

歯科治療におけるNd:YAGレーザー用光ファイバーのTiO₂による先端加工

| | |
|-------|---|
| メタデータ | 言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-05 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属: |
| URL | http://hdl.handle.net/2297/26907 |

| | |
|------------|--|
| 氏名 | 杉原 成良 |
| 学位の種類 | 博士(工学) |
| 学位記番号 | 博甲第 1052 号 |
| 学位授与の日付 | 平成 20 年 9 月 26 日 |
| 学位授与の要件 | 課程博士(学位規則第 4 条第 1 項) |
| 学位授与の題目 | 歯科治療における Nd:YAG レーザー用光ファイバーの TiO ₂ による先端加工 |
| 論文審査委員(主査) | 上田 隆司(理工研究域・教授) |
| 論文審査委員(副査) | 細川 晃(理工研究域・教授), 木村 繁男(環日本海域環境研究センター・教授), 米山 猛(理工研究域・教授), 門前 亮一(理工研究域・教授) |

Processing an optical fiber tip doped with TiO₂ for Nd-YAG laser in dental treatment

Naruyoshi SUGIHARA

Abstract : In dental treatment with Nd:YAG laser beam, a quartz optical fiber is generally used to transmit the laser beam, which is irradiated to the hard and soft tissues for caries treatment and periodontal tissue excision. However, when the beam is applied for the incision of soft tissue, or the removal of melanin pigment in gingival tissue, a periodontal pocket, an infected root canal etc. A diffused and circumferential beam from the tip of the fiber, is more effective than an ordinary straight beam. An ordinary straight beam has difficulty making incisions in oral soft tissues and removing some outer layers of the gingival.

A several millimeter portion the tip of the fiber is processed by doping with TiO₂ in order to obtain a diffused beam in circumferential direction (TP fiber). The laser beam radiated from the tip of the TP fiber is partitioned into a straight beam, a sideways beam and heat generated by the absorption of the laser beam. The laser beam radiated as a straight beam and a sideways beam at the TP fiber tip was measured respectively, and an appropriate TP fiber tip for each type of dental treatment was obtained.

Too much heating by laser emission at the TP fiber tip causes necrosis of soft tissue and dental pulp, therefore it is important to control the temperature at the TP fiber tip in order to prevent accidents during treatment. The temperature at the TP fiber tip was measured using a two-color pyrometer with an optical fiber. As a result, the temperature at the TP fiber tip increased rapidly during the laser emission and reached the maximum at the time when the laser emission finished. The temperature after finishing the laser emission decreased rapidly and the TP fiber cooled to room temperature nearly until the next laser pulse was emitted. The maximum temperature at the TP fiber tip increased with the increase of the laser energy per pulse, but was not influenced by the pulse width and pulse frequency.

Key Words: 歯科治療, Nd:YAG レーザー, 先端加工, エネルギー分布, 温度測定

1. 緒言

1960 年 Maiman がルビーレーザーの発振に成功し、その 4 年後に Stern はエナメル質にレーザーを照射すると酸によって脱灰されにくくなること発見した¹⁾。以来 Nd:YAG レーザー, Er:YAG レーザー, 炭酸ガスレーザー, 半導体レーザーなど、工業分野で利用されている殆ど全てのレーザー光が、歯科分野でも適用され実用化している。レーザーによる歯科治療では、照射されたレーザー光は各種光ファイバーを用いて口腔内部に伝送され、ファイバー先端を

狭い局所に挿入してレーザー照射が行われる。しかし、Nd:YAG レーザー光は、波長が1064nm と近赤外光であり、歯質や歯肉の主成分である水に対する吸収が小さいため、レーザー光を効果的に吸収させるには照射前に墨などの吸収剤を塗布する必要がある²⁾。しかしながら、治療部位は歯肉や歯質間の狭い局所³⁾や根管の深部先端⁴⁾など、吸収剤を塗布することが困難な箇所が殆どである。また、歯質を透過したレーザー光が歯髓組織に到達して壊死させることも懸念されることから、レーザー治療における前処置や条件設定は慎重に行う必要がある。このようなNd:YAG レーザーを用いた治療課題を解決する方法として、レーザー伝送用の光ファイバー先端を加工して、レーザー光の出射形態を変える手法が種々提案されている⁵⁾。ファイバー先端を加工して出射されるレーザー光を減衰し、その分を先端付近からの側面光や熱エネルギーに変換することで、レーザー光そのものを利用した殺菌効果、および生じた熱でレーザーメスとしての利用ができるなど、Nd:YAG レーザー光を用いた臨床が大幅に改善されることが期待される⁶⁾。医科では目的別専用チップを使用するが⁷⁾、歯科ではこの作業が非常に煩雑になる。これを解決するために一般歯科臨床の場で Nd:YAG レーザーを用いる際に通常の石英ファイバーの先端を簡易的に加工する方法が考案された⁸⁾。すなわち、軟組織の切開や凝固を行う際にはファイバー先端を加工して接触端子として使用し、使用後は加工部分をカッ

