

論文題目

超弾性ワイヤーによる矯正力

倉科 勇太

大学院歯学独立研究科 硬組織疾患制御再建学
(主指導教員：影山 徹 准教授)

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

Title

Orthodontic force by superelastic wire

Yuta Kurashina

Department of Hard Tissue Research, Graduate School of Oral Medicine
(Chief Academic Advisor : Associate Professor Toru Kageyama)

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

【目的】

近年,固定源の革新に伴い,持続的で大きな歯の移動が可能になり,超弾性ワイヤーが多く使用されている.しかしながら,超弾性ワイヤーによる矯正力や歯の移動量については,臨床に則した研究が少ない.さらに,近年結紮不要のブラケットが開発され,多く臨床で使われるようになってきた.これらの効果についても不明な点が多い.そこで,本研究では超弾性ワイヤーによる実際に掛かる矯正力を解明することを目的として,検討を行った.

【資料及び方法】

本研究では,結紮が必要な従来型ブラケット(METAL BRACKET PRE-TORQUE TWIN,MORITA)と結紮不要なセルフライゲーションブラケット(CLIPPY APPLIANCES,TOMY INTERNATIONAL)を使用した.歯列モデルには,上顎低位犬歯唇側転移の上顎第一小臼歯抜歯症例を想定し,不正咬合モデル(Angle Class 2 Divison 2 オーソモデル,松風)を使用し石膏モデルを作成した.本実験では右側のみの歯列モデルとし,犬歯におけるワイヤーの荷重を測定するため,上顎右側犬歯は削除し,上顎右側中切歯・側切歯・第二小臼歯・第一大臼歯・第二大臼歯にブラケットを接着した.ブラケットの接着位置は臨床的歯冠軸の midpoint でかつ臨床的歯冠軸に平行になるよう設定した.歯列モデルに超弾性ワイヤー(nickel titanium memory wire.016 inch,American Orthodontics)を装着し,実験の再現性を確保するため,クリンパブルフック(矯正用アタッチメント,TOMY INTERNATIONAL)を中切歯のブラケット近心に接触するようにワイヤーに装着し,結紮線でクリンパブルフックと中切歯ブラケットと固定し,ワイヤーの正中部でのスライドを防止した.従来型ブラケットにワイヤーを結紮する際は,エラスティックモジュール(ユニスティック,BIODENT)を使用した.各歯列モデルにワイヤーを装着した状態で,口腔内温度に近い温度($37 \pm 1^{\circ}\text{C}$)で,万能試験機(INSTRON 5582,Instron Corp)により,歯の移動方向に荷重を掛け,6.0mm たわませたワイヤーを除荷した際の荷重-たわみ曲線を10回の測定の平

均値より求めた。また、本実験では、荷重-たわみ曲線から最大荷重と復元量を求めた。

また、有効な矯正力をより持続的にかける方法として、歯列後方部よりエラスティックチェーン(スーパーチェーン,TOMY INTERNATIONAL)でワイヤーを牽引し、同様の実験を行った。

【結果および考察】

6.0mm 荷重後除荷した場合、結紮が必要な従来型ブラケットは、最大荷重は平均 1.0N(SD:0.251)、復元量は平均 0.5mm(SD:0.028)とほとんど復元しなかった。従来型ブラケットの復元量が少なかったのはフリクション、バインディング、ノッチングの3つの要素の抵抗力によると考えられた。それに対して、セルフライゲーションブラケットは、最大荷重は平均 2.4N(SD:0.404)、復元量は平均 2.8mm(SD:0.374)と大きな復元が得られた。これは、セルフライゲーションブラケットは結紮をしないためフリクションとバインディングが少なく、加えて、フラットワイズ方向へのワイヤーの遊びが大きいためワイヤーは頬側方向にたわみ、ノッチングの影響を回避できたためだと考えられた。しかし、ワイヤーの頬側方向へのたわみを抑えた場合、セルフライゲーションブラケットにおいても最大荷重は平均 1.6N(SD:0.358)、復元量は平均 0.6mm(SD:0.094)と従来型ブラケットの復元量と同程度だった。研磨標本による観察では、超弾性ワイヤーがブラケットスロット辺縁の隅角部と接触している部分で、長さ約 40 μ m、深さ約 1 μ m のワイヤーの食い込み、すなわちノッチングが認められた。そこで、ノッチングを軽減させるためにたわませる量を 3.0mm にしたところ、最大荷重は平均 1.4N(SD:0.475)、復元量は平均 1.5mm(SD:0.184)と 6.0mm たわませた場合より大きな復元量が得られた。また、6.0mm のたわみを利用しつつ大きな復元量を得る方策として、歯列後方部よりエラスティックチェーンでワイヤーを牽引したところ、最大荷重は平均 2.7N(SD:0.305)、復元量は平均 3.7mm(SD:0.133)と良好な復元量が得られた。

【結論】

超弾性ワイヤーは復元力を有するが,従来型ブラケットでは抵抗力が原因でほとんど復元しない.また,セルフライゲーションブラケットにおいても,大きなたわみを利用するとノッチングの影響を大きく受け,ほとんど復元しない.大きなたわみを利用する場合,ワイヤーに少量の牽引力を与えることにより,ワイヤーの復元量は増加した.そこで,今後は大きなたわみを利用しつつ,大きな復元量を得るために,種々の牽引力を加えるなどの方策が必要であることが示唆された.

学位論文

論文題目
超弾性ワイヤーによる矯正力

倉科 勇太

大学院歯学独立研究科 硬組織疾患制御再建学
(主指導教員：影山 徹 准教授)

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

Title
Orthodontic force by superelastic wire

Yuta Kurashina

Department of Hard Tissue Research, Graduate School of Oral Medicine
(Chief Academic Advisor : Associate Professor Toru Kageyama)

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

緒言

従来、マルチブラケット法において初期の排列にはステンレススチールワイヤーにループを組んで使用してきた。しかし、近年では超弾性ワイヤーの使用頻度が高い。ループを組まずに大きなたわみを得られ、簡便に歯を排列することができ、患者の違和感も軽減できるためである。

超弾性ワイヤーは荷重を掛けて曲げて除荷すると元の形状に戻る性質を持っている。しかし、マルチブラケット法において超弾性ワイヤーを一度使用しただけでは、ワイヤーが元の形状に戻るだけの歯の移動は起こり難い。これはブラケットとワイヤーの間で生じる抵抗力が原因であり、歯を移動させるだけの荷重がかからなくなるためである¹⁾。この抵抗力はフリクション、バインディング、ノッチングの3つに分けられている²⁾。フリクションはワイヤーとブラケットスロットが面で接触している時の静止摩擦力および動摩擦力で、バインディングはワイヤーがブラケットスロットの角と角で挟み込まれることによる抵抗力である。ノッチングはワイヤーとブラケットスロットとの接触角が増加したとき、ワイヤーが変形し引っ掛かることによる抵抗力である。これらの抵抗力の存在については報告されているが、これらによりワイヤーの復元荷重がどのようになるかは不明な点が多い。Peterら³⁾は超弾性ワイヤーをブラケットを装着した歯列モデルに通した状態で曲げ試験を行うことにより、抵抗力を考慮した状態でのワイヤーの復元荷重と復元量を測定している。この研究では、従来の結紮が必要な従来型ブラケットと結紮不要のセルフライゲーションブラケットの比較を行っており、従来型ブラケットは復元荷重が早期に減少し復元量も少ないのに対して、セルフライゲーションブラケットでは結紮による抵抗力が少ないため復元荷重が持続的にかかり、大きな復元量が得られたと示している。しかし、この研究で使用している歯列モデルは各歯のブラケットスロットが平行になるように排列され、荷重方向は長軸に平行で

あるため、実際の臨床の状況に則していない。そこで、本研究では超弾性ワイヤーにより実際の臨床状況において掛かる矯正力を解明すると共に、有効な矯正力が持続的にかかる方法を検討することを目的として、実際の臨床に則した模型上で、超弾性ワイヤーの復元力および復元量の測定を行った。

実験材料及び方法

本研究では、結紮が必要な従来型ブラケット(METAL BRACKET PRE-TORQUE TWIN, MORITA)と結紮不要なセルフライゲーションブラケット(CLIPPY APPLIANCES, TOMY INTERNATIONAL)を使用した。歯列モデルには、上顎低位犬歯唇側転移の上顎第一小臼歯抜歯症例を想定し、不正咬合モデル(Angle Class 2 Division 2 オーソモデル, 松風)を使用し石膏モデルを作成した。本実験では右側のみの歯列モデルとし、犬歯におけるワイヤーの荷重を測定するため、上顎右側犬歯は削除し、上顎右側中切歯・側切歯・第二小臼歯・第一大臼歯・第二大臼歯にブラケットを接着した(図 1)。ブラケットの接着位置は臨床的歯冠軸の midpoint でかつ臨床的歯冠軸に平行になるよう設定した。歯列モデルに超弾性ワイヤー(nickel titanium memory wire. 0.016 inch, American Orthodontics)を装着し、実験の再現性を確保するため、クリンパブルフック(矯正用アタッチメント, TOMY INTERNATIONAL)を中切歯のブラケット近心に接触するようにワイヤーに装着し、結紮線でクリンパブルフックと中切歯ブラケットと固定し、ワイヤーの正中部でのスライドを防止した。従来型ブラケットにワイヤーを結紮する際は、エラスティックモジュール(ユニスティック, BIODENT)を使用した。各歯列モデルにワイヤーを装着した状態で、口腔内温度に近い温度($37 \pm 1^\circ\text{C}$)で、万能試験機(INSTRON 5582, Instron Corp)により、歯の移動方向に

