つ．
3. 気泡は500W15分重合で他の重合条件の約2倍が認められた．また，500W15分重合以外の条件間に有意差は認めなかった．
4. シリコーンをスポーツマウスガードに用いるためのマイクロ波重合法としては，出力170Wで15分間重合後に700Wで3分間重合させるのが最適である．

謝 辞

本研究に際し，御指導，御鞭撻を賜りました松本歯科大学大学院歯学独立研究科・硬組織疾患制御再建学講座・生体材料学主任，永澤 栄教授に深甚なる感謝の意を表します．

文 献

- 1) 山本鉄雄(1989)マウスプロテクターの機能に関する研究 第1報 衝撃吸収試験からの考察. 鶴見歯学, 15:335-42.
- 2) 石島 勉, 月村雅史, 山口敏樹, 越野 寿, 平井敏博, 平沼謙二(1992)カスタムメイド・マウスガード材料に関する基礎的研究 第2報 衝撃吸収能について. 補綴誌, 36:361-6.
- 3) 南部敏之, 牧嶋孝生, 尾上裕悦, 前田憲昭, 堤 定美(1992)積層式弾性緩衝材を用いた口腔内マウスガードの緩衝吸収特性. 日本機械学会論文集, 920:34-6.
- 4) 前田芳信, 大谷隆之, 山田道生, 西田 圭, 権田智也, 藤原啓, 野首孝祠(1997)衝撃吸収性の高いマウスガードの開発. 補綴誌, 41:489-94.
- 5) 飯沼光生, 柿原秀年, 長谷川信乃, 杉本勘太, 田村康夫 (2003)マウスガードの衝撃吸収効果について. スポーツ歯誌, 6:16-20.
- 6) 長谷川 裕, 大山喬史(1994)マウスガードの衝撃吸収と顎骨に及ぼす影響. 日歯医師会誌 47:457-465.
- 7) 前田守隆(1994)マウスプロテクターに関する研究—ポリオレフィン系材の物性について—. 補綴誌, 38:372-82.
- 8) Park JB, Shaul KL, Overton B and Donly KJ(1994) Improving mouth guards. J Prosthet Dent 72:373-80.
- 9) Westerman B, Stringfellow PM and Eccleston JA(1995) Forces transmitted through EVA mouthguard materials of different types and thickness. Aust Dent J 40:389-91.
- 10) Bulsara YR and Matthew IR(1998) Forces transmitted through a laminated mouthguard material with a Sorbothane insert. Endod Dent Traumatol 14:45-7.
- 11) Jagger R, Milward P and Waters M(2000) Properties of an experimental mouthguard materials. Int J Prosthodont 13:

- 416-9.
- 12) Westerman B, Stringfellow PM and Eccleston JA(2000) The effect on energy absorption of hard inserts in laminated EVA mouthguard. *Aus Dent J* 45:21-3.
 - 13) Tran D, Cooke MS and Newsome PRH(2001)Laboratory evaluation of mouthguard material. *Dental Traumatol* 17:260-5.
 - 14) Westerman B, Stringfellow PM and Eccleston JA(2002) Beneficial effects of air inclusion on the performance of ethylene vinyl acetate (EVA) mouthguard material. *Br J Sports Med* 36:51-3.
 - 15) Westerman B, Stringfellow PM and Eccleston JA(2002) EVA mouthguards: how thick should they be? *Dental Traumatol* 18:24-7.
 - 16) 前田芳信, 山田純子(2003)マウスガード用の新素材の応用開発: 理想的な構造と材質を求めて. *臨床スポーツ医学*, 20:1391-9.
 - 17) Takahashi F, Koji T and Morita O(2003) Elongation of mouthguard sheet after vacuum forming process by heating conditions. *J Sports Dent* 6: 30-5.
 - 18) Takahashi F, Koji T and Morita O(2003) Measurement of the thickness of mouthguard by SDM (Schleimhautdicken-Meßgerät). *J Sports Dent* 6:36-41.
 - 19) 根来武史, 山本孝子, 森田 匠, 杉村美咲, 青木泰樹, 坪井信二, 栗崎吉博, 坂井 剛, 高田和明, 後藤滋巳 (2004): 衝撃吸収能に優れた新素材マウスガードシートの特徴とカスタムメイド・マウスガードに関するアンケート調査. *スポーツ歯誌*, 7:27-35.
 - 20) 富田貴志(2006)マウスガード材への衝撃に対する吸収と分散の関係. *日大歯学*, 80:95-100.