トし再び通常ファイバーとして使用する方法である。その方法に筆者らはファイバー先端から数mm部分にTiO₂をドーピングする方法を採用している。これにより石英ファイバー先端1~3mm部分の性状が変化し、ファイバー側面からも全周囲方向にレーザー光が照射される。このように加工されたファイバーを以下TPファイバーと呼称する。

2.目的

酸化チタン粉末で加工したファイバー(TPファイバー)におけるレーザー光の出射特性を調べるため、フォトダイオードや積分球を組み合わせた測定装置を製作し、TP処理条件がファイバー先端からの直進レーザー光、側面レーザー光、熱エネルギーの割合に及ぼす影響について検討した。また、TPファイバー先端で変換された熱エネルギーについてその最高温度、冷却特性を2色温度計を用い測定した。

3.TP処理ファイバーの製作

まず初めに、酸化チタン乳液((株)ミヤコケミカル製:アバントウースリキッドXBS)を薄用紙に染み込ませ、その薄用紙を容器に押し込んで乾燥させ、固形の酸化チタン含有ペレットを作成する。次に、先端をペレットに押し当てながら石英ファイバーから1~3秒程度レーザー光を出射する。ファイバーから出射されたレーザー光がペレット内部の酸化チタン粉末に吸収され、そのとき生じた熱によってファイバーを覆っているクラッドが消失して、コアが露出する。

更にレーザー出射を継続すると、コアも生じた熱

で加熱，溶融，再凝固して表面が荒らされる．数秒間レーザー出射した後，ファイバー先端をペレットから引き抜く．図1はTPファイバーからHe-Neレーザー光を出射させた時の様子を観察したものである．TPファイバーでは加工された部分から全方向にレーザー光が出射されている．

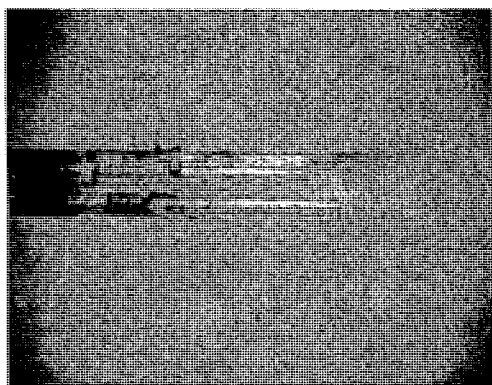


図1 TPファイバー

5.TPファイバーの元素分析

電子線マイクロアナライザを用いてTPファイバー表面の元素分析を行った．未加工ファイバーとTPファイバーを比較すると，石英コアの組成は殆ど変化は無いが，未加工では見られなかったTiがTPファイバーで認められた．

