

ポリ乳酸フィルムの引張強度および破断ひずみにおける 加工法依存性の評価*

田中孝之^{*1}, 法村一平^{*1}, 佐藤克也^{*2}, 南和幸^{*3}

Evaluation of the Dependence of Tensile Strength and Fracture Strain of PLA Film on Machining Method

Takayuki TANAKA^{*1}, Ippei NORIMURA, Katsuya SATO and Kazuyuki MINAMI

^{*1}Yamaguchi University, Graduate School of Medicine
2-16-1 Tokiwadai, Ube, Yamaguchi 755-8611, Japan

Some machining methods were used for making prototype of biodegradable stent made from poly lactic acid(PLA) film. Decrease of the tensile strength and fracture strain after machining was frequently observed. Therefore, in this paper, the tensile strengths of the films after machining were evaluated. The tensile strengths had maximum average value of 127.2MPa by the cutting plotter, and the minimum average value of 89.4MPa by the excimer laser. The machined surfaces were observed by scanning electron microscope. The machined surfaces by the cutting plotter and FHG -YAG laser were relative smooth. Those by the excimer laser and oxygen RIE, however, were rough. That by turret punch press was relative smooth and had flake-like burr. The surface roughness was related to the tensile strength, but not always related to fracture strain. It is supposed that surface irregularity caused the stress concentration and it reduced the tensile strength. On the other hand, it is supposed that the fracture strain was affected by the changes of property of surface and inner material, and they was caused by the shear deformation and the resolidification, crystallization and degradation induced by the processing heat.

Key Words: Micromachining, Biomaterial, Poly Lactic Acid Film, Material Testing, Strength, Stent

1. 緒 言

ポリ乳酸 Poly lactic acid(PLA)は生分解性であるため医療用材料として様々な用途に使用されている⁽¹⁾. 例えば管腔臓器の治療法として, 術後の復帰が容易なカテーテルやステントが使用されているが, 一般的に市販されている金属製やポリマー製のステントは永久的に体内に留まるものであるため, 治療後の生存期間が長い良性疾患や成長により体の大きさが変わる若年者へのステントの適用は禁忌であった. また血管の狭窄の再発は, ステントによる血管壁への継続的な力学的刺激が原因といわれている. したがって, 一定期間後に消失する生分解性ステントの開発が必要であるとされている. 特に, 今後の労働者人口の減少を考慮すると, 病後の社会復帰が容易で確実な医療技術の確立のためにも生分解性ステントの実現が必要である. そのためマグネシウム合金やポリ乳酸などの生分解性材料を用いた様々な形状のステントの開発と評価が進められている⁽²⁾⁽³⁾.

著者らも体内で分解, 吸収されるポリ乳酸フィルムを素材とした生分解性ステントの開発を進めるとともに加工法の評価も行ってきた^{(4)~(7)}. 著者らのステントは微小なラチェット機構を組み込むことにより, 一方向への拡張のみが可能になったベルトに類似した構造を持っており, ベルトをスリット部に通すことで円管形状のステントとなる. ステント製作のためのフィルムの加工にはせん断加工を行うカッティングプロッター, アブレーション加工を行う UV レーザを用いてきたが, 試作・評価過程でフィルムの加工法に依存して引張強度や破断ひずみが低下する傾向が見られた⁽⁸⁾. ステントは腕や太股の血管から挿入し, 曲がりくねった血管内を通過して心臓等の患部へ運ばれるため, 挿入時の寸法は極力小さくする必要がある. このため限界設計を行う必要があるため, 材料特性を把握しておくことは重要である. ステントは柔軟で複雑形状を持つと共に拍動等により周期的に変形する生体内

* 原稿受付 2011 年 7 月 27 日

^{*1} 山口大学 大学院医学系研究科 応用医工学系専攻 (〒755-8611 山口県宇部市常盤台 2-16-1)

^{*2} 正員, 徳島大学 大学院ソシオテクノサイエンス研究部 (〒771-8506 徳島県徳島市南常三島町 2-1)

^{*3} 正員, 山口大学 大学院理工学研究科 (〒755-8611 山口県宇部市常盤台 2-16-1)

E-mail: minamik@yamaguchi-u.ac.jp



に挿入・留置されるため、血管内に留置する時のステントの形状精度はあまり重要でなく、むしろ適切な柔軟性を持ちながら、一方では設計値を越える不均一な荷重や圧力、特にバルーンカテーテルを用いた拡張時に受ける引張力に対して耐性を有する、すなわち破断強度が高く、破断ひずみが大きいことが好ましい。そこで、本研究では引張強度と破断ひずみの加工法依存性を明らかにするために、各種加工法を用いて引張試験片を製作し、それぞれの引張強度および破断ひずみについて評価した。また、切断面の形態を走査型電子顕微鏡により観察した。

2. 引張試験片

本研究で用いる素材は、厚さ 35 μm の 2 軸延伸ポリ乳酸フィルム(東セロ(株):パルグリーン LC)である。このフィルムを各加工法によって図1に示す形状(JIS 規格:K7127)の試験片を製作する。標線間距離は 25mm, 狭い平行部の幅は 6mm とする。なお、標線として幅 1mm のアルミニウム箔を貼り付けた。