- 21) 前田憲昭, 尾上裕悦, 堤 定美, 吉田 濟 (1988): 顎顔面骨の骨折に関する生体力学的研究 第 2 報 マウスガードの開発. 日口外誌 34:205-13.
- 22) 前田憲昭, 尾上裕悦 (1991) 顎顔面骨の生体力学的解析に基づくマウスガードの開発. 日歯医師会誌 43:1265-1270.
- 23) 神永美穂子 (1992) 非接触型動的応力解析システムによる咬合圧伝達系の応力分布の検討. 神奈川歯学 27:277-92.
- 24) 長谷川 裕 (1994) マウスガードの形態がヒト乾燥下顎骨の振動形態, 振動吸収に及ぼす影響に関する基礎的研究. 口病誌 61:309-28.
- 25) Ou M, Taniguchi H and Ohyama T (1996) Analysis on decay rate of vibration following impact to human dry skull with and without mouthguard. Bull Tokyo Med Dent Univ 43: 13-24.
- 26) Morikawa M, Taniguchi H and Ohyama T (1998) Evaluation of athletic mouthguard through vibration test on maxillary teeth of human dry skull. J Med Dent Sci 45:9-18.
- 27) Du L, Suzuki R, Taniguchi H and Ohyama T (1998) Application of modal analysis to human subjects: comparison of healthy subjects and cleft lip and palate subjects. J Med Dent Sci 45:39-49.
- 28) Komin O, Taniguchi H, Oki M, Ueno T, Takada Y, Suzuki R, Shinozuka O and Ohyama T (1999) Observation of the vibratory characteristics of the inanimate human skull with mouthguards through displacement value on modal analysis. J Sports Dent 2:17-25.
- 29) 田島 徹, 嶋田 淳 (2003) オトガイ部衝撃荷重に対する頭蓋骨の力学的挙動—マウスガードの衝撃緩衝能についての実験的研究—. スポーツ歯誌 6:1-15.
- 30) Matsui R, Yamanaka T, Iida T, Taniguchi H and Ueno T

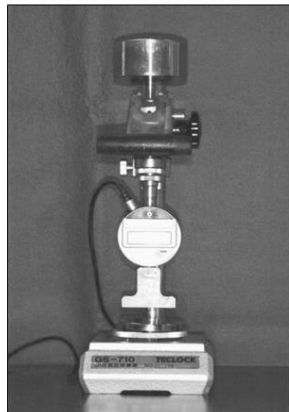
- (2006) Modal analysis of maxillary dentition in human subjects with and without a mouthguard. *J Sports Dent* 10: 6-15.
- 31) Matsuoka K, Churei H and Ueno T(2006) Remote effect of teeth clenching on unilateral and bilateral grip force productions. *J Sports Dent* 10:21-9.
- 32) Kagiya S, Sasayama C, Takamata T, Kasahara T, Shoumura M, Osuga N, Nakamura T, Tomida M, Taniuchi H, Nagasawa S (2013) A study of physical and mechanical properties for experimental sports mouthguard materials. *Int J Sports Dent* 6:28-36.
- 33) 笹山智加, 谷内秀寿, 鷹股哲也, 鍵谷真吾, 笠原隼男, 永澤栄, 大須賀直人, 正村正仁, 岩崎貴美, 富田美穂子 (2014) スポーツマウスガードの新規材料に関する基礎的研究－結晶石英フィラー配合シリコンラバーについて－. *スポーツ歯誌* 18:13-29.
- 34) Sasayama C, Taniuchi H, Takamata T, Kasahara T, Kagiya S, Komeda K, Shoumura M, Osuga N, Nagasawa S, Iwasaki T, Tomida M (2014) Microwave oven vulcanizing silicone-based materials for sports mouthguards -Physical properties and clinical procedures-. *Int J Sports Dent* 7:63-76.
- 35) 鷹股哲也, 谷内秀寿, 笹山智加, 鍵谷真吾, 笠原隼男, 永澤栄, 大須賀直人, 正村正仁, 岩崎貴美, 富田美穂子 (2015) シリコンラバー応用スポーツマウスガードの基礎的研究-その3 室温ならびにマイクロ波加硫の物性について-. *スポーツ歯誌* 18:132.
- 36) Milward PJ and Jagger RG(1993) The silicone mouthguard for contact sports. *Dent Lab* 18:30-1.
- 37) Milward PJ and Jagger RG(1995) Heat-cured silicone

- Bimaxillary mouthguard. J Prosthet Dent 74:432-3.
- 38) Milward PJ(1996) Development of a room temperature vulcanizing silicone for use as a mouthguard material [thesis]. Cardiff UK Univ of Wales.
- 39) Auroy P, Duchatelard P, Zmanter NE and Hennequin M (1996) Hardness and shock absorption of silicone rubber for mouthguards. J Prosthet Dent 75:463-71.
- 40) Jagger R, Milward P and Waters M(2000) Properties of an experimental mouthguard material. Int J Prosthodont 13: 416-9.
- 41) 株式会社トクヤマデンタル：マウスガードの製造方法，公開番号特開 2010-131181(P2010-131181A)，公開日平成 22 年 6 月 17 日，出願番号特願 2008-309800，出願日平成 20 年 12 月 4 日．
- 42) ytc-eng.com/silicon_kouhikisaki_01.html
- 43) 山谷正明(2013)シリコンとシリコーンの科学,信越化学工業編, p8-11 日刊工業新聞社．
- 44) 立体障害
<http://www.ja.wikipedia.org/wiki/立体障害>(2015.4.14)
- 45) 若見昌信，二瓶 仁，竹林千賀子，渡辺 官，大村祐史，金谷日出夫，曾田雅啓(2007)カスタムメイドマウスガード作製時に生じる余剰シートの再利用について ―シート再生器具の試作―．スポーツ歯誌 11：1-6.
- 46) 竹林千賀子，若見昌信，二瓶 仁，曾田雅啓(2013)マイクロウェーブ加熱による再生マウスガードシートについて ―化学的分析および物理的試験の検討―．スポーツ歯誌 16(2)：38-42.