荷重を掛け(図 2),6.0mm たわませたワイヤーを除荷した際の荷重-たわみ曲線を10回の測定の平均値より求めた。また,本実験では,荷重-たわみ曲線から最大荷重と復元量を求めた。実際の臨床では除荷より0.2mmは歯根膜の厚みを考慮する必要がある⁴⁾ので,除荷後0.2mm復元した5.8mmの時の荷重を最大荷重と定義した。歯の移動には0.17N以上の荷重が必要なので⁵⁾,0.17N以上荷重されている範囲を復元量と定義した。

また,有効な矯正力をより持続的にかける方法として,歯列後方部よりエラスティックチェーン(スーパーチェーン,TOMY INTERNATIONAL)でワイヤーを牽引し,同様の実験を行った(図3)。

結果

従来型ブラケットは,最大荷重は平均1.0N(SD:0.251),復元量は平均0.5mm(SD:0.028)と殆ど復元しなかった(図4a,b)。それに対して,セルフライゲーションブラケットは,最大荷重は平均2.4N(SD:0.404),復元量は平均2.8mm(SD:0.374)と大きな復元が得られた(図5a,b)。しかし,セルフライゲーションブラケットの模型を上方から見ると,ワイヤーの頬側方向へのたわみが生じていた(図6)。頬側方向へのたわみを抑えるため,曲げ試験機の圧子の部分に,ブラケットスロットのフラットワイズ方向の幅を目安に,幅約0.6mmの溝を掘り(図7),ワイヤーがこの溝に沿ってたわむようにし,再測定を行った。その結果,セルフライゲーションブラケットにおいても最大荷重は平均1.6N(SD:0.358),復元量は平均0.6mm(SD:0.094)と従来型ブラケットと同程度の復元量を示した(図8a,b)。この現象について詳細を観察するため,ブラケットとワイヤーをレジン(アクリル・ワン Type#1320N,株式会社マルトー)包埋し,中接線まで研磨した標本(図9)を0.06 μ mの粒子の研磨剤(液体研磨剤マスターメッド,BUEHLER)で鏡面研磨し,万

能顕微鏡 (VANOX-T, OLYMPUS) にて倍率 200 倍で観察した。その結果、超弾性ワイヤーがブラケットスロット辺縁の隅角部と接触している部分で、長さ約 $40\ \mu\text{m}$ 、深さ約 $1\ \mu\text{m}$ のワイヤーの食い込み、すなわちノッチングが認められた (図 10)。ノッチングの影響を軽減するため、ワイヤーのたわみ量を 3.0mm とした場合は、最大荷重は平均 1.4N (SD: 0.475)、復元量は平均 1.5mm (SD: 0.184) と 6.0mm たわませた場合より大きな復元量が得られた (図 11a, b)。また、 6.0mm のたわみを利用しつつ大きな復元量を得る方策として、歯列後方部よりエラスティックチェーンでワイヤーを牽引した。その結果、最大荷重は平均 4.5N (SD: 0.375)、復元量は平均 3.7mm (SD: 0.133) と最大荷重が著しく大きく測定された (図 12a, b)。

考察

1. 復元量について

従来型ブラケットにおいて、ワイヤーがほとんど復元しなかった原因としては、ブラケット形状と結紮によるフリクション、バインディング、ノッチングの 3 つの要素の抵抗力が原因と考えられた。そこで、従来型ブラケットよりも抵抗力が少ないと言われているセルフライゲーションブラケットで同様の実験を行ったところ、一見従来型ブラケットより復元するよう見られ、Peter らの実験と比較しても同じような傾向の結果となった。しかしながら、この復元はワイヤーが頬側方向に回転しながら起こることが確認できた。結紮している従来型ブラケットはブラケットスロットの底面にワイヤーが押し付けられるのでこの様な現象は起こらないが、セルフライゲーションブラケットは結紮をしないため、フラットワイズ方向にワイヤーの遊びがあり、加えて、本実験では犬歯相当部にブラケットが装着されていないため、抵抗力のかかり辛い頬側方向にワイヤーが逃げたと考えられる。臨床において、セルフライゲーションブ

ラケットを使用した際、歯列が拡大されることが報告されているが⁶⁾、これは、本実験で認められたこの様な現象が原因と推察される。しかし、実際の臨床では犬歯にもブラケットが装着されており、この様なワイヤーの回転は1歯1歯のブラケットスロットにより起こり、犬歯部のみでは起こり難い。実際の臨床の状況に近づけるため、頬側方向へのワイヤーの回転を抑えて再測定を行うと、セルフライゲーションブラケットのワイヤーの復元量は従来型ブラケットの復元量と同程度という結果になった。研磨標本による観察では、ワイヤーにノッチングが認められた(図10)。図13は本実験で用いた超弾性ワイヤーと矯正用ステンレススチールワイヤーの引張試験で得られた応力ひずみ曲線の比較だが、超弾性ワイヤーは非常に弾性に富み、しかも、ある一定の変形量を超えると荷重を強めなくとも変形が進むという性質のため⁷⁾、ブラケットスロット辺縁とワイヤーが接触している局所で変形が進み、その結果ノッチングが生じたと推測された。そしてこのノッチングが原因で、ワイヤーが滑らず、セルフライゲーションブラケットにおいても有効な復元量が得られなかったと考えられる。たわみ量を3.0mmにした際、復元量が増加したのは、ブラケットスロットとワイヤーの接触角が減少し、ノッチングの影響が軽減したためだと考えられる。エラスティックチェーンでワイヤーを牽引した際復元量が増加したのは、ノッチングを解除することができたためだと考えられる。従って、有効な矯正力をより持続的にかけるためには、何らかの方法でワイヤーの復元荷重を補い、ノッチングを解除する必要があると考えられた。

2. 最大荷重について

歯の移動には歯種に応じた適正な矯正力がある。この力を大きく超えた力が歯に加わると歯周組織に為害作用が生じるため、適正な矯正力を歯にかけるのが望ましい⁸⁾。しかし、歯の移動に適正な力または力の範囲は文献により様々な報告があり、統一されていないのが現状である^{9, 10, 11, 12, 13)}。従って、適正な矯正力に関して高い

レベルのエビデンスは得られていないが¹⁴⁾、本実験でシミュレーションを行った上顎犬歯の挺出による歯の移動は45～65g(0.45～0.65N)が適正との報告があり¹⁵⁾、これと本実験で得られた最大荷重を比較検討した。本研究で行ったいずれの実験においても、最大荷重は適正な矯正力と比較すると大きな値となった。本研究では木村らの報告⁴⁾より0.2mmワイヤーが復元した時の荷重を最大荷重としたが、0.2mmはワイヤーの径の約半分に過ぎない。従って、この復元量がどのような現象によって起こっているのかの詳細については、試験機やワイヤーの局所的なひずみ等を考慮する必要がある。

また、ノッチングに対する考察として、エラスティックチェーンによりワイヤーを牽引した実験では、エラスティックチェーンで荷重を掛けている状態からワイヤーを6.0mmたわませたため、最大荷重が4.5Nと過大となった。しかし、実際の臨床では、ワイヤー装着を行った初日はエラスティックチェーンを使わずに、図8で示す通り、0.6mmはワイヤーの荷重のみで歯を移動させ、次回来院時にエラスティックチェーンで荷重を補うという使用法とすれば、最大荷重は平均2.7N(SD:0.305)に抑えられると考えられる(図14)。

結論

1. 超弾性ワイヤーは復元力を有するが、従来型ブラケットでは抵抗力が原因でほとんど復元しない。
2. セルフライゲーションブラケットでも、大きなたわみを利用するとノッチングの影響を大きく受け、ほとんど復元しない。
3. 大きなたわみを利用する場合、ワイヤーに少量の牽引力を与えることにより、ワイヤーの復元量は増加した。
4. 今後は大きなたわみを利用しつつ、大きな復元量を得るために種々の牽引力を加えるなどの方策が必要であることが示唆され

た.

著者全員利益相反なし.

