OUKA
The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	トチュウエラストマーを用いた新規熱可塑性樹脂製矯正装置の開発
Author(s)	井上, 小百合
Citation	大阪大学, 2018, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/69505
rights	This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License(https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

学　位　論　文

トチュウエラストマーを用いた新規熱可塑性樹脂製矯正装置の開発

大阪大学大学院歯学研究科

口腔科学専攻

顎口腔機能再建学講座（歯科理工学教室）

井上　小百合

目次

Ⅰ. 緒言 1

Ⅱ. （実験 1）市販熱可塑性樹脂の物性測定と三次元有限要素法による矯正力の解析 4
1)目的
2)実験方法
①被験材料
②物性試験
③三次元有限要素解析
3)実験結果
①物性試験
②三次元有限要素解析
4)小括

Ⅲ. （実験 2）弾性率の変化に影響を及ぼす要因の検索 8
1)目的
2)実験方法
①被験材料
②吸水試験
③結晶性と分子構造の分析
④定ひずみ負荷による弾性率の変化の検討
3)実験結果
①吸水試験
②結晶性と分子構造の分析
③定ひずみ負荷による弾性率の変化の検討
4)小括

Ⅳ. （実験 3）市販の熱可塑性樹脂の矯正力の評価 14
1)目的
2)実験方法
①被験材料
②アライナー型矯正装置の作製
③矯正力測定装置の試作と矯正力の測定

3)実験結果
4)小括

Ⅴ．（実験 4）トチュウエラストマーを用いた新規熱可塑性樹脂製装置の作製と評価 18
1)目的
2)実験方法
①被験材料
②物性試験
③矯正力の測定
3)実験結果
①物性試験
②矯正力の測定
4)小括

Ⅵ. 考察 22

Ⅶ. 結論 32

Ⅷ. 謝辞 33

Ⅸ. 参考文献 34

Ⅹ. 図表 42

Ⅰ．緒言

患者の矯正治療に対する審美的要求の高まりにともなって，近年，アライナー型矯正装置とも呼ばれる透明で目立たない熱可塑性樹脂製矯正装置を用いた矯正治療に注目が集まっている．アライナー型の装置は，矯正治療後の歯の後戻りを防止するための保定装置として 1970 年代初期に登場した [1]．その後，石膏の分割模型を術者の意図する歯列となるように配置し，ワックスで固定したセットアップ模型に，加熱・軟化したプラスチックシートを被せて加圧成形器で吸引することにより，アライナー型装置を作製する方法が開発された．このアライナー型装置は，1 歯列弓のうち 2 本以内，または 1.0 mm 以内の部分的な歯の移動に利用され始め [2]，効率的な矯正治療を実現するために，様々な素材や厚みのものが考案された [3-5]．現在は，コンピューターにより歯の移動をシミュレーションして設計されたデジタルセットアップ模型を用いて，アライナー型矯正装置を作製する方法が提案されている [6, 7]．この方法では，セットアップ模型を 3D プリンターで作製できることから，技工操作を必要とする石膏模型を用いた方法と比較して，より正確かつ容易にアライナー型矯正装置を作製することができる．さらに，歯の移動が全顎にわたる場合でも，個々の歯の移動に必要

な力の方向の分析が可能であり，最適な方向に矯正力が負荷されるように歯面にアタッチメントを付与して移動量を微調整することも可能となった [8, 9]．このように，現在は，部分的な矯正治療から全顎的な治療にまで熱可塑性樹脂製矯正装置の適応範囲が広がっている [10-13].

ただし，ひとつの熱可塑性樹脂製矯正装置で達成できる歯の移動量は，樹脂の素材や厚みによって異なるものの，0.25 mm から 1.0 mm の範囲に限られている [3, 14]．また，装着直後に歯に大きな矯正力がかかり，その後，時間の経過とともに矯正力が極端に低下する[15]．そのため，現在の治療システムでは，10～14 日毎に新しい装置に交換しなければならず，全顎的な矯正治療を行う場合には約 50 個もの装置が必要となることもある．したがって，アライナー型装置による矯正治療をより効率的なものとするために，歯の移動に適した一定の力を持続的に発揮できる新規樹脂の開発が望まれている．

落葉樹の杜仲（*Eucommia ulmoides*）から抽出・精製したトランス型ポリイソプレンであるトチュウエラストマー（Eucommia elastomer）[16, 17]は，高い引張特性と大きな破断ひずみを示す生体安全性の高いポリマーである [18]．引張特性として，初期のひずみに対して高い応力を示すものの，その後は，ひずみが増加しても一定の応力を示す．さらにひずみを加え続けると，再度応力が上昇した後，ポリマーの結晶崩壊により降伏点が現れるが，破断せずに高い延性を呈する

[18]．したがって，このトチュウエラストマーを用いれば，歯の移動に適した，弱く持続的な矯正力を発現するアライナー型矯正装置が実現できるのではないかと期待できる．

ところで，新規の樹脂のアライナー型矯正装置への応用を試みるにあたっては，その材料学的特性から最終的な治療用装置としての有用性を判断できれば，極めて効率的である．しかしながら，アライナー型装置を構成する樹脂の物性[4, 19-23] や，装置により発現される矯正力 [24-28]についてはこれまで研究がなされているものの，樹脂の物性と矯正力の関係についてはほとんど報告がない．また，アライナー型装置による矯正力の発現挙動と樹脂の物性の経時的な変化の関連性の有無についても，全く知られていないのが実状である．

そこで本研究では，まず，市販の熱可塑性樹脂の物性値の分析結果から矯正力の評価に適した物性を特定した後，その変化に影響を及ぼす要因を踏まえて，市販樹脂で作製したアライナー型矯正装置による矯正力の発現を評価した．続いて，トチュウエラストマーを組成とする熱可塑性樹脂を作製し，矯正力と関係する材料特性の評価を行うとともに，同樹脂をアライナー型矯正装置に用いた場合の矯正力の発現を検討することで，その矯正治療用材料としての有用性を評価した．

Ⅱ．（実験 1）市販熱可塑性樹脂の物性測定と三次元有限要素法による矯正力の解析

1)　目的

市販の熱可塑性樹脂の密度，弾性率，ポアソン比を測定し，三次元有限要素法を用いて矯正力を解析することにより，矯正装置としての材料特性の評価に適した，矯正力との関連性が最も高い物性を特定することを目的とした.

2)　実験方法

①　被験材料

市販の熱可塑性樹脂材料として，Essix A+® Plastic（DENTSPLY Raintree Essix, Florida，USA，以下 EA），DURAN®（Scheu Dental，Iserlohn，Germany，以下 DU），Erkodur（ERKODENT Erich Kopp GmbH，Pfalzgrafenweiler，Germany，以下 ER）を用いた．EA はポリエステル（以下 PEs）を，DU と ER はポリエチレンテレフタレートグリコール（以下 PETG）を組成とする樹脂である（表１）.

② 物性試験

ISO527-2 [29]に従い，各樹脂を用いて厚さ 1.0 mm の 5B 型試料（図 1a）を作製し，電子天びん（MC-1000/6100，エー・アンド・デイ，東京）を用いて乾燥試料の重量を測定した．その後，乾式密度計（アキュピック II 1340，島津製作所，京都）に 10.0 cm^3 の試料セルを装着し，セル内に試料を入れた状態で，気相置換法を用いてセル内の空気をヘリウムガスに置換することで，試料の体積を測定した．先に測定した重量をこの体積で除算することにより密度を求めた．試料数は各樹脂につき 5 とした．

また，同一試料に対して，小型卓上試験機（EZ-SX，島津製作所）を用いて，つかみ具間距離が 20 ± 2 mm となるように試料をつかみ具にて把持し，クロスヘッドスピード 1.0 mm/min で引張試験を行い，得られた応力ひずみ曲線の傾きから弾性率を求めた．試料数は各樹脂につき 5 とした．

さらに，ISO527-3 [30]に従い，ポアソン比の測定を行った．すなわち，厚さ 1.0 mm のタイプ 2 試料にひずみゲージを貼り付け（図 1b），万能材料試験機（5582，Instron，Massachusetts，USA）を用いて，つかみ具間距離が 80 ± 5 mm となるように試料をつかみ具にて把持し，クロスヘッドスピード 1.0 mm/min で引張試験を行った．そして，ひずみゲージで測定された伸展方向に直交する横ひずみを伸展方向の縦ひずみで除算することでポアソン比を求め

た．試料数は各樹脂につき 3 とした．

それぞれの測定値に対して，One-way ANOVA，Bonferroni test にて有意水準 5%で有意差の検定を行った．なお，本研究でのすべての統計学的検定には，統計処理ソフト PASW Statistic 18（IBM，New York，USA）を使用した．

③　三次元有限要素解析

CAD ソフトウェア（SolidWorks Simulation 2011，Dassault Systèmes Solidworks Corp，Massachusetts，USA）を用いて，上顎両側中切歯と上顎右側側切歯に熱可塑性樹脂製矯正装置を装着したモデルを作製した．すなわち，三次元臓器モデルデータ [31]から上顎両側中切歯と上顎右側側切歯を抽出し，これらに厚さ 0.25 mm の歯根膜を設け，歯根と歯根膜の接触条件を完全固定とした状態で歯根膜の表面を拘束し，歯冠部に厚さ 1.0 mm の熱可塑性樹脂製矯正装置を装着した（図 2）．そして，実験 1-2)-②で得られた密度，弾性率，ポアソン比を用いて，三次元有限要素解析により，歯根 1/2 の点を中心に上顎右側中切歯を唇側方向へ 1 °回転させ，その際に装置から生じた反発力が回転中心に加わる力を矯正力として求めた．得られた矯正力と各物性値の相関を，有意水準 5%で Pearson’s correlation test により検定した．

3)　実験結果

物性試験の結果と三次元有限要素解析により得られた矯正力を表 2 に示す．密度については，DU と ER の間で有意差を認めたものの，弾性率とポアソン比に関しては，3 種の樹脂の間に有意差は認められなかった．

図 3 は，横軸に各物性値を，縦軸に得られた矯正力をプロットしたものである．密度（図 3a），弾性率（図 3b），ポアソン比（図 3c）と矯正力の相関係数は，それぞれ 0.683，0.999，-0.284 であり，弾性率においてのみ有意な相関が認められた．

4)　小括

EA，DU，ER の弾性率と，三次元有限要素解析によって得られた矯正力との間には有意な相関が認められた．すなわち，弾性率を測定することで，異なる樹脂で作製された装置により発現される矯正力を比較できることが分かった．

Ⅲ.（実験 2）弾性率の変化に影響を及ぼす要因の検索

1) 目的

実験 1 で熱可塑性樹脂製矯正装置によって発現される矯正力と樹脂の弾性率が相関するという結果が得られたことを踏まえて，実験 2 では，装置の実際の使用状況を勘案し，吸水とひずみ負荷が弾性率に及ぼす影響について検討することを目的とした.

2) 実験方法

① 被験材料

実験 1 において，EA，DU，ER の物性が類似していることが明らかになったため，本実験では，PEs よりも柔らかいポリプロピレン（以下 PP）製の樹脂である Essix C+® Plastic（DENTSPLY Raintree Essix，以下 EC）を新たな評価対象として加えた.

