

学 位 論 文 題 名

歯科矯正用繊維強化プラスチックワイヤーの材料設計

学位論文内容の要旨

緒論

筆者らは、生体組織と親和性を示す $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3$ 系 (CPSA) ガラス繊維とポリメチルメタクリレート (PMMA) を複合して、外観が白色半透明性で審美性に優れた歯科矯正用繊維強化プラスチックワイヤー (FRP ワイヤー) を開発した。この FRP ワイヤーはガラス繊維の体積含有率を変化させると矯正力の調節が可能であり、その矯正力はニッケルチタン合金製ワイヤーに近似しているため、歯科矯正治療に応用できる素材であることを示唆してきた。しかし、この FRP ワイヤーが歯に与える力 (矯正力) に関する評価と材料設計について、一連の詳細な検討は行なわれていない。

本論文は、FRP ワイヤーについてワイヤーの直径、ガラス繊維の直径、ガラス繊維の体積含有率などの材料設計条件がワイヤーの示す固有の矯正力 (1 mm たわみ) の荷重に及ぼす影響について詳細に検討した。これより臨床応用で必要とされる所定の矯正力を示す FRP ワイヤーの成形の指針として、ワイヤーを材料設計するための基本的な計算式を求めることを目的とした。

材料および方法

FRP ワイヤーは、シランカップリング処理した CPSA ガラス繊維束に PMMA-アセトン溶液を含浸させて自然乾燥させ、ガラス製ダイスに通して約 270℃ に加熱して引抜き成形した。

FRP ワイヤーの人工唾液への浸漬試験は FRP ワイヤー (長さ 30 mm) 1 g と人工唾液 (北大・歯・付属病院処方に準拠) 100ml をポリエチレン容器に加えて密閉し、37℃ の恒温振とう槽中で所定の日数を保持した。

FRP ワイヤーの 3 点曲げ試験は材料試験機を用いて (支点間距離 14 mm) 荷重-たわみ曲線を求めた。荷重-たわみ曲線より、矯正力 (1 mm たわみ荷重) および曲げ弾性率を求めた。曲げ弾性率は (1) 式を用いて算出した。

$$E = \frac{4L^3}{3\pi D^4} \times \frac{P}{h} \dots\dots\dots (1)$$

ただし、 E : 曲げ弾性率 (Pa), D : 試験片直径 (m), L : 支点間距離 (m), P : 矯

正力(N), h :1mm たわみ(m)である.

結果および考察

1. FRP ワイヤーの直径(D)を大と変化させると, ワイヤーが示す固有の矯正力(P)は大となった. また, ワイヤーの曲げ弾性率(E)はガラス繊維の体積含有率(V_f)が一定であれば, ワイヤーの D が異なってもいずれもほぼ同等であった.

2. FRP ワイヤーを構成するガラス繊維の直径が異なってもワイヤーの P は, ほぼ同等であった. また, ワイヤーの E は V_f が一定であれば, ガラス繊維直径が異なってもいずれもほぼ一定であった.

3. FRP ワイヤーを構成するガラス繊維の V_f を大と変化させると, ワイヤーの P は大となった. また, ワイヤーの E はガラス繊維の V_f が大となると直線的に増大した. この結果より FRP ワイヤーの $E(\text{Pa})$ と $V_f(\%)$ との関係を求めると, 次の式となった.

$$E = (0.68 V_f + 3.14) \times 10^9 \dots\dots\dots (2)$$

4. FRP ワイヤーを人工唾液に 30 日間浸漬してもワイヤーの P の低下はわずかであった. しかし, ワイヤーの E はガラス繊維の V_f が増加するにつれて低下した. FRP ワイヤーの人工唾液浸漬による E の変化率($i : \%$)と $V_f(\%)$ の関係を求めると, 次の式が得られた.

$$i = 0.0015 V_f^2 - 0.02 V_f + 100 \dots\dots\dots (3)$$

5. FRP ワイヤーの材料設計

以上の結果より, FRP ワイヤーの P に及ぼす因子はワイヤーの D , ガラス繊維の V_f およびワイヤーの i であることが確認されたため, これらを考慮して FRP ワイヤーの材料設計に関する計算式の導出を試みた. (1)式に i を含む項を乗じると(4)式となる.

$$E = \frac{4L^3}{3\pi D^4} \times \frac{P}{h} \times \frac{i}{100} \dots\dots\dots (4)$$

そこで, FRP ワイヤーのコントロールの P を求めるには(4)式に, $h = 0.001 \text{ m}$ と $L = 0.014 \text{ m}$ を代入して変形すると, $P = 8.6 E D^4 i$ となる. さらにこの式の E に(2)式及びコントロールとしての $i = 100(\%)$ を代入すると(5)式となる.

$$P = 8.6 \times 10^{11} D^4 (0.68 V_f + 3.14) \dots\dots\dots (5)$$

また, FRP ワイヤーを人工唾液に浸漬した後の P を求める式についても同様に(4)式に(3)式を代入して求めたが, これより算出した P は(5)式から算出した P とほぼ同等であった.

これより, 所定の矯正力を示す FRP ワイヤーの材料設計には, (5)式が適用できることを明らかにした.

結論

CPSA ガラス繊維と PMMA を複合させた FRP ワイヤーの材料設計について検討した結果, 所定の矯正力(P)を示す FRP ワイヤーは, ワイヤーの直径(D)およびガラス繊維体積含有率(V_f)をそれぞれ任意に設定することにより,

$$P = 8.6 \times 10^{11} D^4 (0.68 V_f + 3.14)$$

の計算式で材料設計できることを明らかにした. これにより審美性に優れた歯科矯正用 FRP ワイヤーの製造に関する力学的設計の指針を得ることができた.