文献

- 1) LC Articulo, RP Kusy (1999) Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 115:39-51.
- 2) Kusy RP, Whitley JQ (1999) Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. Eur J Orthod 21: 199-208.
- 3) Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP (2001) Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 121:483-95.
- 4) 木村浩幸, 豊福不可依, 神田重信, 山口治利(1983) 正常歯における歯槽硬線と歯根膜隙の幅の測定. 歯放 23: 204-207.
- 5) Weinstein S (1967) Minimal forces in tooth movement. Am J Orthod 53: 881-903.
- 6) Peck S (2008) So what's new? Arch expansion, again. Angle Orthod 78: 574-575.
- 7) 米山隆之, 土居寿, 浜中人士, 野田隆夫, 岡本安生, 荻部充, 茂木正邦, 三浦不二夫 (1989) 矯正用 Ni-Ti 合金ワイヤーの超弾性特性の評価について. 口病誌 56: 93-101.
- 8) William R. Proffit (高田健治, 1989): プロフィットの現代歯

- 科矯正学, 230-234, クインテッセンス出版株式会社, 東京.
- 9) Boester CH, Johnston LE. (1972) A clinical investigation of the concept of differential and optimal force in canine retraction. *Angle Orthod* 44:113-119.
 - 10) Lee BW (1964) Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. *J Dent Res* 44:1053.
 - 11) Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW (1969) Optimal force, differential force, and anchorage. *Am J Orthod* 55:437-457.
 - 12) Hixon EH, Aasen TO, Arango J, Clark RA, Klosterman R, Miller SS, Odom WM (1972) On force and tooth movement. *Am J Orthod* 62:476-489.
 - 13) Iwasaki L, Haack JE, Nickel JC, Morton J (2000) Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 117:175-183.
 - 14) Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. (2003) Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthod* 73:86-92.
 - 15) 根津浩, 永田賢司 (1988) 歯科矯正学バイオプログレッシブの臨床, 1版, 207-212, 株式会社ロッキーマウンテンモリタ, 東京.



図 1 歯列モデル

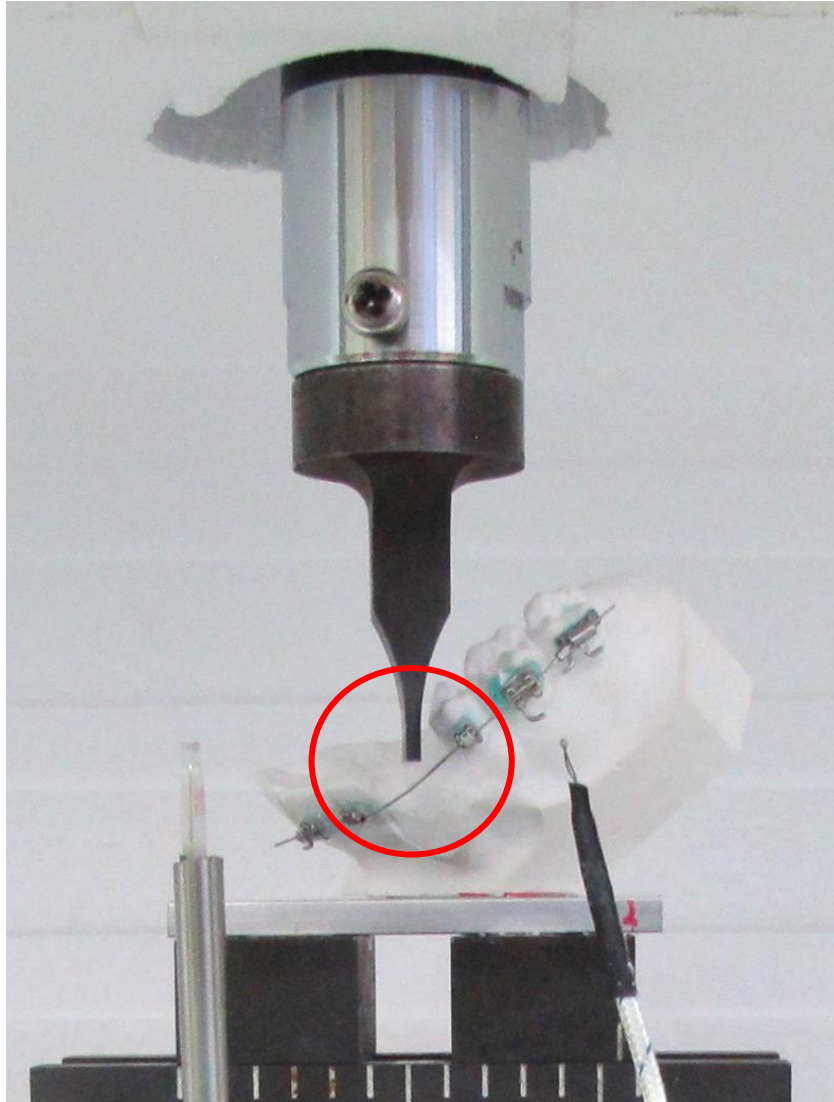


図 2 万能試験機による超弾性ワイヤーへの荷重

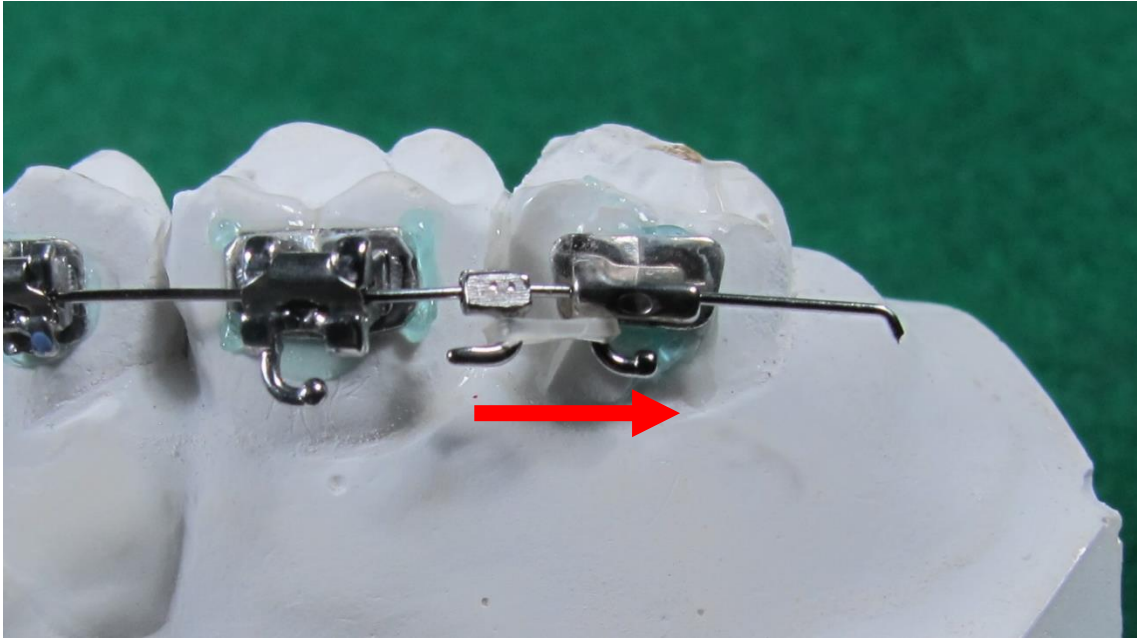
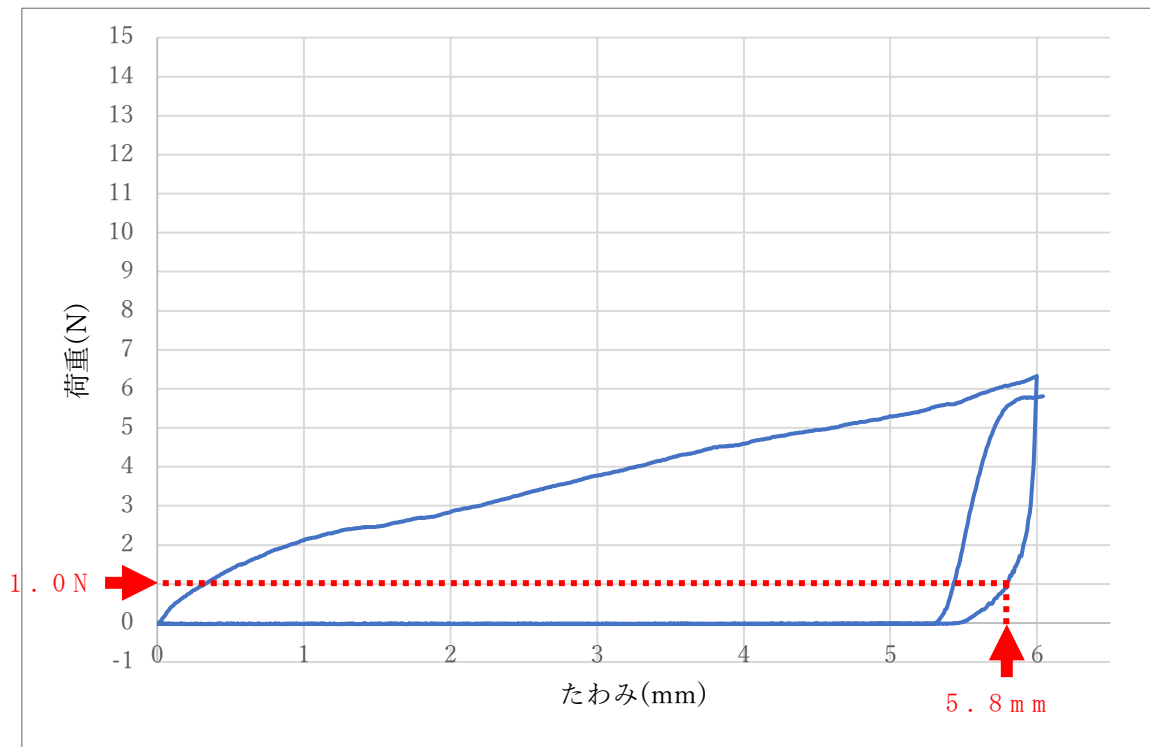
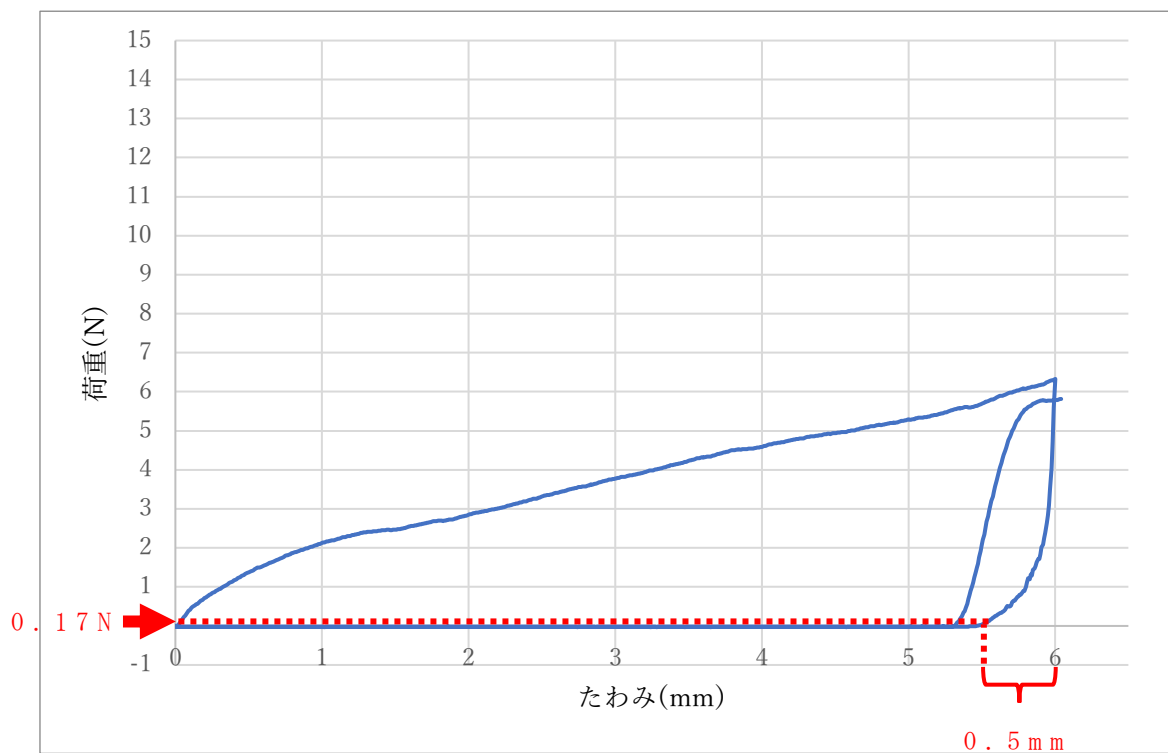