② 吸水試験

ISO 4049 [32]を参考に, 4 種の樹脂の吸水量を測定した. すなわち, 直径 15.0 mm，厚さ 1.0 mm の円盤状試料を，まず 37 ± 2 ℃のデシケーター中で 22 時

間保管し，さらに 23 ± 2℃のデシケーターに移して 2 時間保管した後，電子天びん（MC-1000/6100）を用いて 0.1 mg の精度で秤量した．この乾燥処理を，測定値が一定（m_1）になるまで繰り返した．つぎに，試料同士が最低 3.0 mm 離れるように垂直に固定し，37 ± 1℃の水中に浸漬した．24 時間または 2 週間後に試料を取り出し，ろ紙を用いて表面に付着した水分を除去してから空気中で 15 秒間振とうし，水中より引き上げてから 1 分間経過した時点で，0.1 mg の精度で秤量した（この値を m_2 とした）．その後，再び試料の乾燥処理を行い，秤量値が一定に達したときの値を m_3 とした．最終的に乾燥した試料の体積（V）を，乾式密度計（アキュピック II 1340）を用いて mm^3 単位で測定し，次式に従って，$\mu g/mm^3$ 単位で吸水量（W_{sp}）を求めた．

$$W_{SP} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

試料数は各群 5 とし，得られた吸水量の平均値と標準偏差に対して，Two-way ANOVA，Bonferroni test にて有意水準 5%で有意差の検定を行った．

③　結晶性と分子構造の分析

X 線回折（X-ray Diffraction: XRD）装置（Rint2000，リガク，東京）を用い

て，各樹脂の結晶性を分析した．試料サイズは直径 15.0 mm，厚さ 1.0 mm とし，分析条件は，開始角度 2 °，終了角度 60 °，サンプリング幅 0.02 °，スキャンスピード 4.0 °/min，電圧 40 kV，電流 30 mA とした．

また，各樹脂の分子構造を調べるために，フーリエ変換赤外分光光度計（Fourier Transform Infrared Spectroscopy: FTIR）（FT-IR 8300，島津製作所）を用いて，6.0 mm × 6.0 mm × 1.0 mm のシート状試料に対して，波長範囲 700～4000 cm^{-1}，積算回数 20 回の条件で全反射法にて分析を行った．

④　定ひずみ負荷による弾性率の変化の検討

実験 1-2)-①の物性試験と同様に，ISO527-2 に従い，各樹脂を用いて厚さ 1.0 mm の 5B 型試料を作製した．各試験片を，37℃の蒸留水に 24 時間または 2 週間無負荷で浸漬後，小型卓上試験機（EZ-SX）を用いて，クロスヘッドスピード 1.0 mm/min で引張試験を行い，得られた応力ひずみ曲線の傾きから弾性率を求めた．

また，ひずみ負荷装置（トゥルーシード，京都，図 4）を使用して，試料の両端を外側に牽引して 1%のひずみを負荷した状態とし，装置ごと 37℃の水中に 2 週間浸漬した．その後，前記と同様にして，引張試験を行って弾性率を求めた．試料数は 5 とし，得られた弾性率について，樹脂ごとに Student’s

t-test を用いて有意水準 5%で有意差の検定を行った.

3) 実験結果

① 吸水試験

吸水試験により得られた結果を図 5 に示す. 24 時間後の EA，DU，ER，EC の吸水量は, それぞれ 8.2999 ± 0.1148, 8.5133 ± 0.2690, 6.9580 ± 0.2259, 0.1086 ± 0.4044 μg/mm^3 であり, EC は他の 3 種と比較して有意に小さい値を示した. 2 週間後の吸水量は, EA で 11.5106 ± 0.3283 μg/mm^3, DU で 11.8300 ± 0.2586 μg/mm^3，ER で 9.8093 ± 0.2153 μg/mm^3，EC で 0.8655 ± 0.7568 μg/mm^3 であり，すべての樹脂において，24 時間後よりも有意に増加したが, EC の吸水量は他の 3 種よりも有意に小さかった.

② 結晶性と分子構造の分析

XRD 解析の結果を図 6 に示す．EA，DU，ER は非晶性であり，EC は結晶性を有する樹脂であることを示す回折パターンが得られた.

FTIR 分析により得られた赤外吸収スペクトルを図 7 に示す．EA，DU，ER は，1727 cm^{-1} 付近の C=O の伸縮振動，1263 cm^{-1} 付近の C-O の伸縮運動，1126 cm^{-1} 付近の C(O)-O の伸縮運動とベンゼン環の振動や 727 cm^{-1} 付近の-CH の面

外変角振動のピーク [33]から構成されるスペクトルパターンを示したのに対して，EC は CH 伸縮振動や CH 変角振動のピーク [34]から構成されるスペクトルパターンを示した.

③　定ひずみ負荷による弾性率の変化の検討

無負荷で37℃の蒸留水に24時間浸漬を行った試料の弾性率は, EA で 705.75 ± 13.95 MPa，DU で 684.79 ± 22.50 MPa，ER で 726.27 ± 31.13 MPa，EC で 366.02 ± 54.19 MPa であった（図 8)．無負荷で 2 週間水中浸漬を行った場合の弾性率は，EA で 783.58 ± 13.76 MPa，DU で 724.09 ± 38.35 MPa，ER で 782.80 ± 35.67 MPa，EC で 351.48 ± 27.81 MPa であり，EA，DU，ER では 2 週間の水中浸漬で弾性率が上昇したものの，EC では弾性率に変化を認めなかった.

1%の定ひずみを負荷しながら 2 週間水中浸漬を行った試料の弾性率は, EA で 598.73 ± 74.79 MPa，DU で 641.44 ± 34.49 MPa，ER で 619.47 ± 75.81 MPa，EC で 403.58 ± 55.17 MPa（図 8）であった．2 週間無負荷で水中浸漬した場合と定ひずみを負荷しながら 2 週間水中浸漬を行った場合を比較すると，EA，DU，ER では定ひずみを負荷することによって有意な弾性率の低下が認められた．しかし，EC では，弾性率に変化が認められなかった.

4)　小括

EC は, EA, DU, ER よりも有意に小さな吸水量を示すことが明らかとなった.

X 線回折パターンの分析結果から，EA，DU，ER は非晶性の樹脂であり，EC は結晶性を有する樹脂であることが確認された．また，FTIR 分析により，EA, DU，ER は類似の分子構造を持つことが分かった.

非晶性樹脂である EA, DU, ER では, 無負荷で 2 週間水中浸漬を行った場合, 吸水することによって弾性率の上昇が認められたことから，吸水のみでは弾性率を低下させる要因とはならないことが分かった．一方で，これらの樹脂については，定ひずみを負荷しながら 2 週間水中浸漬を行うことで，弾性率が低下した．これに対して，EC は，定ひずみを加えながら 2 週間水中浸漬した後も，無負荷で 2 週間浸漬した場合と同様の弾性率を示した.

これらの結果から，結晶性樹脂である EC は，吸水しにくく，定ひずみが負荷されても弾性率の変化しない樹脂であることが分かった.

Ⅳ.（実験 3）市販の熱可塑性樹脂の矯正力の評価

1) 目的

本実験では，実験 2 で異なる材料特性を示した熱可塑性樹脂を用いてアライナー型矯正装置を作製し，その矯正力の発現挙動について検討することを目的とした.

2) 実験方法

① 被験材料

アライナー型矯正装置の作製材料として，直径 120.0 mm，厚さ 1.0 mm の ER および EC を用いた.

② アライナー型矯正装置の作製

3D スキャナー（S-WAVE D900，松風，京都）と 3D プリンター（AGILISTA-3200，キーエンス，大阪）を用いて標準歯列模型（E50-500AU，ニッシン，京都）の複製を行った．そして，ER または EC のシートを用いて，製造社の指示に従ってアライナー型矯正装置を作製した．すなわち，ER については，加圧成形器（エルコプレス 300Tp，ERKODENT Erich Kopp GmbH）にて，シー

トを 160℃に加熱した後に模型に圧接し，45 秒間吸引冷却を行った（図 9a）．EC については，加圧成形器 （バイオスターⅦ，ロッキーマウンテンモリタ，東京）を用いて，シートを 220℃で 50 秒間加熱した後に模型に圧接し，120 秒間吸引冷却を行った（図 9b）．

③　矯正力測定装置の試作と矯正力の測定

②で得られた標準歯列模型のスキャンデータをもとに，上顎右側中切歯を分割した状態で唇側に 3 °傾斜させたステンレス製の叢生歯列模型（トゥルーシード）を作製した（図 10a）．分割した上顎右側中切歯の歯根 1/2 の位置に力覚センサー（ニッタ，大阪）を取り付け，ER または EC によるアライナー型矯正装置を装着した模型をリニアアクチュエーター（トゥルーシード）に固定し，37℃の恒温槽に浸漬した（図 10b）．この試作装置を用いて，上顎右側中切歯に発現する矯正力を 24 時間ごとに 2 週間にわたって測定した（図 10c）．

なお，比較対照として，同様の叢生歯列模型を用いて，ニッケルチタンワイヤーを使用したマルチブラケット装置により発生する矯正力の測定を行った．すなわち，0.022 inch × 0.028 inch のブラケット（ビクトリー™，スリーエムジャパン，東京）を，光重合型矯正用接着剤（ビューティオーソボンドⅡ，松

風）と金属接着用プライマー（ジーシーメタルプライマー，ジーシー，東京）を用いて上顎右側中切歯以外の歯に矯正力が発現しないように模型に貼り付け，直径 0.016 inch のニッケルチタンワイヤー（ナイテノルクラッシックアーチワイヤー，スリーエム ジャパン，以下 ϕ0.016 in NiTi）または 0.019 inch × 0.025 inch のニッケルチタンワイヤー（ナイテノルクラッシックアーチワイヤー，スリーエム ジャパン，以下 0.019 in × 0.025 in NiTi）を挿入し，発現される矯正力を測定した．試料数は各群 1 とした．

3) 実験結果

矯正力の経時的な変化を図 11 に示す．ER と EC では，装着直後にそれぞれ 15.353 N，13.523 N の矯正力の発現が認められたが，いずれも最初の 24 時間で大きく低下した. その後, ER では 2 週間まで徐々に矯正力が低下するのに対し，EC では 24 時間以降の矯正力の低下は認められず，一定の値を示した．

マルチブラケット装置の場合，ϕ0.016 in NiTi，0.019 in × 0.025 in NiTi とも，挿入した直後の矯正力は，約 3.5～5.0 N と両樹脂よりも小さかった．また，両ワイヤーとも 2 週間後まで矯正力は一定で，変化は認められなかった．

4) 小括

ER，EC とも，装着直後の矯正力はニッケルチタンワイヤーよりも大きかったが，ER では最初の 24 時間で発現される矯正力が大きく低下し，その後も低下し続けた．これに対して EC では，ER と同様に 24 時間で矯正力が低下するものの，それ以降は，ニッケルチタンワイヤーと同様に変化を認めなかった．このことから，EC に類似した結晶性とさらに低い弾性率を有する樹脂を用いれば，弱く持続的な矯正力の発現が可能であることが示唆された．

Ⅴ．（実験 4）トチュウエラストマーを用いた新規熱可塑性樹脂製装置の作製と評価

1)　目的

トチュウエラストマーを組成とする熱可塑性樹脂を作製し，矯正力と関係する材料特性の評価を行うとともに，同樹脂をアライナー型矯正装置に用いた場合の矯正力の発現を検討することで，矯正治療用材料としての有用性を評価することを目的とした.

2)　実験方法

①　被験材料

杜仲から抽出・精製したトランス型 1，4 ポリイソプレン（図 12）の粉末（日立造船株式会社，大阪）を溶融混練した後，射出成形により厚さ 1.0 mm のトチュウエラストマー（Eucommia elastomer, 以下 EE）を作製した.

②　物性試験

実験 2-2)-②と同様にして，直径 15.0 mm，厚さ 1.0 mm の円盤状試料を作製し，吸水量の測定を行うとともに，XRD による結晶性の評価と，FTIR による

分子構造の分析を行った．また，厚さ 1.0 mm の 5B 型試料を作製し，定ひずみ負荷時の弾性率の変化を評価した. 吸水試験については, 試料数を各群 5 とし，Student's *t*-test にて有意水準 5%で有意差の検定を行った．また，弾性率については，試料数を 5 とし，無負荷群と定ひずみ負荷群に対して，Student's *t*-test にて有意水準 5%で有意差の検定を行った．さらに，定ひずみ負荷後の結果に関しては，実験 2 で得られた EA，DU，ER，EC での結果と合わせて，One-way ANOVA, Dunnett T test を用いて有意水準 5%で有意差の検定を行った.