表 1

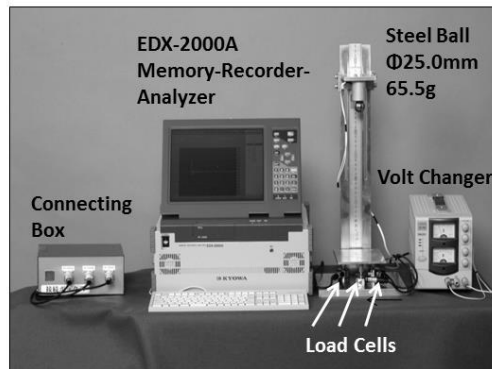
表 1 マイクロ波重合の条件			
条件（出力と重合時間）			略記
室温23℃で 24時間			RT
170Wで	10分		170w10
170Wで	10分後に700Wで3分		170w10+700w3
170Wで	15分		170w15
170Wで	15分後に700Wで3分		170w 15+700w3
500Wで	15分		500w 15
EVA系	軟化温度	120-130℃	CapS
Po系	軟化温度	120-130℃	MG21

Durometer
A 硬さ試験
(JIS K6253)



硬さ試験機 GS-710[®]

衝撃吸収試験



鉄球落下試験機

引張り試験と
引裂き強度試験
(JIS K6252)



引張強度試験機
Instron 5882[®]