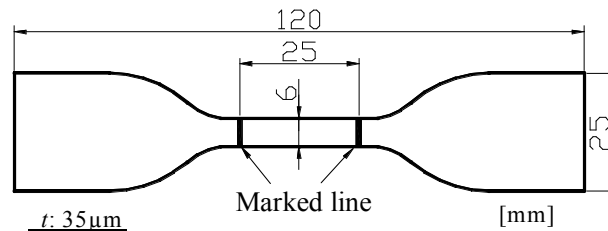


Fig.1 Dimension of test piece

3. 試験片加工法

加工法として、せん断加工にはカッティングプロッターとタレットパンチプレスを使用し、アブレーション加工に用いる UV レーザとしてエキシマレーザと YAG レーザの第 4 高周波(FHG YAG レーザ)を使用した。エッチング加工には酸素を用いた反応性イオンエッチング(酸素 Reactive Ion Etching, 以下酸素 RIE と略す)を使用した。酸素 RIE による加工は、製作する試験片と同一形状のステンシルマスクをポリ乳酸フィルムに貼り付け、プラズマ中の酸素イオンをフィルムに垂直に入射させることにより、ステンシルマスクで覆われていない部分のポリ乳酸フィルムのみを異方的に一括でエッチングする⁽⁶⁾。各加工法における加工条件を表1~4に示す。

Table 1 Cutting condition by cutting plotter

Model	FC4200-50, Graphtec Corp.
Cutting pressure	16[gf]
Cutting speed	150[mm/sec]

Table 3 Etching condition by Oxygen RIE

Plasma generation power	200[W]
Self Bias Voltage	-300[V]
Pressure	30 [mTorr]
Oxygen flow rate	50[ml/min]
Stage temperature	-12 [°C]
Etching rate	0.44[$\mu\text{m}/\text{min}$]

Table 2 Cutting condition by UV laser

Type of laser	Excimer laser	FHG YAG laser
Model	IPEX-848, Light Machinery Corp.	DiN Y-cwQ-FHG, IB Laser Corp.
Laser power	125[mW]	112[mW]
Wavelength	248[nm]	266[nm]
Pulse frequency	160[Hz]	6[kHz]
Pulse duration	12-20[ns]	< 25[ns]
Beam spot diameter	ϕ 110[μm]	ϕ 15[μm]
Energy density	82208[J/pulse/m ²]	105631[J/pulse/m ²]
Cutting speed	0.5[mm/s]	0.5[mm/s]

Table 4 Cutting condition by turret punch press

Model	MERC type M, AMADA Corp.
Hitting rate	1400[mm/min]
Punch size	ϕ 3[mm](curved part) 5[mm]sq.(straight part)

4. 引張試験方法

引張試験装置の概要図を図2に示す。図3に示すように試験片の両端約 20mm をチャックし、図2に示すように一方をデジタルフォースゲージ((株)日本電産シンポ:FGP-2)に、もう一方を電動ステージ(SUS(株):XA-50L-200)に固定した。引張速度は JIS 規格では 100mm/min で定められているが、電動ステージの仕様の関係で引張速度 102mm/min(歪み速度 127.5%/min)で試験した。試験中に破断までの荷重をデジタルフォースゲージ、標線間距離をデジタル画像センサ((株)キーエンス:CV-2000)により測定した。なお、引張方向は 2 軸延伸により製作されているフィルムの機械進行方向 MD(Machine Direction)とした。

狭い平行部に働く引張応力を求めるために、試験前に狭い平行部の断面積を計測しておく必要がある。計測箇所は図3に示すように狭い平行部の幅を測定顕微鏡で 3 箇所(位置 a,b,c)で測定し、フィルムの厚さ t はマイクロメータを用いて図3に示す 2 箇所(位置 A, B)で測定する。それぞれの平均値を用いて、狭い平行部の断面積を求める。

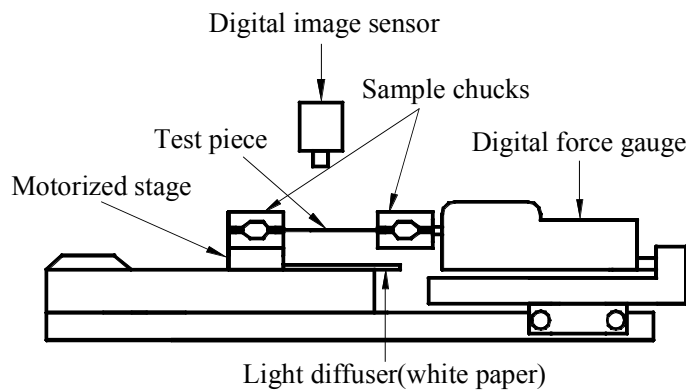


Fig.2 Schematic diagram of experimental apparatus

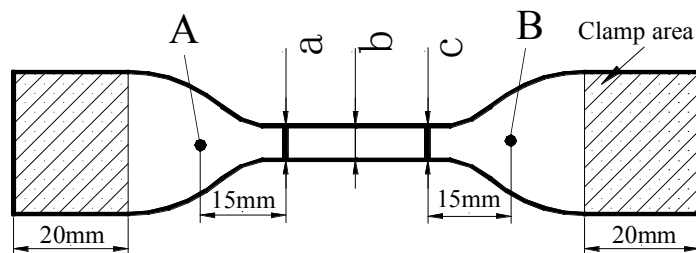


Fig.3 Clamp areas and measured points of width and thickness

5. 引張試験結果

引張試験には、各加工法毎に3本の試験片を用いた。製作した試験片の狭い平行部の幅の測定結果について、各試験片で得られた測定位置 a, b, c の平均値とその標準偏差の中から最小値と最大値を選び出したものを表5に示す。最大の標準偏差はエキシマレーザ加工の試験片の1つで見られた 0.027mm であるが、平均値に対する割合は 0.5% であり精度良く加工できていることが分かる。平均値厚さに関してはメーカー製作時の寸法であるため、全ての試験片の測定結果をもとに平均値と標準偏差について求めてみると、それぞれ 35.4 μ m, 0.6 μ m であった。

引張試験により得られた応力-ひずみ線図をカッティングプロッターは図4に、エキシマレーザは図5に、FHG YAG レーザは図6に、酸素 RIE は図7に、タレットパンチプレスは図8に示す。