③　矯正力の測定

実験 3-2)-②と同様にして，EE の直径 120.0 mm，厚さ 1.0 mm のシートを，加圧成形器 （バイオスターⅦ）を用いて 220℃で 20 秒間加熱した後，模型に圧接して 240 秒間吸引冷却を行い, アライナー型矯正装置を作製した（図 13）. その後，実験 3-2)-③で使用した矯正力測定装置を用いて，発現される矯正力を 24 時間ごとに 2 週間まで測定した．試料数は 1 とした.

3)　実験結果

①　物性試験

EE の 2 週間後の吸水量は 0.8761 ± 0.3730 μg/mm^3 であり，24 時間水中浸漬後の 0.0344 ± 0.4291 μg/mm^3 と比較して有意な増加を認めたものの，EC と同様に 2 週間後でも小さな吸水量を示した（図 14）.

X 線回折パターンを分析した結果，EE は EC と同様に，結晶性の樹脂であった（図 15）．また，赤外吸収スペクトルの分析結果から，EE は，炭素と水素の共有結合を主とする分子構造であることが分かった（図 16）.

無負荷で 2 週間水中浸漬した場合と定ひずみを負荷しながら 2 週間水中浸漬を行った場合の EE の弾性率を図 17 に示す．EE は，2 週間定ひずみを加えても弾性率の有意な変化を示さなかった. また, 定ひずみ負荷後の弾性率は, 他のすべての樹脂での結果（図 8）と比較して有意に低かった.

② 矯正力の測定

EE の矯正力の測定結果を，実験 3 で得られた ER，EC，ニッケルチタンワイヤーの結果とともに図 18 に示す．EE は，装着当初から 0.019 in × 0.025 in NiTi に近似した矯正力を示し，その後も 2 週間の間，矯正力の低下は認められなかった.

4) 小括

EE は，EC と同様に小さな吸水量を示し，また結晶性を有することが確認された．EE は，EC と同様に，定ひずみを負荷しながら 2 週間水中浸漬しても弾性率が低下せず，しかも EC よりも有意に小さい弾性率を示す樹脂であることが分かった．これらの特性を有する EE は，ニッケルチタンワイヤーと同様の矯正力発現挙動を示すことが明らかとなった．

VI. 考　察

本研究では，トチュウエラストマーの高い延性に着目し，歯の移動に適した，弱く持続的な矯正力を発現するアライナー型矯正装置の開発を目指した．

現在，アライナー型矯正装置に使用されている樹脂としては，DU や ER のような PETG を組成とするものが多いが，ポリウレタン（以下 PU）を組成とするものや，ポリエチレンテレフタラート（以下 PET）を主成分とするものもある [4, 22]．さらに，独自の配合比率で PETG，PU やポリカーボネートを混合したり [4]，形状記憶機能を有する PU [35]を用いるなどした新規の熱可塑性樹脂も開発されている [4, 23]．これらの樹脂の物性を評価するために，吸水試験 [4, 20]，引張試験 [4, 20]，三点曲げ試験 [21-23]や応力緩和試験 [4, 19]などが行われているが，いずれも，材料学的特性に基づいて治療用装置としての有用性を考察するには至っていない．さらに，熱可塑性樹脂により作製されたアライナー型装置を，独自に考案した歯列模型 [23, 24, 26-28]や，患者の歯列に装着して矯正力を測定した研究 [25]はあるものの，樹脂の物性と矯正力の関係についてはほとんど検討がなされていない．また，アライナー型装置による矯正力の発現挙動と樹脂の物性の経時的な変化の関連性の有無については，全く知られていないのが現状である．

そこで，まずはじめに，熱可塑性樹脂の様々な材料特性の中から，力の発現に関連が深いと考えられる密度と弾性率，ならびにポアソン比を選択し，市販の熱可塑性樹脂である EA，DU，ER のこれらの物性値を測定した後，得られた値を用いて三次元有限要素解析を行うことで，矯正力の評価に適した物性を特定した．各物性と三次元有限要素解析により得られた矯正力との相関の有無について検討したところ，3 種の樹脂の弾性率と矯正力との間に有意な相関が認められた．すなわち，弾性率を測定することで，異なる樹脂で作製されたアライナー型矯正装置により発現される矯正力を比較できることが分かった．本実験で作製したモデルは，歯根膜の厚みや周囲骨の材料特性などを精確に反映したものではないことから，生体において発現される矯正力を完全に再現できているわけではないが，少なくとも弾性率が材料間の比較検討を行うためのひとつの重要な指標であることは間違いないと考えられる．

つぎに，樹脂の弾性率が矯正力と相関しているという事実を踏まえ，熱可塑性樹脂性矯正装置によって発現される矯正力を変化させる要因を検索することを目的として，吸水とひずみ負荷が弾性率に及ぼす影響について検討した．なお，先の実験 1 で使用した 3 種の熱可塑性樹脂の密度，弾性率，ポアソン比が類似していたため，この実験では，新たに PP 製の樹脂である EC を追加した．EC は，矯正治療において，EA と同様に歯の後戻りを防止する保定装置を作製するため

の樹脂として使用されているが，EA よりも柔らかい素材である．吸水試験の結果，EC は，EA，DU，ER よりも有意に小さな吸水量を示した．さらに，X 線回折パターンにより，EA，DU，ER は非晶性樹脂であり，EC は結晶性を有することが確認された．一般的に熱可塑性樹脂は，結晶性が高いと吸水性が低くなることが知られており[36]，EC の吸水量の低さはその高い結晶性によるものと考えられる．また，赤外吸収スペクトルの比較結果から，EA，DU，ER は類似の分子構造を持つことが分かった．EA の組成である PEs とは，多価カルボン酸とポリアルコールとの重縮合体を指し，代表的な PET やポリブチレンテレフタレートのほか，DU と ER の組成である PETG もこれに含まれる [33]．これらの PEs に分類される高分子の分子構造は類似しており[37]，EA，DU，ER の FTIR スペクトルパターンが酷似していたことから，EA の組成も PETG である可能性が高い．そのため，実験 1 の試験において，類似した物性を示したものと考えられる．

さらに，EA，DU，ER においては，無負荷での 2 週間の水中浸漬により弾性率が上昇する結果となった．PETG は，吸水によりエステル結合の加水分解が起こり [38]，分子量が低下することで [39]，引張強さが低下すると報告されている [40]．しかしながら，弾性率は引張試験における初期の応力に対するひずみであり，破断時の応力を示す引張強さとは異なる物性であることから，これらの

樹脂では吸水により寸法が増加し [41]，樹脂を構成する分子鎖間に水分子が侵入することにより膨潤が起こり，その結果，樹脂の変形のしにくさ，すなわち，弾性率の上昇を引き起こしたのではないかと考えられる．なお，EA についても DU や ER と同様に弾性率の上昇が認められたことは，EA の組成が PETG であるという前述の推測を裏付けるものである．一方，EA，DU，ER に 1%の定ひずみを負荷しながら 2 週間の水中浸漬を行った場合，無負荷での浸漬とは異なり，弾性率が低下した．PET は伸びきった状態の分子鎖が不規則に絡み合った構造をとるため，ひずみを負荷した場合に分子鎖が再配列しやすく，その結果，分子鎖の緊張が緩和されるという非晶性樹脂に典型的な性質を示す [42]．EA，DU，ER を組成とする PETG は，PET のエチレングリコールの一部をシクロヘキサンジメタノールに置換したものであり [43]，分子構造が PET と類似していることから [37]，ひずみに対する性質は PET に近く，弾性率が低下したものと考えられる．これらの結果から，吸水のみでは熱可塑性樹脂性矯正装置によって発現される矯正力の低下は生じず，装置の装着中に生じるひずみが弾性率を低下させ，さらには矯正力を低下させる要因となることが示唆された．

EA，DU，ER とは異なり，EC は，吸水による弾性率の変化を認めず，一定のひずみを加えながら 2 週間水中浸漬した後も，無負荷で 2 週間浸漬した場合と同様の弾性率を示した．PP を組成とする EC では，らせん構造をした分子鎖 [42]

が規則正しく配列した部分とそうでない部分が混在しており [44]，ひずみが負荷されても再配列できる分子鎖の絶対量が少ないため，ひずみの影響を受けにくいと考えられる．こういった PP の特性を反映して，結晶性樹脂である EC では，定ひずみが負荷されても弾性率が変化しないという結果が得られたのであろう．

つづいての実際の矯正力の測定実験においては，物性，結晶性，ならびに分子構造が類似している EA，DU，ER のうち，酸化防止剤などの添加物が含まれていないことが確認できた ER を選択し，EC との比較を行った．これまで，矯正力の測定用としてさまざまな装置が報告されている [23, 24, 26-28]が，本研究では，標準歯列模型より分割した上顎右側中切歯の歯根 1/2 の点に生じる反発力を力覚センサーにより測定可能な矯正力測定装置を試作し，矯正力の測定を行った．この設計は，Hahn ら [26]や，Elkholy ら [27]によって考案された装置を参考にしているが，矯正装置を歯列弓に装着した状態で水中に浸漬しながら矯正力の測定を行った先行研究はなく，臨床での使用環境を反映しているという点で，本試作装置はユニークである．結果として，ER では，最初の 24 時間で発現される矯正力が大きく低下し，その後も 2 週間の間，低下し続ける傾向を示した．これに対して EC では，ER と同様に 24 時間で矯正力が低下するものの，それ以降は，ニッケルチタンワイヤーの場合と同様に変化を認めなかった．Li ら

[24]は，通常の 2 倍の大きさに設計した標準歯列模型の上顎右側中切歯を唇側傾斜させた模型を作製し，同歯に矯正力を測定可能なマイクロチップを装着することにより，厚さ 1.0 mm の ER で作製されたアライナー型矯正装置を装着した場合に発現する矯正力を経時的に測定している．その結果，最初の 8 時間で矯正力の著しい低下を認めたと報告している [24]．Fang ら [19]は，ER のダンベル型試験片に 5%の定ひずみを負荷し，37℃の水中浸漬下および大気中にて 3 時間の応力緩和試験を行ったところ，水中浸漬下で応力緩和が促進されることを報告している．ER の矯正力が初期に低下するという本研究の結果は，これらの報告と一致していると言ってよい．一方で，実験 2 において，EC は定ひずみ負荷により弾性率の低下を認めなかったため，矯正力は変化しないものと想定していたが，ER と同様に初期に大きく低下した．これは，定ひずみ負荷装置と矯正力測定装置によって各樹脂に負荷されたひずみ量が異なっていたことによるものと思われる．矯正力測定装置を用いた実験では，上顎右側中切歯を 1.0 mm 唇側傾斜させた際に生じる切端でのひずみ量が 3%であったのに対して，定ひずみ負荷試験ではひずみ量を 1%に設定した. 定ひずみ負荷装置を用いて ER に 3%のひずみを負荷した場合は, いくつかの試料においてネッキング（引張試験において, 試験片の平行部全体が均一に伸びるのではなく, 局部的にくびれを生じる現象）が認められたためである．つまり，アライナー型矯正装置での最大の移動

量を想定した 3%のひずみ量を負荷する条件では，ひずみが大きいため ER でも EC でも初期に応力緩和が生じるが，1%の定ひずみ条件下では，ER のひずみに弱いという特徴が現れ，ER でのみ弾性率が低下したものと考えられる．これらのことから, EC と類似した結晶性とさらに低い弾性率を有する樹脂を用いれば, ひずみを大きく設定しても，弱く持続的な矯正力を発現できる可能性があると推測される．

熱可塑性樹脂として矯正治療への応用が期待できる EE については，EC と同様に, 小さな吸水量を示す結晶性を有する材料であり, 定ひずみを負荷しながら 2 週間水中浸漬しても弾性率が変化せず，しかもその値が EC よりも有意に小さいことが分かった．さらに，矯正力測定試験において，EE は，2 種のニッケルチタンワイヤーと同様の低い矯正力を持続的に発揮できることが確認された．したがって，EE を用いて作製したアライナー型矯正装置であれば，2 週間以上にわたって歯の移動を継続できる可能性があり，既存のシステムとは異なって, 交換期間を 2 週間以上に設定できるものと期待される．また，DU と ER では, 歯の変位量が増加するにつれて発現する矯正力も増加することが報告されている [24, 26, 27]が，EE は高い延性をもつため，変位量が増加しても発現する矯正力が増加せず, 一つの装置での歯の移動量を大きく設定できる可能性がある．さらに，EE は弾性率が低いため，移動量を大きく設定しても容易に装置を装着す