図1 各試験機

図 1

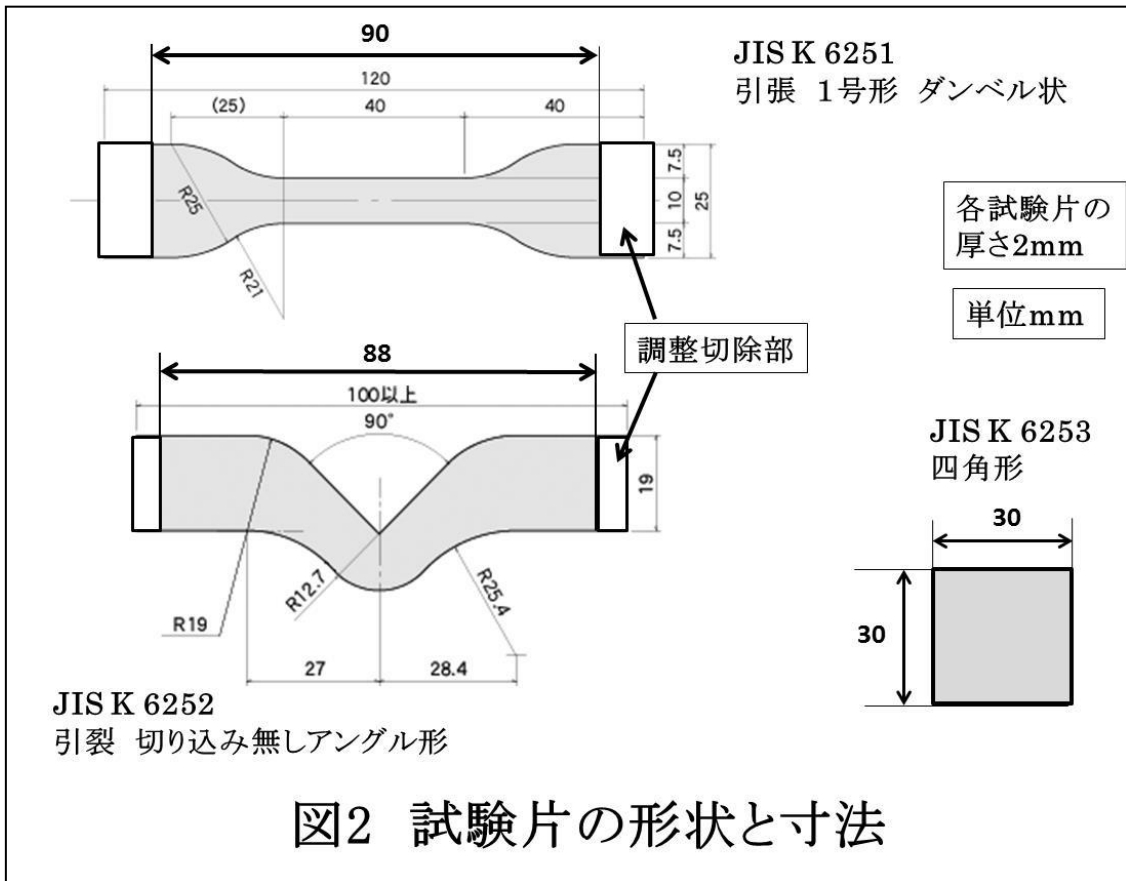


図 2