図 3 エラスティックチェーンによるワイヤーの牽引



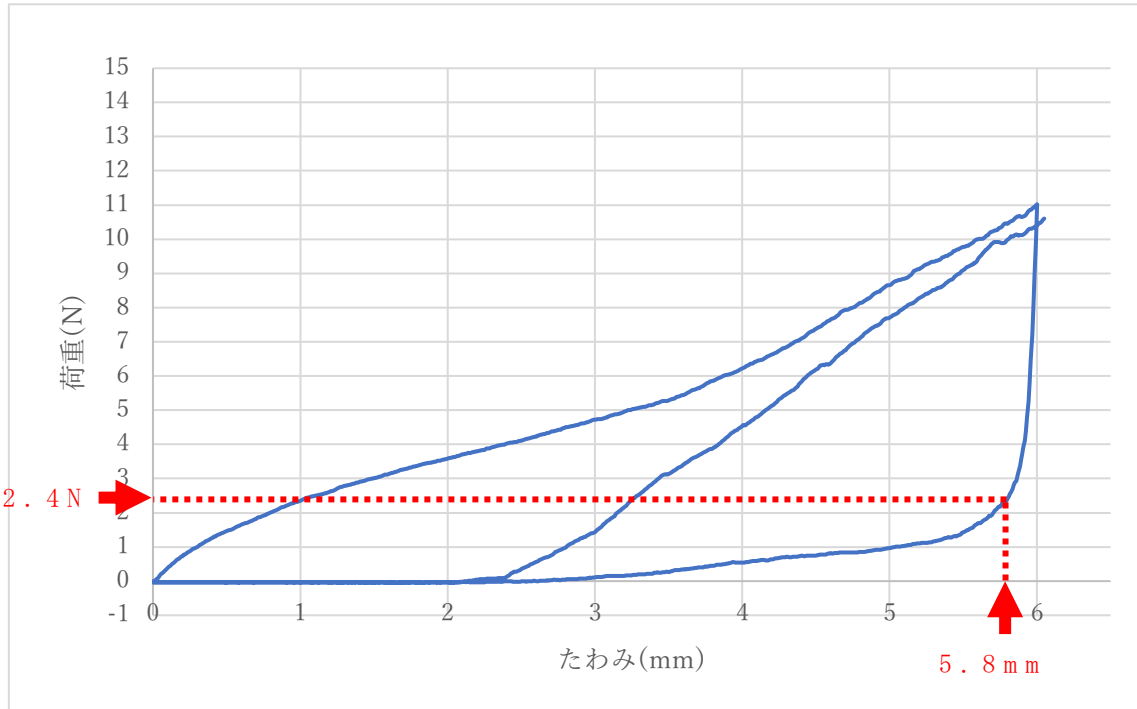
a



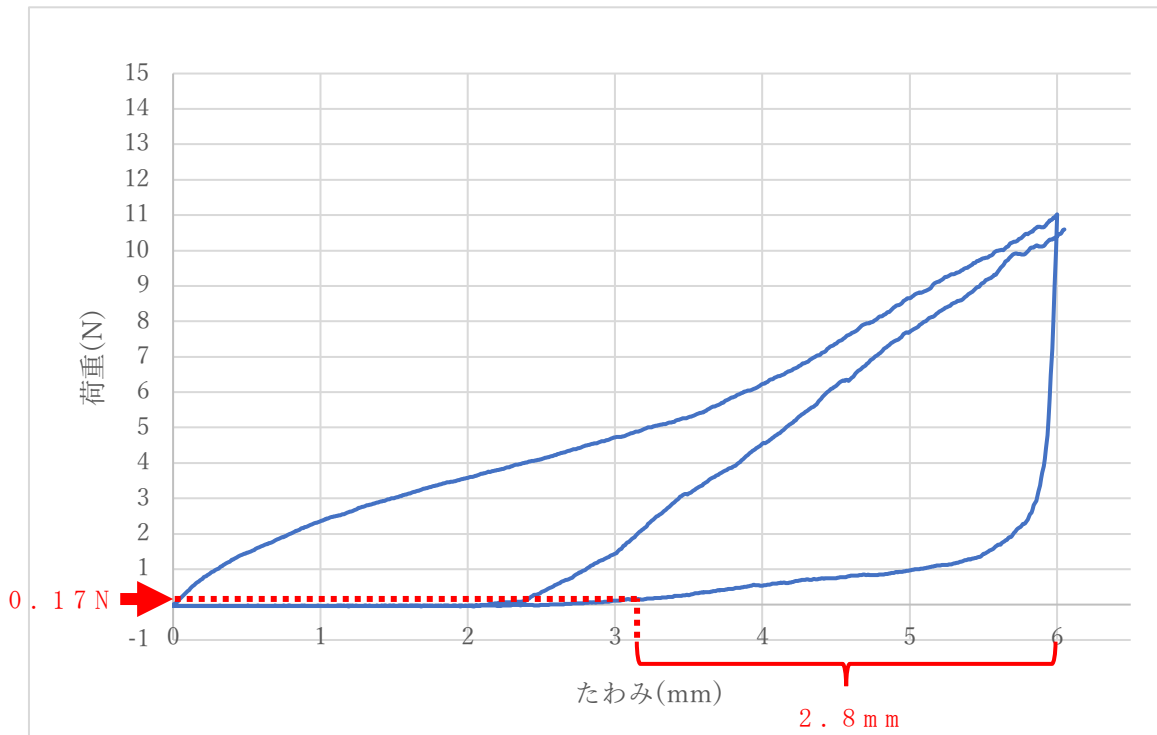
b

図 4 従来型ブラケットの荷重-たわみ曲線

a: 最大荷重, b: 復元量



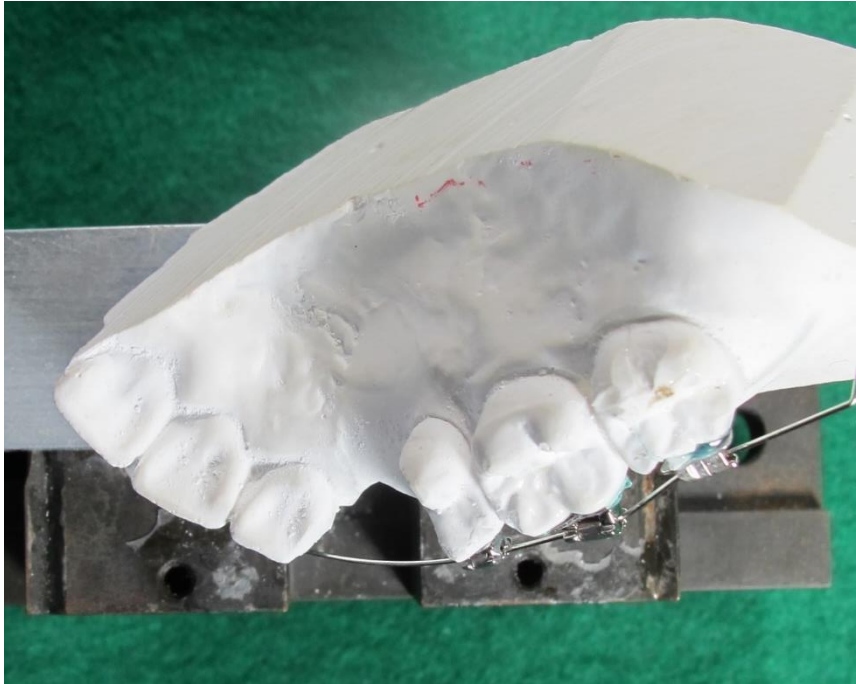
a



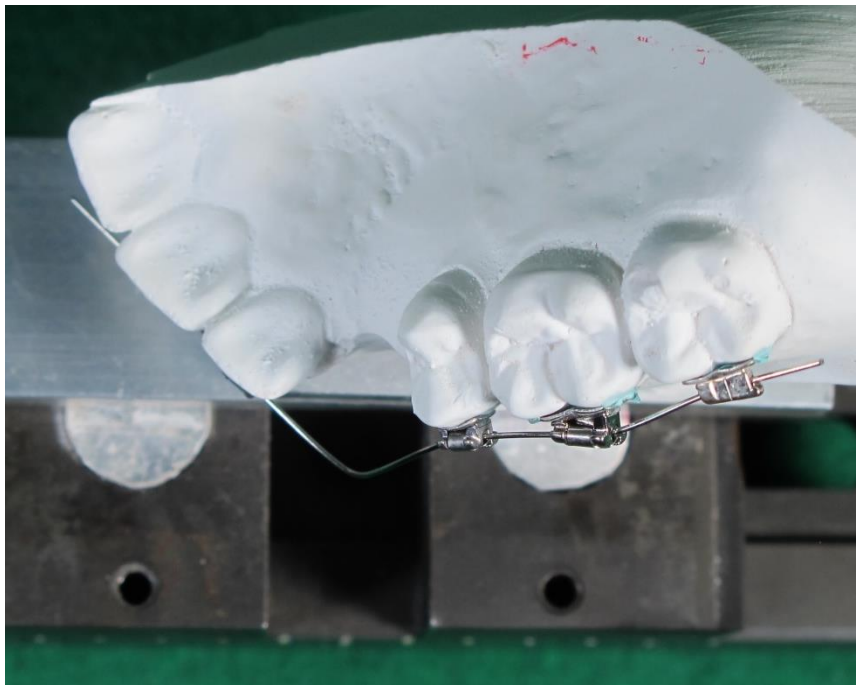