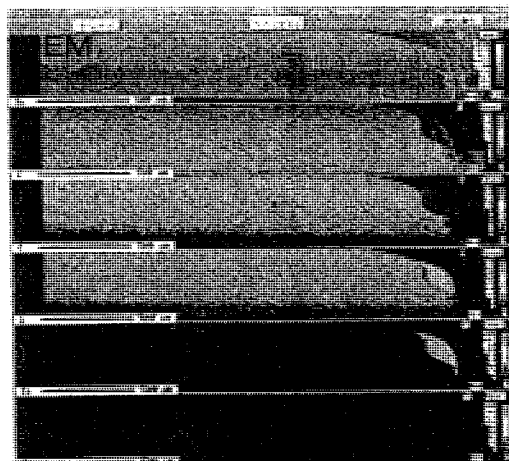


図3 元素分析 未加工ファイバー

4.TPファイバーの形態観察

TP処理したファイバー先端を電子顕微鏡(で観察した結果を図2に示す．ファイバー先端はクラッドが除去されてコアが露出している．

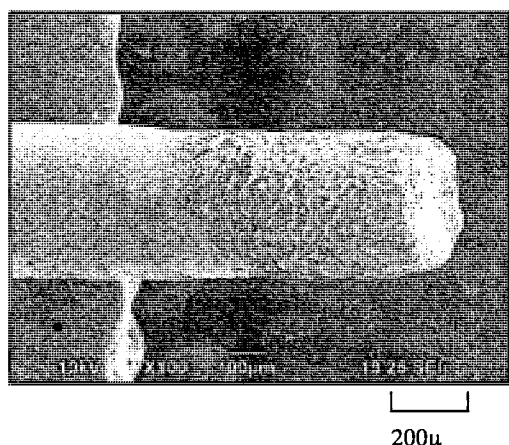


図2 TPファイバーSEM観察

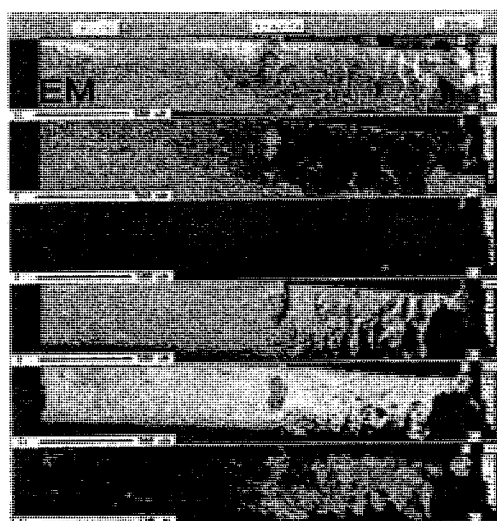


図3 元素分析 TPファイバー

6.TP処理ファイバーにおけるエネルギー分配割合の測定

TP処理したファイバーから出力されるエネルギー

は、図4に示すように先端から出射される直進レーザーエネルギー E_f 、側面から出射される側面レーザーエネルギー E_s 、先端部位で熱に変換されるエネルギー E_h 、出射端で内部に反射されるレーザーエネルギー E_r の4つに分けられる。

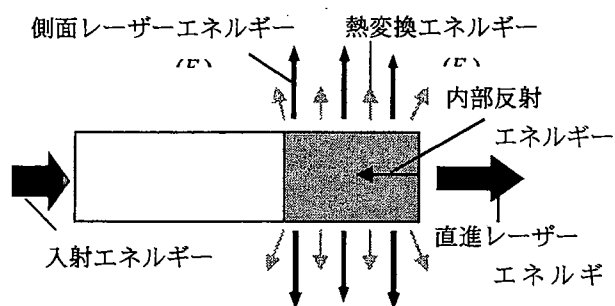


図4 TP処理ファイバー先端の出射エネルギー分配割合

図5はTP処理ファイバー先端から出射されるレーザーエネルギーの割合をプロットし直した結果である。TP処理の入射エネルギー E に対する直進レーザーエネルギー、側面レーザーエネルギー、熱変換エネルギーの割合が求まっている。

$E=600\text{mJ/pulse}$ のTP処理条件において、70%が直進レーザーエネルギーとして、10%が側面レーザーエネルギーとして、残りの20%が熱に変換されて出力されることがわかる。

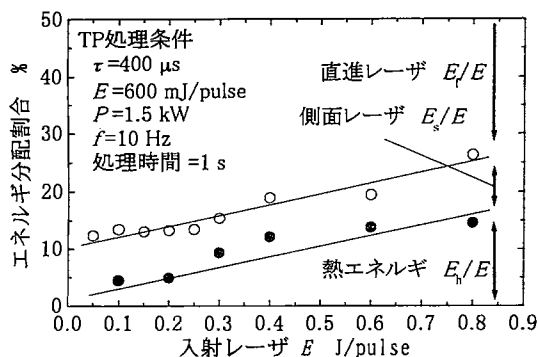
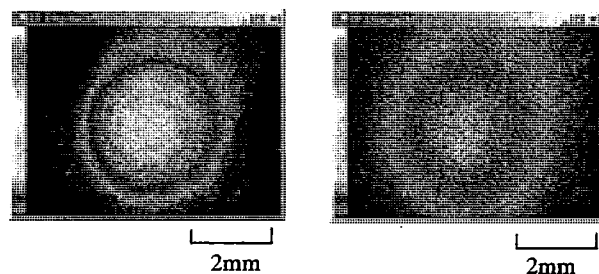