応力-ひずみ線図より求めた試験片の引張強度、破断ひずみ、ヤング率の平均値を表6に示す。図4~8および表6から分かるように、カッティングプロッターで加工した試験片は、引張強度、破断ひずみ共に各加工法の中で最も大きな値を示した。特徴的な点は、大きく変形した後に降伏応力より大きな応力値で破断したことである。一方、UVレーザで加工した試験片では破断ひずみ値は約 0.03 となり、非常に小さな値を示した。無延伸のポリ

乳酸の CO₂ レーザ加工においても、この値に近い破断ひずみ値 0.05 が得られている⁽⁹⁾。なお、エキシマレーザで加工した場合の引張強度は 89.4MPa であったのに対して、FHG YAG レーザで加工した場合は 109.5MPa で

Table 5 Measured size of test pieces

Processing method	Width of narrow parallel part	
	Average [mm]	Standard deviation [mm]
Cutting plotter	5.638~5.724	0.008~0.023
Excimer laser	5.800~5.824	0.005~0.027
FHG YAG laser	5.840~5.854	0.004~0.008
Oxygen RIE	5.825~5.853	0.001~0.008
Turret punch press	5.999~6.003	0.003~0.004

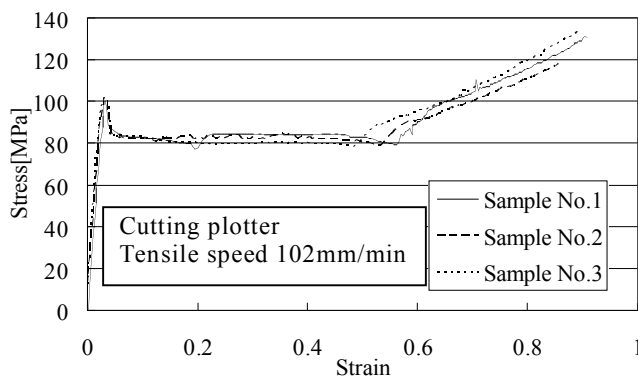


Fig.4 Stress-Strain Curve(Cutting Protter)

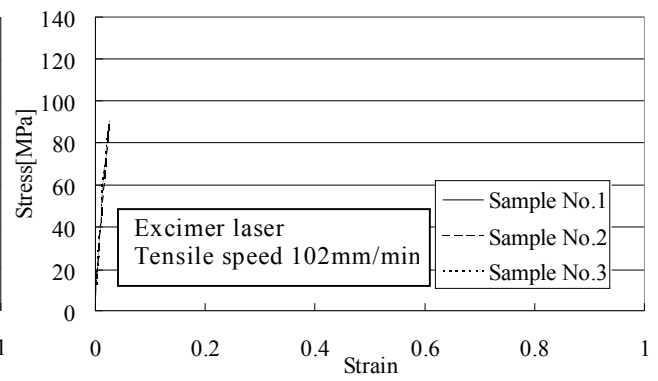


Fig.5 Stress-Strain Curve(Excimer laser)

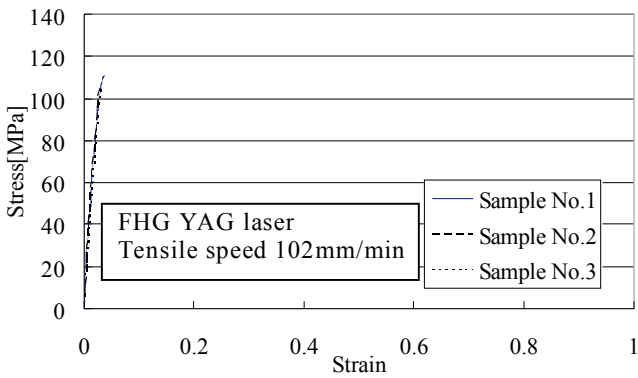


Fig.6 Stress-Strain Curve(FHG YAG laser)

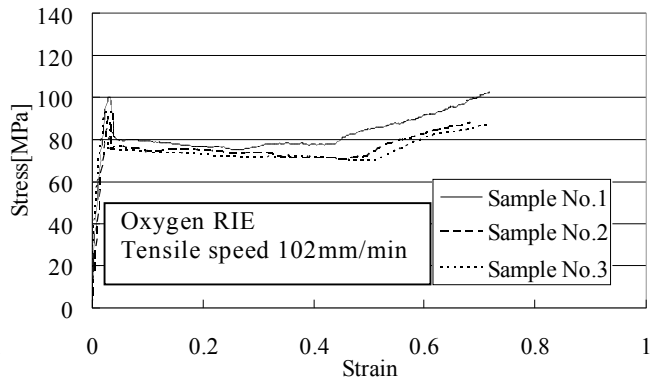


Fig.7 Stress-Strain Curve(Oxygen RIE)

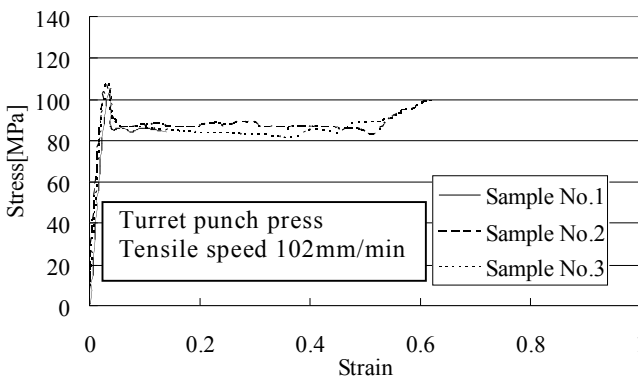


Fig.8 Stress-Strain Curve(Turret punch press)

Table 6 Tensile strength, Fracture strain, and Young's modulus(Average)