b

図 5 セルフライゲーションブラケットの荷重-たわみ曲線

a: 最大荷重, b: 復元量



試験前



試験後

図 6 ワイヤの頬側方向へのたわみ

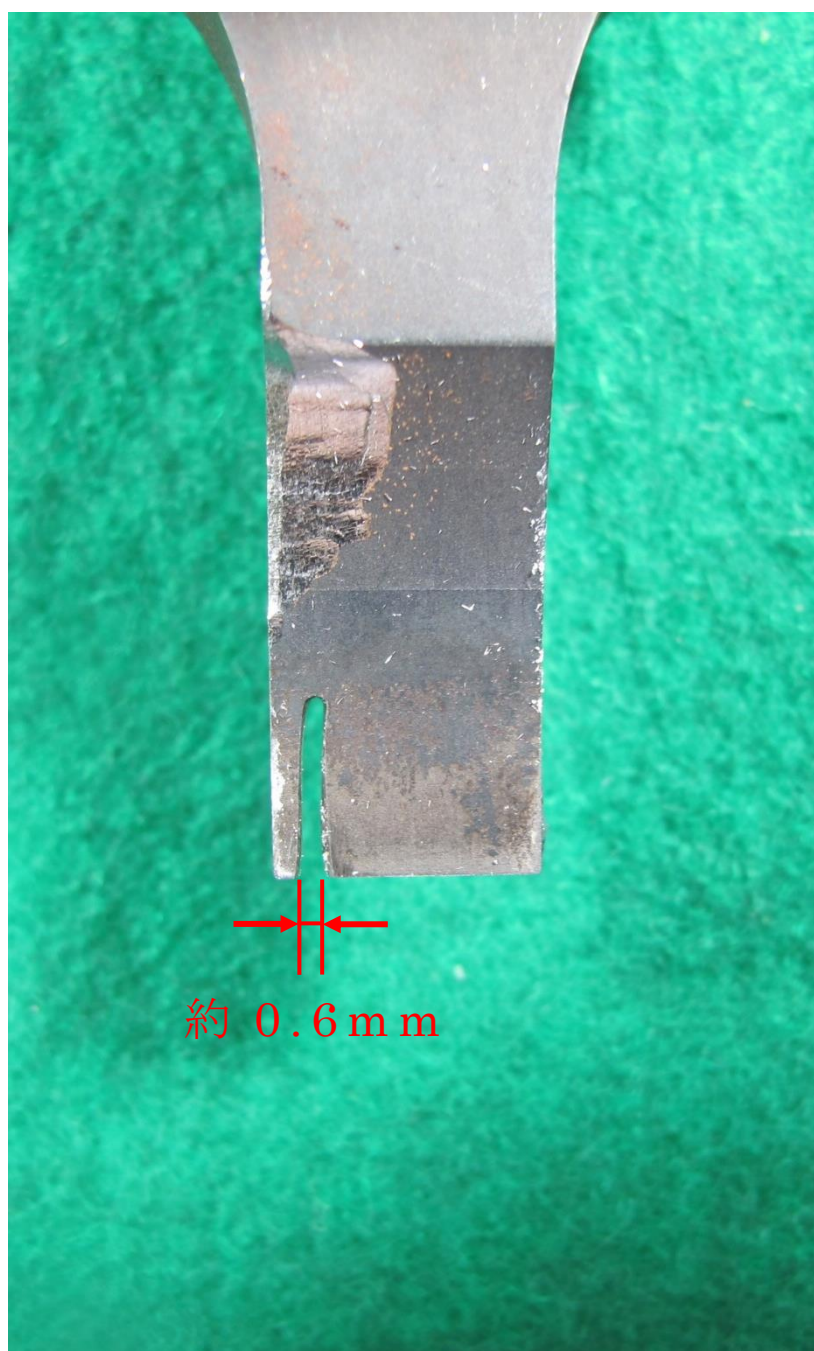
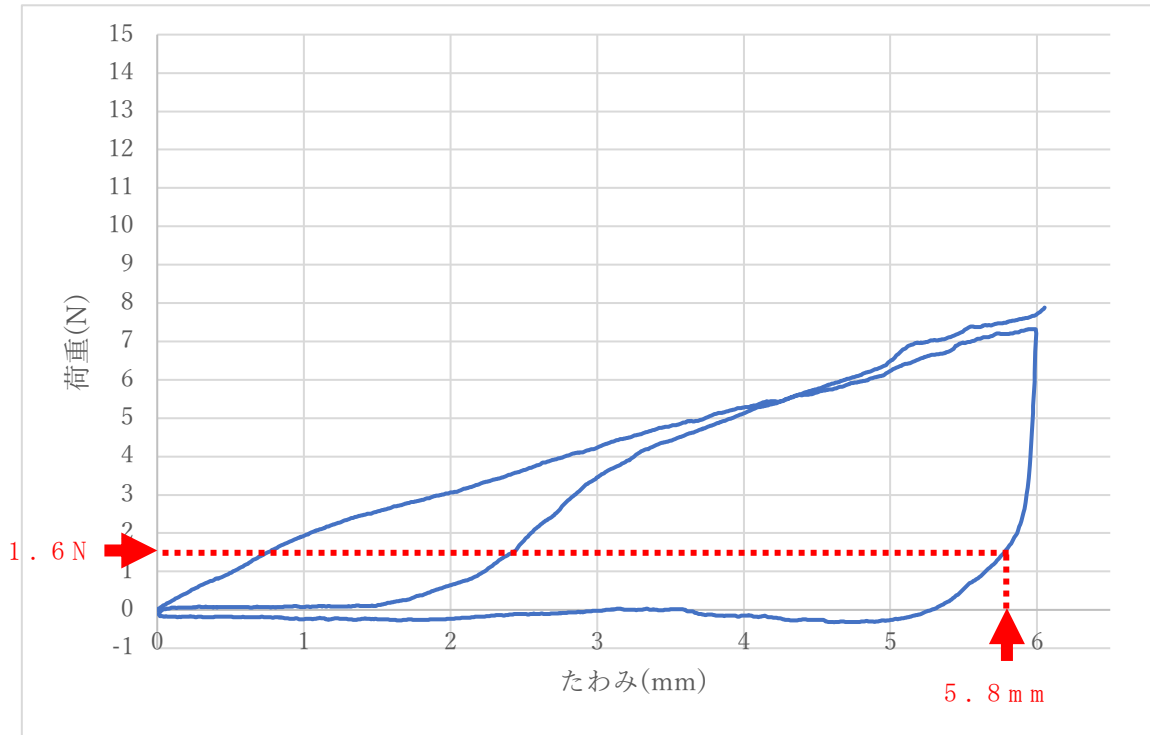
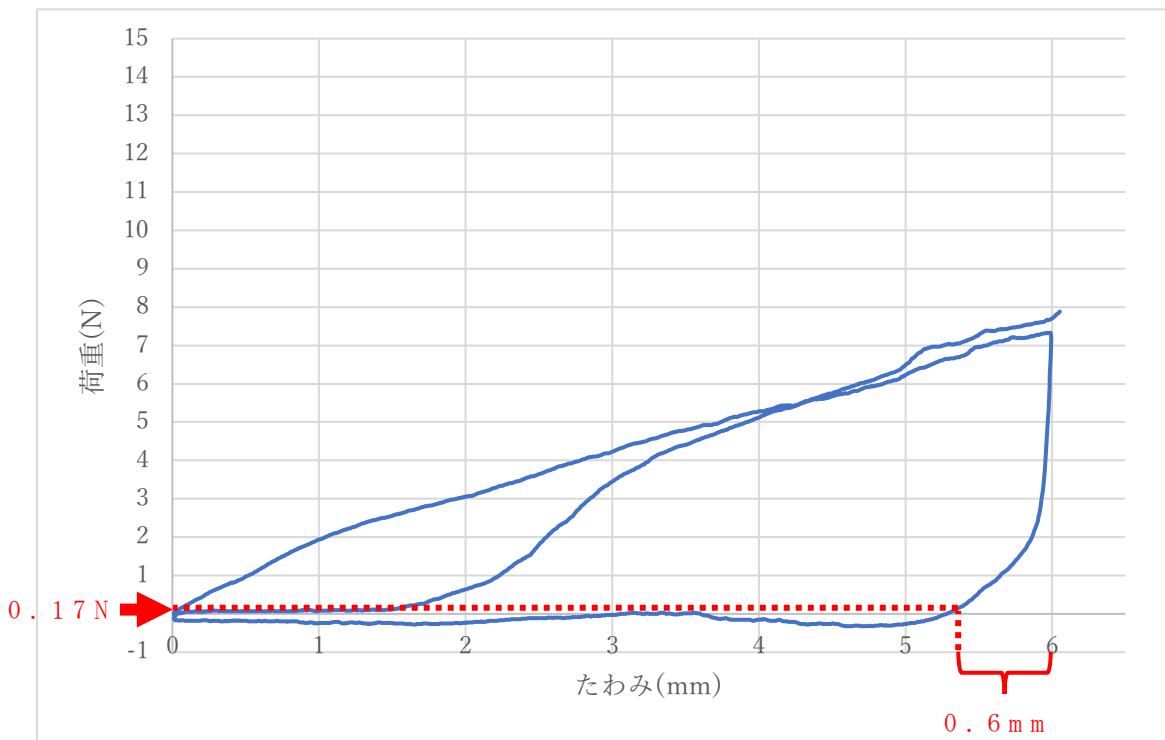