図5 TP処理ファイバー先端でのエネルギーの割合

7.TP処理ファイバーのビームプロファイル測定

TP処理されたファイバー先端において、レーザー光のエネルギー分布がどのように変化するかを調べるため、ビームプロファイラーを用いてTP処理前後におけるプロファイル測定して比較を行った。図6は未処理ファイバーとTP処理ファイバー先端部のビームプロファイル測定した結果である。未加工ファイバーではレーザーエネルギーはコアとの境界を越えると急激に低下している。これに対してTPファイバー先端では、側面からもレーザーエネルギーが出射されて照射領域が広がっている。また、コアクラッドの境界でのレーザーエネルギーの減少が緩やかになっている様子がわかる。



未加工ファイバー TPファイバー

図6ビームプロファイル

図7は未処理ファイバー、TP処理ファイバーそれぞれの断面プロファイル測定した結果である。未処理ファイバーでは、エネルギーがガウス分布をしているのに対して、TP処理ファイバーではエネルギーが全体的に小さく、また、出射面内部の分布が均一に近づいている様子が観察できる。

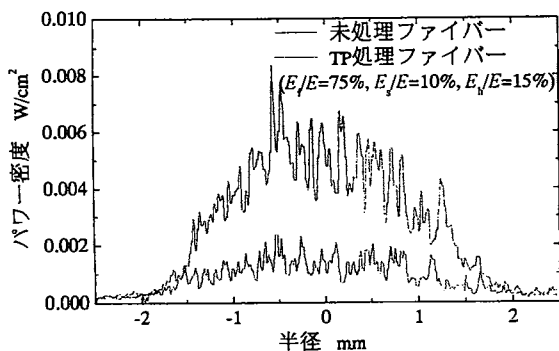


図7 ビームプロファイルの断面

8.TP処理ファイバー先端の温度測定

本実験で用いる赤外線放射温度計の概要を図8に示す。本温度計は、赤外線導光ファイバー、赤外線検出素子、増幅回路およびオシロスコープから構成されている。試料表面から放射された赤外線は、コア径が1mmのカルコゲナイド光ファイバーで受光し、赤外線検出素子へ伝送した。赤外線検出素子は、InSb素子上にInAs素子を積層した2色素子を用いた。各素子がNd:YAGレーザー光を検出しないように、Geフィルターを用いて1.6 μm 以下の赤外線を遮光した。

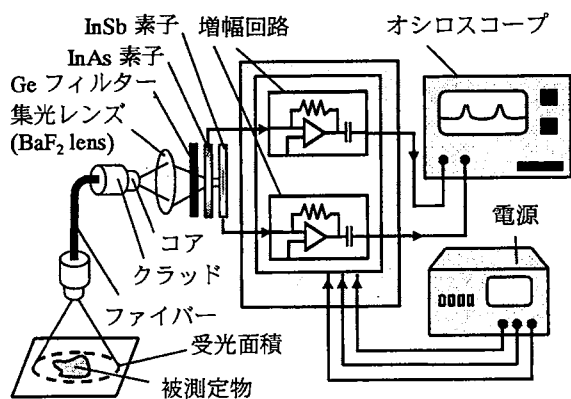


図8 光ファイバー導光型の赤外線放射温度計
図9にInAs, InSb素子からの出力波形を示す。図10はこれらの波形から温度を求めた結果である。図10に示されるように、TP処理したファイバー先端か

らレーザー光を出射すると、レーザー光の出射と同時にファイバー先端の温度が上昇して、出射終了時に2500°C前後の最高温度となる。また、出射終了後は急速に温度が低下する。図11に示すようにTP処理したファイバーから単発レーザー光を繰り返し出射すると、ファイバー先端の最高温度は次第に低下する。また、繰り返し周波数によるファイバー先端の温度に違いが無く、いずれも次のパルスレーザー光が出射されるまでにファイバー先端は常温近くまで戻る。TP処理したファイバー先端の温度に影響を与えるレーザー光の出射条件は、レーザーエネルギーであり、ファイバー先端の温度を監視することで、その処理状態を監視できる可能性がある。