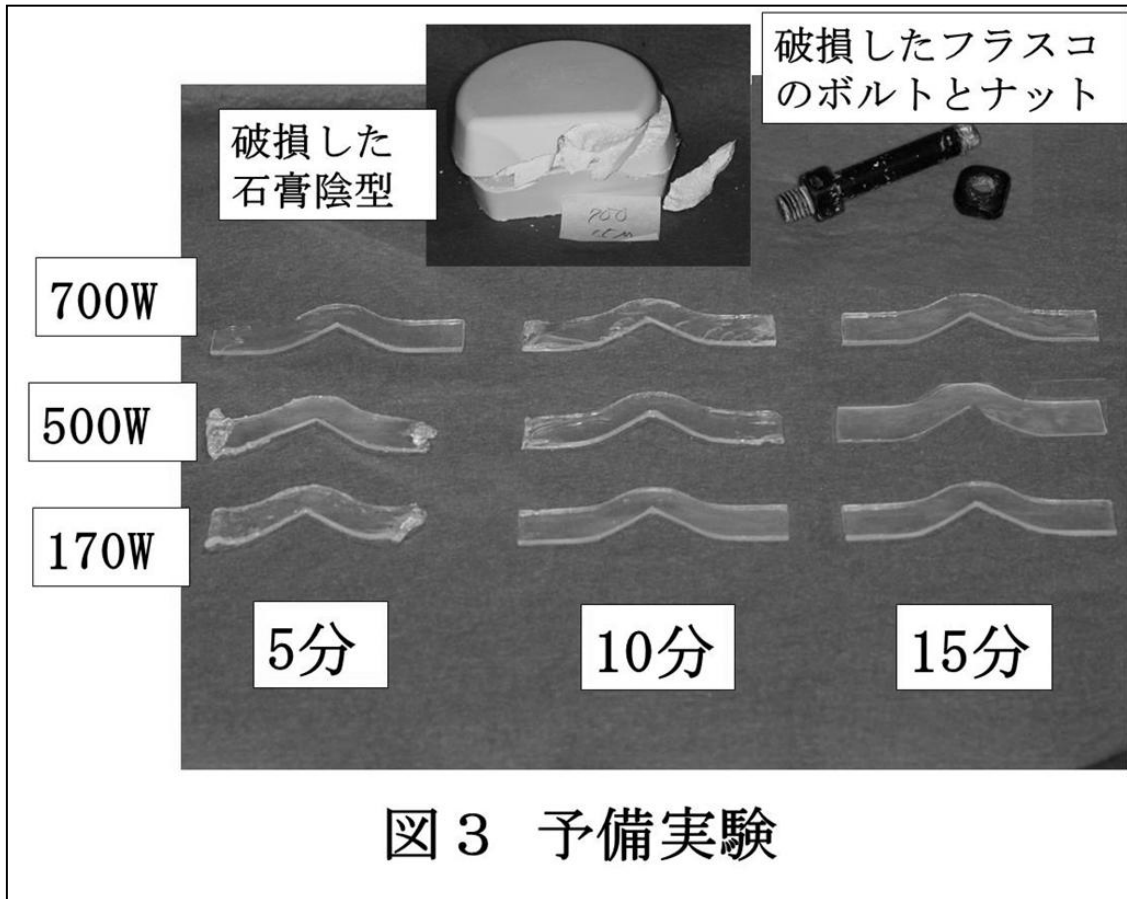
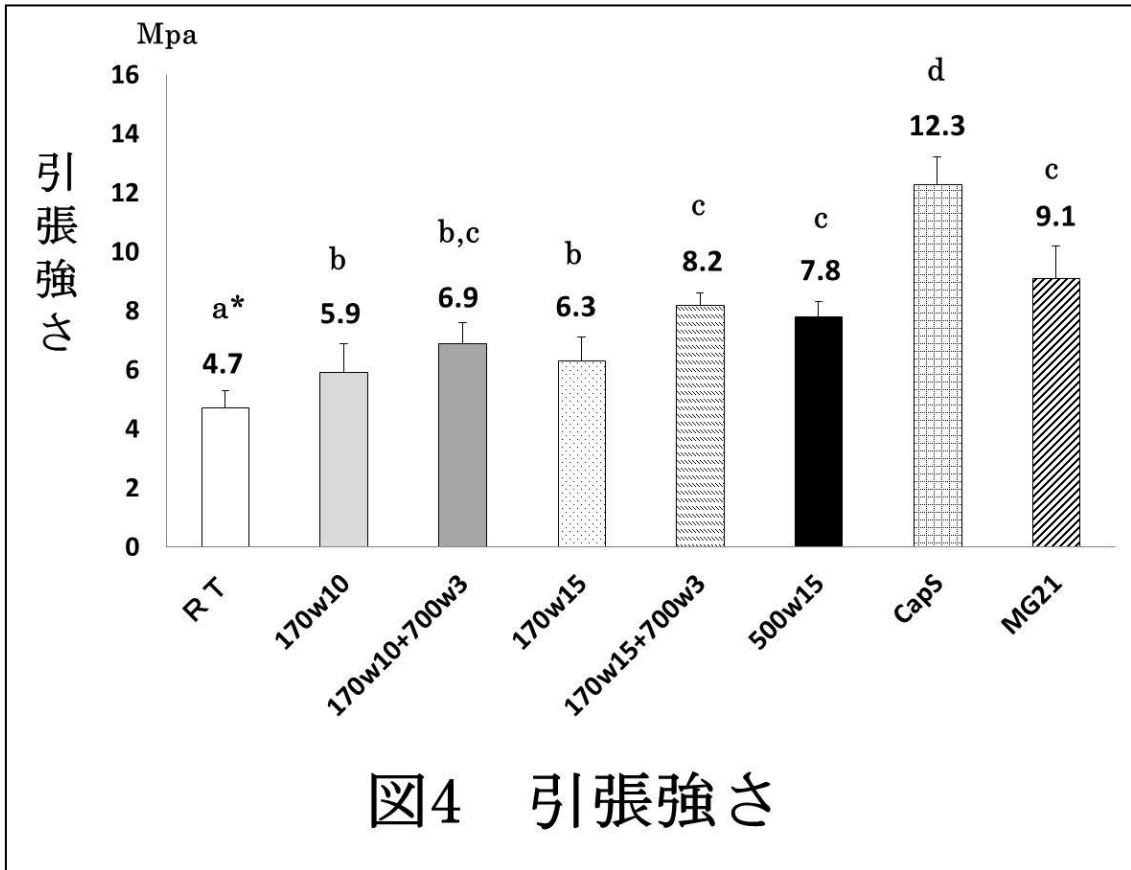