図 7 ガイドの付与後の曲げ試験機の圧子



a



b

図 8 頬側方向へのたわみを抑えた場合の荷重-たわみ曲線

a: 最大荷重, b: 復元量

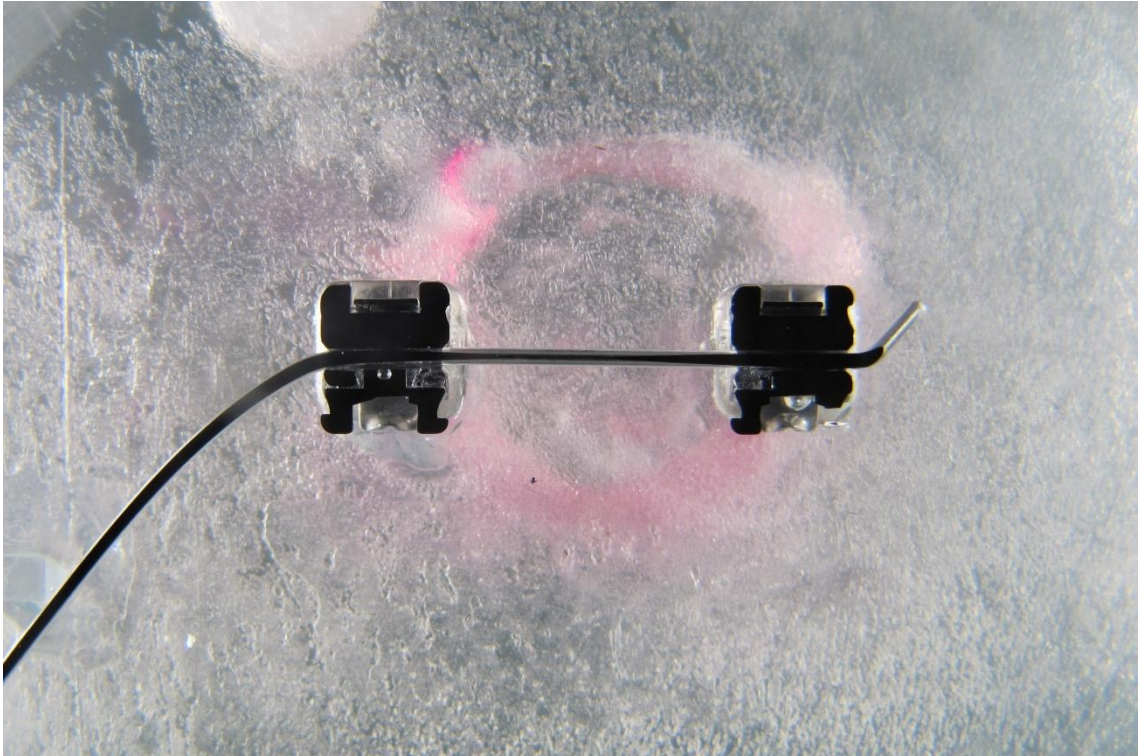


图 9 研磨标本

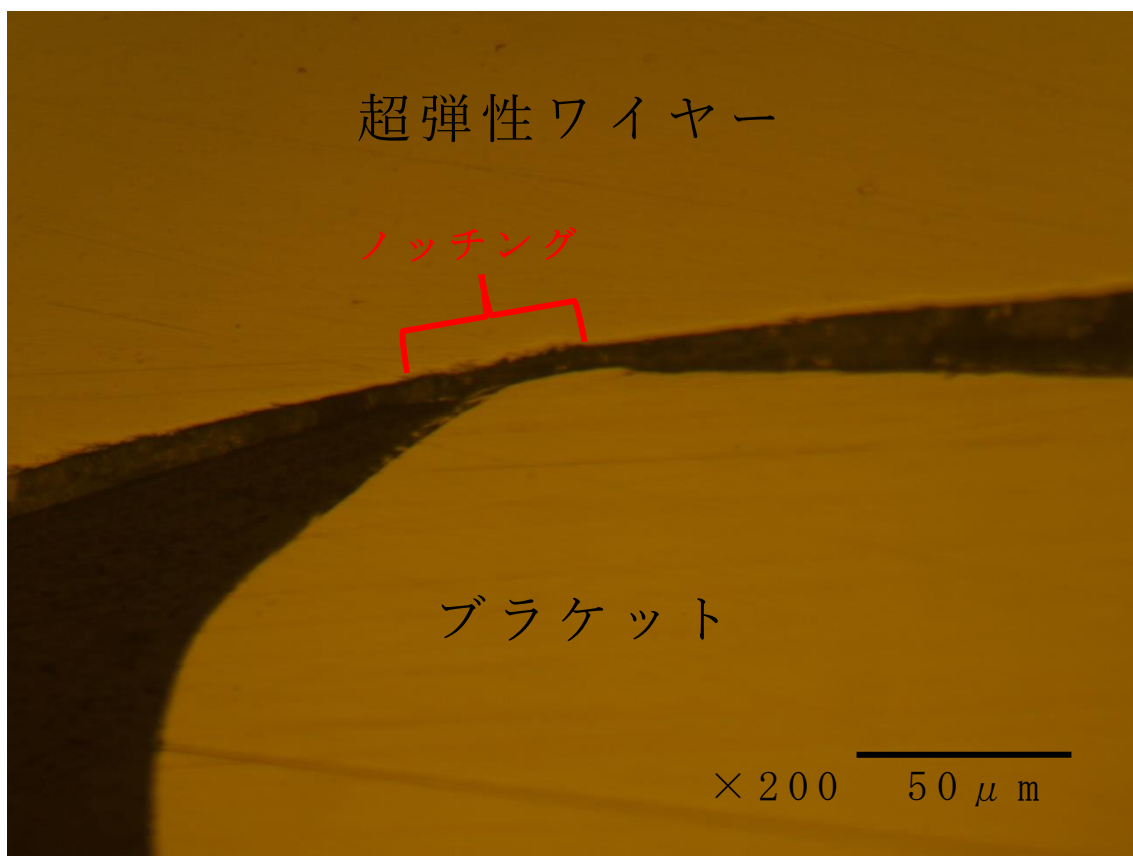
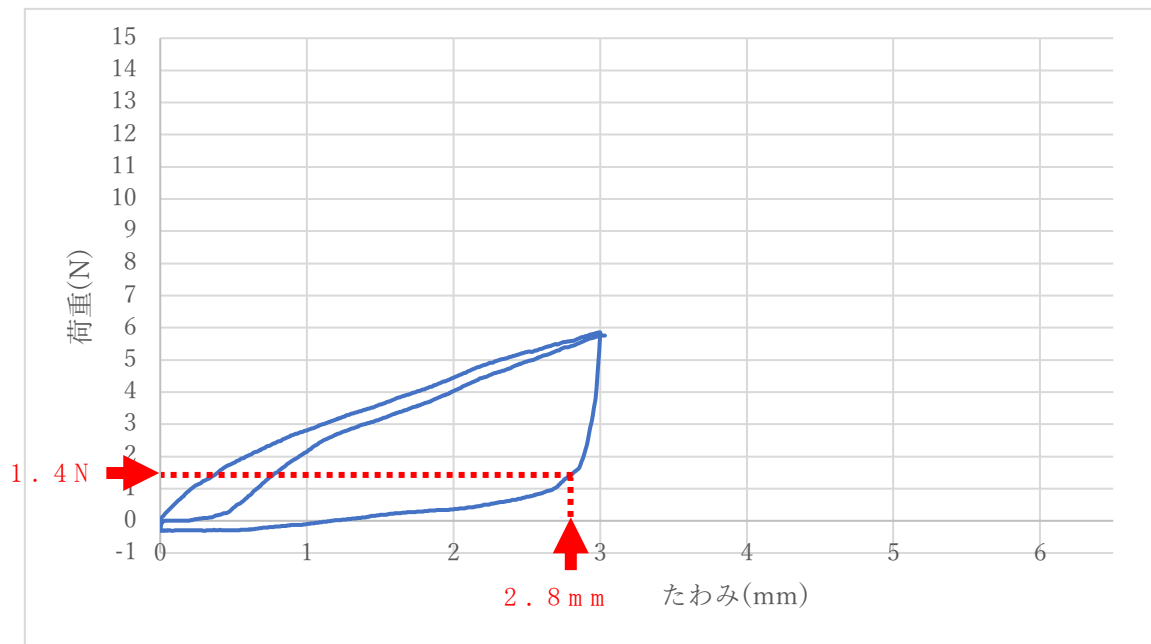
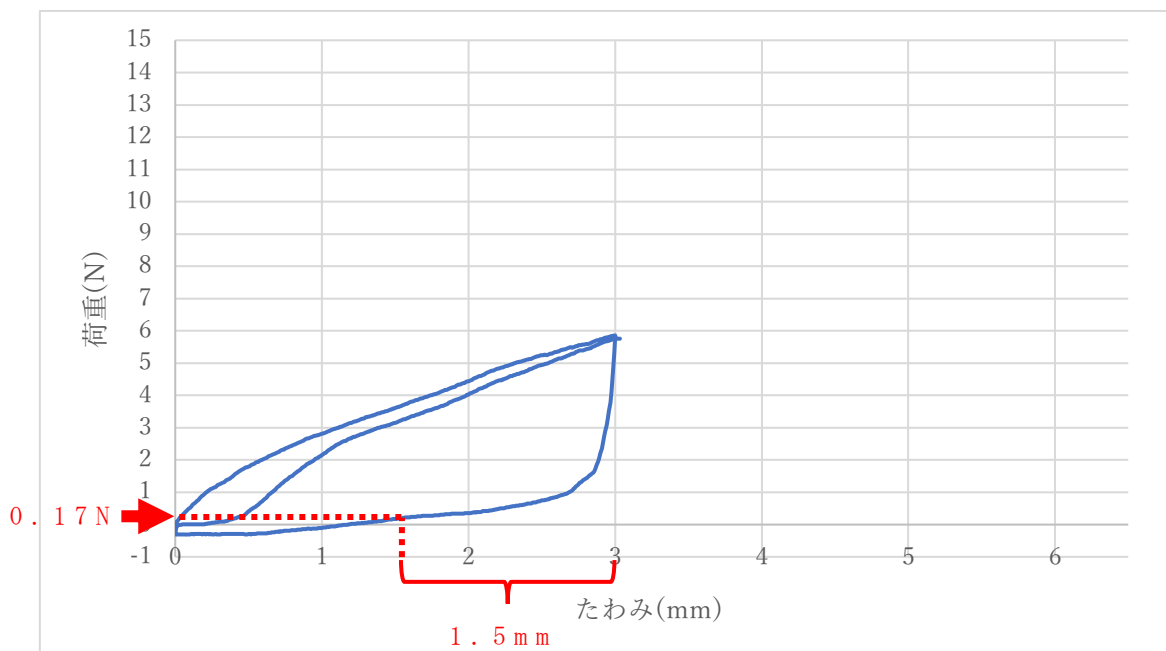