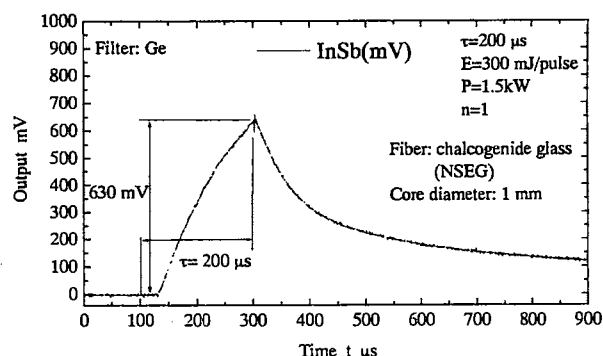
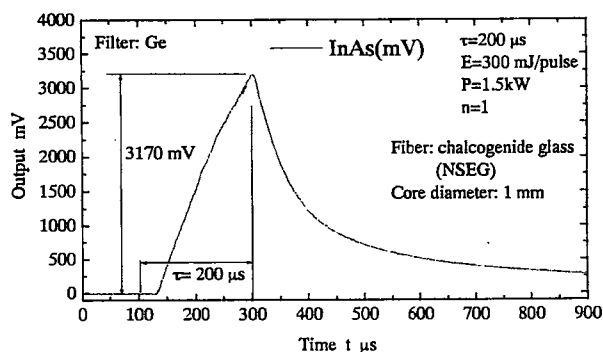


図9 各素子からの出力波形

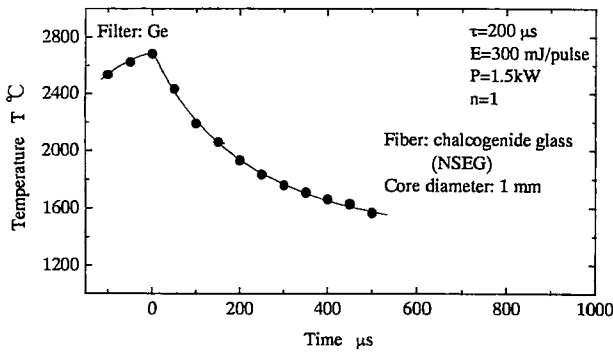


図10 レーザー照射終了後の温度変化

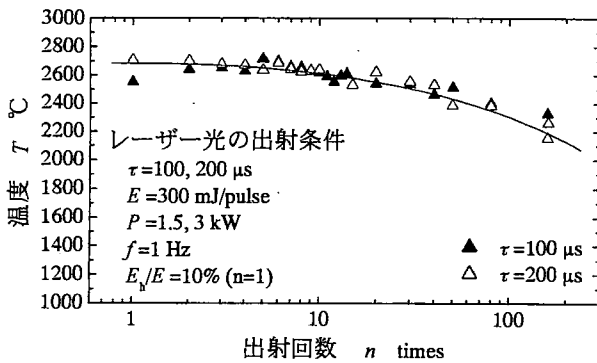


図11 レーザーパルス幅の違いによる先端温度の変化

9. TPファイバーを用いた臨床例

Nd:YAGレーザーとTPファイバー用い無麻酔下でメラニン除去を行い、術前、術中、術直後、術後6時間、同1日～7日、同1ヶ月の各時点における自発痛をVAS法にて測定した。VAS法とは100mmの直線上で左端が無痛、右端が激痛を表し、患者自身に感じた痛みレベルを点で記入してもらい、その長さを計測し痛みの程度を表す。数値が100に近づく程強い痛みになる。図12に示すように自発痛は術中27、術直後から値が低下し術後1日には平均値が6となり、これは疼痛として殆ど感じない値であり、4日後には全ての症例において0になった。その後痛みの上昇は認められない。誘発痛は術直後に

は10と低い値を示したが、6時間後に19と上昇しその後低下し、2日後には6、更に5日後には全症例において0となった。誘発痛は、術直後より6時間後のほうが高くなるが、それはレーザーによる鈍麻効果が影響しているものと考えられる。