図 3



*多重比較検定（危険率 5%）で，同一文字の群間には統計的有意差は見られない．以後同一表示．

図 4

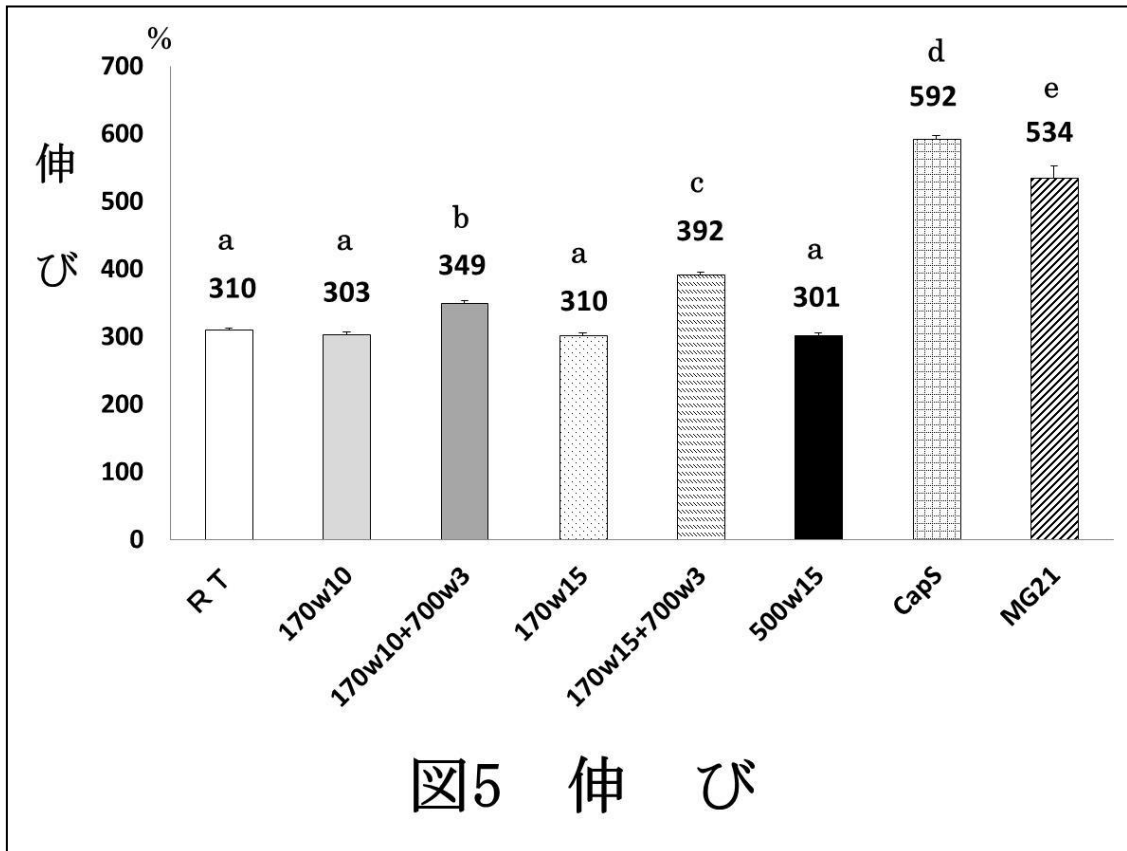


図 5

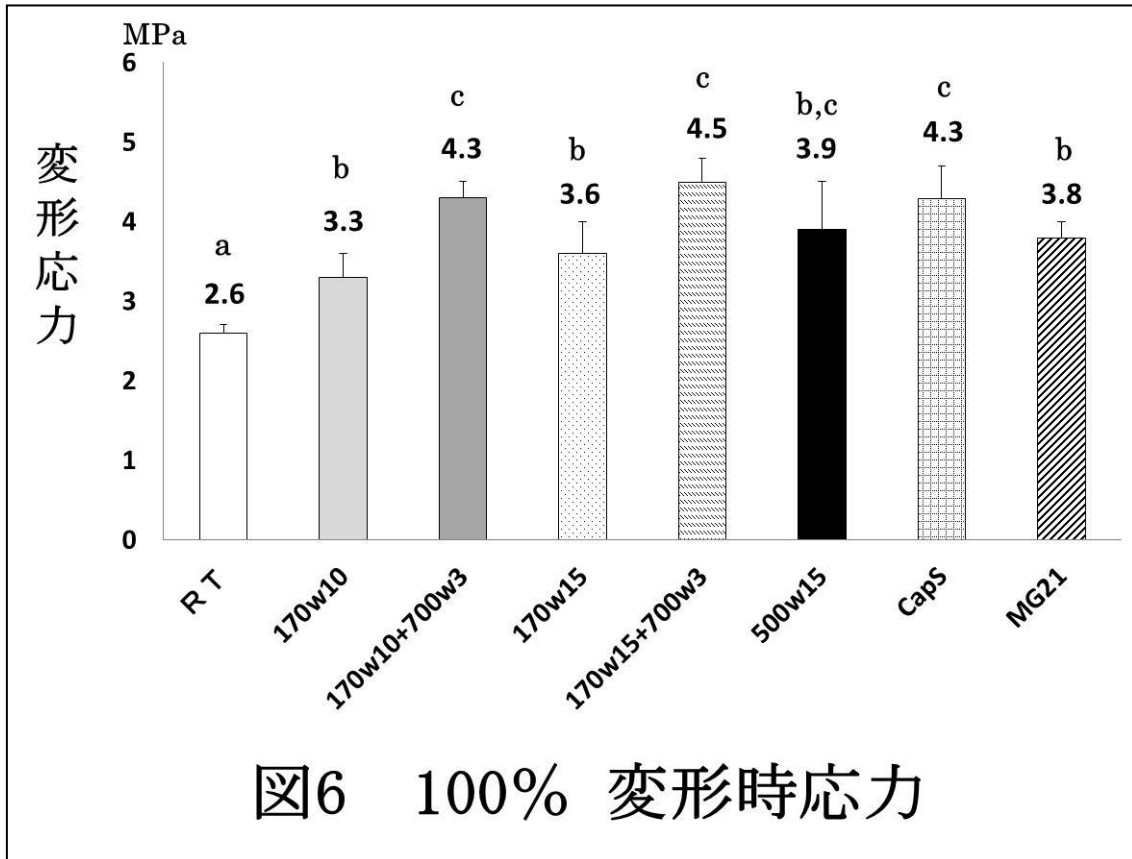


図 6

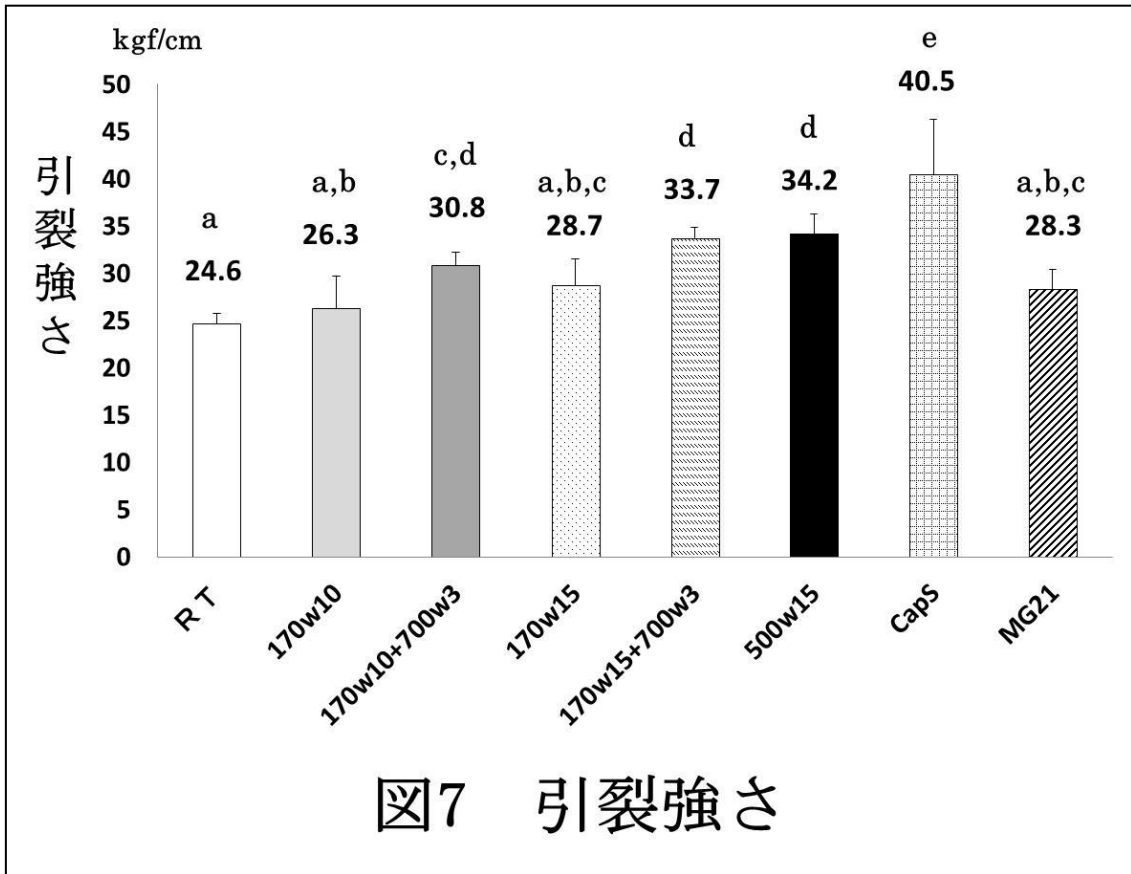