ることができると考えられ，既存の熱可塑性樹脂の問題点を改善できるすぐれた素材であると言える．

ところで，マルチブラケット装置における最適な矯正力は，Proffit ら [45]によると 35～100 g，Reitan [46]によると 60 g を超えない範囲であるとされている．本研究により得られた EE やニッケルチタンワイヤーが発現する矯正力は，これらよりも高い値であった．Barbagallo ら [25]は，中程度の叢生を有する患者に対して，厚さ 0.8 mm の ER で作製されたアライナー型矯正装置を用いて上顎第一小臼歯の 0.5 mm の頬側傾斜を行い，ER と上顎第一小臼歯の口蓋側面の間に圧力を測定可能なフィルムシートを介在させて矯正力を測定している．その結果，初期に発現した矯正力は 5.12 N であり，2 週間装着後の矯正力は 1.12 N であったとしている．これらの値もまた，前述の Proffit ら [45]や Reitan [46]が示した矯正力よりも大きい．すなわち，生体において歯の移動や歯根膜による矯正力の緩衝が生じたとしても，アライナー型矯正装置により発現される初期の矯正力は基本的にニッケルチタンワイヤー等よりも大きいと言える．大きな矯正力は，矯正治療中に生じる歯根吸収の一因となりうる [47]．Schwarz [48]は，単位面積あたり 26 g を超える荷重が歯根に加わると，歯根膜に貧血帯が生じ，歯根が吸収すると報告している．第一小臼歯の歯根の表面積が 2.34 ± 0.33 cm^2 であるという Jepsen [49]の報告に基づくと，第一小臼歯では 69.42 g を超えると歯根吸収

が生じると計算できるが，前述の Barbagallo ら [25]が示した値はこれを超えている．一方で，Gay ら [50]や Iglesias-Linares ら [51]は，PU 製のアライナー型装置で治療を行った患者の歯根吸収の発現頻度が，マルチブラケット装置を用いた場合と有意差がなかったことを報告している．歯根吸収には，患者のもつ遺伝子の違い [52]や，動的な矯正治療期間の長さ [53]，歯の圧下や回転などの移動方向 [54, 55]等，多種多様な因子が複雑に関与しているため，矯正力だけで一概に判断することはできないが，歯根吸収は不可逆的な現象 [56]であり，望ましくない副作用であることから，アライナー型装置で発現される矯正力については，今後さらに詳細な検討を加える必要があろう．

PP 製の EC は，EA や他のポリエチレンコポリマー製の樹脂と比較して，摩耗試験による摩耗量が大きく [57, 58]，アライナー型装置として用いた場合に穿孔や亀裂を生じやすいとされている [57, 58]．さらに，PU を主成分とするアライナー型装置を口腔内で 2 週間使用した後には，装置の変形や亀裂の発生，表面へのリン酸カルシウムの沈着等が認められている [59]．加えて，結晶性の変化に起因するビッカース硬さの上昇も報告されている [60]．すなわち，口腔内環境においては，熱可塑性樹脂には，本研究で確認された弾性率の変化のみならず，さまざまな変化が生じるものと考えられる．今後，摩耗試験を初めとして，EE の口腔内装着前後での物性の比較など，臨床応用に向けたさらなる検証実験が

必要である．また，アライナー型矯正装置の着脱が，一時的に装置に大きなひずみを加えていることも想定されるが，着脱によるひずみが装置の物性や発現される矯正力に与える変化については未解明であり，この点についても，さらに検討を加えるべきである．

市販樹脂により作製されるアライナー型矯正装置は透明であるため，唇側にブラケットとワイヤーを装着するマルチブラケット装置と比較して装置が目立たないという利点がある [61]．図 13 に示したように，EE で作製した装置は不透明な白色であるため，この点については既存の樹脂に比べて劣っている．今後は，審美性を改善するために，EC とのブレンド等についても試みる予定である．また，樹脂製装置特有の問題として，日々の飲食などによる経時的な変着色がある [62]．既存の装置よりも長期に装着する設計を目指す EE においては，変色や着色に対する抵抗性も重要であり，臨床応用に向けてさらに検討を加えたいと考えている．

Ⅶ. 結　論

市販の熱可塑性樹脂の物性を反映した *in silico* 矯正装置モデルを用いて三次元有限要素解析を行った結果，矯正力の評価に適した物性が弾性率であることが分かった. また, トチュウエラストマーは, 矯正治療に最適な材料特性を有し, 従来から用いられているニッケルチタンワイヤーに相当する矯正力の発現が可能であることが明らかとなった. 以上のことから, トチュウエラストマーを組成とする新規熱可塑性樹脂は，アライナー型装置として矯正治療に用いるうえで有用な材料であることが示された.

Ⅷ. 謝　辞

稿を終えるにあたり，本研究の機会を与えていただき，御指導と御高配を賜りました大阪大学大学院歯学研究科歯科理工学教室の今里 聡教授，顎顔面口腔矯正学教室の山城 隆教授に対し，深甚なる謝意を表します.

また，本研究の遂行にあたり，大阪大学大学院歯学研究科歯科理工学教室の山口 哲准教授に心より感謝申し上げます.

最後に，本研究を行うに際し，多大なる御協力と御助言を頂いた日立造船株式会社の鈴木伸昭氏，武野真也氏，大阪大学大学院歯学研究科顎顔面口腔矯正学教室ならびに歯科理工学教室の教室員各位に厚く御礼申し上げます.

Ⅸ. 參 考 文 獻

[1] Ponitz RJ. Invisible retainers. Am J Orthod, 1971; 59: 266-72.

[2] McNamara JA, Kramer KL, Juenker JP. Invisible retainers. J Clin Orthod, 1985; 19: 570-8.

[3] Sheridan JJ. The Essix bracket choice appliance. J Clin Orthod, 1996; 30: 203-5.

[4] Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics. Dent Mater J, 2011; 30: 954-9.

[5] Fernandez Sanchez J, Pernia Ramirez I, Martin Alonso J. Osamu active retainer for correction of mild relapse. J Clin Orthod, 1998; 32: 26-8.

[6] Boyd RL MR, Vlaskalic V. The Invisalign system in adult orthodontics: mild crowding and space closure cases. J Clin Orthod, 2000; 34: 203-12.

[7] Wong BH. Invisalign A to Z. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2002; 121: 540-1.

[8] Tuncay OC. The Invisalign system. Quintessence Int; 2006. p.77-90.

[9] Kravitz ND, Kusnoto B, Agran B, Viana G. Influence of attachments and interproximal reduction on the accuracy of canine rotation with Invisalign. A prospective clinical study. Angle Orthod, 2008; 78: 682-7.

[10] Zawawi KH. Orthodontic treatment of a mandibular incisor extraction case with

invisalign. Case Rep Dent, 2014; 2014: 657-70.

[11] Frongia G, Castroflorio T. Correction of severe tooth rotations using clear aligners: a case report. Aust Orthod J, 2012; 28: 245-9.

[12] Schupp W, Haubrich J, Neumann I. Treatment of anterior open bite with the Invisalign system. J Clin Orthod, 2010; 44: 501-7.

[13] Giancotti A, Mampieri G, Greco M. Correction of deep bite in adults using the Invisalign system. J Clin Orthod, 2008; 42: 719-26.

[14] Kim TW, Echarri P. Clear aligner: an efficient, esthetic, and comfortable option for an adult patient. World J Orthod, 2007; 8: 13-8.

[15] Graber TM, Swain BF. Orthodontics, current principles and techniques. St. Louis: C.V. Mosby Co.; 1985. p.639-67.

[16] 鈴木伸昭, 梶浦裕之, 山本直樹, 原田陽子, 中澤慶久. トチュウを用いたトランスポリイソプレン増産技術開発. Hitz 技報, 2013; 74: 26-32.

[17] Nakazawa Y, Takeda T, Suzuki N, Hayashi T, Harada Y, Bamba T, Kobayashi A. Histochemical study of trans-polyisoprene accumulation by spectral confocal laser scanning microscopy and a specific dye showing fluorescence solvatochromism in the rubber-producing plant, Eucommia ulmoides Oliver. Planta, 2013; 238: 549-60.

[18] 武野信也, 利光謙一, 辻本 敬, 柚木 功, 武野カクノクワン, 原田陽子, 宇山

浩，中澤慶久．トチュウエラストマーの組成と物性. Hitz 技報, 2013; 74: 20-5.

[19] Fang D, Zhang N, Chen H, Bai Y. Dynamic stress relaxation of orthodontic thermoplastic materials in a simulated oral environment. Dent Mater J, 2013; 32: 946-51.

[20] Ryokawa H MY, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. Orthod Waves, 2006; 65: 64-72.

[21] Kwon JS, Lee YK, Lim BS, Lim YK. Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008; 133: 228-34.

[22] Lombardo L, Martines E, Mazzanti V, Arreghini A, Mollica F, Siciliani G. Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: A 24-hour *in vitro* study. Angle Orthod, 2017; 87: 11-8.

[23] Iijima M, Kohda N, Kawaguchi K, Muguruma T, Ohta M, Naganishi A, Murakami T, Mizoguchi I. Effects of temperature changes and stress loading on the mechanical and shape memory properties of thermoplastic materials with different glass transition behaviours and crystal structures. Eur J Orthod, 2015; 37: 665-70.

[24] Li X, Ren C, Wang Z, Zhao P, Wang H, Bai Y. Changes in force associated with the amount of aligner activation and lingual bodily movement of the maxillary central incisor. Korean J Orthod, 2016; 46: 65-72.

[25] Barbagallo LJ, Shen G, Jones AS, Swain MV, Petocz P, Darendeliler MA. A novel pressure film approach for determining the force imparted by clear removable thermoplastic appliances. Ann Biomed Eng, 2008; 36: 335-41.

[26] Hahn W, Fialka-Fricke J, Dathe H, Fricke-Zech S, Zapf A, Gruber R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R. Initial forces generated by three types of thermoplastic appliances on an upper central incisor during tipping. Eur J Orthod, 2009; 31: 625-31.

[27] Elkholy F, Panchaphongsaphak T, Kilic F, Schmidt F, Lapatki BG. Forces and moments delivered by PET-G aligners to an upper central incisor for labial and palatal translation. J Orofac Orthop, 2015; 76: 460-75.

[28] Kohda N, Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Ahluwalia KS, Mizoguchi I. Effects of mechanical properties of thermoplastic materials on the initial force of thermoplastic appliances. Angle Orthod, 2013; 83: 476-83.

[29] ISO527-2: 2012. Plastics - Determination of tensile properties - Part 2: Test conditions for moulding and extrusion plastics. International Organization for Standardization; 2012.

[30] ISO527-3: 1995. Plastics - Determination of tensile properties - Part 3: Test conditions for films and sheets. International Organization for Standardization; 1995.

[31] Mitsuhashi N, Fujieda K, Tamura T, Kawamoto S, Takagi T, Okubo K. BodyParts3D:

3D structure database for anatomical concepts. Nucleic Acids Res, 2009; 37: D782-5.

[32] ISO4049: 2009. Dentistry - Polymer-based restorative materials. International Organization for Standardization; 2009.

[33] 西岡利勝, 濱﨑達也 編. プラスチック分析入門. 丸善出版; 2011. p.181-2.

[34] 山口則子. 高分子化合物の赤外吸収スペクトル. Tokyo Woman's Christian University; 1996. p.1357-75.

[35] Sokolowski W, Metcalfe A, Hayashi S, Yahia L, Raymond J. Medical applications of shape memory polymers. Biomed Mater, 2007; 2: S23-7.

[36] 伊神秀生. シート成形　理論と応用設計技法. 日刊工業新聞社; 1994. p.79.

[37] 大柳 康. エンジニアリングプラスチック. 森北出版; 1985. p.150.