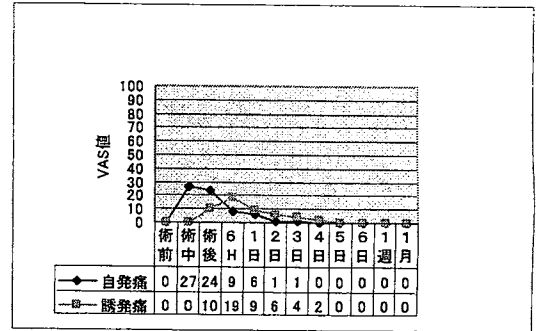


図12 VAS値の変化

また動物実験においてTPファイバーで切開した舌の組織標本を観察し、TPファイバー側面を用いた治療により炭化層・凝固層ともに薄くなることが示唆された。したがって、本法のようにTP処理ファイバー側面を利用することは治療経過の点からも有利である。

10. 結言

本研究はNd:YAGレーザーのより有用で安全な歯科医療への応用を確立することを目的に行ってきた。これまでに報告されたレーザーの応用例を調べ、その利点を探るとともに今後の課題について言及した。有用で安全な歯科治療を実現するため伝送用光ファイバーの先端をTiO₂で加工し、得られたTPファイバーの性質を調べると共に実際の歯科

臨床において使用した例を提示し治癒経過や疼痛の程度を評価した。

TP処理ファイバーではその側面を使って治療することが可能となり、レーザーによる歯科治療が極めて有効な方法である。

参考文献

- 1) Stern RH et al: Laser effect on dental hard tissues. J dent Res, 43(Abstr#307), 873, 1964
- 2) 森岡俊夫 et al: Nd:YAGレーザー照射によるエナメル質耐酸性増強効果に及ぼす歯面黒色塗布材の効果: 口腔衛生会誌, 34, 123-129, 1984
- 3) Neill M.E. and Melloning J.T.: Clinical efficacy of the Nd:YAG Laser for combination periodontitis therapy,

- Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry, 9(6):1-5, 1997
- 4) 関根義朗 et al: Nd:YAGレーザーによる根管消毒: 日レ歯誌, 6, 31-39, 1995
 - 5) William P. Vandertop, Rudolf M. Verdaasdonk, Christiaan F.P. van Swol: Laser-assisted neuroendoscopy using a Nd-YAG or Diode contact laser with pretreated fiber tips, J. Neurosurg. 88(1): 82-92, 1998
 - 6) 荒井恒憲: 赤外レーザー照射による生体軟組織の蒸散機構. Trans. IEE of Japan, 114-C: 522-528, 1994
 - 7) Daikuzono N.: Artificial sapphire probe for contact photocoagulation and tissue vaporization with the Nd-YAG laser. J. Med Instrum, 19(4): 151-192, 1985
 - 8) 斎藤陽一, 斎藤泰子: 先端加工ファイバーの軟組織への影響. クインテッセンス別冊, 歯科用レーザー21世紀の展望パート1, 192-193, 2001

学位論文審査結果の要旨

当該学位論文に関し、平成20年7月31日に第1回学位論文審査会を開催し、提出された学位論文及び関連資料について詳細に検討した。更に平成20年8月4日の口頭発表後、第2回審査委員会を開催し、慎重に協議した結果、以下の通り判定した。

本論文は歯科治療におけるNd:YAGレーザーの応用について研究している。Nd:YAGレーザーは生体の主成分である水分に対する吸収率が低い。このため、効果的にレーザーエネルギーを生体に作用させられるようレーザー伝送用光ファイバーの先端を加工し、簡易的接触端子として使用する手段について研究しており、本研究では酸化チタンTiO₂粉末を用いて加工する方法を提案している。TiO₂粉末で加工したTPファイバーの主な特性として、レーザーエネルギーの約10%がファイバー側面から出射され殺菌効果のあること、レーザーエネルギーの約20%がレーザーメスとして使用するために必要な熱エネルギーに変換されることを見出している。また、そのとき、ファイバー先端は2500℃前後の高温に達するが、レーザー出射終了後急速に低下することを明らかにしている。

以上のように、本論文は工学・医学の分野に対する貢献度が高く、また学術的価値が高いと評価でき、その内容は博士(工学)論文に値すると判定する。