図 7

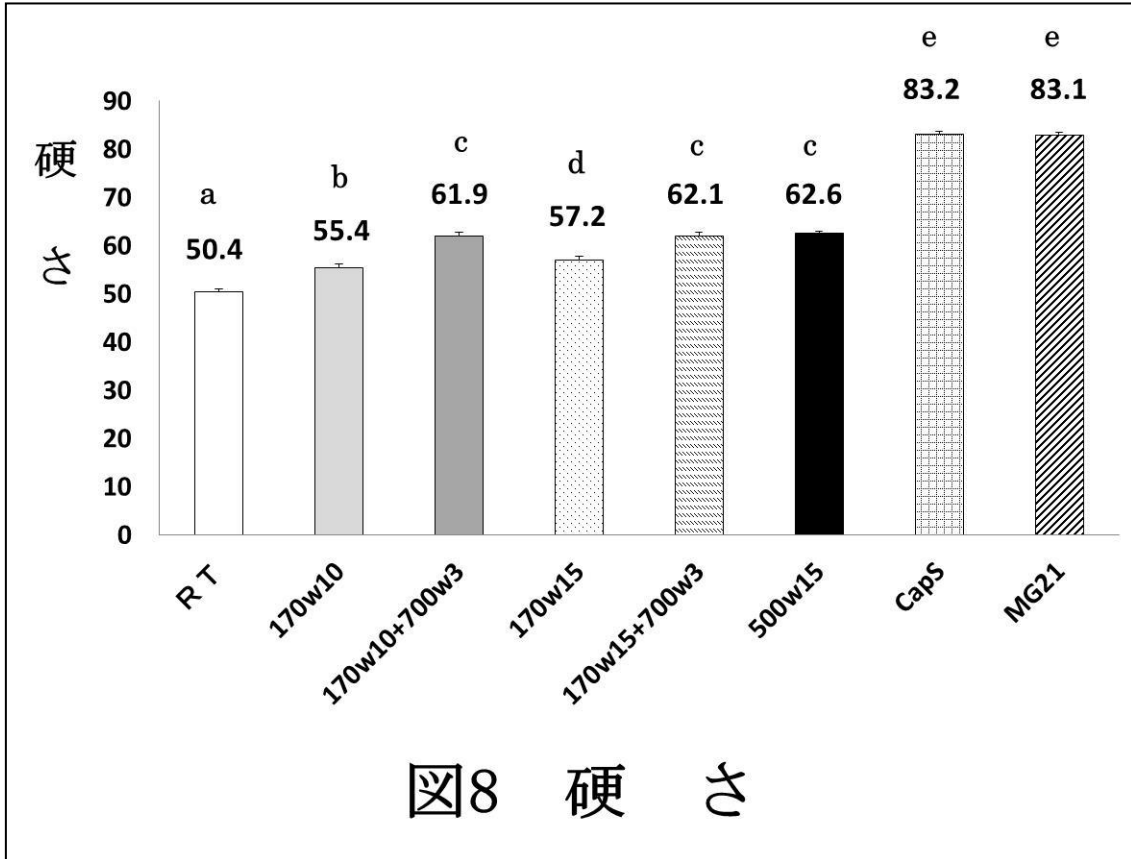


図 8

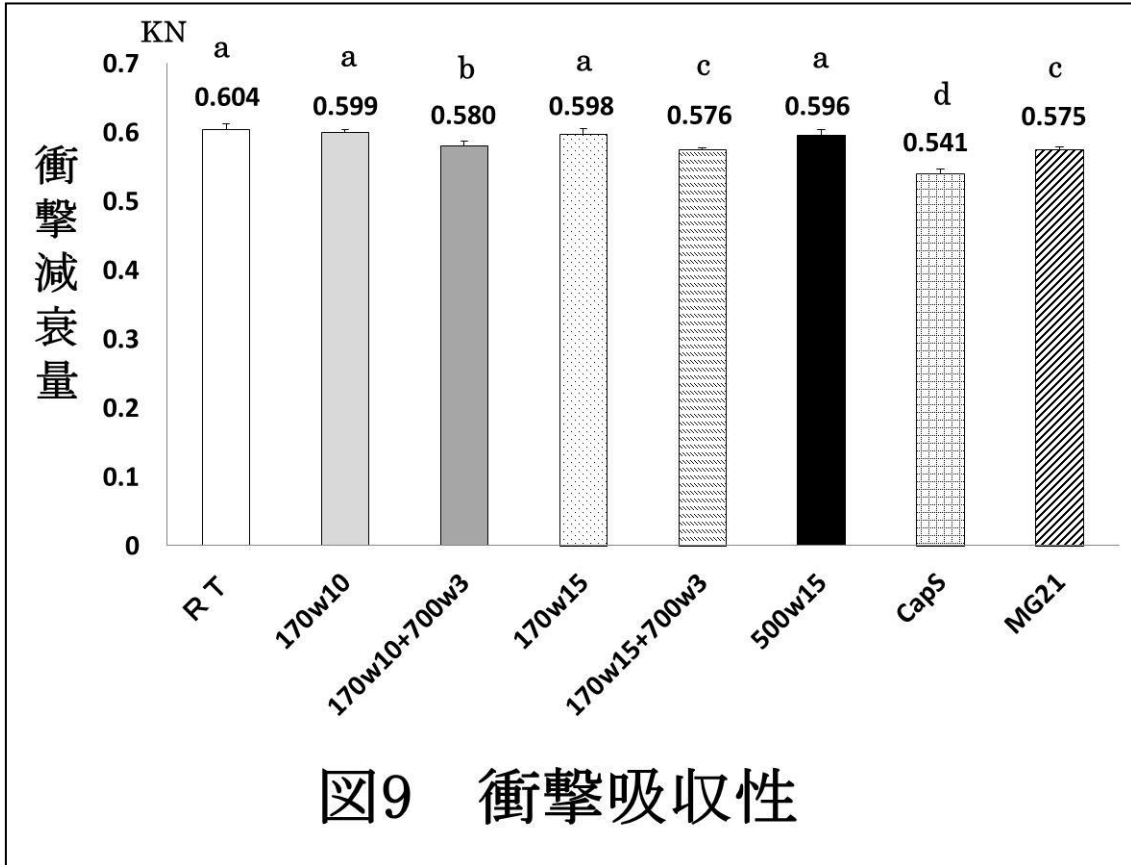


図 9

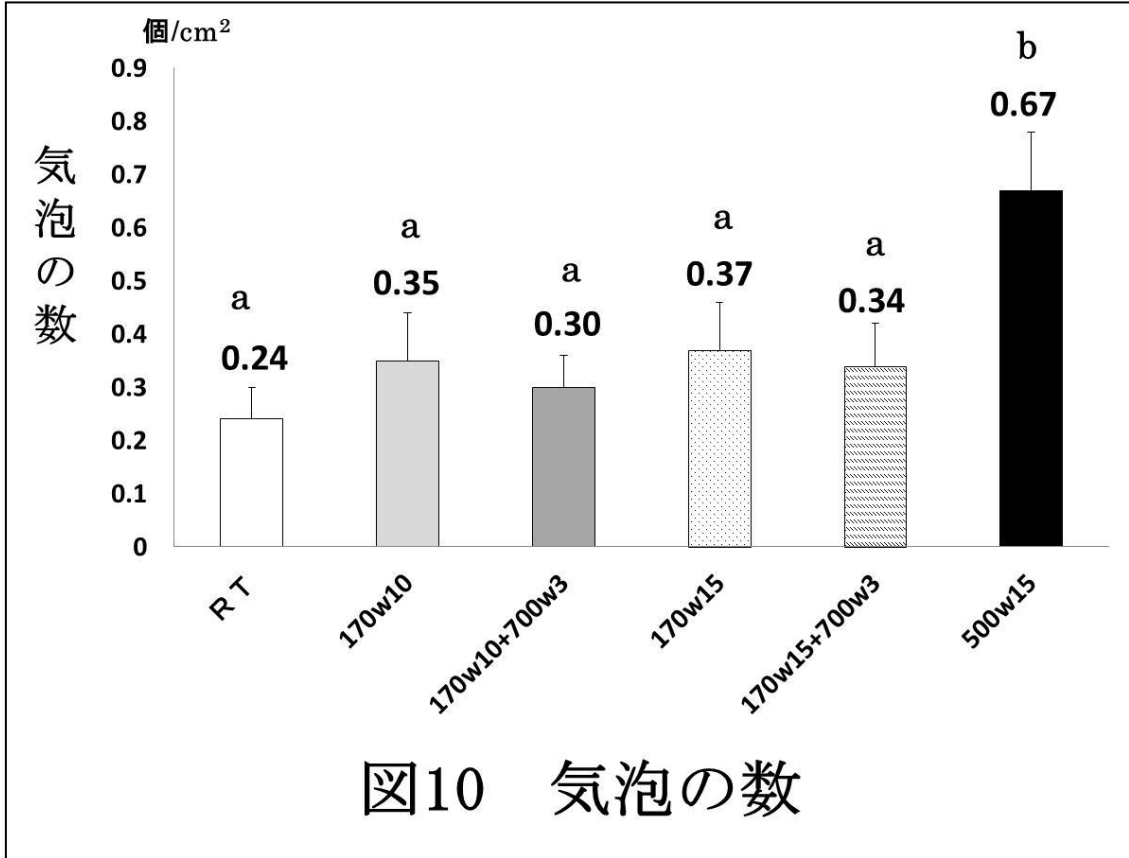


図 10

図表のタイトルおよび説明

表 1

マイクロ波重合の条件

図 1

各試験機

図 2

試験片の形状と寸法

図 3

予備実験

図 4

引張強さ

多重比較検定（危険率 5%）で，同一文字の群間には統計的有意差は見られない．以後同一表示．

図 5

伸び

図 6

100%変形時応力

図 7

引裂強さ

図 8

硬さ

図 9

衝撃吸収性

図 10

気泡の数