[38] 大武義人. 合成樹脂（ゴム・プラスチック）の劣化評価・分析方法. 空気調和・衛生学, 2006; 80: 69-75.

[39] 本間精一. プラスチックの実用強さと耐久性 7. プラスチックス; 55: 143-52.

[40] 本間精一. プラスチックの実用強さと耐久性 12. プラスチックス; 55: 97-104.

[41] 中條 澄. エンジニアのためのプラスチック教本. 工業調査会; 1997. p.158.

[42] 東京工業大学国際高分子基礎研究センター. これだけは押さえておきたい高分子の基礎知識. 日刊工業新聞社; 2012. p.38, 84.

[43] Easter™ PETG copolyester. Material Safety Data Sheets; 2014.

[44] 齋藤勝裕, 山下啓司. 絶対わかる高分子化学. 講談社サイエンティフィック; 2005. p.44-5.

[45] Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics. 4th ed. St. Louis, Mo.: Mosby Elsevier; 2007. p.354-7.

[46] Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. Am J Orthod, 1967; 53: 721-45.

[47] Chan E, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: part 7. Extent of root resorption under areas of compression and tension. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006; 129: 504-10.

[48] Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. Int J Orthod, 1932; 18: 331-52.

[49] Jepsen A. Root surface measurement and a method for x-ray determination of root surface area. Acta Odontol Scand, 1963; 21: 35-46.

[50] Gay G, Ravera S, Castroflorio T, Garino F, Rossini G, Parrini S, Cugliari G, Deregibus A. Root resorption during orthodontic treatment with Invisalign®: a radiometric study. Prog Orthod, 2017; 18: 12.

[51] Iglesias-Linares A, Sonnenberg B, Solano B, Yanez-Vico RM, Solano E, Lindauer SJ, Flores-Mir C. Orthodontically induced external apical root resorption in patients treated

with fixed appliances vs removable aligners. Angle Orthod, 2017; 87: 3-10.

[52] Al-Qawasmi RA, Hartsfield JK, Jr., Everett ET, Flury L, Liu L, Foroud TM, Macri JV, Roberts WE. Genetic predisposition to external apical root resorption in orthodontic patients: linkage of chromosome-18 marker. J Dent Res, 2003; 82: 356-60.

[53] Brin I, Tulloch JF, Koroluk L, Philips C. External apical root resorption in Class II malocclusion: a retrospective review of 1- versus 2-phase treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003; 124: 151-6.

[54] Han G, Huang S, Von den Hoff JW, Zeng X, Kuijpers-Jagtman AM. Root resorption after orthodontic intrusion and extrusion: an intraindividual study. Angle Orthod, 2005; 75: 912-8.

[55] Harris DA, Jones AS, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006; 130: 639-47.

[56] Weltman B, Vig KW, Fields HW, Shanker S, Kaizar EE. Root resorption associated with orthodontic tooth movement: a systematic review. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010; 137: 462-76.

[57] Raja TA, Littlewood SJ, Munyombwe T, Bubb NL. Wear resistance of four types of

vacuum-formed retainer materials: a laboratory study. Angle Orthod, 2014; 84: 656-64.

[58] Gardner GD, Dunn WJ, Taloumis L. Wear comparison of thermoplastic materials used for orthodontic retainers. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003; 124: 294-7.

[59] Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2005; 127: 403-12.

[60] Schuster S, Eliades G, Zinelis S, Eliades T, Bradley TG. Structural conformation and leaching from *in vitro* aged and retrieved Invisalign appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004; 126: 725-8.

[61] Jeremiah HG, Bister D, Newton JT. Social perceptions of adults wearing orthodontic appliances: a cross-sectional study. Eur J Orthod, 2011; 33: 476-82.

[62] Liu CL, Sun WT, Liao W, Lu WX, Li QW, Jeong Y, Liu J, Zhao ZH. Colour stabilities of three types of orthodontic clear aligners exposed to staining agents. Int J Oral Sci, 2016; 8: 246-53.

表 1　実験に使用した市販の矯正用熱可塑性樹脂

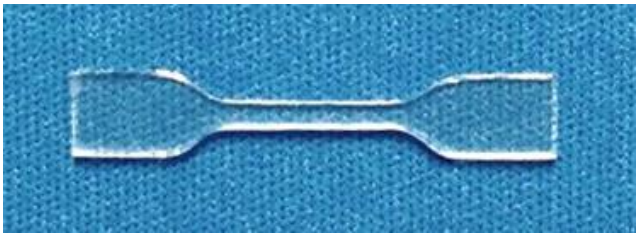
製品名	略称	製造社	組成
Essix A+ Plastic	EA	DENTSPLY Raintree Essix	Polyester (PEs)
Duran	DU	Scheu Dental	Polyethylene terephthalate glycol (PETG)
Erkodur	ER	Erkodent Erich Kopp GmbH	Polyethylene terephthalate glycol (PETG)

表 2　各樹脂の物性試験の結果および矯正力

	密度 (kg/m^3)		弾性率 (MPa)	ポアソン比	矯正力 (N)
EA	1269.0 (± 0.002)		731.46 (± 30.37)	0.402 (± 0.005)	3.2344
DU	1270.4 (± 0.003)	*	710.51 (± 23.64)	0.394 (± 0.003)	3.2275
ER	1265.0 (± 0.001)		689.78 (± 17.01)	0.406 (± 0.005)	3.2216

One-way ANOVA，Bonferroni test (*$p < 0.05$)，n = 5，（　）：S.D.
*は有意差あり

a



b

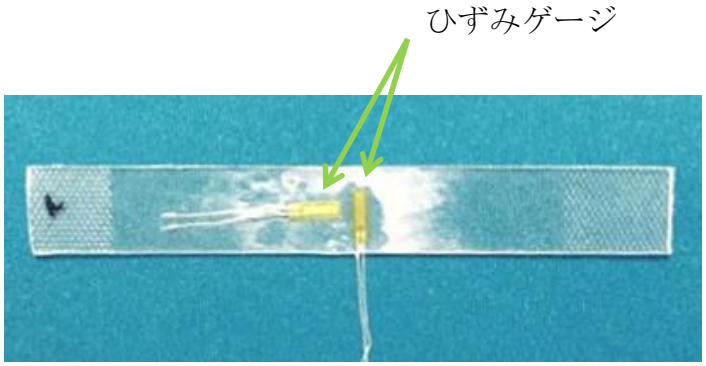


図 1　物性試験に使用した試料

a)　弾性率測定用試料（厚さ 1.0 mm の 5B 型試料）

b)　ポアソン比測定用試料（厚さ 1.0 mm のタイプ 2 試料）

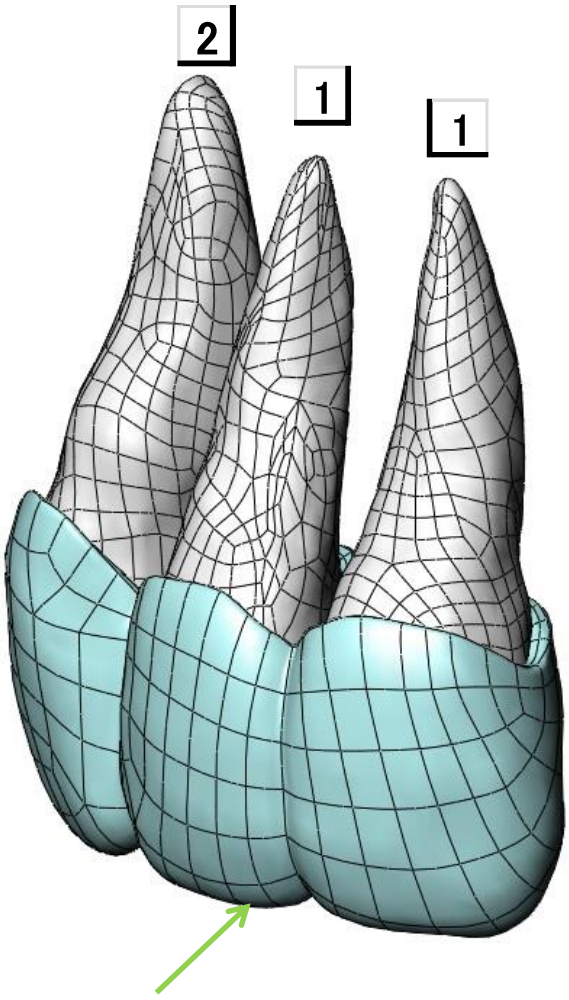


図 2　三次元有限要素解析に用いた CAD モデル
上顎両側中切歯と上顎右側側切歯に厚さ 1.0 mm の熱可塑性樹脂製矯正装置を装着した.

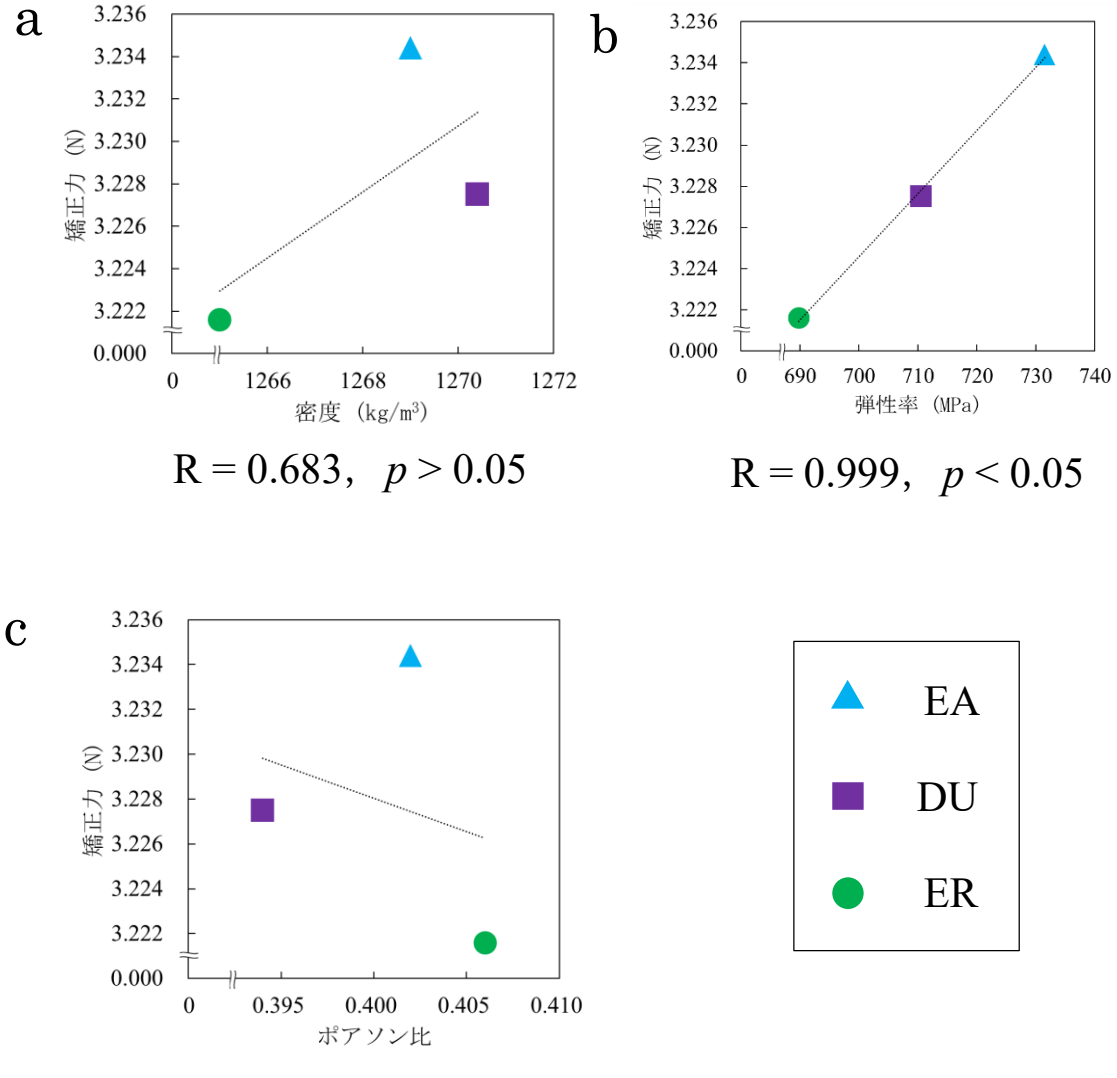


図 3　各物性値と得られた矯正力との相関 (Pearson's correlation test)