Processing method	Tensile strength[MPa]	Fracture strain	Young's modulus[GPa]
Cutting plotter	127.2	0.886	3.4
Excimer laser	89.4	0.026	3.4
FHG YAG laser	109.5	0.035	3.6
Oxygen RIE	96.3	0.705	3.0
Turret punch press	106.9	0.442	3.5

あり, 20MPa の差があった. タレットパンチプレスで加工した場合の引張強度は 106.9MPa であった. 酸素 RIE で加工した場合には, 試験片毎にバラツキのある結果となったが, 引張強度は 96.3MPa となり, タレットパンチプレスで加工する場合よりも引張強度が約 11MPa 小さくなることがわかった. タレットパンチプレスと酸素 RIE で加工した場合はカッティングプロッターで加工した場合と類似して, 共に大きく変形した後に降伏応力と同程度の応力値で破断した. なお, タレットパンチプレスで加工した試験片には降伏点を迎えた後, 低いひずみ値 0.14 で破断する試験片 (Sample No.1) もあった. ヤング率については, 酸素 RIE 以外の加工法で加工した場合は約 3.5GPa であったのに対して, 酸素 RIE で加工した場合には 3.0GPa であった.

図9に破断した試験片の例を示す. FHG YAG レーザで加工した試験片であり, 図9(b)のスケッチ図に示すように, 狭い平行部の上辺の矢印位置から入った亀裂と下辺の左矢印位置から入った亀裂が上辺近くでつながって破断したものと思われる. また図9の下辺の右矢印位置には, 下辺 (加工面) の異なる位置から発生して進展した亀裂が合流することにより生じた三角形の欠損が観察される. どの材料においても破断面はフィルム表面に対してほぼ垂直であり, 亀裂の進展方向も切断面に対してほぼ垂直であった. どの亀裂が最初に発生したかは不明であるが, 最後に破断に寄与した亀裂が進展したものと考えられる. 光学顕微鏡観察によればレーザ加工の場合はバリやむしれが無く, 直線部から曲線部にかけて滑らかに加工できていたので, 巨視的な凹み等が亀裂の基点では無いと考えられる. また, どの材料においてもこのように直線部と曲線部の境界近傍で破断が生じていた. 図9に示すように, 低ひずみで破断した例では亀裂周りに僅かな塑性変形が見られる程度であり, また大きく塑性変形した例では直線部と曲線部の境界近傍でくびれが発生した後, 塑性伸展部位が標線間に入ってきてから破断しているので, 今回測定されたひずみ値は引張特性の特徴を十分表していると考えられる.

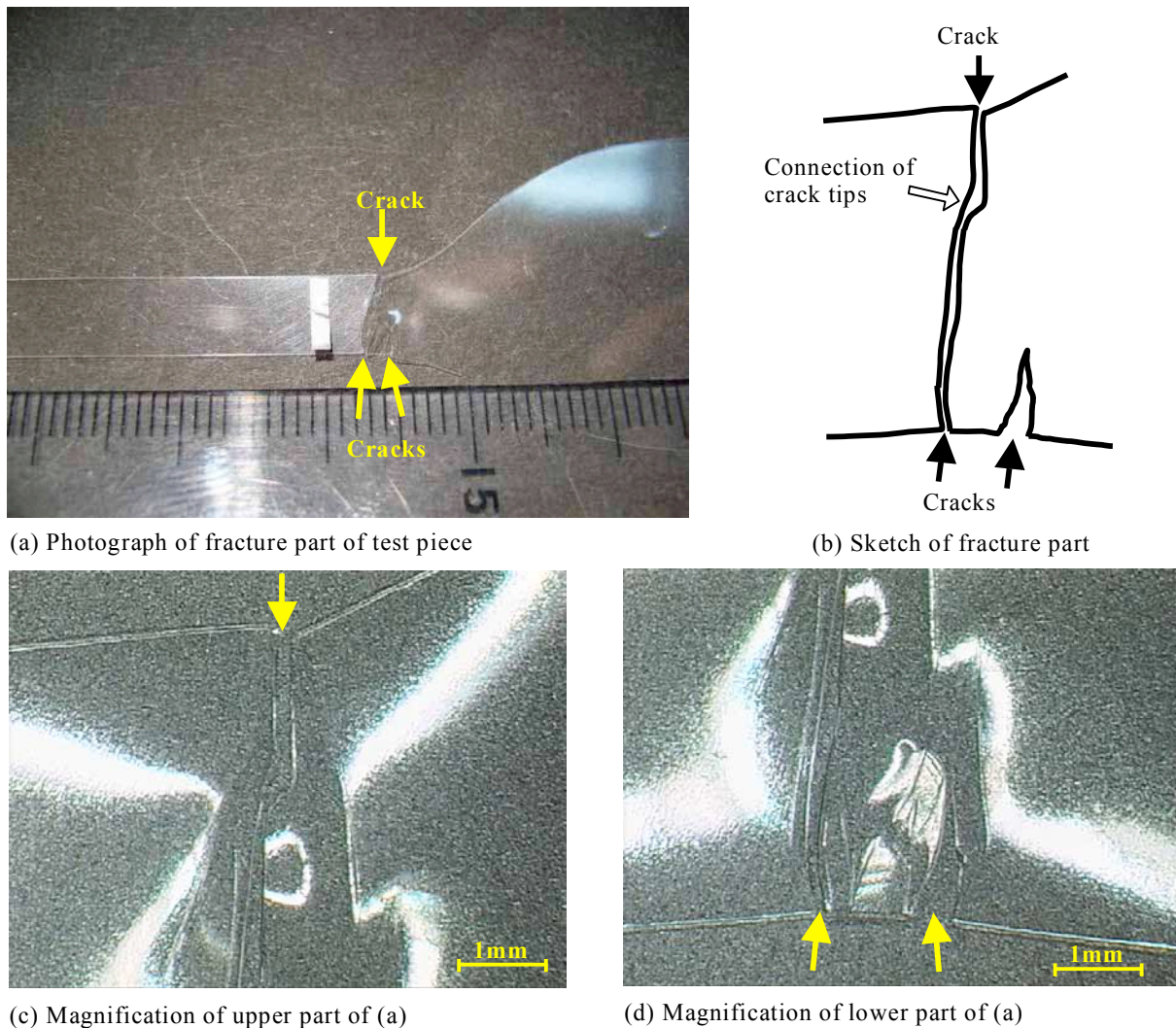
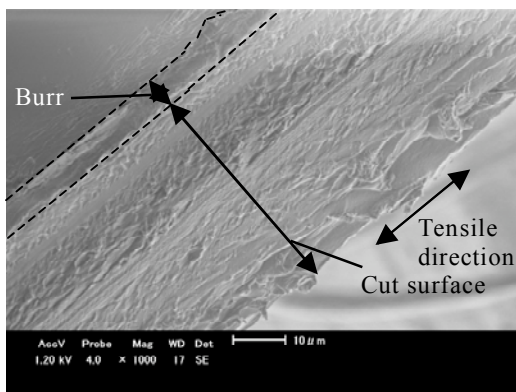