図 10 超弾性ワイヤーに認められたノッチング



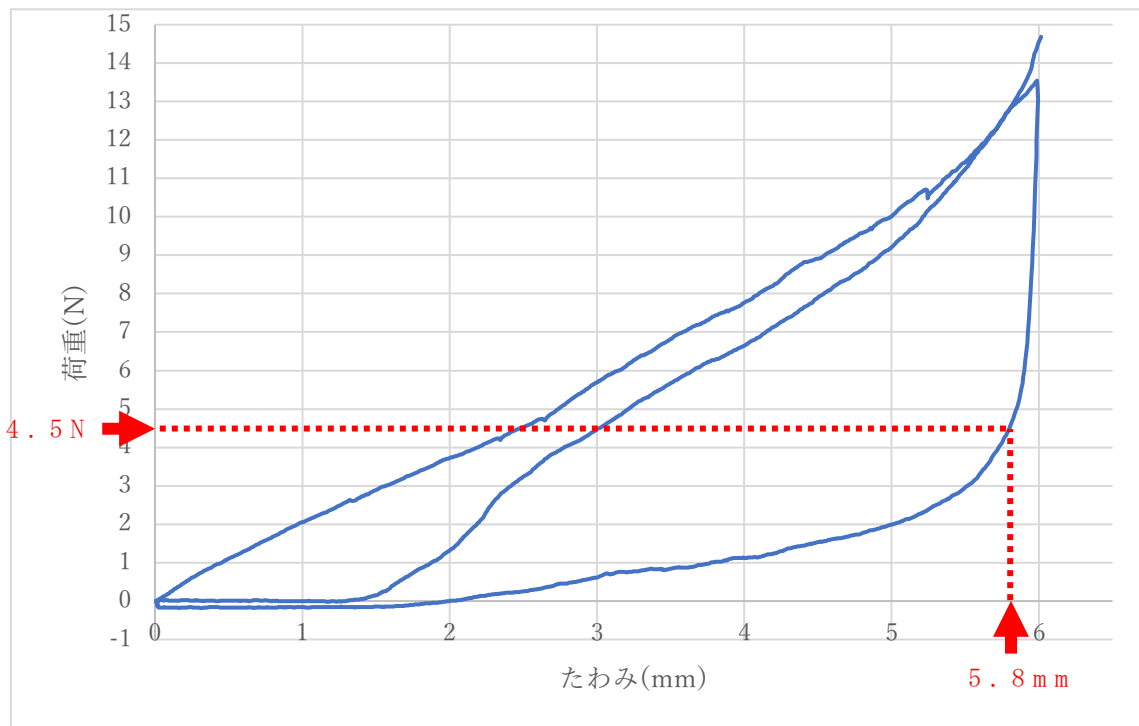
a



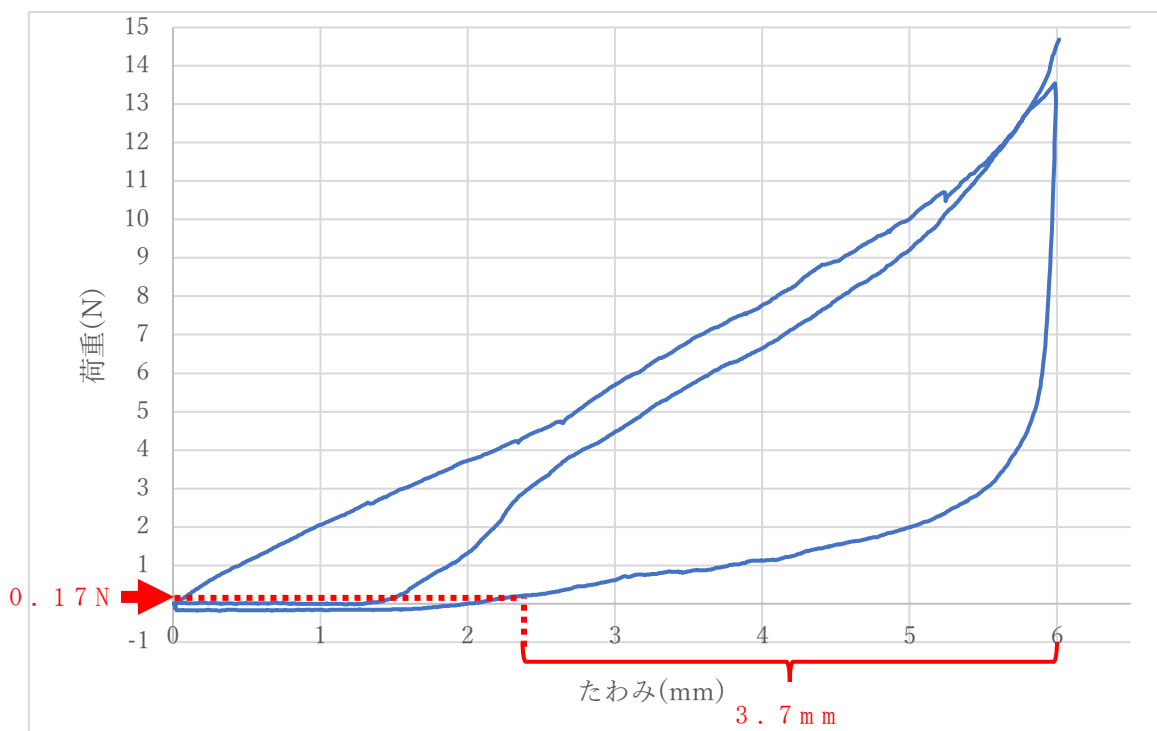
b

図 11 頬側方向へのたわみを抑えた場合の荷重-たわみ曲線
(たわみ量 3.0 mm)

a: 最大荷重, b: 復元量



a



b

図 12 エラスティックチェーン併用した場合の荷重-たわみ曲線

a: 最大荷重, b: 復元量

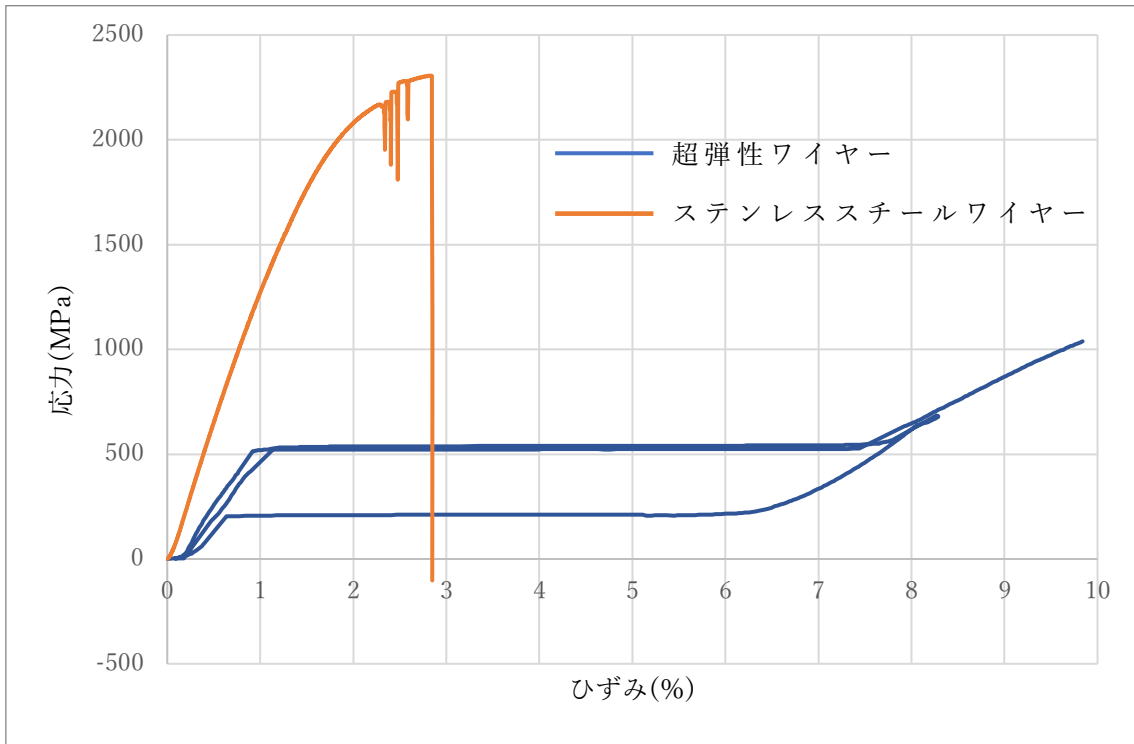


図 13 超弾性ワイヤーとステンレススチールワイヤーの
応力-ひずみ曲線比較

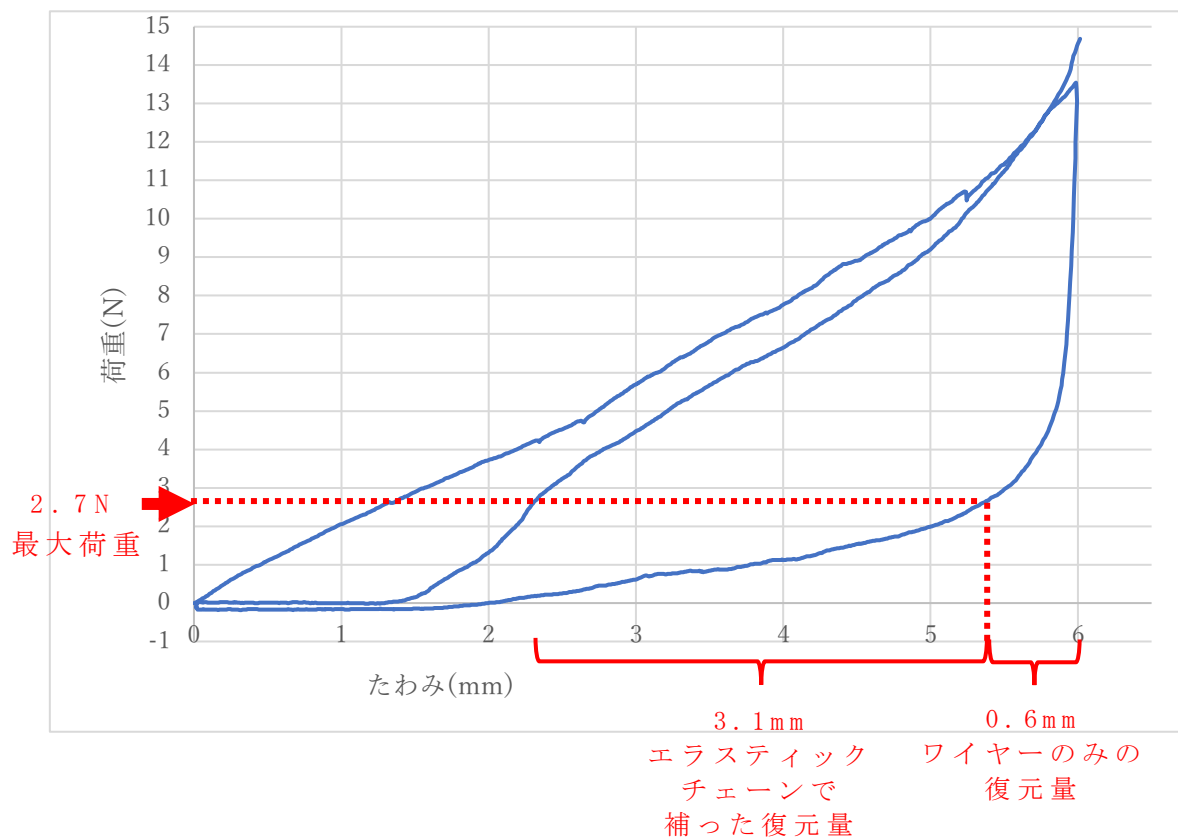


図 14 エラスティックチェーン併用した場合の最大荷重