a)　密度と矯正力

b)　弾性率と矯正力

c)　ポアソン比と矯正力

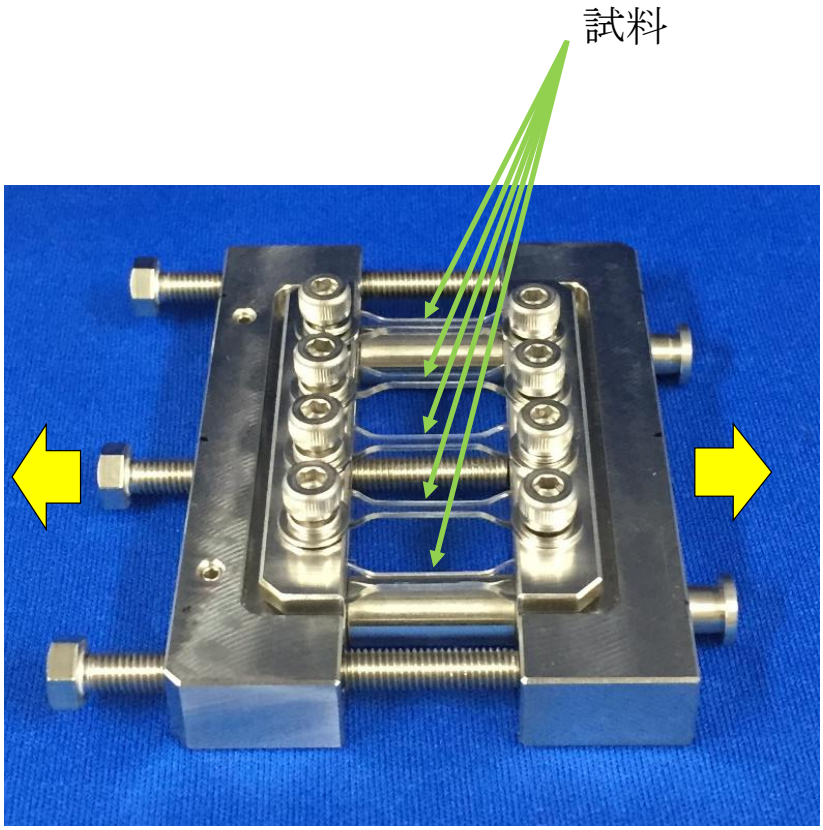
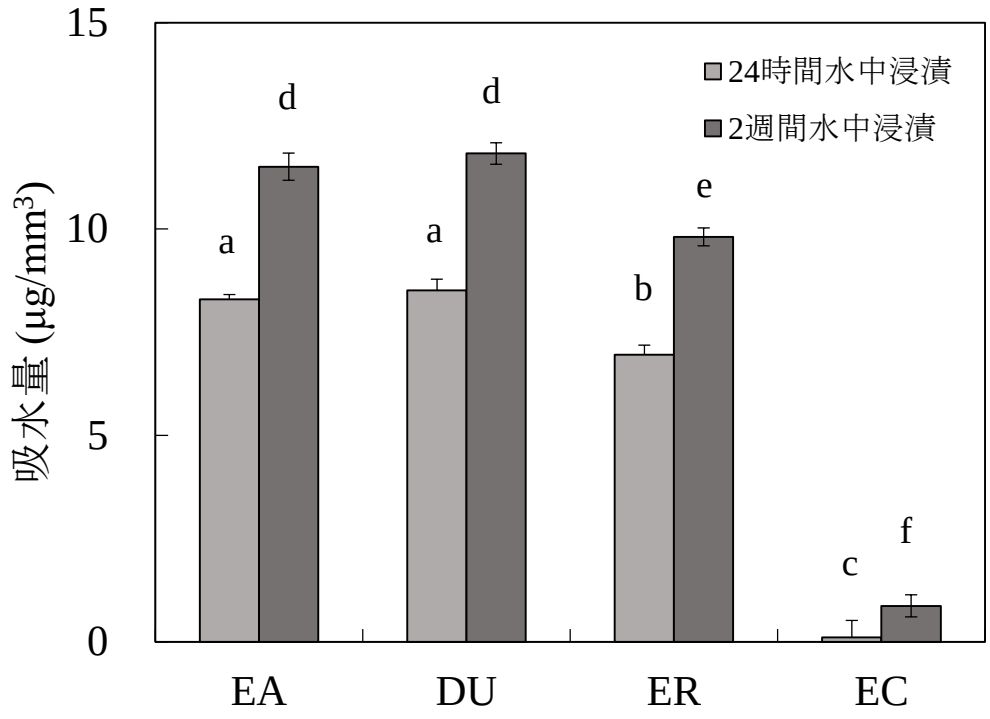


図 4　定ひずみ負荷装置による樹脂へのひずみの負荷
試料の両端を把持して外側に牽引する（図の黄色矢印）ことで試料に1%のひずみを負荷した．定ひずみ負荷中に試料が滑らないように，把持部にはレーザー加工による微細な凹凸形状が付与されている．



Two-way ANOVA，Bonferroni test ($p < 0.05$) ， n = 5，Error bar は S.D.を示す.
a，b，c，d，e，f : 同一文字間に有意差認めず.

図 5　24 時間または 2 週間水中浸漬後の各樹脂の吸水量

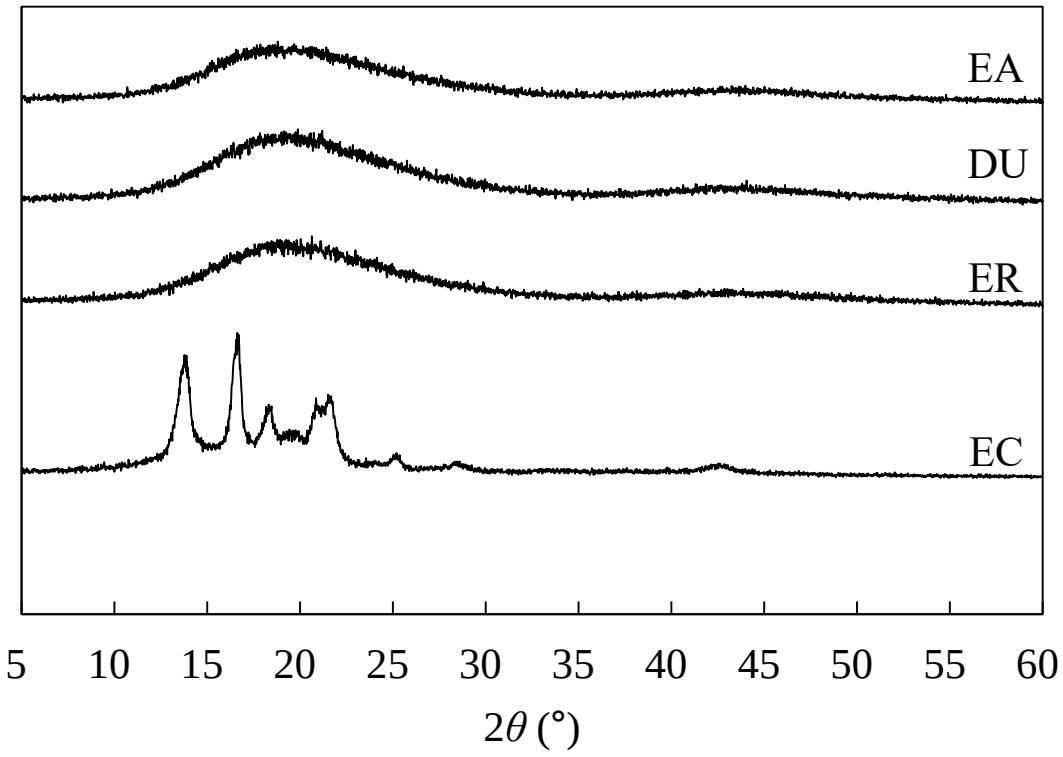


図 6　各樹脂の X 線回折パターン

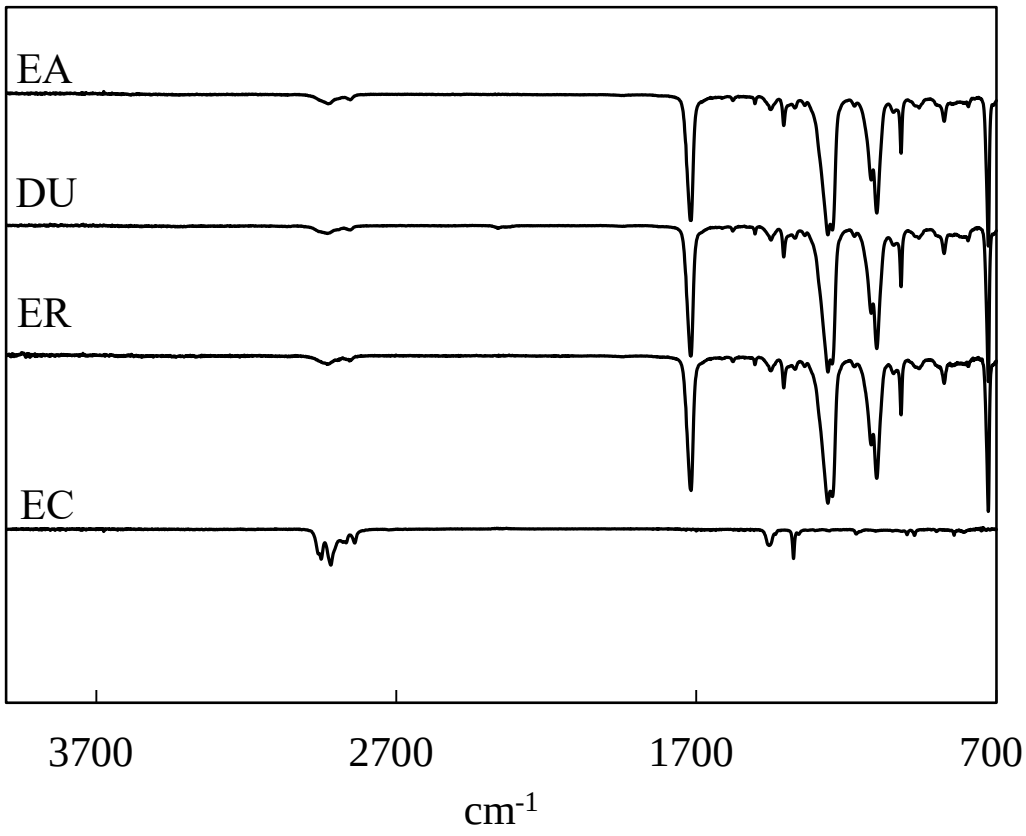
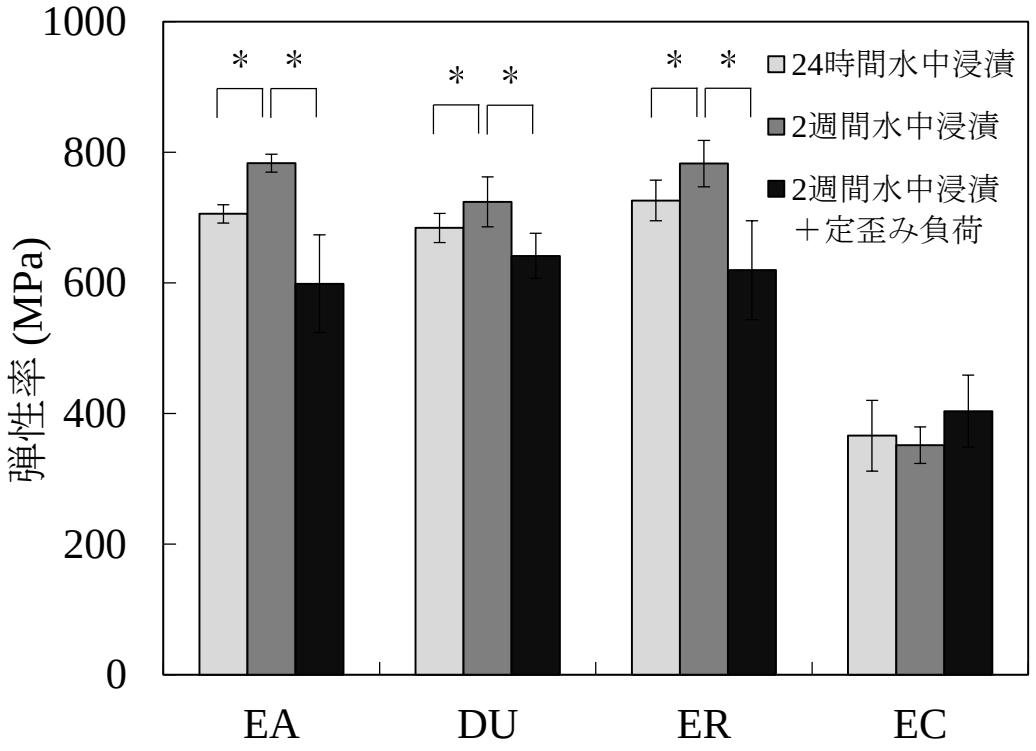


図 7　各樹脂の赤外吸収スペクトル



Student's *t*-test (**p* < 0.05)，n = 5，Error bar は S.D.を示す.
*は有意差あり.