Fig.9 Photograph of the fractured test specimen (FHG YAG laser)

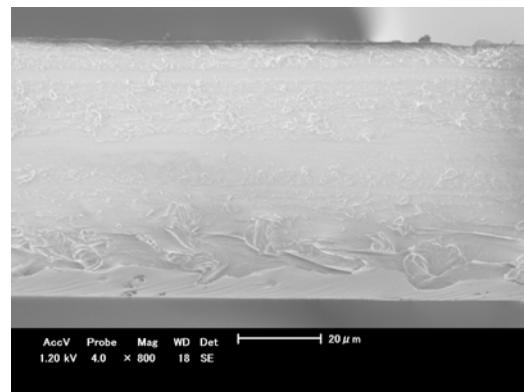
6. 加工面およびエッジ断面の観察

加工面(切断面またはエッチング面)の影響を定性的に評価するため、加工面を走査型電子顕微鏡(SEM)により観察すると共に、加工面に垂直な面で切断した加工エッジの断面を光学顕微鏡により観察した。各加工法で製作した試験片の観察像をカッティングプロッターは図10に、エキシマレーザは図11に、FHG YAG レーザは図12に、酸素 RIE は図13に、タレットパンチプレスは図14に示す。図10～14の各図において、(a)は試験片を45°傾斜させて観察したもの、(b)は切断面またはエッチング面を正面から観察したもの、(c)は加工エッジの断面を観察したものを示している。カッティングプロッターによる加工面(切断面)には、プロッター刃の移動方向に塑性流動したような跡が確認でき、表面は比較的滑らかであった。エッジには幅 52 μm 、フィルム表面から高さ 22 μm 盛り上がったバリが確認できた。V 字形状の刃により押し分けられたためと考えられる。一方、エキシマレーザで加工した場合は切断面全面に細かな凹凸状の荒れが確認できたが、荒れの方向は確認できなかった。またバリも観察されなかった。FHG YAG レーザで加工した場合の切断面は比較的滑らかであった。またエキシマレーザでは観察されなかったバリがエッジ部で観察され、幅 62 μm 、フィルム表面から高さ 17 μm の大きさであった。これはポリ乳酸フィルムの溶融、再凝固によるものと考えられる。酸素 RIE による加工ではフィルム表面と垂直方向に微小な溝が観察できたが、エッジにはバリは確認できなかった。タレットパンチプレスによる加工では切断面に薄片状のバリが確認できたが、表面自体は比較的滑らかであった。また、裏面側にも引き千切れたようなバリが観察された。

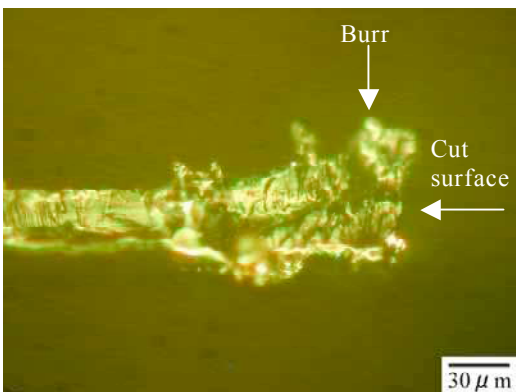
破断におよぼす加工面の影響を正確に把握するためには、加工変質層の機械特性や加工面の表面粗さなどの定量的な評価が必要であるが、本試験片では対象領域が小さく、試験片の剛性も低いためそのような評価を行わなかった。評価手法を考案して機械的特性等の定量的評価を行うことが今後の課題である。また、ポリ乳酸は生分解性であるため、生体内のような湿潤雰囲気では加水分解により低分子化して強度が低下する。この時、加工変質層に内部応力がある場合には金属における応力腐食割れのような現象が発生することも予想され



(a) SEM image of cut surface (45° inclined)