学位論文審査の要旨

主 査 教 授 亘 理 文 夫

副 査 教 授 飯 田 順一郎

副 査 教 授 大 畑 昇

学 位 論 文 題 名

歯科矯正用繊維強化プラスチックワイヤーの材料設計

審査は主査，副査全員が一同に会し，まず申請者に対し論文の内容について説明を求めた．申請者は研究の経緯と論文の内容について図面約 40 枚を示して説明した．

申請者は，生体組織と親和性を示す $\text{CaO} \cdot \text{P}_2\text{O}_5 \cdot \text{SiO}_2 \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$ (CPSA) 系ガラス繊維を開発して以来，この CPSA ガラス繊維の応用として人工骨用複合材料，歯科矯正用繊維強化プラスチックワイヤー (FRP ワイヤー)，歯科用ガラスアイオノマーセメント強化材，骨組織再建用 BMP 担体などの生体材料の開発研究に携わってきた．

CPSA ガラス繊維と PMMA を複合した矯正用 FRP ワイヤーは半透明性で審美性に優れ，ワイヤーの示す矯正力は Ni-Ti ワイヤーと同程度であることなどから，矯正治療に応用できる素材であることを明らかにして来た．しかし，この FRP ワイヤーの示す矯正力に関する材料設計について，詳細な検討は行われていない．

1. 目的

本研究は，FRP ワイヤーが歯の移動に及ぼす固有の力(ワイヤーの矯正力)について，ワイヤーの直径，ガラス繊維の直径，ガラス繊維体積含有率などの影響について詳細に検討した．これより所定の矯正力を示す FRP ワイヤーについて材料設計するための基本的な計算式を求める．

2. 方法

FRP ワイヤーは CPSA ガラス繊維に PMMA を複合させて加熱し，ガラス製ダイスより引き抜き成形した．3 点曲げ試験を行ない矯正力および曲げ弾性率を算出した．

3. 結果

FRP ワイヤーの示す矯正力(P)はワイヤーの直径(D)が大となると大となり，ガラス繊維の直径が異なってもガラス繊維体積含有率(V_f)が一定であれば同等であった．FRP ワイヤーの弾性率(E)は V_f が大となると直線的に増大し， $E = (0.68 V_f + 3.14) \times 10^9$ となった．また，人工唾液に 30 日間浸漬してもワイヤーの矯正力(P)の低下はわずかであった．

4. 考察

これらの結果より，FRP ワイヤーの矯正力(P)に及ぼす因子はワイヤーの直径(D)，ガラ

ス繊維体積含有率 (V_f) であることが確認され、FRP ワイヤーの材料設計に関する計算式の導出を試みた。そこで、FRP ワイヤーのコントロール(人工唾液浸漬前)の P を求めるにはワイヤーの E を求める基本式に、たわみ=0.001 m, 支点間距離=0.014 m, 前に実験で求めた E と V_f の関係式および FRP ワイヤーの矯正力の変化率 $i = 100$ (%) を代入して P の式に変形すると次式となった。

$$P = 8.6 \times 10^{11} D^4 (0.68 V_f + 3.14)$$

以上の検討から、所定の矯正力 (P) を示す FRP ワイヤーは、ワイヤーの直径 (D) およびガラス繊維体積含有率 (V_f) をそれぞれ任意に設定することにより、この計算式で材料設計できることを明らかにした。これにより審美性に優れた歯科矯正用 FRP ワイヤーの成形と応用に関する力学的設計の指針となる計算式を得ることができた。

以上の論文の内容に関する詳細な説明を受けた後、引き続き口頭による試問を行なった。各審査担当者が行なった主な質問は次の通りである。

- (1) 生体親和性に及ぼす CPSA ガラス繊維と工業用 E ガラス繊維の違いとその理由
- (2) FRP ワイヤーのガラス繊維直径依存性、最適繊維直径
- (3) FRP ワイヤーのシランカップリング剤の必要性
- (4) FRP ワイヤーのガラス繊維強化のメカニズム
- (5) FRP ワイヤーの作製時の寸法精度と特性のバラツキ
- (6) アーチ型 FRP ワイヤーの作製方法と付形性
- (7) CPSA 複合材の生体親和性評価(動物埋入試験)とインプラントとしての可能性
- (8) より大きな叢生に対応する破折たわみの大きな FRP ワイヤーの開発の可能性
- (9) グラスアイオノマーセメント強化用フィラーとしてのメカニズムと接着機構
- (10) CPSA 複合材の引張強さを活用した補綴物への応用
- (11) 研究の今後の方向性

これらの質問に対して、広汎かつ詳細に質疑応答がなされた。申請者はいずれも明確な回答と説明がなされ、申請者は本研究に関する事項のみならず歯科理工学、歯科矯正学に関する分野における広い知識を有していると判定した。

現在、歯科矯正治療の現場では審美性に優れたワイヤーの開発が待望され、本論文はこのニーズに対応するものであり、近い将来この FRP ワイヤーの実用化が期待される。その際、ワイヤーの示す矯正力の計算式はワイヤーの製造および臨床応用に必要な指針となる。本学位申請論文は、その FRP ワイヤーの材料設計について多くの詳細な実験データを積み重ねて、独創的な理論展開で基本的な計算式を導いた手法は歯科医学の発展に貢献するものであり高く評価できる。

以上のことから、全員の審査担当者は本研究が学位論文として十分値するものとし、申請者が博士(歯学)の学位を授与される資格を有するものと認めた。