図 8　無負荷で 24 時間または 2 週間水中浸漬した場合と，定ひずみを負荷しながら 2 週間水中浸漬を行った場合の各樹脂の弾性率

a

b

図 9　矯正力の測定に使用したアライナー型装置

a)　ER を用いて作製した装置

b)　EC を用いて作製した装置

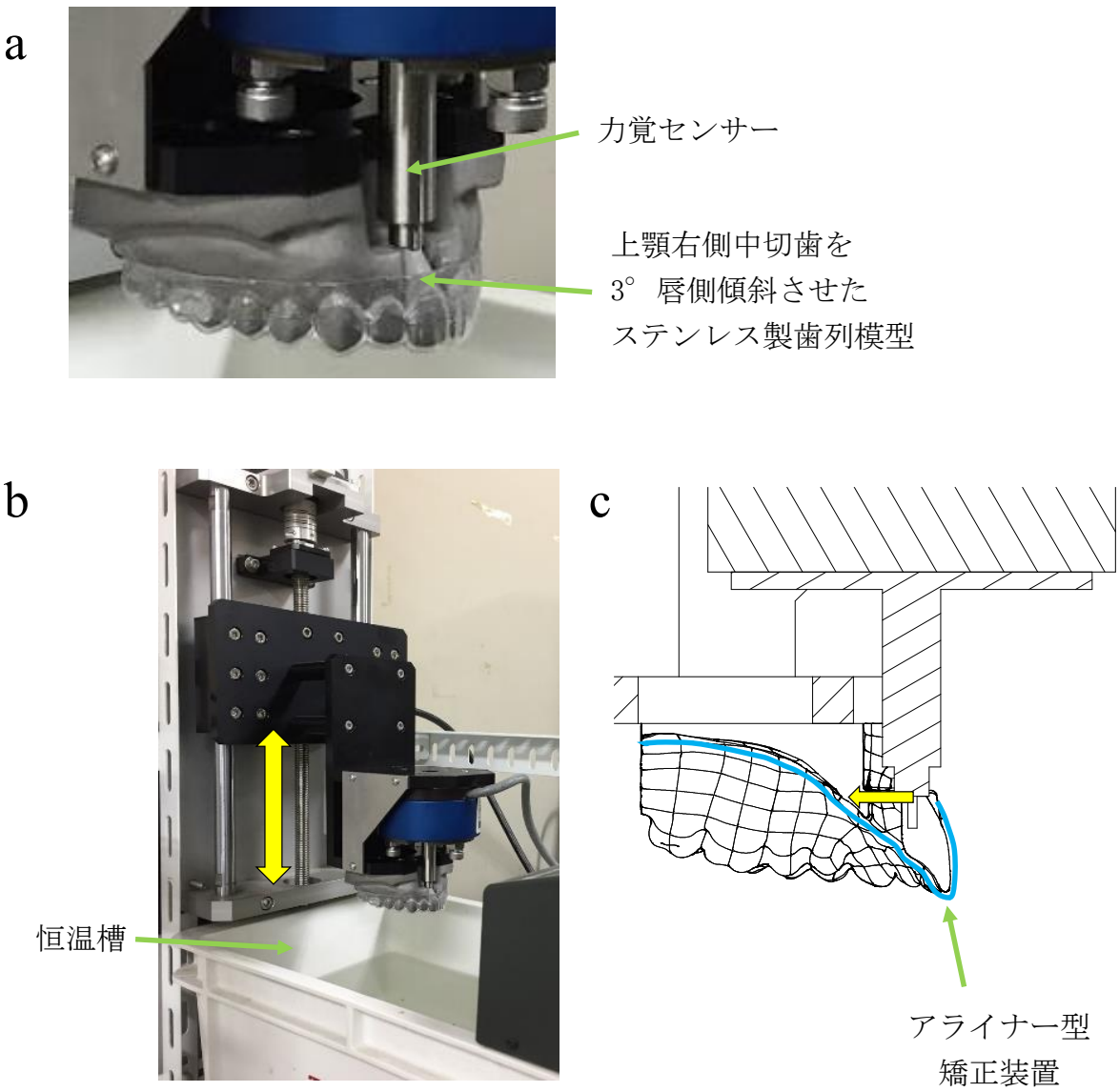


図 10　試作した矯正力測定装置

a) ステンレス製の叢生歯列模型の上顎右側中切歯を唇側に 3 ° 傾斜させ，歯根 1/2 の位置に力覚センサー設置して，ER または EC によるアライナー型矯正装置を装着した．

b) 模型をリニアアクチュエーターに固定し，高さを調節することで（図の黄色矢印），37℃の恒温槽に浸漬した．

c）模型と力覚センサーの断面図．アライナー型矯正装置（水色線）により発現される黄色矢印方向の矯正力を 1 秒間に 10 回の周期で測定した．

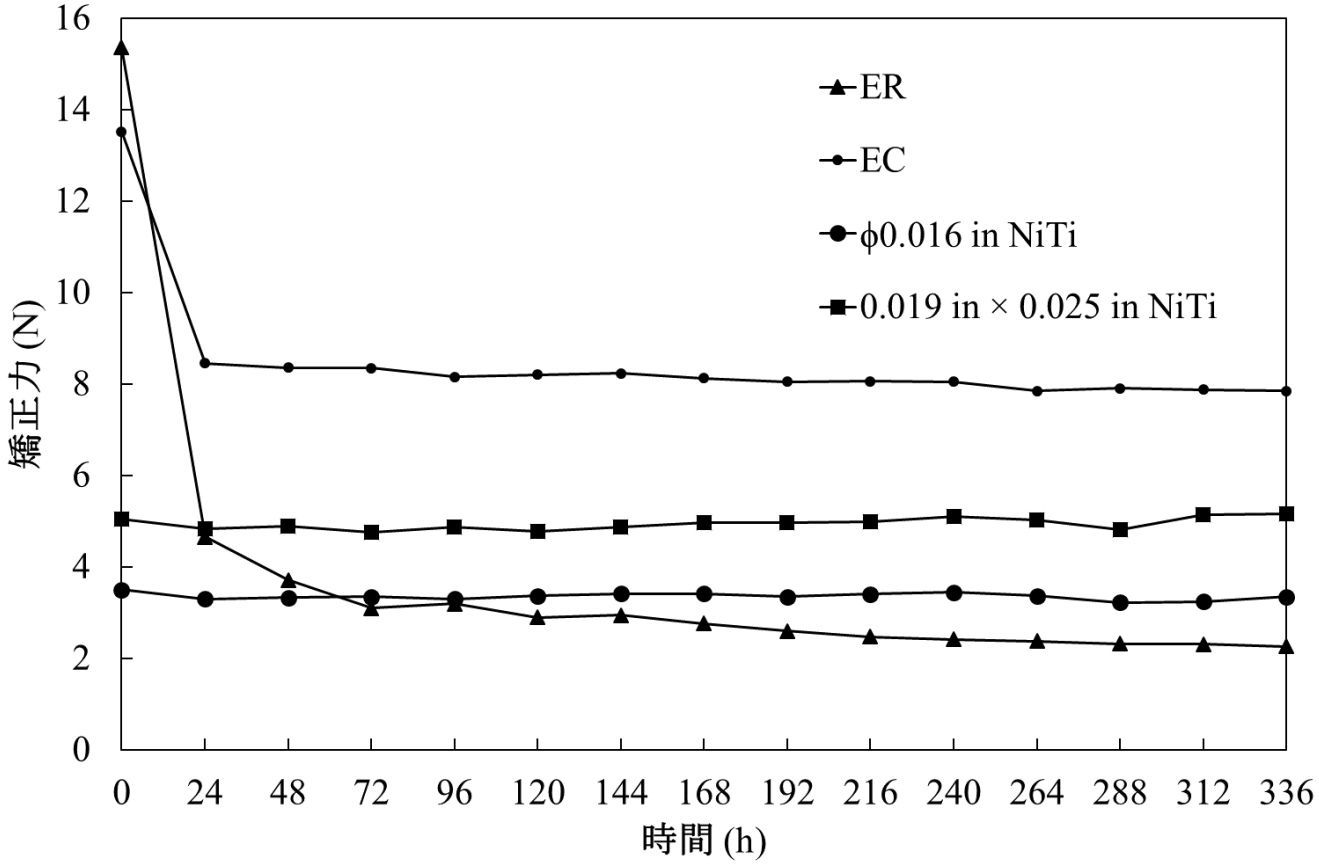


図 11　ER, EC と 2 種のニッケルチタンワイヤーの矯正力

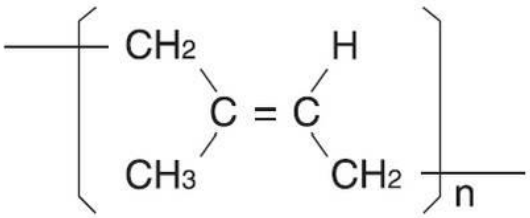
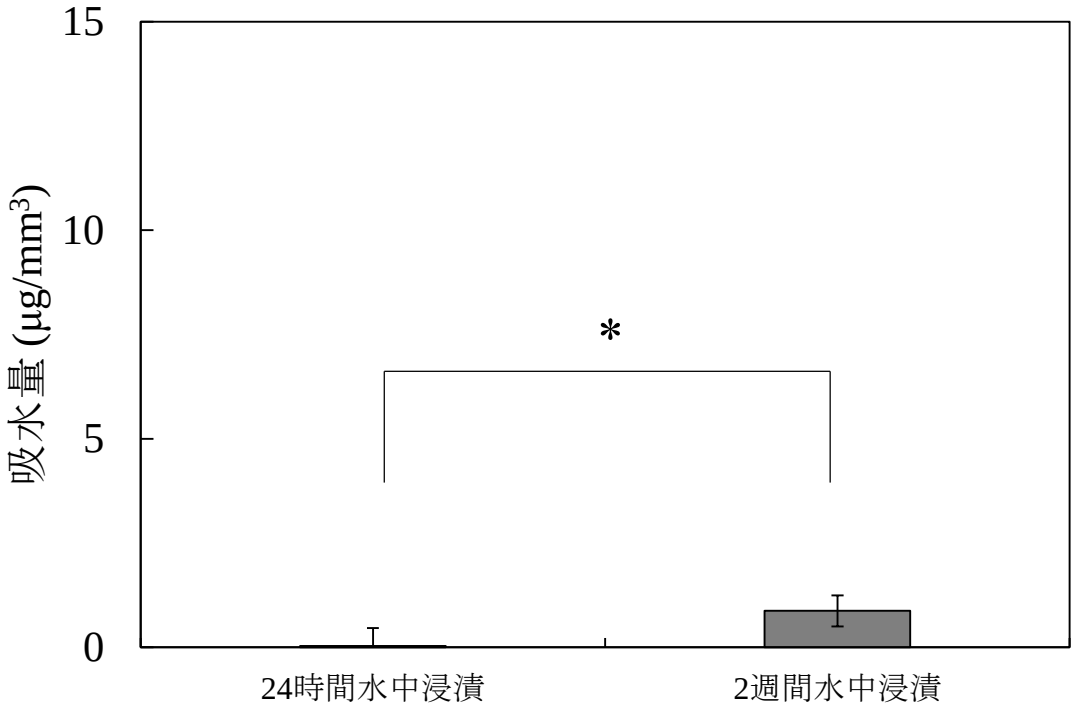


図 12　トランス型 1，4 ポリイソプレンの構造式

図 13　EE を用いて作製したアライナー型矯正装置



Student's *t*-test (*$p < 0.05$), n = 5, Error bar は S.D.を示す.
*は有意差あり.