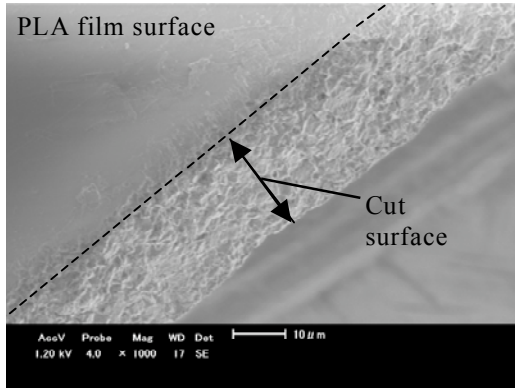


(b) SEM image of cut surface

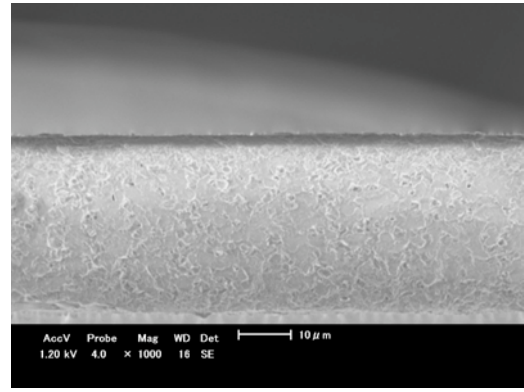


(c) Optical microscope image of cross section

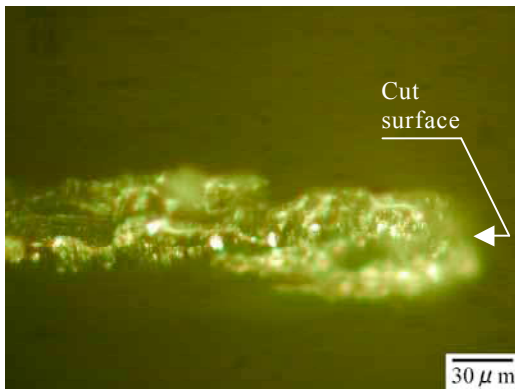
Fig.10 Image of cut surface and cross section (Cutting plotter)



(a) SEM image of cut surface (45° inclined)

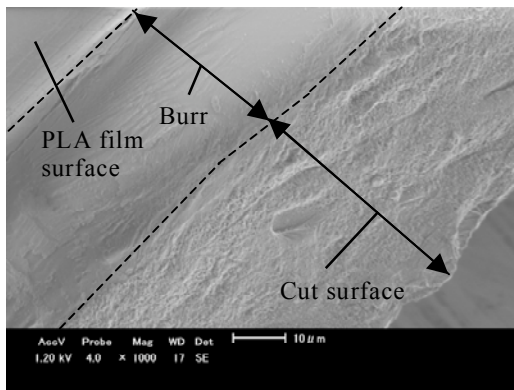


(b) SEM image of cut surface

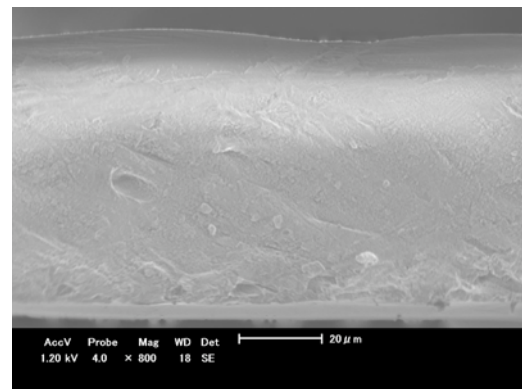


(c) Optical microscope image of cross section

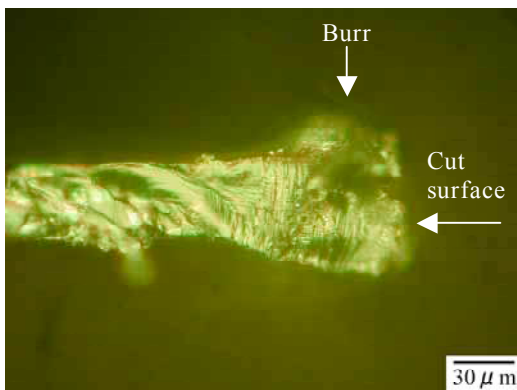
Fig.11 Image of cut surface and cross section(Excimer laser)



(a) SEM image of cut surface (45° inclined)

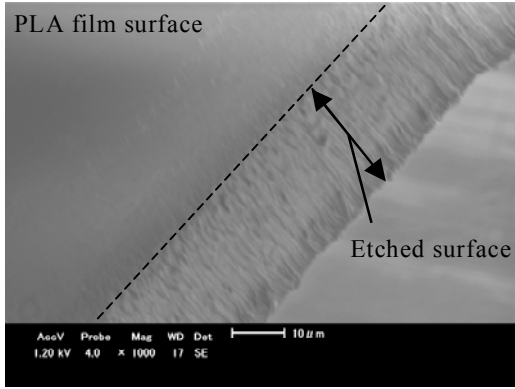


(b) SEM image of cut surface

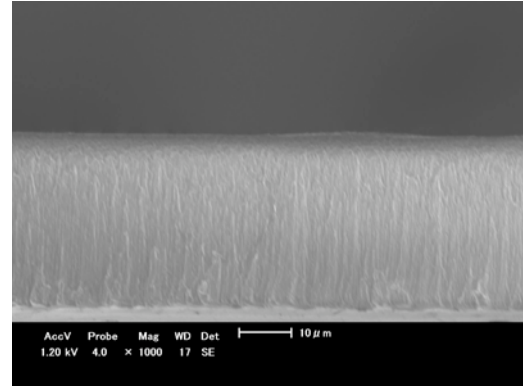


(c) Optical microscope image of cross section

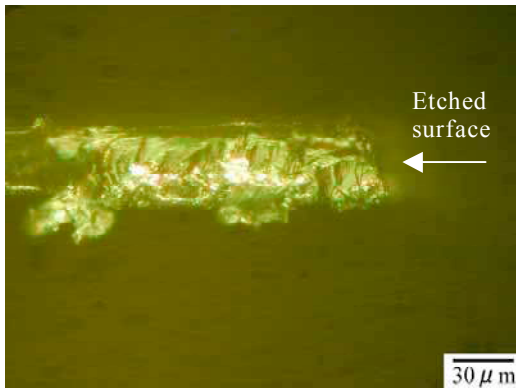
Fig.12 Image of cut surface and cross section(FHG YAG laser)



(a) SEM image of cut surface (45° inclined)

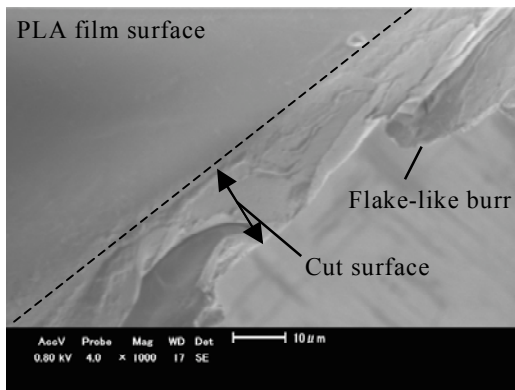


(b) SEM image of cut surface

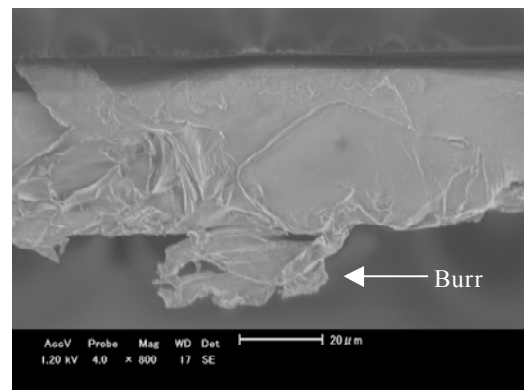


(c) Optical microscope image of cross section

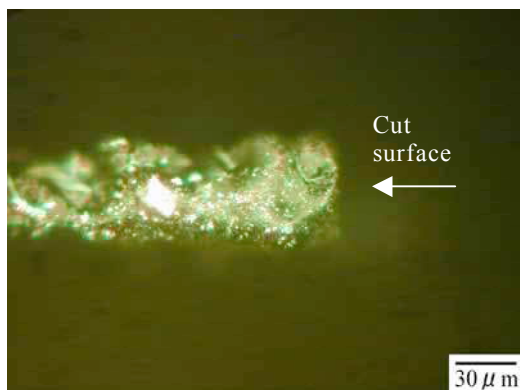
Fig.13 Image of etched surface and cross section (Oxygen RIE)



(a) SEM image of cut surface (45° inclined)



(b) SEM image of cut surface



(c) Optical microscope image of cross section

Fig.14 Image of cut surface and cross section (Turret punch press)

る。したがって、生体内の環境で長期間保持された場合の引張強度評価も実用上重要な今後の課題である。

7. 考 察

引張試験結果より、ポリ乳酸フィルムを加工する場合、カッティングプロッターで加工した場合が引張強度、破断ひずみ共に最も高い値を有していた。図10では表面が滑らかで塑性流動したような跡が見られており、その流動方向は刃の移動方向と一致していることが分かる。本研究では刃の移動方向と引張方向が同じであるので、加工時にバリも含む切断面表面近傍の分子鎖が配向して延伸加工と同じ効果⁽¹⁰⁾が生じることにより、高い引張強度、破断ひずみを示したものと考えられる。延伸加工によりヤング率が2倍近くに増大する場合があることが報告されている⁽¹⁰⁾ため、カッティングプロッター加工でもヤング率が上昇することは妥当と考えられるが、切断面近傍の変質層が破断面に占める割合は小さいため、これだけが酸素 RIE により加工した試験片よりもヤング率が高い理由とは考えられない。後述のように酸素 RIE により加工した試験片のヤング率が低下した可能性が考えられる。今後、カッティングプロッター加工により生じた加工変質層の機械特性の評価などの検討も必要である。

一方、エキシマレーザで加工した場合に確認された切断面の細かな凹凸状の荒れの発生は、レーザ照射部のごく近傍においてアブレーションにより材料が吹き飛ばされると共に、レーザの加工熱によって局所的な熔融、再凝固、結晶化が生じたためと考えられる。この結晶化が引張強度や破断ひずみの低下を生じさせた主な原因と考えられる⁽¹¹⁾。しかし、これ以外にも凝固時の残留応力の発生やポリマー分子自体の熱劣化により機械特性が劣化し、加えて凹凸状の荒れから表面に亀裂が発生しやすくなったことも予想される。結局これらが原因で荷重荷時に切断面近傍が脆性的に破壊し、そのため全体的にも一気に脆性的に破断したものと考えられる。

FHG YAG レーザで加工した場合にはより広い範囲で熔融、再凝固が起きたことが図12でみられるバリの発生等で確認できる。エキシマレーザ加工に比べて切断面が滑らかなのは熔融範囲が大きくゆっくり冷えたためであり、この粗さが小さいことが原因で引張強度、破断ひずみはエキシマレーザで加工した場合より FHG YAG レーザで加工した場合の方が大きくなったものと考えられる。しかし、熔融、再凝固時に結晶化が起こっていることには変わりなく、カッティングプロッター加工や酸素 RIE 加工に比べて破断ひずみが小さく、脆性的に破断したものと考えられる。エキシマレーザ加工に比べてヤング率が大きくなったことも、熔融、結晶化が起きた領域がエキシマレーザ加工に比べて広がったことが原因であろう。なお、波長が近いエキシマレーザ加工と FHG YAG レーザ加工との間で加工面が異なってしまった理由の解明は今後の課題である。