図 14　24 時間または 2 週間水中浸漬後の EE の吸水量

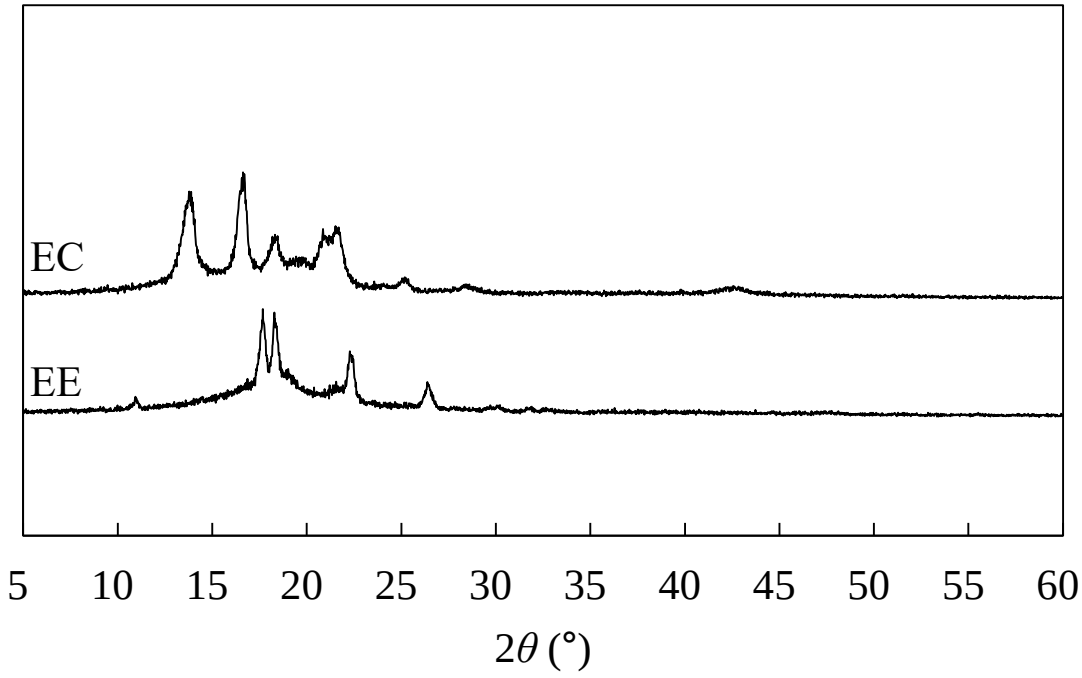


図 15　EE の X 線回折パターン
　　比較のため図 6 に示す EC の X 線回折パターンを挿入した.

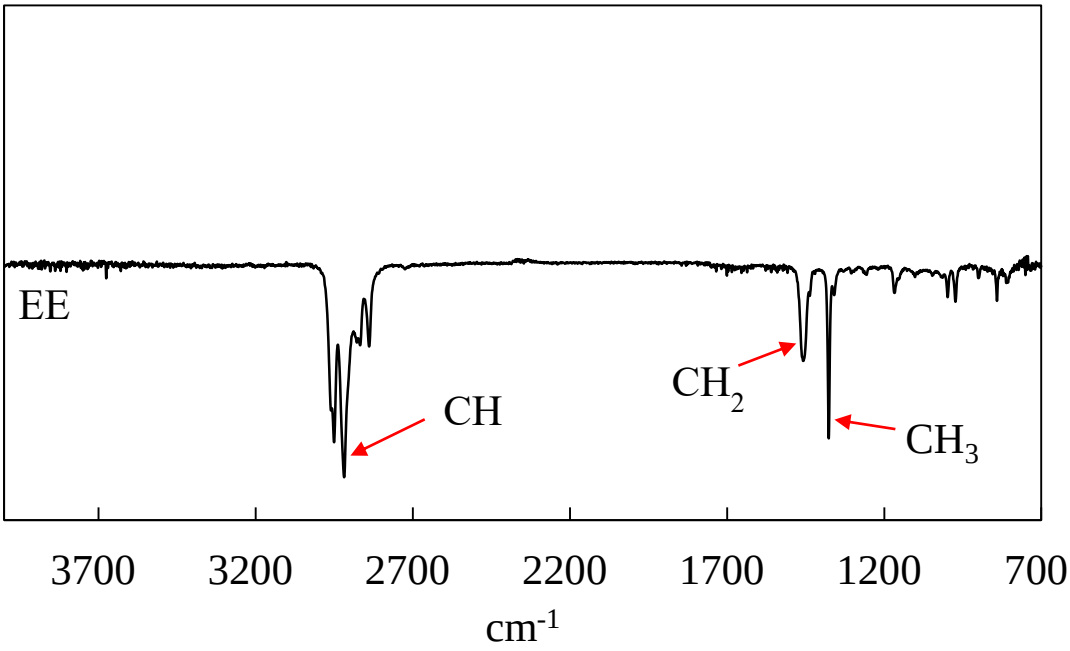
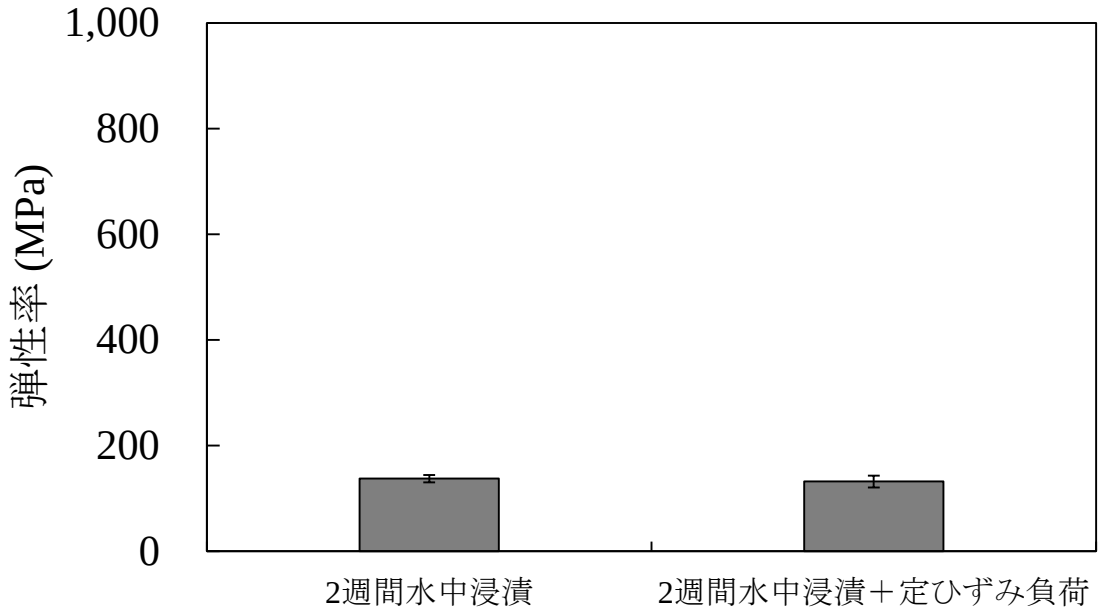


図 16　EE の赤外吸収スペクトル



Student's *t*-test ($p < 0.05$)，n = 5，Error bar は S.D.を示す.
2 群間に有意差は認められない.

図 17　無負荷あるいは定ひずみを負荷しながら 2 週間水中浸漬を行った場合の EE の弾性率

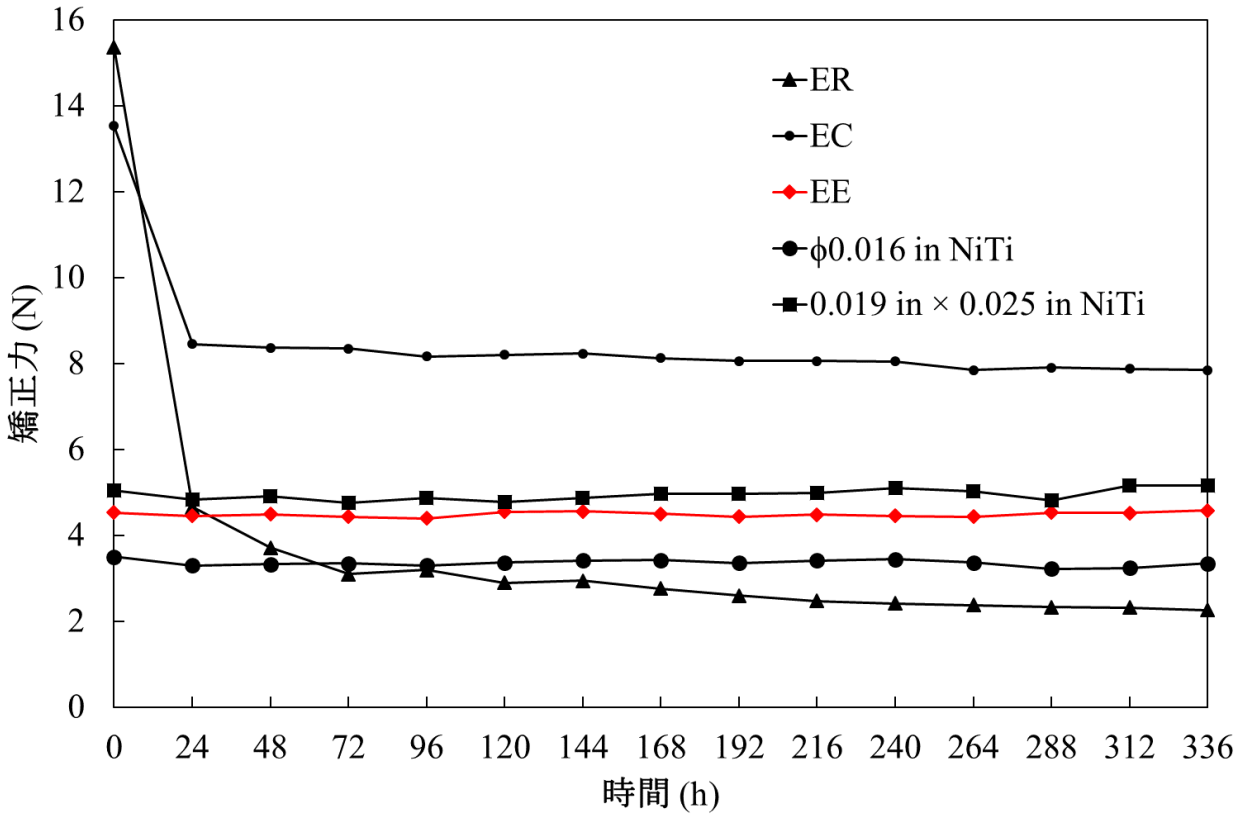


図 18　EE の矯正力
比較のため，図 11 に示す ER，EC，0.016 in NiTi と 0.019 in × 0.025 in NiTi の矯正力を挿入した