他方、酸素 RIE による加工においては、エッチング面にはフィルム表面に対して垂直方向に筋状の微小な凹凸が観察できた。これはフィルム表面に対してイオンが垂直に入射するために、ステンシルマスクのエッジの凹凸が垂直に転写されたことが主な原因と考えられる。酸素 RIE 加工では他の加工法のように切断面に分子配向や結晶化層などの加工変質層が形成されなかったため、本来の延伸材のように延性的に変形したため、カッティングプロッターよりは小さいがレーザ加工などに比較して大きな破断ひずみ値を示したと考えられる。引張強度が比較的小さくなったのは、エキシマレーザ加工と同様に加工時に入った微小な筋状の凹凸に応力が集中して亀裂の発生源になったためと考えられる。ヤング率は 3.0GPa となり本研究の中で一番小さい値を示した。これはやはり加工変質層が無く、塑性変形しやすいために、弾性変形域でも微小な凹凸での応力集中により微小な塑性変形が生じたことが影響しているものと考えられる。事実として図7より弾性変形域の応力-ひずみ関係は他の加工法よりも湾曲していることが分かる。本研究では直線近似でヤング率を計算したため、塑性ひずみ分が加算されて低いヤング率が得られたものと考えられる。

タレットパンチプレスで加工した場合の切断面にはむしれやバリが観察できたが大きな荒れは観察できなかったため、応力集中は起こりにくいものと推測される。カッティングプロッター加工と同じせん断加工であるが、プレスのパンチによりフィルム厚さ方向に切断されたために分子鎖の配向がフィルム厚さ方向に生じているものと思われる。このため、カッティングプロッター加工ほどには引張強度、破断ひずみは大きな値にならなかったものと考えられる。

以上より、本研究で用いた2軸延伸ポリ乳酸フィルムからステントを加工する場合には、エキシマレーザ、FHG YAG レーザを用いた加工は不適切であり、カッティングプロッター、タレットパンチプレス、酸素 RIE 加工が適していると考えられる。今後、後者の加工法で実際にステントを製作して、その実使用状況における強度を検討する

予定である。

8. 結 言

2軸延伸のポリ乳酸フィルムにおける引張強度、破断ひずみの微細加工法依存性の評価を行った結果、以下のことが分かった。

- (1)各加工法による試験片の引張強度、破断ひずみ、ヤング率について表6のような結果が得られた。引張強度、破断ひずみ共にカッティングプロッターで加工した場合が最も大きな値となった。エキシマレーザ、FHGYAGレーザで加工した試験片では破断ひずみ値が非常に小さな値となった。
- (2)走査型電子顕微鏡での観察により、カッティングプロッターで加工した場合には切断面の塑性流動方向が加工方向と同じであることが確認できた。エキシマレーザで加工した場合には切断面に凹凸状の荒れが確認できたが、同じレーザ加工であるFHGYAGレーザ加工では比較的滑らかであった。酸素RIEで加工した場合のエッチング面は、フィルム表面に対して垂直方向の微小な筋状の凹凸が観察できた。タレットパンチプレスによる加工での切断面は比較的滑らかであった。
- (3)エキシマレーザ加工と酸素RIE加工では、表面の荒れが引張強度の低下の原因であると推測された。一方、エキシマレーザ加工とFHGYAGレーザ加工による破断ひずみの低下は、ポリ乳酸の熔融、再凝固過程を経た結晶化が原因であり、最も破断ひずみが大きかったカッティングプロッター加工の場合は、加工刃の移動方向に沿った分子鎖の配向が原因であると考えられた。

謝 辞

ポリ乳酸フィルムは東ゼロ(株)よりご提供いただいた。また、本研究の一部は(財)天田金属加工機械技術振興財団研究開発助成により行われた。ここに付記して感謝の意を表す。

文 献

- (1) 筏義人, “生体吸収性高分子”, 化学と工業, Vol.40, No. 10 (1987), pp.848-850.
- (2) 伊垣敬二, 岩本正治, 山根秀樹, 斎藤憲司, “ポリ乳酸を用いたステントの開発”, 材料, Vol. 49, No.9 (2000), pp.1030-1035.
- (3) Ron Waksman, “Promise and Challenges of Bioabsorbable Stents”, *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, Vol.70 (2007), pp.407-414.
- (4) 月森真人, 南和幸, 佐藤克也, “生分解性ポリマーステントの開発”, 第28回日本生体医工学回中国四国支部大会プログラム講演抄録 (2005), p.27.
- (5) 法村一平, 南和幸, 佐藤克也, “生分解性樹脂の紫外線レーザー加工とステント製作への応用”, 日本機械学会中四国支部第45期総会・講演会 講演論文集 (2007), pp.35-36.
- (6) 月森真人, 南和幸, 佐藤克也, “ポリ乳酸製微小機械構造体製作のための酸素RIEを用いた微細加工プロセスの開発”, 日本機械学会中四国支部第45期総会・講演会 講演論文集 (2007), pp.493-494.
- (7) 南和幸, 月森真人, 佐藤克也, “フレキシブルステンシルマスクを用いた酸素によるポリ乳酸の反応性イオンエッチング”, 日本機械学会2007年度次大会講演論文集, Vol. 7 (2007), pp.301-302.
- (8) 田中孝之, 法村一平, 南和幸, 佐藤克也, “ポリ乳酸フィルムにおける引張強度の微細加工法依存性の検討”, 日本機械学会中四国支部第47期総会・講演会 講演論文集 (2009), pp.253-254.
- (9) Niels Grabow, Martin Schlun, Katrin Sternberg, Nico Hakansson, Sven Kramer, and Klaus-Peter Schmitz, “Mechanical Properties of Laser Cut Poly(L-Lactide) Micro-Specimens: Implications for Stent Design, Manufacture, and Sterilization”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 127 (2005), pp.25-31.
- (10) 松本喜代一, 大垣内誠, 小林正和, 小関英一, 田原修, “ポリ乳酸フィルムの延伸に伴う構造と物性の変化”, 材料, Vol. 43, No. 495 (1994), pp.1520-1524.
- (11) 小林訓史, 山口佳織, 荻原慎二, “ポリL乳酸の破壊挙動に及ぼす熱処理条件の影響”, 日本機械学会論文集A編, Vol. 72, No. 713 (2006), pp.93-99.